



UNIVERSIDADE FEDERAL DO VALE DO SÃO FRANCISCO
PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DOS MATERIAIS

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Thamasia Fernanda de Sá Evangelista

**Dinâmica de molhabilidade e avaliação microbiana em
têxteis extraídos da UTI do HU/Univasf/Ebserh**

Juazeiro-BA

2016



PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DOS MATERIAIS -
CPGCM - UNIVASF

Thamasia Fernanda de Sá Evangelista

**Dinâmica de molhabilidade e avaliação microbiana em
têxteis extraídos da UTI do HU/Univasf/Ebserh**

Trabalho apresentado a Universidade Federal do Vale do São Francisco – UNIVASF, campus Juazeiro, como requisito para obtenção do título de mestre em ciência dos materiais.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Santana de Lima

Juazeiro-BA

2016

FUNDAÇÃO UNIVERSIDADE FEDERAL DO VALE DO SÃO FRANCISCO

Avenida Antônio Carlos Magalhães, 510 - Santo Antônio. CEP: 48902-300 Juazeiro/BA

Tel/Fax: (74)21027645, www.univasf.edu.br/~cpgcm

COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DOS MATERIAIS

PARECER DA BANCA EXAMINADORA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE
MESTRADO

Mestrando: Thamasia Fernanda de Sá Evangelista

Título da dissertação

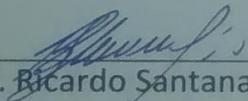
**Dinâmica de molhabilidade e avaliação microbiana em tecidos
coletados da UTI do HU/Univasf/Ebserh.**

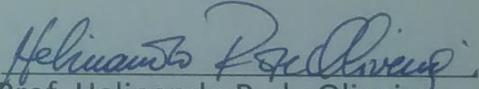
A banca examinadora, composta pelos professores Ricardo Santana de Lima (Presidente e Orientador), Helinando P. de Oliveira, da Universidade Federal do Vale do São Francisco e Haroldo Reis Alves de Macedo, do Instituto Federal do Piauí, consideram a candidata:

Aprovado

Reprovado

Secretaria do Colegiado de Pós-Graduação em Ciência dos
Materiais da Universidade Federal do Vale do São Francisco ao
primeiro dia do mês de março de 2016.


Prof. Ricardo Santana de Lima


Prof. Helinando P. de Oliveira


Prof. Haroldo Reis Alves de Macedo

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema Integrado de Biblioteca SIBI/UNIVASF

Renato Marques Alves

	Evangelista, Thamasia F. de Sà .
E92d	Dinâmica de molhabilidade e avaliação microbiana em têxteis extraídos da UTI do HU/Univasf-Ebserh / Thamasia Fernanda de Sá Evangelista. -- Juazeiro, 2016.
	xv; 95f : il. ; 29 cm.
	Trabalho de Conclusão de Curso (Mestrado e Ciência dos Materiais) - Universidade Federal do Vale do São Francisco, Campus, Juazeiro-BA, 2016.
	Orientador (a): Prof. Dr. Ricardo Santana de Lima
	1. Nanotecnologia. 2. Materiais nanoestruturados. 3. Molhabilidade. 4. Proliferação microbiana. 4. Materiais I. Título. II. Lima, Ricardo Santana de. III. Universidade Federal do Vale do São Francisco.
	CDD 620.5

*Para à pessoa mais importante da minha vida,
minha fonte de inspiração e de luta, minha MÃE,
Lúcia Gomes de Sá, **dedico** este trabalho.*

Agradecimentos

Primeiramente agradeço a Deus por ser minha fonte de força, fé, por ter me dado saúde e uma família abençoada.

Aos meus pais, minha base na vida, pelas oportunidades concedidas e por terem acreditando que eu seria capaz. Ao meu irmão Thomas amigo nas horas difíceis e minha avó Maria, meu exemplo de superação e humildade. As minhas tias e tios, primas e primos e demais familiares a qual estimo muito e tenho amor gigante.

Ao professor Ricardo Santana de Lima, meu orientador, pelo incentivo, apoio e companheirismo ao longo desses dois anos. Serei eternamente grata por sua generosidade e pelas inúmeras vezes que auxiliou a pesquisa de forma criativa nas intempéries que surgiram durante a execução.

Ao Prof. Dr. Helinando Pequeno líder do grupo LEIMO pela doação de material, atenção e disponibilidade e Prof. Ítalo Nunes do grupo de Líquidos Anisotrópicos e Polímeros – UFAL pelas medidas de molhabilidade em seu laboratório, pelo cuidado e ajuda na análise dos resultados experimentais.

À Patrícia Oliveira pela amizade ao longo dos dois anos de curso e de moradia se tornando a minha família.

À Samilly do laboratório de Microbiologia e Imunologia Animal do CCA, que contribuiu ativamente para a realização das análises microbiológicas. Bem como o Prof. Dr. Mateus Matiuzzi pela autorização do trabalho em seu laboratório.

À gerência do HU pela anuência e colaboração com o projeto bem como as funcionárias da lavanderia do Hospital Universitário/Univasf/EBSERH.

Ao Prof. Nelson Cárdenas pela contribuição com os ensaios mecânicos e pela paciência. A Ginnetton Tavares pela assistência e realização da microscopia.

A FAPESB pelo apoio financeiro e pela bolsa de estudos concedida.

Aos professores da pós-graduação que ministraram disciplinas durante o curso e que foram importantes para minha formação. Aos colegas da Pós-Graduação em Ciência dos Materiais gostaria de externar minha gratidão pelo convívio ao longo desses dois anos.

A todos meu carinho e gratidão,

Muito obrigado!!!

“Ninguém é tão grande que não possa aprender, nem tão pequeno que não possa ensinar”.

Esopo.

Resumo

Com a incidência no crescente número de infecções nosocomiais (IN), uma nova área envolvendo nanotecnologia em acabamentos têxteis vem sendo desenvolvida com o intuito de melhorar a qualidade de vida humana. Artefatos têxteis utilizados em ambiente hospitalar em sua grande maioria são confeccionados da junção de fibras sintéticas e naturais e podem apresentar risco, uma vez que permite que sujeira e umidade se acumulem entre os fios, criando um ambiente úmido e quente, propício para a proliferação de microrganismos. Neste trabalho foi investigado a influência da deposição de nanopartículas de dióxido de titânio (TiO_2) sobre têxteis confeccionados da tramagem de 50% algodão (CO) e 50% poliéster (PES). Inicialmente foram produzidos corpos de provas extraídos de lençóis da UTI do Hospital Universitário Doutor Washigton Antonio de Barros– Univasf/EBSERH. Com o objetivo de identificar microrganismos presentes nos tecidos dos leitos da UTI, utilizou-se placas de Petri com meios sólidos de cultura para inoculação e crescimento microbiano, bem como a atividade microbiana do TiO_2 com teste de antibiograma. Verificou-se ainda a eficiência do tecido após impregnação de nanopartículas de TiO_2 com ensaios de tração que mede a resistência mecânica do material e microscopia eletrônica de varredura. Por fim, realizou-se testes de tensiometria óptica nas amostras para verificar a capacidade de molhabilidade superficial, onde estes foram obtidos a partir das medidas de ângulo de contato pelo método de gota séssil e tensão superficial utilizando o cálculo de Foukers. Com relação à proliferação microbiana todos os tecidos se mostraram hospedeiros de bactérias e fungos e o TiO_2 não apresentou efeito antibacteriano para essa finalidade. Entretanto as amostras impregnadas com TiO_2 apresentaram menores índices de molhabilidade superficial e maiores forças de resistência aos ensaios de tração.

Palavras-chave: *Nanopartículas de TiO_2 ; Molhabilidade; Tensiometria Óptica.*

Abstract

With the focus on the growing number of nosocomial infections (MS), a new area involving nanotechnology in textile finishing has been developed in order to improve the quality of human life. Textile products used in hospitals mostly are made from the junction of synthetic and natural fibers and may present a risk as it allows dirt and moisture to build up between the wires, creating a moist, warm environment conducive to the proliferation of microorganisms. In this study we investigated the influence of the deposition of titanium dioxide nanoparticles (TiO_2) on textile made of cotton 50% screening (CO) and 50% polyester (PES). Initially they were produced in evidence bodies extracted from ICU sheets of the University Hospital Doctor Washigton Antônio Barros-UNIVASF/Ebserh. In order to identify microorganisms present in the tissues of the ICU beds, used to Petri plates with solid culture medium for inoculation and microbial growth as well as the microbial activity of TiO_2 antibiogram test. It was also the efficiency of the fabric after impregnation of TiO_2 nanoparticles with tensile tests that measures the strength of the material and scanning electron microscopy. Finally, there was optical tensiometer tests on samples to check the ability of surface wettability, where they were obtained from the drop method by contact angle measurements sessile and surface tension using the calculation Foukers. With regard to microbial growth all tissues showed hosts of bacteria and fungi and TiO_2 showed no antibacterial effect for this purpose. However the samples impregnated with TiO_2 showed lower rates of surface wettability and greater resistance forces to tensile tests.

Keywords: *TiO₂ nanoparticles ; wettability ; Tensiontrial Optica.*

Lista de figuras

- Figura 1.** Esquema de cadeias de polímeros a) representa um polímero linear, onde A é um monômero. b) copolímero alternado. Adaptado Silva (2010).
- Figura 2.** Estrutura das cadeias poliméricas, (a) monomero; (b) polímero; (c) polimerização.
- Figura 3.** Estrutura molecular dos polímeros do tipo linear, ramificada e reticulada, respectivamente.
- Figura 4.** Micrografia do entrelaçamento de tecido plano 100% algodão após desgaste.
- Figura 5.** Classificação das cadeias para o polímero prolipropileno.
- Figura 6.** Esquema representando morfologia celular das bactéria após coloração de Gram. (a) Gram positivas se apresentam com coloração arroxeada. (b) Gram negativas coloração rosa: <<http://microbioenergetica.squarespace.com/bacteriologa/2014/7/21/bacterias-gram-positivas>> acessado em 18 de janeiro de 2016.
- Figura 7.** Esquema dos passos para identificação de bactérias após a coloração de Gram (MURRAY; ROSENTHAL; PFALLER, 2009).
- sFigura 8.** Diagrama que representa a técnica de Foulard.
- Figura 9.** (a) Desenho ilustrativo apresentando a dispersão de nanopartículas fixadas nas tramas do tecido e liberação de agente ativo. (b.1) microscopia de capilos de fibra de algodão com aproximação de 20 μm (b.2) microscopia de adesão de nanopartículas de prata aderidas em fibra de tecido de algodão com aproximação de 05 μm . Imagem disponível: <http://www.abqct.com.br/revistas/pdf/qt_80.pdf#page=8> acessado em 22 de agosto de 2015.
- Figura 10.** Estruturas das fases do TiO_2 : (a) anatase (b) rutilo (c) brookita (SUWA.; INAGAKY; NAKA, 1984).
- Figura 11.** Representação do ângulo de contato (a) maior que 90° , (b) menor

- Figura 12.** Sistema em equilíbrio. Líquido molhando o substrato sólido e exibindo um ângulo de contato. Mostrando a linha de contato que delimita os meios sólido, líquido e gasoso (BUTT; GRAF; KALPL, 2003).
- Figura 13.** Esquema ilustrativo de fatores que provocam a histerese do ângulo de contato (a) rugosidade da superfície do substrato e (b) heterogeneidade química da superfície (PANDOLFELLI, 2008).
- Figura 14.** Esquema do ângulo de contato (MOORHEAD, 2003).
- Figura 15.** Esquema representando as partes coletadas dos lençóis na UTI onde foram denominadas S (parte superior direita do lençol, normalmente fica fora do colchão) C (área de maior contato com o acamado) e I (área inferior esquerda do lençol).
- Figura 16.** Materiais usados para coleta microbiológica por *swab* sob os lençóis dos leitos da UTI/HU/Univasf. (A) molde de acrílico delimitando a área de rolagem de *swab* (B) *swab* lacrado (C) *swab* estéril (D) rolagem de *swab* na área delimitada.
- Figura 17.** Fotografias do processo de coloração de Gram para Gram positivas e negativas (a) etapa 1 deposição de cristal violet no esfregaço de bactérias, (b) etapa 2 deposição de lugol, (c) descolorizante (álcool) e (d) contracorante de safarina e lavagem com água destilada.
- Figura 18.** (a) Preparo em agitador térmico e magnético de solução a base de TiO_2 e (b) imersão das amostras em solução na capela de fluxo laminar.
- Figura 19.** Tensiômetro óptico usado no teste de molhabilidade dos tecidos.
- Figura 20.** Método da gota séssil.
- Figura 21.** Representação esquemática dos componentes do microscópio eletrônico de varredura. Adaptado (DEDAVID et al. 2007).
- Figura 22.** Maquinário utilizado para ensaios de tração.

- Figura 23.** Fluxograma da preparação das amostras para os testes.
- Figura 24.** Fotografias de colônias de bactérias no meio após isolamento em meio de cultura (a) Ágar Sangue e (b) Agar Sabouraud.
- Figura 25.** Antibiograma em meio BHI com discos de (a) tecido puro sem impregnação, (b) tecido com impregnação de TiO_2 , (c) tecido com impregnação de TiO_2 após 1 lavagem, (d) Tecido com impregnação de TiO_2 após 2 lavagens.
- Figura 26.** Dinâmica de umedecimento do gel glicerol para tratamentos de superfície do sem impregnação de TiO_2 : A linha decrescente segue de acordo com a teoria cinético-molecular. Note que a dinâmica de relaxação do ângulo de contato estático é determinado com tempo inferior à 30s.
- Figura 27.** Dinâmica de umedecimento do gel glicerol para tratamentos de superfície do substrato com TiO_2 : A linha decrescente segue de acordo com a teoria cinético-molecular. Note que a dinâmica de relaxação do ângulo de contato é mais lenta do que a observada para a amostra 1.
- Figura 28.** Dinâmica de umedecimento do gel glicerol para tratamentos de superfície do substrato com TiO_2 : A linha decrescente segue de acordo com a teoria cinético-molecular. Note que a dinâmica de relaxação do ângulo de contato é mais lenta do que a observada para a amostra 1.
- Figura 29.** Dinâmica de umedecimento do gel glicerol para tratamentos de superfície do substrato com TiO_2 : A linha decrescente segue de acordo com a teoria cinético-molecular. Note que a dinâmica de relaxação do ângulo de contato é mais lenta do que a observada para a amostra 1.
- Figura 30.** Fotos comparativas da evolução temporal das gotas de glicerol nos diferentes substratos modificados: (a) sem dispersão de TiO_2 , (b) com dispersão de TiO_2 .

- Figura 31.** Micrografia das amostras de tecido plano sem impregnação de nanopartículas de TiO_2 .
- Figura 32.** (a) Micrografia da amostra do tecido com impregnação de TiO_2 , nota-se presença de TiO_2 (setas). (b) espectro de EDS da amostra de tecido indicação, em porcentagem de Ti e O (setas).
- Figura 33.** (a) micrografia da amostra de tecido plano impregnados com TiO_2 após uma lavagem (b) espectros de EDS presentes na amostra 32.a (c) micrografia da amostra de tecido plano impregnados com TiO_2 após duas lavagem. (d) espectros de EDS presentes na amostra 32.c.
- Figura 34.** Gráficos da variação de força em função da deformação para corpos de prova (a) com impregnação de TiO_2 . (b) com impregnação de TiO_2 após uma lavagem. (c) com impregnação de TiO_2 após duas lavagens e (d) sem impregnação de TiO_2

Lista de tabela

- Tabela 1.** Quantidade de microrganismos encontrados nas três áreas dos lençóis nos leitos da Unidade de Terapia Intensiva (UTI) do Hospital Universitário Doutor Washington Antônio de Barros (HU-Univasf/EBSERH), Petrolina-2015.
- Tabela 2.** Etapas para identificação de bactérias encontradas nas áreas dos lençóis da Unidade de Terapia Intensiva (UTI) do Hospital Universitário Doutor Washington Antônio de Barros (HU-Univasf/EBSERH), Petrolina, 2015.
- Tabela 3.** Distribuição dos microrganismos encontrados na parte superior dos lençóis da Unidade de Terapia Intensiva (UTI) do Hospital Universitário Doutor Washington Antônio de Barros (HU-Univasf/EBSERH), Petrolina, 2015.
- Tabela 4.** Distribuição dos microrganismos encontrados na parte central dos lençóis da Unidade de Terapia Intensiva (UTI) do Hospital Universitário Doutor Washington Antônio de Barros (HU-Univasf/EBSERH), Petrolina, 2015.
- Tabela 5.** Distribuição dos microrganismos encontrados na parte INFERIOR dos lençóis da Unidade de Terapia Intensiva (UTI) do Hospital Universitário Doutor Washington Antônio de Barros (HU-Univasf/EBSERH), Petrolina, 2015.
- Tabela 6.** Sequência de fungos encontrados nas amostras dos tecidos da UTI/Univasf/EBSERH.
- Tabela 7.** Medidas dos ângulos de contato estático e densidade superficial de energia livre da interação dos fluidos dos substratos com os tratamentos. As medidas em destaque representam os maiores valores para ângulos estáticos determinados com a tensiometria óptica onde estes foram modificados com TiO_2 . As demais amostras são aquelas do tecido puro sem dispersão de TiO_2 .
- Tabela 8.** Resistência máxima ou no escoamento (σ_{max}) e deformação na resistência máxima.

Lista de abreviaturas e símbolos

UNIVASF	-	Universidade Federal do Vale do São Francisco
OMS	-	Organização Mundial da Saúde
UTI	-	Unidade de Terapia Intensiva
IH	-	Infecção Hospitalar
IN	-	Infecção Nosocomial
CO	-	Coton
MS	-	Ministério da Saúde
PES		Poliéster
TiO₂	-	Dióxido de Titânio
SD	-	Gota séssil
TD	-	Gota transferida
PD	-	Gota pendente
MBP	-	Máxima pressão da bolha
DP	-	Gota distribuída
DW	-	Peso da gota
1 lav	-	Uma lavagem
2 lav	-	Duas lavagens
θ	-	Ângulo de contato
h	-	Altura
r	-	Raio

- γ_l - Tensão superficial total do líquido
- γ_l^d - Coordenada dispersiva da tensão superficial do líquido
- γ_l^p - Coordenada polar da tensão superficial do líquido
- γ_s^d - Coordenada dispersiva da tensão superficial do sólido em análise
- γ_s^p - Coordenada polar da tensão superficial do sólido em análise

Sumário

1. REFERENCIAL TEÓRICO.....	18
1. Introdução.....	18
1.1 Têxteis Poliméricos.....	19
1.1.1 Conceito de Polímeros.....	19
1.1.2 Têxteis de fibra natural	24
1.2.3 Têxteis de fibra sintética.....	26
1.2 Aderência de Microrganismos em Artigos Têxteis.....	28
1.2.1 Infecção Hospitalar.....	28
1.2.2 Bactérias	30
1.2.3 A Importância de Têxteis com Proteção Antimicrobiana	33
1.3 Nanoacabamento.....	34
1.4 Utilização de TiO ₂ em Fibras Têxteis	37
1.5 A dinâmica da molhabilidade.....	39
1.5.1 Medida de ângulo de contato de líquidos em substratos sólidos	40
1.5.2 Energias de superfície que afetam a molhabilidade.....	42
2. MATERIAIS E MÉTODOS	50
2.1 Coleta dos tecidos.....	51
2.2 Técnica de coleta por <i>swab</i>	51
2.3 Testes microbiológicos	53
2.3.1 Análise e identificação de bactérias isoladas em meio de cultura.....	53
2.3.2 Identificação de fungos isolados em meio de cultura.....	55
2.4 Preparação e caracterização das amostras.....	55
2.4.1 Sem tratamento de TiO ₂	55
2.4.2 Com impregnação de TiO ₂	56
2.5 Tensiometria Óptica.....	57
2.6 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).....	59
2.7 Ensaio de Tração.....	61
3. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	63
3.1 Obtenção e Análise dos Inóculos.....	64

3.1.1 Para bactérias.....	64
3.1.2 Para fungos.....	68
3.2 Antibiograma com TiO ₂	70
3.3 Dinâmica de molhabilidade em tecidos com e sem impregnação de nanopartículas de TiO ₂ - tratamentos de superfície.....	72
3.4 Microscopia Eletrônica de Varredura – MEV.....	78
3.5 Análise para os ensaios de tração.....	82
4. CONCLUSÃO E PERSPECTIVAS FUTURAS.....	85
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	86
ANEXOS.....	92

Capítulo 1

Referencial Teórico

1. Introdução

A infecção hospitalar (IH) segundo a Portaria MS nº 2616 de 1998 é definida como “aquela adquirida após a admissão do paciente e que se manifeste durante a internação ou após a alta, quando puder ser relacionada com a internação ou procedimentos hospitalares”. Constitui risco significativo à saúde dos usuários dos hospitais, além de ser a principal causa de morbidade e mortalidade no ambiente hospitalar. Os procedimentos cada vez mais invasivos, uso indiscriminado, resistência aos antimicrobianos e má higienização do espaço físico são alguns fatores que apontam as infecções hospitalares como um grave problema de saúde pública.

É grande a preocupação com esse quadro uma vez que o Brasil é apontado como um dos países com maior número de morte por infecção adquirida no ambiente de hospital. O Ministério da Saúde instaurou um inquérito e revelou que entre os hospitais avaliados em todo território nacional, a taxa de infecção hospitalar variou de 13% a 15% (RODRIGUES, 2007). Esta se apresenta bastante alta comparando-se a um estudo levantado pela Organização Mundial de Saúde (OMS) que encontrou em 14 países, entre taxa média de 8,7% (Organização Pan Americana de Saúde, 2000), ou seja, o estudo realizado mostrou que o Brasil apresenta praticamente o dobro de casos de infecção hospitalar em relação aos outros países, demonstrando a necessidade de medidas mais eficazes para a redução dessas taxas no país.

Pensando nisso a indústria de materiais têxteis para ambiente hospitalar encontrados em diferentes formas, tais como: lençóis, batas cirúrgica, fronhas, jalecos, cortinas, vem explorando a temática uma vez que estas peças podem se comportar como agentes proliferados e hospedeiros de microrganismos de potencial patogênico. Uma nova área de têxteis com acabamento antibacteriano vem

crescendo na última década. Tecidos produzidos com fibras naturais, como os que são manufaturados com fibras sintéticas, não são resistentes ao crescimento de bactérias ou fungos patogênicos (BORKOW, GABBAY, 2007).

Contudo, a grande maioria dos têxteis médicos são fabricados, a partir de fibras poliméricas sintéticas, uma vez que estas são economicamente mais viáveis e dentre as fibras sintéticas mais utilizadas encontra-se o poliéster (PES). Entretanto, a porosidade encontrada nessas fibras sintéticas causada pela fabricação, permite que sujeiras e umidade se acumulem entre os fios do tecido, criando um ambiente úmido e quente, propício para o desenvolvimento de microrganismos (FEITOR, 2010).

Pensando em prevenir a adesão bacteriana e sua colonização em biomateriais, alguns estudos têm focado na modificação de superfícies poliméricas para introduzir propriedades bactericidas e preservar ao mesmo tempo o volume do material para que a propriedade mecânica do polímero original se mantenha. Para evitar a incidência de bactérias e proteger usuários diversos alguns estudos indicam o tratamento de materiais têxteis com agentes bactericidas a partir de estruturas metálicas nanométricas depositadas na superfície de materiais, e esta técnica se mostra a mais eficiente (WANG et al., 2007; LI et al., 2007).

No entanto, a temática de adesão de nanopartículas em têxteis é pouco explorada na literatura e ainda é escasso o número de estudos que apresentem eficiência bactericida em outras estruturas metálicas que não seja a prata. Em contra partida, outros sais metálicos possuem características distintas e interessantes para adesão em fibras têxteis e um deles é o dióxido de titânio (TiO_2). Pigmento branco utilizado em larga escala para o tratamento de água, corante alimentício, indústria de cosméticos, como corante têxtil, corante dentífrico entre outros segmentos.

Além disso, um dos elementos de estudo desse trabalho é a capacidade de molhabilidade dos têxteis, onde esta está relacionada diretamente com a proliferação microbiana. A molhabilidade é objeto para a investigação das relações existentes entre os elementos estruturais e as propriedades intrínsecas das estruturas em escalas atômicas ou moleculares dos materiais. Esse processo é incorporado por elementos físicos e químicos, sendo que a estrutura de um material está relacionada ao aglomerado de componentes internos, envoltos por elétrons

inseridos nos átomos individuais e por interações com seu núcleo (WOLF, 2006).

Dessa forma, a análise da molhabilidade, ou do comportamento de molhamento, estabelece uma das relações científicas mais importantes no processamento de materiais, que harmonizam a formação de fases líquidas a partir da determinação do ângulo de contato e do balanço das energias interfaciais sólido-líquido-vapor (LUZ, RIBEIRO, PANDOLFELLI, 2008).

A partir do conhecimento da tensão superficial torna-se possível avaliar as características qualitativas e quantitativas da superfície dos sólidos quando em contato com um líquido, que por sua vez, age de acordo com os grupos funcionais da superfície ou com a aspereza da mesma. Além disso, nessa interação, o ângulo de contato apresenta-se como medida de caracterização superficial de grande relevância (MOORHEAD, 2003).

Este fato também é elucidado por Belkin (2002), quando relata que o uso de batas cirúrgicas e de campos operatórios como forma de proteção aos pacientes e profissionais envolvidos contra possíveis infecções na sala de operações datam desde os finais do século XIX. No entanto, para que o uso de materiais têxteis como barreira de proteção se concretize, deve-se obedecer algumas diretrizes, como por exemplo, serem eficientes mesmo quando molhados e impermeável à líquidos, pois ao permitirem a penetração de líquidos corpóreos infecciosos podem levar à contaminação e doença de ambos os envolvidos.

Sendo assim, este trabalho tem por objetivo analisar o perfil de microrganismos encontrados em lençóis coletados dos leitos do Hospital Universitário/Univasf/EBSERH confeccionados da tramagem de fios 50% Algodão e 50% poliéster, investigar a capacidade hidrofílica/hidrofóbica, testar a eficiência bactericida de nanopartículas de TiO_2 impregnadas nos tecidos e caracterizar os corpos de prova mecânica e estruturalmente.

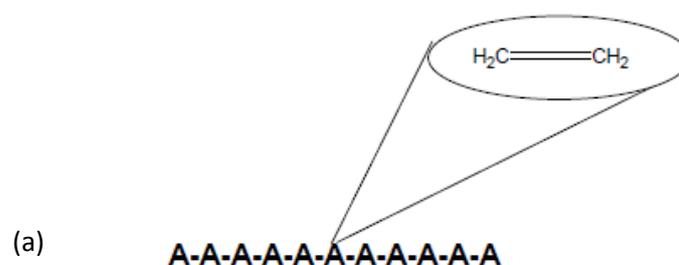
1.1 Têxteis Poliméricos

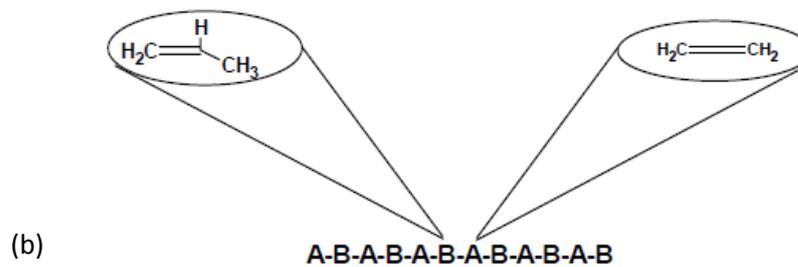
1.1.1 Conceito de Polímeros

A classe dos polímeros começou a ser estudada em meados de 1832 pelo químico alemão J. Berzelius, mas só no início do século XX teve sua ascensão através do cientista Hermann Staudinger que iniciou seus estudos teóricos de estrutura e propriedade dos polímeros naturais (celulosa e isoprene) e sintéticos. Staudinger mostrou que os polímeros são constituídos de moléculas em forma de longas cadeias formadas a partir de moléculas menores, por meio da polimerização (HAGE, 1998). Um feito marcante para a história desses materiais se deu em 1963 com o os prêmios Nobel ganhos conjuntamente por Giulio Natta e Karl Ziegler que conseguiram obter polímeros com estrutura química ordenada, sendo possível confeccionar polímeros com diferentes finalidades (ROBERT, 2000).

Os cientistas observaram a necessidade de realizar modificações na estrutura polimérica, como alterações no comprimento da cadeia e adição de outros compostos. Um exemplo disso é que a flexibilidade do material pode ser aumentada a partir da diminuição do tamanho da cadeia polimérica, gerando também um maior grau de adesão (LIN et al. 2004). A fig. 1.a mostra a estrutura mais simples de um polímero Fig. 1.b a estrutura de um copolímero.

Figura1: Esquema de cadeias de polímeros (a) representa um polímero linear, onde A é um monômero. (b) copolímero alternado. Adaptado (SILVA, 2010).





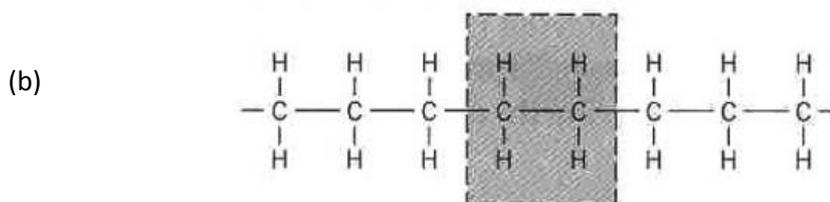
A palavra polímero é utilizada para classificar moléculas orgânicas formadas por um grande número de unidades moleculares repetidas e é derivada do grego *poli* “muitos” e *mero* “partes”, as macromoléculas são formadas da junção de unidades estruturais menores chamadas de monômeros. Os monômeros são elementos unidos por ligações químicas, às unidades que se repetem ao longo da cadeia polimérica e que caracterizam a composição química são chamadas de unidades repetitivas ou meros como ilustra a Fig. 2.

Figura 2: Estrutura das cadeias poliméricas, (a) monômero, (b) polímero e (c) polimerização.

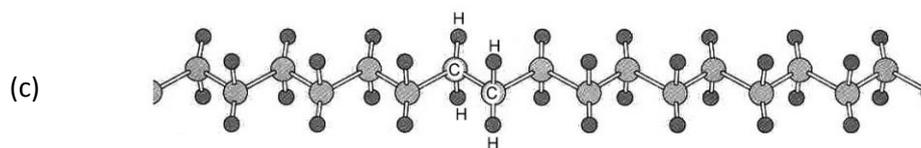
O monômero é uma molécula constituída de um único mero (parte).



Já o polímero é uma molécula formada da junção desses meros.

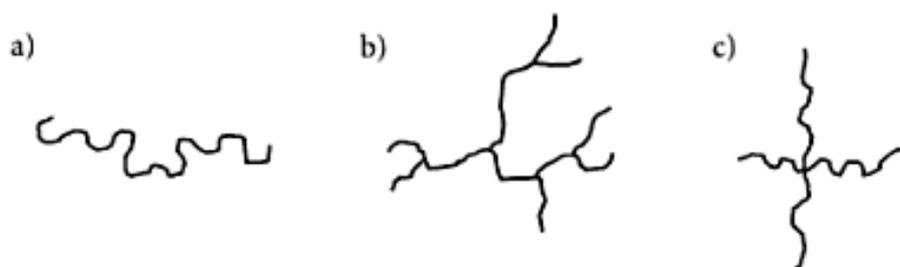


E a polimerização acontece através de reações químicas intermoleculares pelas quais os monômeros são ligados na forma de meros à estrutura molecular da cadeia:



As características físicas de um polímero dependem não apenas do seu peso molecular e da sua geometria, mas também da forma com que monômeros aparecem ao longo da cadeia. As técnicas modernas de síntese dos polímeros permitem um controle considerável sobre várias possibilidades estruturais (BAUGHMAN, 1996). A estrutura molecular dos polímeros pode ser classificada em 3 formas: linear, ramificada e reticulada, conforme a Fig.3. Quando os meros se ligam sem ramificações formando uma cadeia contínua, semelhante a um fio, a cadeia é linear, é ramificada quando não há cruzamentos nas ramificações laterais e a estrutura é considerada reticulada quando apresenta ligações cruzadas, ou seja, as unidades se apresentam de forma tridimensional numa espécie de rede.

Figura 3: Estrutura molecular dos polímeros do tipo linear, ramificada e reticulada, respectivamente.



Além disso, os polímeros possuem alta massa molecular e são produtos heterogêneos, pois podem possuir uma mistura de moléculas de diferentes massas moleculares, apresentando, portanto, polimolecularidade. O comprimento da cadeia polimérica é determinado pelo número de meros na cadeia polimérica e é chamado

grau de polimerização simbolizado pela letra n . A massa molecular do polímero é indicada pelo produto da massa molecular pelo grau de polimerização como expressa a equação 1.

$$M_{pol} = n M_U \quad [1]$$

Como consequências do grau de polimerização surgem diferentes propriedades nos polímeros que decorrentes de cada tipo de cadeia, especialmente em relação à fusibilidade e a solubilidade.

1.1.2 Têxteis de fibra natural

Conforme a ABNT/TB-392 “tecido é uma estrutura produzida pelo entrelaçamento de um conjunto de fios de urdume e outro conjunto de fios de trama, formando ângulo de (ou próximo a) 90° ”. Para a confecção de um tecido é necessário que se saiba algumas características dos fios que nada mais são do que fibras finas, podendo ser de origem natural ou artificial.

As fibras tanto naturais como sintéticas se enquadram na categoria de materiais poliméricos e como visto os polímeros são materiais formados a partir de compostos orgânicos, ou seja, baseados em átomos de carbono e classificados em vegetais, animais e minerais. As fibras naturais são as fibras cujo componente primordial é a celulose. A celulose é um polímero linear constituído por carbono, hidrogênio e oxigênio.

Do mesmo modo como acontece com todas as fibras têxteis, as moléculas de celulose formam pequenos feixes que se unem para formar as fibras vegetais, não havendo, porém uma distribuição completamente paralela. Assim, certas porções da fibra podem ter regiões cristalinas, enquanto outras porções da fibra podem ter regiões amorfas (AKCELRUD, 2007). As fibras naturais podem ser todas as fibras vegetais, como algodão, juta e sisal, e têm celulose em sua composição, enquanto fibras de origem animal, tais como lã e seda, consistem basicamente de proteínas.

Morfologicamente as fibras naturais tem estruturas alongadas, de seção

transversal arredondada, que podem ser classificadas, de acordo com a sua origem, em: fibras da semente, fibras do caule, fibras de folhas e fibras de fruto. Em comparação com fibras artificiais, as naturais apresentam como principais vantagens: abundância, o baixo custo, baixa massa volúmica, capacidade de absorção de dióxido de carbono do meio-ambiente, a biodegradabilidade e a renovabilidade. Em contrapartida, as suas principais desvantagens são: a elevada absorção de umidade, baixa resistência a micro-organismos, baixa estabilidade térmica e propriedades mecânicas inferiores às das fibras não naturais.

No cenário mundial dos produtos têxteis a fibra natural mais utilizada em tecidos é o algodão (CO) composto basicamente de celulose, contendo somente de 3 a 15% de material não celulósico. As fibras de algodão representam cerca de 90% das fibras naturais utilizadas no Brasil (LIN, *et al.* 2007). Já especificamente para área médica de acordo com Araújo (2007) geralmente são utilizados os tecidos produzidos em teares e os tecidos não tecidos. Os tecidos produzidos em teares consistem de dois conjuntos de fios que normalmente da junção de fibras naturais e sintéticas, os quais são entrelaçados uns em relação aos outros. Os fios que estão dispostos ao longo do comprimento do tecido se denominam urdume e os fios que estão dispostos na largura do tecido são denominados trama. Sendo projetados de acordo com a utilidade final desse material (Fig.4).

Figura 4: micrografia do entrelaçamento de tecido plano 100% algodão após desgaste (MARTIN, 2009).



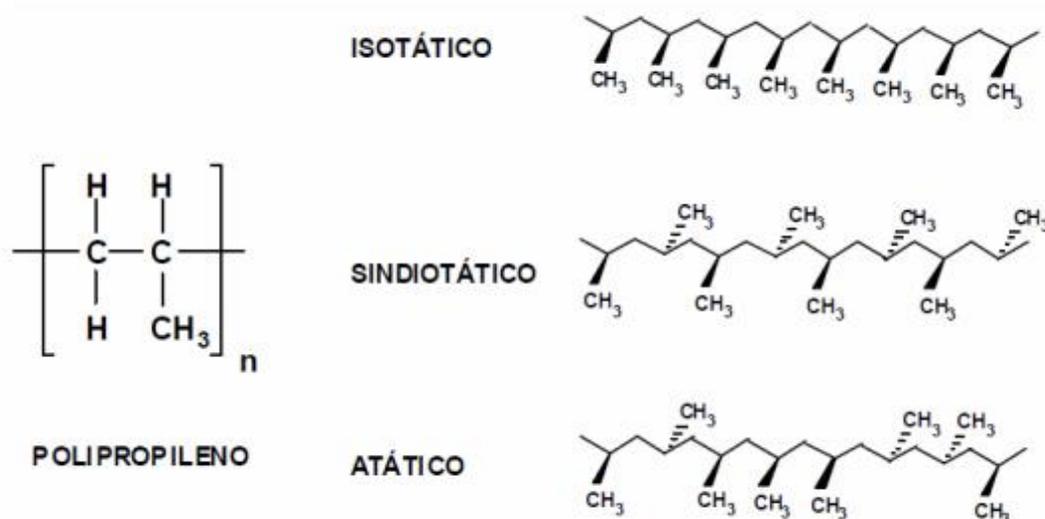
No que diz respeito ao algodão, este é a mais importante das fibras, é a base principal de todo o comércio têxtil mundial. O algodão é altamente molhável e resistente a materiais químicos em uso normal, como corantes, agentes alvejantes moderados e materiais similares, não apresentando efeitos significativamente danosos sobre tecidos de algodão quando usado com razoável cuidado (COOK, 2001).

Sua resistência, espessura, porosidade e durabilidade podem variar e dependem da estrutura do entrelaçamento, do espaçamento entre os fios (número de fios por cm^2 e a fibra utilizada para produzir os fios. Estes tecidos são mais resistentes e tem maior estabilidade que qualquer outro tecido têxtil que não foi produzido através do entrelaçamento dos fios de urdume e trama (ARAÚJO, 2007 *apud* FEITOR, 2010).

1.1.3 Têxteis de fibra sintética

Segundo Canevarolo (2002) o estudo de materiais têxteis sintéticos envolve uma imensa gama de fibras químicas e a sua formação no processamento. Isto abrange a multiplicação de diferentes técnicas para a preparação e produção de tecidos para o vestuário humano e tecidos técnicos altamente especializados, incluindo o seu eventual acabamento, reciclagem e propriedade física. Determinadas considerações são específicas da fibra, uma vez que algumas são mais direcionadas para a técnica de produção do tecido. Os diferentes tipos de cadeias de polímeros têxteis podem ser classificados em isotáticos – quando possuem todos os grupos de um mesmo lado da cadeia, sindiotáticos – quando os grupos funcionais se alternam de um lado para o outro da cadeia e atáticos quando se comportam de modo aleatório (ver Fig.5).

Figura 5: Classificação das cadeias para o polímero prolipropileno.



A indústria têxtil utiliza diversos tipos de fibras tanto as naturais como as artificiais via sínteses químicas. As fibras químicas (sintéticas) são produzidas a partir de materiais de origem vegetal ou petroquímicos, e se classificam em: artificiais, fruto da celulose encontrada na polpa da madeira ou no línter do algodão, sendo as principais o raiom viscose e o acetato; e sintéticas originárias da petroquímica, sendo as principais o poliéster (PES), a poliamida (náilon), o acrílico, o elastano (lycra) e o polipropileno.

As fibras têxteis como o poliéster são polímeros sintéticos feitos de Ácido tereftálico purificado (PTA), éster dimetílico, tereftalato de dimetilo (DMT) e etilenoglicol (MEG). Esta última é a fibra sintética mais utilizada no mundo. Enquanto as roupas sintéticas são percebidas por muitos como tendo um toque menos natural em relação à roupa feita com fibras naturais, tais como o algodão e lã, os tecidos de poliéster possuem vantagens específicas, como resistência à ruga, durabilidade, leveza, elasticidade e são mais baratos. Entretanto, por ser uma fibra artificial apresenta maior desvantagem no que diz respeito ao barramento da entrada de ar, aumento da temperatura e a dificuldade de transpiração. Como resultado a adição dessa fibra ao algodão resulta em um aumento na resistência do fio, o que permite significativo acréscimo na velocidade da produção têxtil, traduzindo uma

maior produtividade (TANGE et al. 2006).

1.2 Aderência de Microrganismos em Artigos Têxteis

1.2.1 Infecção Hospitalar

Infecção hospitalar ou infecção nosocomial (IN) é aquela adquirida pelo paciente após o internamento no hospital ou após sua alta, mesmo sem a evidência de que a infecção estivesse presente ou em incubação na altura da admissão. Portanto é um problema na hospitalização, é um efeito adverso nos cuidados da saúde. Esta infecção pode ser ocasionada por vírus, bactérias, parasitas e até mesmo fungos (WANG, H. et al., 2008). O Brasil apresenta um dos piores índices de morte por infecção hospitalar, enquanto a média mundial é de 5% de mortes por ano, o país apresenta um percentual de 15% desde quando se tem registro segundo os dados da Coordenação de Controle de Infecção Hospitalar do Ministério da Saúde (BRASIL, 2010).

Devido esse aumento de mortes por infecção hospitalar, tecidos utilizados em blocos cirúrgicos, batas, vestimentas de profissionais e pacientes, proteção de cama são uma das maiores preocupações na área médica e indústria têxtil (HUANG, W.; LEONAS, K. K., 2000; VIRK, R. K., et al., 2004).

A relação entre o desgaste do tecido e a eficácia da barreira protetora contra microrganismo já foi estudada. Nesses estudos, revelou-se que os aventais reutilizáveis fornecem menos proteção do que os aventais novos e que a resistência à penetração de líquidos dos aventais reusáveis (tecido de algodão) varia conforme a idade do material, isto é, depois de ultrapassada sua vida útil, esses aventais podem dar uma falsa impressão de segurança, havendo a possibilidade de transmissão de patógenos (HUANG; LEONAS, 2000).

Em alguns hospitais os profissionais que trabalham nos espaços mais críticos como UTI e centros cirúrgicos têm recebido indumentas (batas cirúrgicas, lençóis de cama, fronhas, cortinas, etc.) com o intuito de prevenir a disseminação de bactérias advindas entre pacientes e profissionais e assim, diminuir a incidência de infecções adquiridas no ambiente hospitalar. Uma vez que é comum nesses espaços o contato

com sangue, urina, fezes, secreções e outros fluidos corporais, com o intuito de evitar contaminação. Assim, os artigos têxteis encontrados no ambiente hospitalar precisam apresentar propriedades bactericidas e ser um meio inerte a microrganismos com potencial patogênico (HUANG; LEONAS, 2000).

Há estudos que indicam como o de Borkow e Gabbay (2007), que os materiais têxteis são um excelente meio para a proliferação de microrganismos, particularmente bactérias e fungos, devido permitirem a retenção de umidade e agirem como fontes de nutrientes para estes seres vivos. Dessa forma, quando esse contexto é voltado a tecidos de algodão utilizados em ambientes hospitalares como forma de proteção contra possíveis infecções, Beck e Collette (1952) observaram que os tecidos constituídos de algodão apresentavam uma razoável barreira bacteriológica quando secos, porém quando molhados, perderem essa propriedade. Esta afirmação é válida até os dias atuais, tanto que, os têxteis cirúrgicos reutilizáveis de nova geração são normalmente baseados em materiais compostos laminados, com uma membrana intermediária com micro poros conferindo um efeito barreira aos microrganismos. Ademais, estes materiais permitem uma utilização múltipla, mas mostram-se economicamente viáveis somente se aguentarem um elevado número de ciclos de lavagem, secagem e esterilização (RAMOS, 2003).

Outro estudo apresentado e importante feito por Coronel et al (2001) comparou a quantidade de bactérias encontradas no lençol de cama de pacientes infectados com pacientes que não estavam infectados e verificaram que a quantidade de bactérias encontradas sob os lençóis dos pacientes infectados era maior dos não infectados. Os pacientes infectados tinham 711 ± 465 unidades de colônias formadoras por centímetro quadrado (CFU/ cm₂) do lençol contra 438 ± 400 CFU/ cm₂ dos pacientes não infectados. Este estudo indica fortemente que as perturbações de materiais têxteis em hospitais podem contribuir para a dispersão e contaminação de patógenos.

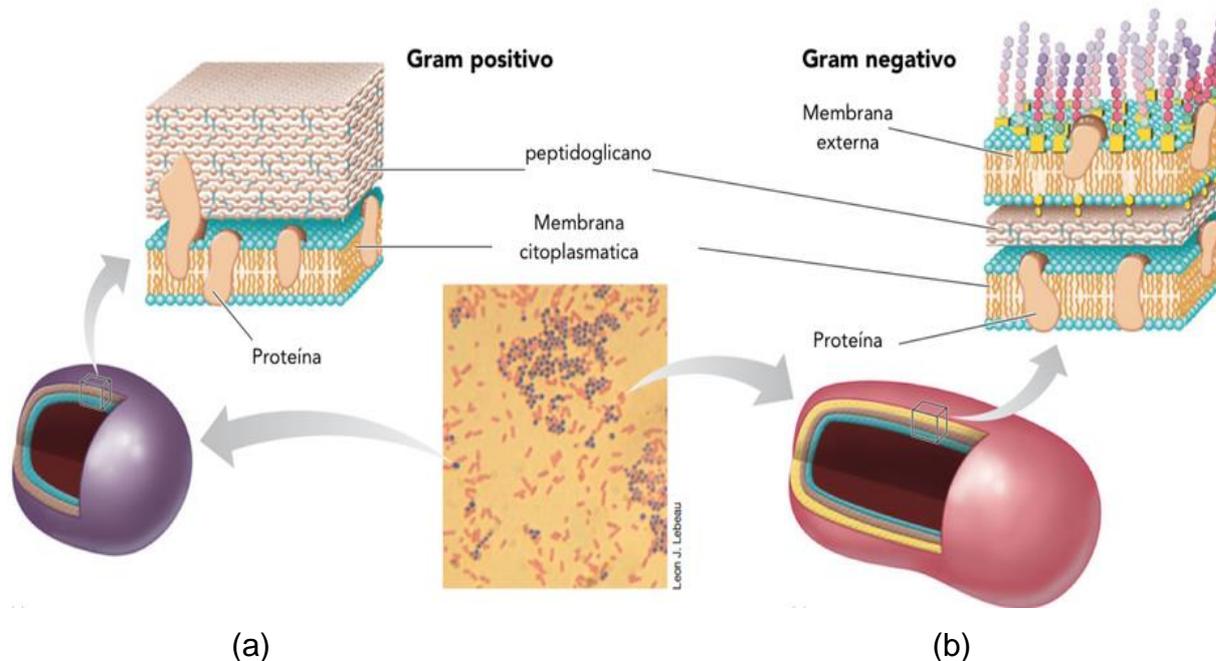
1.2.2 Bactérias

Visto que os materiais têxteis podem se comportar como agente hospedeiro de microrganismos e que um hospital é um ambiente repleto destes, é importante que se tenha conhecimento do risco que os pacientes e profissionais da saúde passam em um ambiente hospitalar.

Principalmente do contato com agentes infecciosos multirresistentes como microrganismos, que são organismos incapazes de serem vistos a olho nu e geralmente menores do que 7 micrômetros ($1\mu\text{m} = 0,001\text{ mm}$). Dentre eles fazem parte bactérias, fungos, vírus, protozoários e ácaros. As bactérias são as mais preocupantes na área médica, isso devido seu alto índice de reprodução, algumas bactérias se reproduzem até um milhão de vezes em menos de um dia. (RAMACHANDRAN; RAJENDRAKUMAR; RAJENDRAN, 2004).

As bactérias habitam todos os ecossistemas da terra, são organismos simples unicelulares que não apresentam membrana nuclear, mitocôndria, complexo de Golgi e se reproduzem assexuadamente. Conforme a composição das suas membranas, as bactérias podem ser classificadas em dois grandes grupos: Gram-positivas ou Gram-negativas como ilustrado na Fig.6. Nas Gram-positivas há uma parede celular com uma camada espessa de peptidoglicano e é revestida por uma membrana simples já as Gram-negativas a parede celular está composta por uma camada de peptidoglicano e três outros componentes que a envolvem externamente; lipoproteína, membrana externa e lipopolissacarídeo (MURRAY; ROSENTHAL; PFALLER, 2009).

Figura 6: Esquema representando morfologia celular das bactéria após coloração de Gram. (a) Gram positivas se apresentam com coloração arroxeada. (b) Gram negativas coloração rosa: <<http://microbioenergetica.squarespace.com/bacteriologa/2014/7/21/bacterias-gram-positivas>> acessado em 18 de janeiro de 2016.



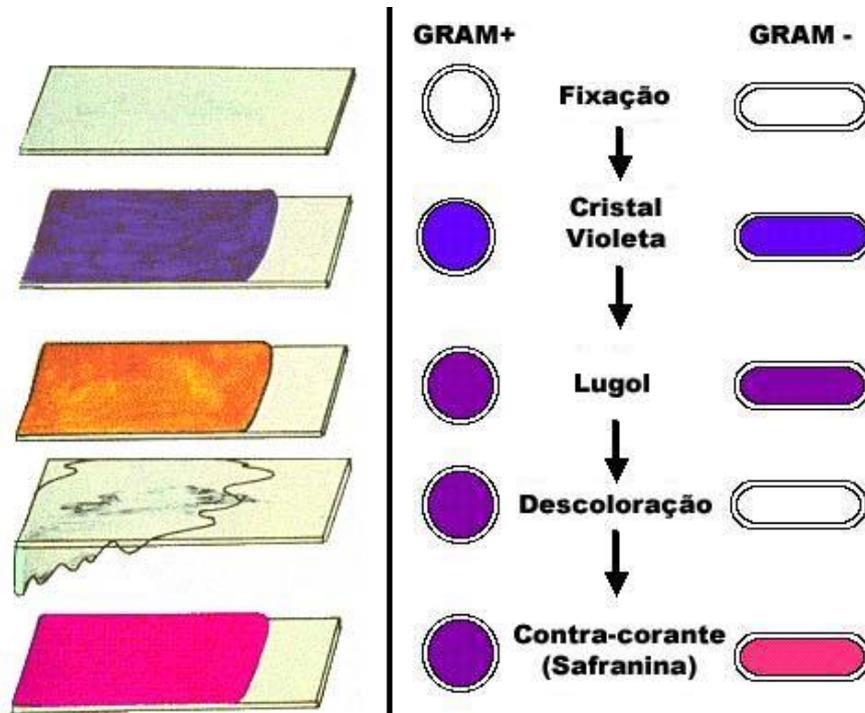
Desta forma estes dois grandes grupos podem ser identificados mediante um método de coloração que interage com os componentes da membrana. A reação das bactérias à técnica de Gram expressa diferentes características, de modo especial no que diz respeito à composição química, estrutura, permeabilidade da parede celular, fisiologia, metabolismo e patogenicidade (BURNETT & SCHUSTER, 1982; NISENGARD & NEWMAN, 1994). Esse teste foi desenvolvido por Hans Gram em 1884 e por isso leva seu nome, é uma técnica de coloração que diferencia as bactérias nesses dois grupos mencionados e podem ser observados através de microscópio óptico.

É um teste rápido, importante e fácil que permite a diferenciar as duas mais importantes classes de bactérias, permitindo um diagnóstico inicial e, portanto uma terapêutica com base em diferenças inerentes às bactérias. No teste de Gram as bactérias após serem isoladas em meio de cultura são fixadas na superfície de uma lâmina, coradas com gotas de violeta-de-metila um corante que é precipitado

pelo lugol e, posteriormente, o corante em excesso e não ligado é removido pelo descolorante, contendo álcool etílico, e pela água. Um contracorante, safranina, é adicionado corando todas as células descoradas.

A Fig. 7 mostra o processo de coloração no esfregaço de bactérias, o cristal violeta ou violeta-de-metila é depositado sob a lâmina e em seguida o lugol e lavados com água destilada para remover o excesso, a parte do esfregaço que fica fixada é retido na espessa camada de peptidoglicano nas bactérias Gram-positivas. O descolorante dispersa a membrana externa das Gram-negativas e retira o cristal violeta através da fina camada de peptidoglicano, resultando uma cor rosa enquanto as positivas apresentam coloração roxeada. A grande diferença entre essas duas categorias de bactérias está justamente na constituição da parede celular, especificamente no peptidoglicano.

Figura7: Esquema dos passos para identificação de bactérias após a coloração de Gram (MURRAY; ROSENTHAL; PFALLER, 2009).



Uma das espécies mais patogênicas das Gram-positivas é o *Staphylococcus aureus*. É a mais virulenta espécie do seu gênero. Têm forma esférica (cocos), cerca

de 1 micrometro de diâmetro, e formam grupos com aspecto de cachos de uvas. As bactérias crescem bem em ambientes salinos, cerca de 15% dos humanos são portadores de *S. aureus*, na pele ou nasofaringe. A infecção é frequentemente causada por pequenos cortes na pele (TORTORA; FUNKE; CASE, 2008).

Para as bactérias gram-negativas e gram-positivas o corpo humano funciona como um conjunto de nichos ambientais capaz de fornecer calor, umidade e os alimentos necessários para o sua proliferação e crescimento. Com essas condições, elas adquirem traços genéticos que as capacitaram entrar (invadir) no ambiente, permanecer em um nicho (aderir ou colonizar), ganhar acesso às fontes alimentares (enzimas degradativas) e escapar das respostas imunes e não imunes protetoras do hospedeiro (MURRAY; ROSENTHAL; PFALLER, 2009).

A adesão bacteriana em artigos têxteis nos últimos anos vem sendo assunto e preocupação na área médica e estudada por cientistas com o objetivo de criar mecanismos de dificultar que esses microrganismos se hospedem nesses materiais, a adesão pode ser explicada pela termodinâmica superficial da energia de ligação entre as células e um substrato (podendo ser um tecido/lençol de cama) em função das distâncias de separação.

A teoria de Lifshitz van der Waals, forças eletrostáticas e interações hidrofóbica/hidrofílica quando unidas a células e substratos, demonstram algumas das características para a adesão. Essas interações estão formuladas em equações matemáticas, onde os fatores mais importantes são a energia superficial e suas diferentes componentes (polar e apolar), da superfície celular da bactéria e do substrato sólido (SHARMA; HANUMANTHA, 2002). Uma maior discussão será dada nos próximos tópicos.

1.2.3 A Importância de Têxteis com Proteção Antimicrobiana

Muitas vezes as fibras têxteis proporcionam o crescimento de microrganismos e, além disso, a estrutura/composição do substrato têxtil, assim como os processos químicos a que estão sujeitos podem promover o crescimento destes, como visto a umidade e o calor agravam o problema. A infestação por microrganismos pode causar infecções através de microrganismos patogênicos e o

desenvolvimento de odores desagradáveis nos locais onde o tecido é usado junto à pele (WHITE et al. 2005).

A proteção antimicrobiana é desde há muito tempo uma propriedade estudada, sendo vários os relatos de tentativas da sua implementação, mas somente na última década vem sendo executada. Uma vasta gama de agentes antimicrobianos tem sido utilizada nos materiais têxteis, tais como antibióticos, metais pesados (mais usados: prata, cobre, titânio, sais metálicos), compostos organometálicos, fenóis, cloroamina, peróxido de hidrogênio, iodeto, ozônio, compostos quaternários de amônio, e organosiloxanos (WEI et al., 2007).

De fato, os agentes antimicrobianos a serem aplicados aos têxteis devem ser eficientes no que diz respeito à sua atividade antimicrobiana em baixas concentrações, com amplo espectro de atividade antimicrobiana e atuar seletivamente em microrganismos indesejáveis. Devem, ainda, exercer os requisitos exigidos por entidades reguladoras, de forma a garantir segurança para o produtor e consumidor, e devem apresentar reduzido impacto ambiental. Estes compostos têm ainda de ser fáceis de aplicar, compatíveis com outros processos químicos envolvidos no acabamento têxtil, de baixo custo e não afetar negativamente as propriedades das fibras (LEE; JEONG, 2004; SONDI; SONDI, 2004).

1.3 Nanoacabamento

O conceito de nanotecnologia foi apresentado pelo físico americano Richard Feynman durante uma palestra para a Sociedade Americana de Física em 1959 onde propôs a possibilidade de organizar os átomos da maneira que desejássemos. Porém só após 30 anos essa ideia tomou forma. A nanotecnologia é a ciência do mundo pequeno, denominada dessa forma porque seus objetos de estudo costumam ser medidos em nanômetros. Um nanometro (nm) equivale a um bilionésimo de metro (CHEN, SCHLUESENER, 2008).

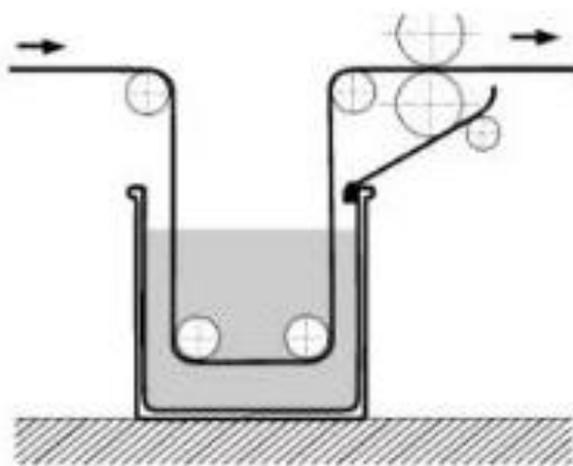
Como a ciência que estuda as propriedades dos materiais em escala nanométrica, para um material ser considerado nano, o mesmo deve ter ao menos uma de suas dimensões entre 1 e 100 nm. É uma técnica revolucionária que vem

sendo bastante explorada nas últimas décadas. Já existe a utilização desses nanomateriais e nanotecnologias em têxteis e é uma opção estrategicamente inovadora que permite aos materiais produzidos tornarem-se multifuncionais.

A nanotecnologia está preocupada em modificar materiais, cujas estruturas apresentem funcionalidades significativamente novas e/ou melhoradas de suas propriedades físicas, químicas e biológicas. Os materiais nanoestruturados estão atraindo grande atenção, devido ao seu potencial em aplicações nas áreas técnicas. Um dos interesses particulares nesses materiais pelos cientistas é o fato de que materiais nanoestruturados têm maior área superficial do que os materiais convencionais (FEITOR, 2010).

Para funcionalização em artigos têxteis as nanopartículas podem ser usadas a partir de dispersão na superfície das fibras através da técnica de *foulardagem* ilustrada na Fig. 8.

Figura 8: Diagrama que representa a técnica de Foulard.

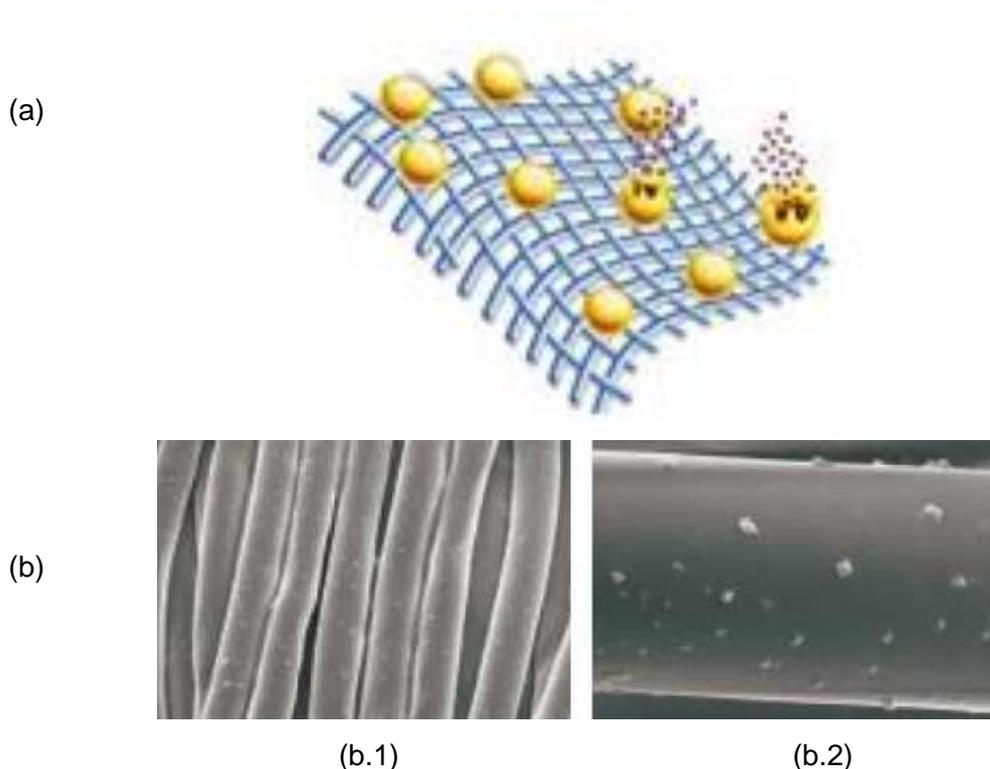


Essa técnica de impregnação foulardagem compreende um processo onde o banho do tecido é praticamente “forçado” a penetrar do material têxtil a partir de uma força exercida por dois cilindros, como visto na Fig. 8. Este processo costuma melhorar a transferência de massa, o que tornaria o processo de adsorção mais eficiente. Na foulardagem se necessário também se faz uso de polímeros fixadores para melhorar a adsorção. Nesse processo a eficiência da adsorção pode

ser influenciada pela temperatura do banho e pela temperatura de secagem. Outras técnicas de impregnação (PADsteam, PAD-batch, PAD-dry, PAD-dry:steam, etc.) também podem ser empregadas para este fim. Entretanto, devido ao mais elevado grau de complexidade das operações envolvidas, não são utilizadas com frequência em indústrias de pequeno porte (CHIAPETTA, et al. 2015).

A impregnação de nanopartículas (Fig. 9) de prata, ouro e titânio são as mais estudadas e utilizadas em têxteis com diversas finalidades tais como: efeito antibacteriano, fator de proteção solar, fotodegradação das fibras, redução de amarelecimento entre outros benefícios (YANG. 2008; LEE; YEO; JEONG, 2003).

Figura 9. (a) Desenho ilustrativo apresentando a dispersão de nanopartículas fixadas nas tramas do tecido e liberação de agente ativo. (b.1) microscopia de capilos de fibra de algodão com aproximação de 20 μm (b.2) microscopia de adesão de nanopartículas de prata aderidas em fibra de tecido de algodão com aproximação de 05 μm . Imagem disponível: <http://www.abqct.com.br/revistas/pdf/qt_80.pdf#page=8> acessado em 22 de agosto de 2015.



Para o uso em têxteis com finalidade antibacteriana, é importante que as nanopartículas consigam penetrar e destruir as células bacterianas, retardando seu

desenvolvimento no tecido. Esse efeito bactericida das nanopartícula diminui não só o formato da partícula, mas também as suas dimensões (RUPARELIA et al., 2008). Panáček et al (2006), relataram que partículas pequenas com uma grande área superficial disponível para interação promovem maiores efeitos bactericidas do que partículas grandes.

1.4 Utilização de TiO_2 em Fibras Têxteis

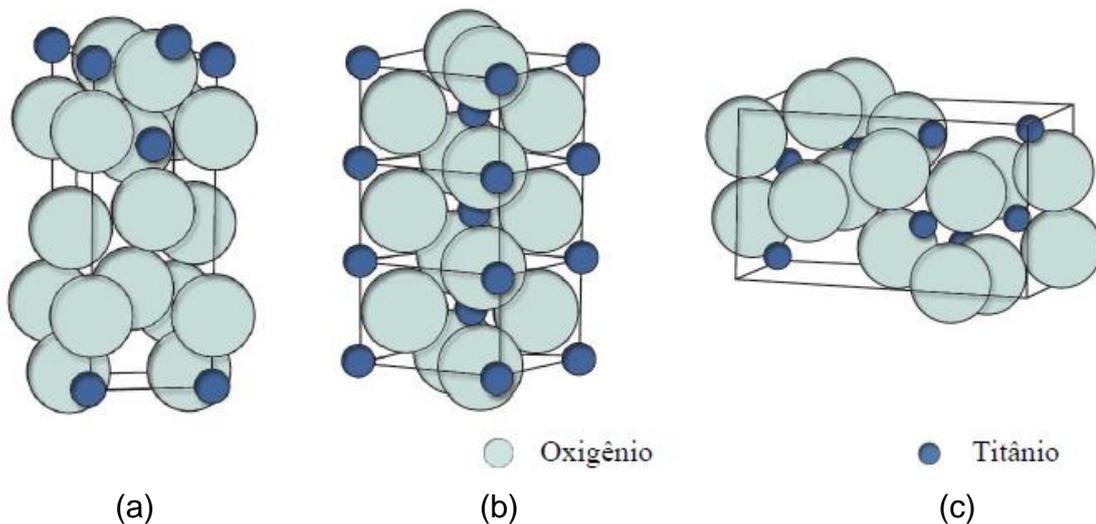
O dióxido de titânio (TiO_2) é um pó de cor branca a base de titânio, utilizado em larga escala em diversos segmentos industriais, tais como: química, têxtil, alimentícia, de cosméticos, farmacêutica, indústria de tintas, plásticos e papéis. Em nanopartículas vem sendo utilizado na purificação do ar, da água e em superfícies autolimpantes (TAKEDA, 2009; DENG et al. 2015). O dióxido de titânio é biologicamente e quimicamente inerte, também é um catalisador, empregado para o estudo e desenvolvimento de processos fotocatalíticos heterogêneos, na forma de anatase. Apesar de suas inúmeras vantagens, o TiO_2 anatase apresenta energia de *band gap* em torno de 3,2 eV, o que faz com que seja eficaz em radiações de até 385 nm, parcialmente inviabilizando a sua utilização sob a irradiação visível. Para aumentar seu campo de aplicação, é possível utilizá-lo na forma de nanocompostos, associado a outros semicondutores, ou dopado com metais. Outra forma de ser empregado é como nanotubos, que podem ser mais facilmente recuperados quando estão em solução (YOU et al. 2005).

Especificamente para a indústria têxtil nanopartículas de TiO_2 são mais utilizadas como bloqueadores solares, uma vez que essas nanopartículas são ativadas pela radiação UV quando assim dispostas ao contato com a luz. De fato, TiO_2 é separado energeticamente entre as bandas de valência e condução, que pode ser ultrapassada pela energia de um fóton solar. As energias de B_v e B_c do dióxido de titânio na fase anatase são respectivamente +3,1 e -0,1 eV, assim o seu *gap* de energia é + 3,2 eV, e por isso a característica de absorver luz UV (SUWA, Y.; INAGAKY, M.; NAKA, S. 1984).

De acordo com Zhang et al. (2004), existem três formas de arranjo cristalino para o TiO_2 : rutilo, anatase e brookita (Fig. 10). A anatase é a fase metaestável, o

rutilo termodinamicamente é a fase estável e a brookita se forma em condições hidrotérmicas. Para haver a mudança de fase da anatase para o rutilo é necessário que haja uma temperatura maior que 365° C. E essa temperatura de transformação pode ser afetada por diversos fatores como a o tamanho das partículas, cristalinidade, área superficial, impurezas, composição e natureza de dopantes e o método de preparação.

Figura 10: Estruturas das fases do TiO_2 : (a) anatase (b) rutilo (c) brookita (SUWA.; INAGAKY; NAKA, 1984).



As estruturas cristalinas anatase e rutilo têm sido investigadas extensamente, devido apresentar características de estabilidade química e fotoestabilidade, com aplicações práticas na remoção de poluentes orgânicos e na eliminação de organismos patogênicos (WEY et al., 2007). Além da importância da estrutura cristalográfica para o material, é importante que se tenha conhecimento que o TiO_2 é um produto estável, insolúvel em água e não volátil (AKURATI, 2006).

1.5 A dinâmica da molhabilidade

O espalhamento de líquidos sobre substratos sólidos é um fenômeno de grande interesse devido ao enorme número de aplicações tecnológicas em que este fato é observado. Denominado como molhamento ou umedecimento, o espalhamento de líquidos sobre substratos sólidos exibe uma rica fenomenologia associada à interação efetiva entre as moléculas do líquido e da amostra sólida. Desta forma, tanto a natureza do líquido como a natureza físico química do substrato sólido afetam diretamente este tipo de fenômeno (BONN, et. al 2009).

O processo de caracterização de umedecimento em materiais tem permitido o desenvolvimento de aplicações inovadoras em diferentes áreas do conhecimento. Um exemplo dessa técnica é a melhoria dos processos de filtração do sangue a partir da substituição dos filtros sintéticos utilizados durante a hemodiálise. Em particular, os granulócitos presentes no sangue interpretam as fibras sintéticas como organismos invasores e aderem nas paredes dos filtros, ocasionando uma redução no número de plaquetas e da imunidade do paciente (PRAXEDES, 2010, p. 42 apud LEWIS et al. 2000). Para tentar contornar este problema, têm sido proposto a aplicação de uma camada de um polímero biocompatível específico sobre as fibras, de forma a reduzir a fixação do granulócitos nos filtros. A forma mais eficiente de quantificar ou caracterizar a adesão do polímero sobre a superfície da fibra é por meio do estudo do umedecimento deste polímero na fibra.

Outro ponto em destaque dessa técnica, é que têm sido proposta a utilização da deposição de uma camada de polímero biocompatível específico em frutas e verduras com o intuito de conservá-las por mais tempo e protegê-las de parasitas. Este polímero deve espalhar-se sobre a superfície de frutas e verduras de maneira a formar uma camada polimérica homogênea. Desta forma, medidas acerca do espalhamento de polímeros biocompatíveis vêm sendo realizadas neste intuito o intuito de conservá-las por mais tempo e protegê-las de parasitas.

A molhabilidade também vem demonstrando características importantes para o estudo de artefatos têxteis. As propriedades hidrófilas das fibras tem muita importância para vários processos industriais, como o alvejamento, tingimento, acabamento, conforto. Características Imprescindíveis para finalizar um produto de qualidade (WONG, 2004).

O fenômeno da molhabilidade, propriamente dito, pode ser considerado relativamente simples em aspectos teóricos. No entanto, quando observado sobre a superfícies de fibras, componentes intrínsecos como a heterogeneidade e composição de fibras, assim como os novos materiais têxteis, criam dificuldades na análise prática desse fenômeno. Estas propriedades mostram-se relevantes, quando associadas a uma boa molhabilidade do tecido, e a uma baixa molhabilidade (repelência) à água, óleo e manchas (SCHINDLER; HAUSER 2004).

As características que influenciam a molhabilidade serão demonstradas nos tópicos a seguir, em particular, serão apresentados os principais conceitos associados aos fenômenos interfaciais, tais como a definição de linha e ângulo de contato. Será discutido ainda uma pequena revisão das principais interações observadas durante a deposição do líquido sobre os amostras sólidas. Este entendimento será necessário para interpretação de alguns resultados no capítulo 3 desta dissertação.

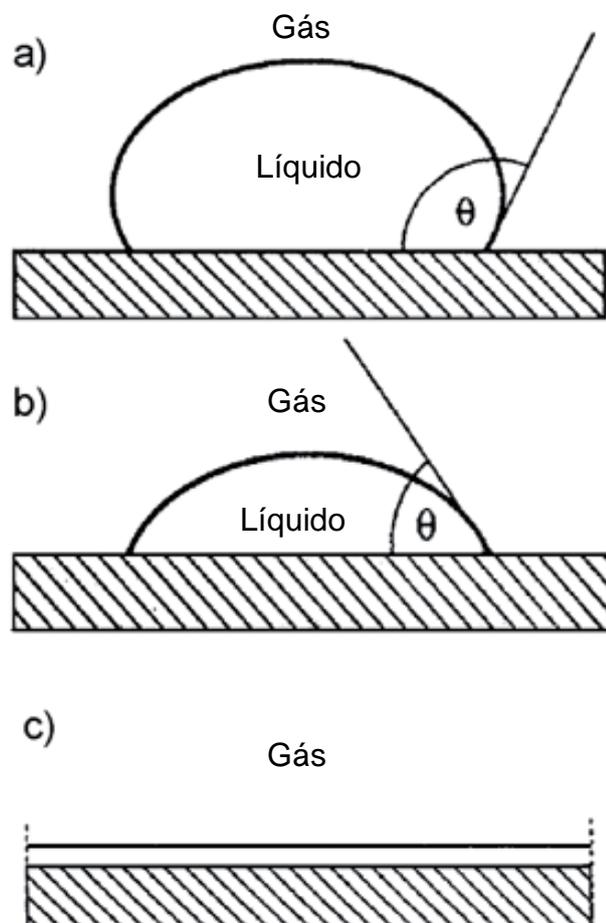
1.5.1 Medida de ângulo de contato de líquidos em substratos sólidos

Os testes de molhabilidade vêm se consolidando como uma das propriedades científicas mais importantes no estudo de materiais que resultam na formação de fases e depende diretamente de medidas estáticas como: energias interfaciais sólido, líquido-vapor do sistema (LUZ; RIBEIRO; PANDOLFELLI, 2008). Em outros termos, o teste e seus efeitos podem ser observados através da formação de uma linha comum às fases líquida, vapor e sólido em questão. Tal linha é precursora da definição do ângulo de contato estático originado entre a tangente que separa o líquido e o seu vapor e a linha tangente à superfície do sólido sendo, portanto considerado como uma medida da molhabilidade, ou seja, quanto menor o ângulo maior a molhabilidade (WOLF, 2006). Um esquema com essa dinâmica pode ser observado na Fig. 11.

Por definição:

- Quando $\theta = 0^\circ$, o substrato é totalmente hidrofílico;
- Para $0^\circ < \theta < 90^\circ$, o substrato é predominantemente hidrofílico;
- Para $90^\circ < \theta < 180^\circ$, o substrato é predominantemente hidrofóbico;
- Para $\theta = 180^\circ$, o substrato é totalmente hidrofóbico.

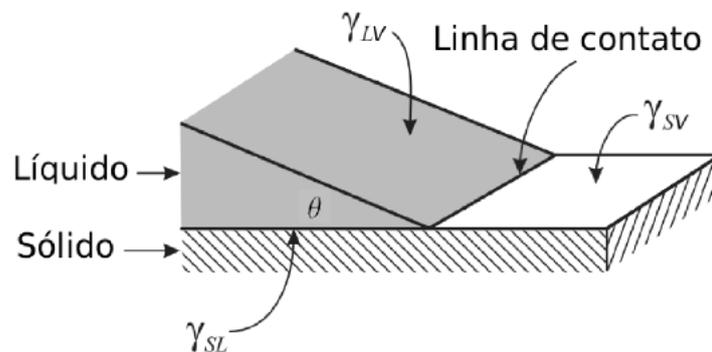
Figura 11: Representação do ângulo de contato (a) maior que 90° , (b) menor que 90° e (c) sem ângulo de contato (LUZ; RIBEIRO; PANDOLFELLI, 2008).



Na molhabilidade parcial (Fig. 11c) há o aparecimento de uma linha de contato, definida como a linha que delimita os meios, sólido, líquido e gasoso. A energia ou tensão superficial também se apresenta como outro elemento intrínseco ao teste de molhabilidade, podendo então ser definida como o trabalho necessário

para aumentar a área da superfície ou para corta-la (CASTELLAN, 1986), situada entre o líquido e seu vapor saturado no ar, normalmente a pressão atmosférica, demonstrando que quanto menor essa tensão maior a molhabilidade. A visualização da linha é apresentada na Fig.12.

Figura 12: Sistema em equilíbrio. Líquido molhando o substrato sólido e exibindo um ângulo de contato. Mostrando a linha de contato que delimita os meios sólido, líquido e gasoso (BUTT; GRAF; KALPL, 2003).



Considerando um sistema em equilíbrio como a Fig. 12. Uma gota quando repousa sobre uma superfície homogênea perfeitamente plana, formará um ângulo de contato (θ) estático entre o líquido e a superfície sólida, sendo o mesmo encontrado em qualquer ponto da linha de três fases, onde se encontram o sólido, o líquido e a fase de vapor (MUNIZ et al., 2007). Convém destacar que, a primeira e melhor descrição desse estudo foi feita por Young ainda em 1805, descrita a partir de sua equação:

$$\gamma_{LV} \cos \theta = \gamma_{SV} - \gamma_{SL} \quad [2]$$

Em que:

- γ_s representa a energia superficial na interface líquido/vapor;
- γ_{sl} energia superficial na interface sólido/líquido;
- γ_{lv}
- θ ângulo estático.

A equação de Young somente é válida quando o sistema está em equilíbrio. Outra característica desta equação é que ela é adequada para caracterizar apenas superfícies planas e lisas. Entretanto, a grande parte das situações de ocorrência do fenômeno de umedecimento corresponde às situações fora do equilíbrio. Para a molhabilidade completa, quando o $\theta = 0$, a equação de Young torna-se:

$$\gamma_{LV} = \gamma_{SV} - \gamma_{SL} \quad [3]$$

Fora do equilíbrio termodinâmico a equação de Young não é válida, e para tanto o fenômeno de molhabilidade é descrito por meio do coeficiente de espalhamento (S):

$$S = \gamma_{SO} (\gamma_{LV} + \gamma_{SL}) \quad [4]$$

Onde:

- γ_{SO} equivale a densidade de energia de uma superfície completamente seca.

O valor de γ_{SO} pode diferir de forma significativa de γ_{SV} . De acordo com o valor deste coeficiente podemos intuir qual o regime de molhabilidade resultante da interação sólido-líquido:

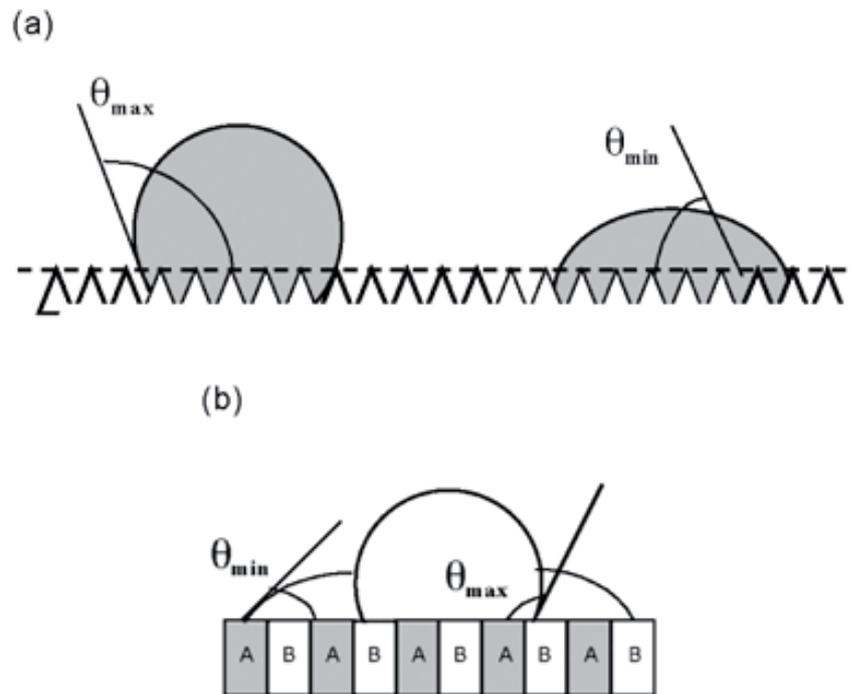
- $S > 0$: O líquido espalha sobre a superfície sólida;
- $S < 0$: O líquido apresenta um ângulo de contato θ finito e estático com a superfície sólida;
- $S = 0$: O líquido umedece completamente a superfície sólida.

Quanto maior o coeficiente de espalhamento, maior é a tendência do líquido molhar o substrato.

Dessa forma, alguns fatores podem influenciar de forma significativa a molhabilidade no comportamento dessas propriedades. As características como a rugosidade (Fig. 13a) e heterogeneidade (Fig. 13b), reações entre líquido e o sólido, atmosfera do ensaio, tempo e temperatura estão associados a alterações nos

valores do ângulo de contato e da tensão superficial.

Figura 13: Esquema ilustrativo de fatores que provocam a histerese do ângulo de contato ($\Delta\theta = \theta_{\max} - \theta_{\min}$) (a) rugosidade da superfície do substrato e (b) heterogeneidade química da superfície (LUZ; RIBEIRO; PANDOLFELLI, 2008).



Especificamente as superfícies dos têxteis que apresentam rugosidades e heterogeneidade ou até mesmo porosidades modificam as energias superficiais, proporcionando a formação de ângulos de contatos diferentes, variação denominada como histerese do ângulo de contato, definida pela diferença entre o maior e o menor valor do ângulo obtido (LONG et al., 2005). Em relação aos aspectos das reações entre líquido e o sólido, são observadas a dissolução do substrato para o interior da gota e a formação de produtos de reação interfaciais podendo diminuir o valor do ângulo de contato e proporcionar o aumento de espalhamento do líquido sobre o sólido, respectivamente (LUZ; RIBEIRO; PANDOLFELLI, 2006).

No tocante à atmosfera do ensaio, os gases presentes na atmosfera,

principalmente a pressão parcial de oxigênio, podem afetar diretamente os valores das energias interfaciais entre o líquido-vapor, sólido-vapor, sólido-líquido tendo influência significativa no comportamento do ângulo de contato (JOHN; HAUSNER, 2007). Já no que diz respeito ao tempo e a temperatura, dependendo da situação em que se apresentam, é possível observar uma variação do formato da gota líquida proveniente da infiltração do líquido nos poros do sólido e/ou pela evaporação do material, obtendo-se valores de ângulos distintos (CONTRERAS et al., 2007).

Para um melhor entendimento dos aspectos de molhamento entre um líquido e uma superfície sólida é necessário considera-lo como um domínio formado a partir da competição entre as forças coesivas no interior do líquido e forças adesivas entre o líquido e o sólido (JOHNSON; DETTRE, 1993). Segundo o mesmo autor, a primeira força atua entre moléculas iguais e geram a tensão superficial existente entre os agentes envolvidos (líquido-sólido), enquanto as forças adesivas operam entre moléculas diferentes dando origem à tensão superficial (ou interfacial) envolvida na interação de gases (ou líquidos) com sólidos.

Dependendo das forças intermoleculares que se apresentam entre as fases (sólido-líquido-vapor), o líquido quando em contato com uma superfície sólida poderá espalhar-se ou diminuir o contato sobre a área em que se encontra. Isso quer dizer, que se o líquido e a superfície forem polares ocorrerão interações fortes entre as moléculas dos agentes citados, culminando no molhamento da superfície. No entanto, se o líquido for polar e a superfície apolar interações fortes entre estes deixarão de existir, favorecendo a interação entre as próprias moléculas do líquido resultando na diminuição do contato com a superfície, levando a formação de uma gota, conseqüentemente (COUTINHO; CANUTO, 1997).

A relação molhabilidade e repelência a fluidos em fibras de algodão vem sendo motivo de estudo, pois apesar do conforto e maciez que essas fibras proporcionam, apresentam um alto grau de absorção e umidade facilitando a impregnação de partículas estranhas e manchas restringindo ou dificultando sua utilização (ZHANG et al., 2003). Diante disso, o teste de molhabilidade em tecidos demonstra-se de forma importante, não só nos processos de acabamentos do material, mas também no aperfeiçoamento dos mesmos para várias áreas de

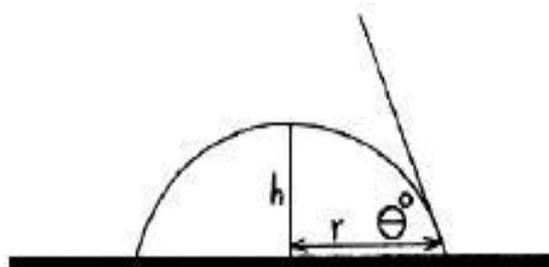
aplicação, incluindo o cenário biomédico.

O valor do ângulo de contato (também conhecido como ângulo de molhabilidade) entre um determinado líquido e uma superfície sólida é uma grandeza importante, pois através destes valores é possível determinar e avaliar a capacidade de molhamento entre duas superfícies.

No que tange às técnicas experimentais utilizadas na medição do ângulo de contato e conseqüentemente para caracterizar a molhabilidade, inclui-se alguns métodos como a da gota séssil (sessiledrop - SD), gota transferida (transferreddrop - TD), gota pendente (pendant drop - PD), máxima pressão da bolha (maximumbubblepressure -MBP), gota distribuída (dispenseddrop - DP), peso da gota (dropweight - DW), entre outras, sendo a gota séssil a técnica mais utilizadas, consistindo na colocação de um material de menor ponto de fusão sobre a superfície do substrato sólido, seguido de aquecimento e fundição do mesmo, para depois, levar o sistema a temperatura de ensaio (LUZ; RIBEIRO; PANDOLFELLI, 2008).

Todas essas propriedades físico-químico-biológicas estão sempre pautadas nas medidas do ângulo de contato pertinente a superfície do material modificado e o líquido onde o sólido irá trabalhar. Dessa forma, medidas do ângulo de contato têm sido largamente usadas para caracterizar propriedades superficiais, como a molhabilidade, tensão superficial crítica, componentes dispersivas e polares da energia superficial (KWOK et al., 1998).

Figura 14: Esquema do ângulo de contato (MOORHEAD, 2003).



Nesse contexto, o ângulo de contato obtido sobre uma superfície sólida

ideal, ou seja, nas características citadas acima, é então definido como ângulo de contato real, ângulo corresponde ao mesmo ângulo de contato determinado através da relação de Young-Dupré. No entanto, a determinação dessa grandeza mostra-se de maneira complexa, uma vez que, geralmente, apenas o ângulo de contato aparente é encontrado experimentalmente (WOLANSKY; MARMUR, 1999).

No tocante ao ângulo de contato aparente, este é determinado com base na linha tangente à superfície sólida total, obtido através de métodos convencionais de medida de ângulo de contato, baseados, frequentemente, em observações óticas ou suposições matemáticas de interfaces macroscópicas (WOLF, 2006). Além disso, uma característica importante que estabelece informações sobre a molhabilidade é a existência da histerese do ângulo de contato, a qual concede correlações entre a energia superficial, rugosidade e heterogeneidade das superfícies (COUTINHO, 2007).

Embora essas técnicas sejam de fácil realização, as medidas observadas através de tais estão sujeitas a muitos erros, frequentemente, provocados pela variação de umidade e temperatura do ambiente, distância de queda da gota, volume da gota, impurezas sobre o material a ser analisado, temperatura e a pureza dos líquidos que serão utilizados para determinar a tensão superficial do sólido, além da dificuldade de estabelecer o ponto de tangência na gota (SILVA; ANDRADE; SÁ, 2006). Não obstante, a existência de técnicas computacionais e medição automática do ângulo de contato permitem análise mais precisa do mesmo, proporcionando mais rapidez e veracidade dos dados encontrados.

1.5.2 Energias de superfície que afetam a molhabilidade

Muitos fenômenos físicos como a vaporização e a condensação ocorrem na superfície dos líquidos e sólidos quando estudados. No entanto, particularmente na superfície de um líquido, apresentam-se propriedades interessantes capazes de afetar seu comportamento, incluindo a estas, a tensão superficial.

A tensão superficial presente nos líquidos surge como resultado do desequilíbrio entre as forças que agem sobre as moléculas da superfície em relação

àquelas que se encontram no interior da solução (BEHRING et al., 2004). Essa força resultante que atrai as moléculas da superfície de um líquido para o seu interior dá-se o nome de tensão superficial e, geralmente, denomina-se a mesma como trabalho necessário para aumentar a área superficial (ADAMSON; GAST, 1997).

De outra maneira, ao se aplicar uma força normal à superfície de um líquido, a tendência é haver um aumento da área superfície, no entanto, devido ao agir das forças de Van Der Waals nas moléculas de superfícies, têm-se a impressão de que a superfície do líquido é constituída de uma membrana a qual impede este aumento de área. A esta força que dificulta o aumento da área do líquido foi denominado como tensão superficial, ou seja, quanto maiores as forças de coesão entre as moléculas de um líquido, maior será a sua tensão superficial (LACERDA,1992).

Em termos gerais, as discussões sobre a importância da tensão superficial costumam ser relacionadas com os estudos referentes ao teste de molhabilidade, ou seja, quanto menor a tensão superficial maior a facilidade para um líquido se espalhar (BEHRING et al., 2004). Dessa forma, a intensidade dessa tensão torna-se dependente do líquido que será tratado, da pureza e temperatura em que se encontra. Tomando-se como exemplo os detergentes, os quais são capazes de diminuir muito a tensão superficial da água em que são dissolvidos, fazendo com que as moléculas da água tenham maior contato com as fibras dos tecidos, deslocando com mais facilidade a sujeira dissolvida em forma de emulsão (LACERDA et al.,1992).

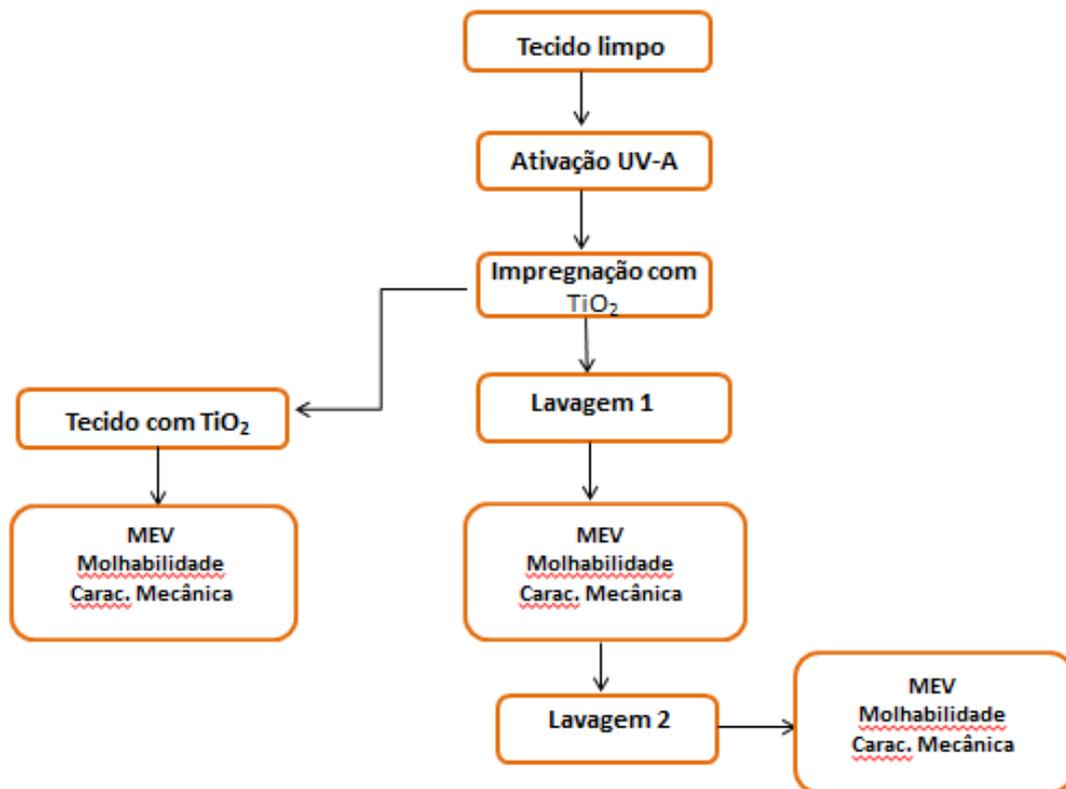
São vários os métodos que podem ser empregados para a determinação da tensão superficial, podendo ser classificados em estáticos, dinâmicos e de desprendimento (ou separação). Em relação aos métodos estáticos destacam-se o da ascensão capilar, o da placa de Wilhelmy, e do anel de DuNoüy (ADAMSON; GAST, 1997). Dentre os métodos dinâmicos, o método dinâmico da oscilação permite a determinação da tensão superficial em curtos intervalos de tempo, mas trata-se de um dos métodos mais complexos existentes (SRISANKAR; SHAH; NARAYAN, 1987). Quanto à técnica do desprendimento, a determinação da tensão superficial fundamentada no método do peso da gota ou volume da gota, é considerado mais simples e mais antigo (TATE, 1864).

Além desses métodos, a obtenção de valores de tensão superficial através do método da média geométrica desenvolvido por Fowkes, exprime grande ênfase no estudo da temática, sendo necessário para sua realização, o uso de pelo menos dois líquidos (FOWKES, 1962). Tal técnica pode ser representada através da Equação 5 que relaciona o cosseno do ângulo θ , com as coordenadas da tensão superficial do líquido e com as coordenadas da tensão do substrato com o líquido (MACEDO et al. 2010).

Capítulo 2

Métodos experimentais

Neste capítulo, serão descritas as principais características das amostras e dos aparatos experimentais usados na obtenção dos resultados que serão apresentados no próximo capítulo desta dissertação que seguiram a cronologia apresentado no seguinte fluxograma:



2.1 Coleta dos tecidos

Utilizou-se como amostra recortes de tecidos mistos confeccionados de 50% poliéster e 50% algodão recolhidos após o uso nos leitos da Unidade de Terapia Intensiva (UTI) do Hospital Universitário Doutor Washington Antônio de Barros (HU-Univasf/EBSERH) que conta com 18 leitos ativos na UTI. Entre os 18 leitos ativos foram sorteados 6 para a coleta amostral.

Delimitou-se a UTI como local para investigação microbiológica já que é uma área totalmente diferenciada de outros ambientes de internação, onde representa uma unidade complexa dotada de sistema de monitoramento contínuo e que principalmente admite pacientes potencialmente graves. Após retirada das partes coletadas, os lençóis foram identificados e encaminhados para a lavanderia do próprio hospital em seguida separados e guardados individualmente em sacos “ziplock” para evitar contaminação externa.

2.2 Técnica de coleta por *swab*

Para a identificação microbiológica utilizou-se a técnica de rolagem de *swab*, escolhendo o momento para coleta na hora da assepsia (banho) dos pacientes, uma vez que nesse momento é feito a permutação dos lençóis. O *swab* estéril e seco foi rolado na superfície do lençol enquanto ainda estava sob o leito e com o paciente acamado, traçou-se uma diagonal com um molde de 5 cm² delimitando a área (Fig. 15), de cada lençol coletou-se com *swabs* diferentes três partes identificadas na Fig. 16. Em seguida os *swabs* foram transferidos imediatamente para tubos com meio *Stuart*.

Figura 15: Materiais usados para coleta microbiológica por *swab* sob os lençóis dos leitos da UTI/HU/Univasf. (A) molde de acrílico delimitando a área de rolagem de *swab* (B) *swab*

lacrado (C) swab estéril (D) rolagem de swab na área delimitada.

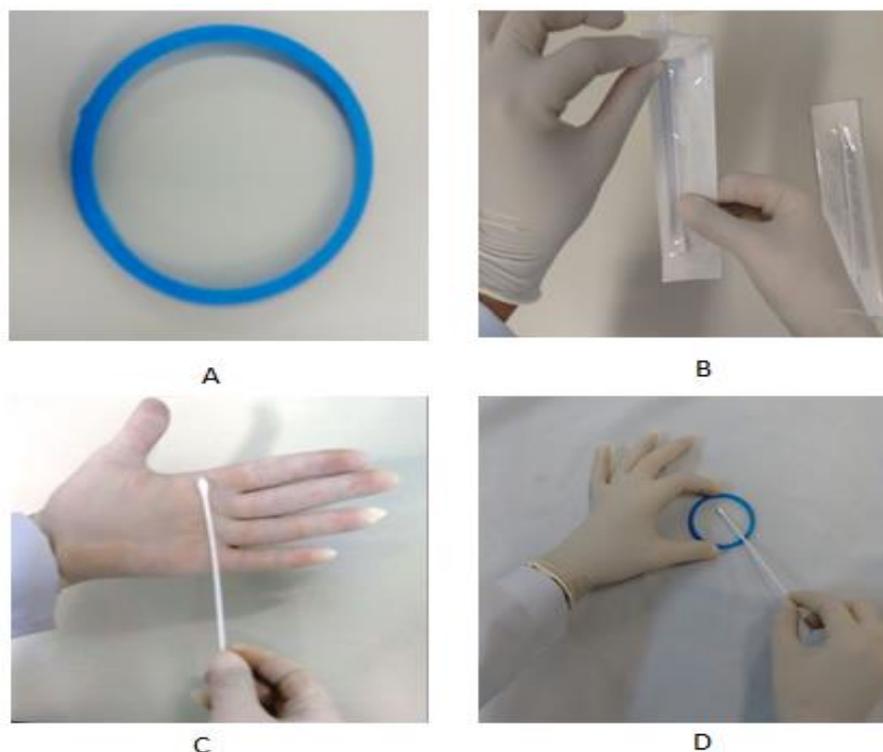
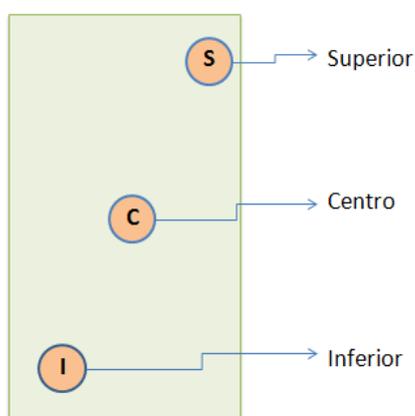


Figura 16: Esquema representando as partes coletadas dos lençóis na UTI onde foram denominadas S (parte superior direita do lençol, normalmente fica fora do colchão) C (área de maior contato com o acamado) e I (área inferior esquerda do lençol).



O *Stuart* é um meio de cultura para transporte de diversos materiais que tem a finalidade de conservar microrganismos, este foi preparado no Laboratório de

Microbiologia e Imunologia Animal do Centro de Ciências Agrárias (CCA) da instituição antes de ser levado ao Hospital. Utilizou-se para cada tubo 5 mL do meio que foi diluído em água destilada e autoclavado por 15 min à 121°C.

2.3 Testes microbiológicos

2.3.1 Análise e identificação de bactérias isoladas em meio de cultura

As amostras foram submetidas à análise microbiológica por meio de técnicas assépticas que são indispensáveis para o isolamento, cultivo e identificação do tipo de microrganismos. Para esse crescimento, utilizou-se meios de cultura, que são soluções químicas, fontes de nutrientes para crescimento dos microrganismos. Os testes foram todos realizados no laboratório de Microbiologia e Imunologia Animal - CCA (Univasf).

Para o teste utilizou-se meio de cultura Ágar-sangue (AS), meio não seletivo e que oferece condições ideais para o crescimento da maioria dos microrganismos e Ágar MacConkey, seletivo para enterobactérias ideal para o crescimento de bactérias Gram negativas.

- Para preparo de meio Ágar Sangue: Pesou-se 0,75g/L sangue ovino; 1,58g/L de peptona; 0,75g/L de cloreto de sódio; 2,25g/L de ágar
- Para preparo de meio MacConkey:

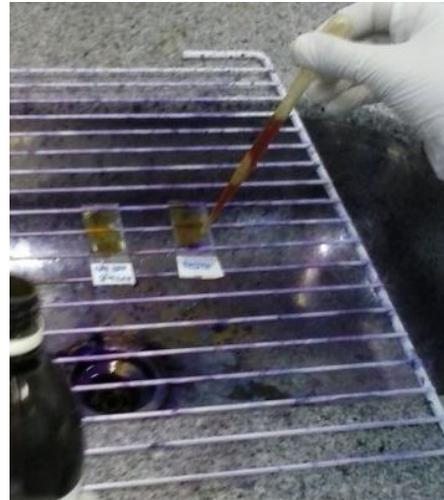
Os meios foram pesados e diluídos com água destilada, aquecidos em micro-ondas e por fim esterilizados por autoclavagem a 121 °C por 15 min. Após resfriamento distribuiu-se 20 mL da solução em placas de Petri de 9 cm de diâmetro, preparando um total de 54 placas sendo destas 27 para o meio ágar sangue e 27 para MacConkey. Após a solidificação dos meios os inóculos coletados dos tecidos com o *swab* foram semeados nas placas e deixados na estufa 35°C por 48 h.

Decorrido o tempo, separou-se as placas com crescimento de bactérias e isolou-se as colônias com morfologia diferente, transferindo-as individualmente para placas de BHI ágar sendo levadas novamente a estufa para crescimento por 24h. E

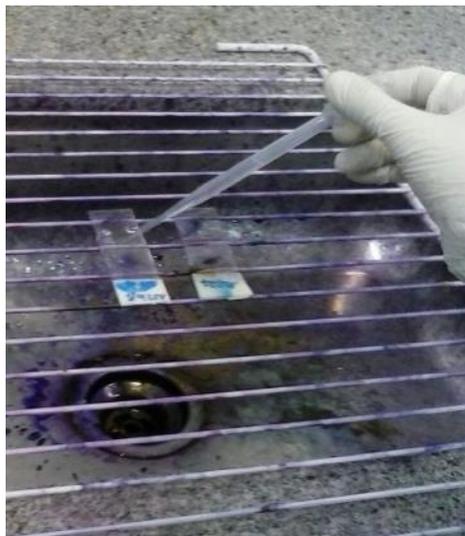
após o crescimento realizou-se o esfregaço das bactérias em lâmina de vidro para realização do teste de coloração de Gram (Fig. 17).



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 17: Fotografias do processo de coloração de Gram para Gram positivas e negativas (a) etapa 1 deposição de cristal violeta no esfregaço de bactérias, (b) etapa 2 deposição de lugol, (c) descolorizante (álcool) e (d) contracorante de sarafina e lavagem com água destilada.

As bactérias após serem atestadas Gram positivas passaram pelo teste de catalase e meio bioquímico para identificação das espécies. A catalase é uma

enzima intracelular capaz de converter o peróxido de hidrogênio, tóxico para as células, em oxigênio e água, inócuos. É encontrada em diversos organismos, e serve como teste para identificação.

No teste se uma alça bacteriológica coleta o centro colônia e esfrega-se em uma lamina de vidro. É adicionado esfregaço uma gota de água oxigenada a 3% e observar a formação de bolhas. Para a família *Staphylococcaceae* (estafilococos) a prova é geralmente positiva, enquanto que para a família *Streptococcaceae* (estreptococos) é negativa.

2. 3. 2 Identificação de fungos isolados em meio de cultura

Para o crescimento de fungos encontrados nas amostras dos lençóis, preparou-se o meio ágar Sabouraud Dextrose. A preparação das placas seguiu o mesmo procedimento utilizado no cultivo de bactérias. Após a semeadura armazenou-se na estufa à 25°C durante 30 dias. Depois de retiradas das estufas as colônias de fungos com morfologia diferentes foram repicadas, para o isolamento individual.

2.4 Preparação e caracterização das amostras

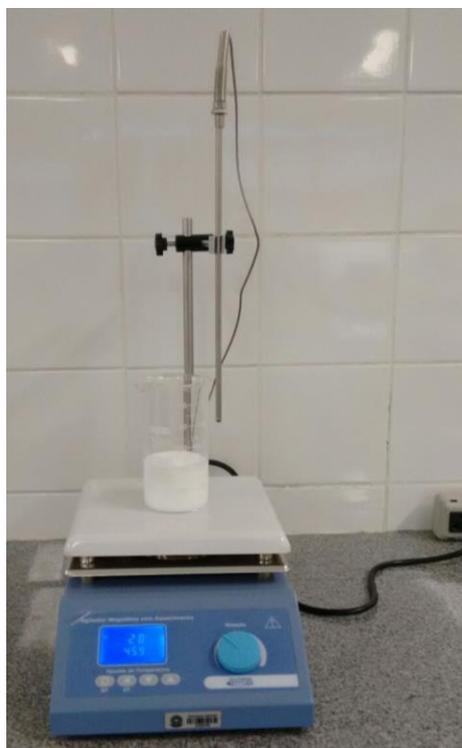
2.4.1 Sem tratamento de TiO₂

Como substrato sólido para o teste de molhagem, foi utilizado recortes dos tecidos limpos e esterilizados pela lavanderia do Hospital Universitário – Univasf, utilizou-se recortes de 3x3cm dos tecidos, que foram depositados sob lâminas microscópicas de vidro e esticados para evitar histerese do ângulo de contato.

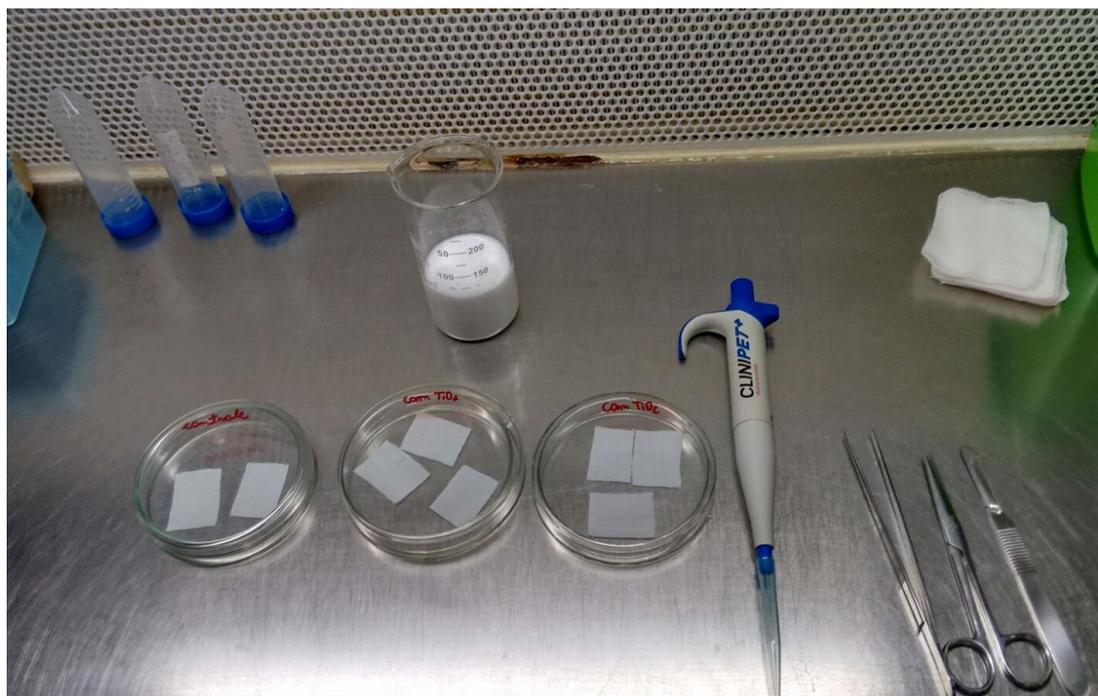
2.4.2 Com impregnação de TiO₂

O tecido impregnado foi produzido por meio da imersão das amostras em uma dispersão com as nanopartículas de TiO_2 por uma hora sem variar a quantidade. Dispersou-se 0,5 g de TiO_2 em 100 mL água destilada. Após preparo da solução (Fig. 18), em capela de fluxo laminar distribuiu-se a solução nos corpos de prova e então, o tecido foi colocado em uma câmara climática por 1 h à 150°C , estando pronto ao término deste prazo.

Figura 18: (a) Preparo em agitador térmico e magnético de solução a base de TiO_2 e (b) imersão das amostras em solução na capela de fluxo laminar.



(a)



(b)

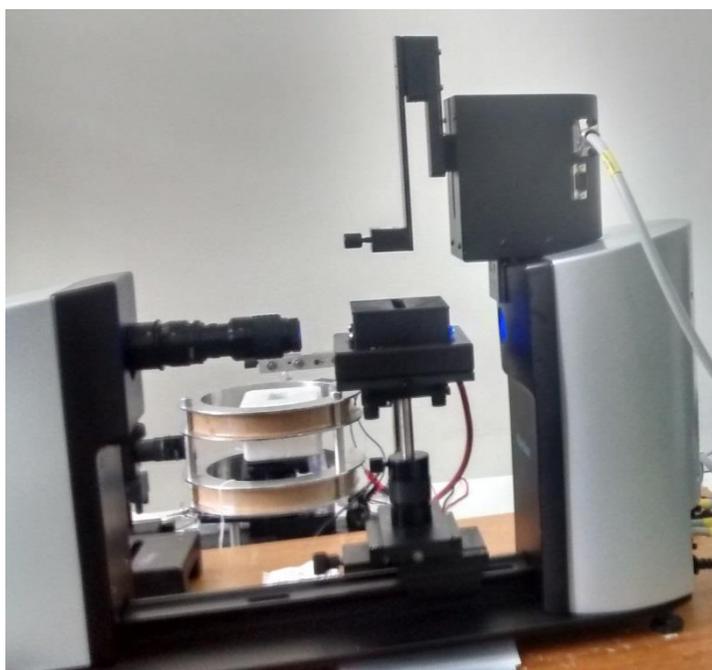
Ao atingir a fase de secagem na câmara climática, os corpos de prova foram separados e armazenados em ambiente estéril e os outros passaram por uma lavagem em água fervente e sob agitação magnética em um agitador térmico por 1h para remoção das partículas não aderidas.

2.4.3 Molhabilidade

As medidas do ângulo de contato e tensão superficial foram realizadas utilizando o goniômetro *Attension Theta Optical Tensiometer* (Fig. 19) que fica localizado no Laboratório de Fluidos Complexos do Instituto de Física da Universidade Federal de Alagoas. Este equipamento analisa o formato da gota líquida quando depositada sobre um substrato sólido. É formado por uma câmera de vídeo alinhada a uma base mecânica ajustável, um dispositivo para armazenamento uma seringa micrométrica para ejeção do líquido sobre um substrato e uma fonte de luz LED. A luz é posicionada de frente para a câmera para obter contraste com o

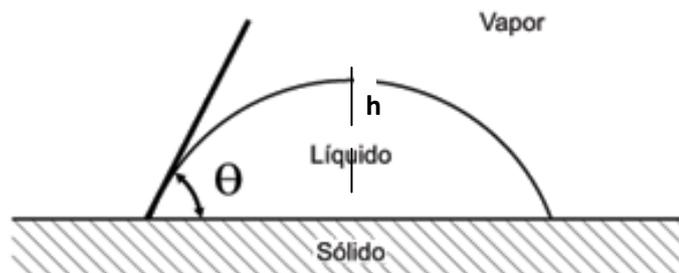
líquido usado, uma vez que o líquido era incolor. A altura do porta amostra foi determinada de tal forma que a gota não sofresse deformação após colisão com a superfície da amostra. A câmera capta a imagem da gota e, através software OneAttention, é feito a medição do ângulo de contato através dos *frames*, gravados em intervalo de 30ms. Todos os cuidados são tomados para evitar erros na obtenção das imagens e proceder medidas confiáveis.

Figura 19: Tensiômetro óptico usado no teste de molhabilidade dos tecidos.



O ângulo de contato foi estimado usando o método de gota séssil (Fig. 20) que se baseia nas medidas do diâmetro da base da gota e da altura como ilustrado calculado pela equação 6.

Fig. 20: Método da gota séssil.



$$\theta = \text{sen}^{-1} \left[\frac{2rh}{r^2 + h^2} \right] \quad [6]$$

Onde: r – raio da gota;
 h – altura da gota;
 θ - ângulo de contato

Cada amostra teve seu ângulo de contato estático estimado após 10 repetições do gotejamento e utilizando todo o espaço do tecido com o objetivo de minimizar qualquer margem de erro. O fluido utilizado nesse trabalho foi o glicerol.

2.4.4 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

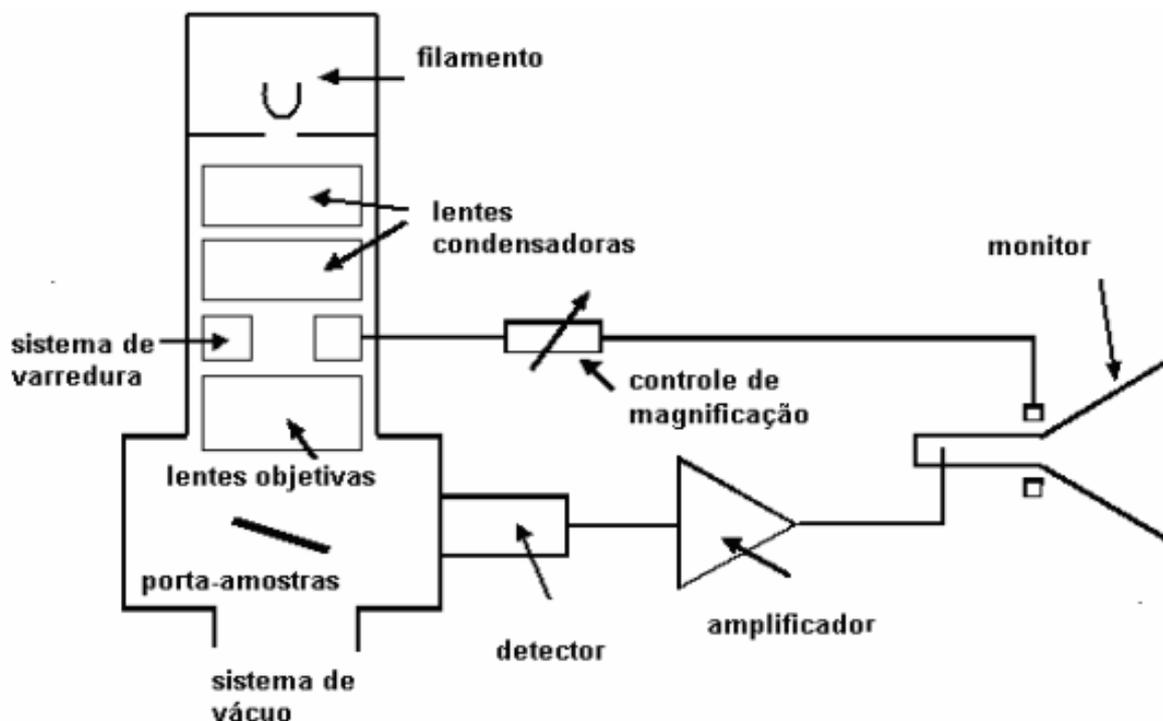
O MEV é um aparelho capaz de fornecer rapidamente informações sobre a morfologia e identificação de elementos químicos em amostras sólidas. É também um dos mais versáteis instrumentos disponíveis para a observação e análise de características microestruturais. A principal razão de sua utilidade é a alta resolução que pode ser obtida quando as amostras são observadas; valores da ordem de 2 a 5

nanômetros são geralmente apresentados por instrumentos comerciais, enquanto instrumentos de pesquisa avançada são capazes de alcançar uma resolução melhor que 1 nm (NAGATANI et al. 1987).

Para David *et al.* (2007) o princípio de funcionalidade do MEV consiste em utilizar um feixe de elétrons de pequeno diâmetro para explorar a superfície da amostra, por completo, através de linhas sucessivas e assim conduzir o sinal do detector a uma tela catódica cuja varredura está sincronizada o feixe incidente. Por um sistema de bobinas de deflexão, o feixe é guiado de modo a varrer a superfície da amostra segundo uma malha retangular. O sinal de imagem resulta da interação do feixe incidente com a superfície da amostra. O sinal recolhido pelo detector é utilizado para modular o brilho do monitor, permitindo a observação. A maioria dos instrumentos usa como fonte de elétrons um filamento de tungstênio (W) aquecido, operando numa faixa de tensões de aceleração de 1 a 50 kV. O feixe é acelerado pela alta tensão criada entre o filamento e o ânodo. Ele é, em seguida, focalizado sobre a amostra por uma série de três lentes eletromagnéticas com um spot menor que 4 nm. O feixe interagindo com a amostra produz elétrons e fótons que podem ser coletadas por detectores adequados e convertidas em um sinal de vídeo.

As características do MEV são apresentas no esquema da Fig. 21.

Figura 21. Representação esquemática dos componentes do microscópio eletrônico de varredura. Adaptado (DEDAVID et al. 2007).



Com a finalidade de observar as mudanças superficiais nos tecidos com a impregnação do TiO_2 , foi utilizado o MEV modelo Vega 3XMU que fica localizado no laboratório de microscopia do Programa de Pesquisa em Ciência dos Materiais da Univasf.

2.4.5 Ensaio de Tração

O ensaio de tração é usado para determinar a capacidade de um sólido em suportar solicitações aplicadas a uma estrutura. É aplicado uma força uniaxial no material, tendendo-o a alongá-lo até o momento de sua fratura. O corpo de prova (padronizado por normas técnicas) é fixado pelas suas extremidades nas garras de fixação da máquina de tração. O corpo de prova é então submetido a um esforço, aplicando uma carga gradativa e registrando cada valor de força correspondente a um diferente tipo de alongamento do material (CALLISTER, 2001). O ensaio termina

quando o material se rompe. A Fig. 22 apresenta a máquina utilizada neste trabalho para os ensaios de tração.



Figura 22: Máquinário utilizado para ensaios de tração.

Utilizou-se o ensaio de tração para avaliar e comparar a resistência do tecido sem impregnação de TiO_2 , com impregnação de TiO_2 sem lavagem e com impregnação de TiO_2 após as lavagens.

Capítulo 3

Resultados e Discussão

Como mencionando no capítulo 1, existe um grande interesse na área científica no desenvolvimento de tecidos com efeito antimicrobiano, tecidos com propriedades muito peculiares, formados a partir da adição de nanopartículas nas tramas do material. De fato, esta dinâmica vem sendo empregada, mas a curto passos, pois não se tem conhecimento da eficiência e resistência desse material ao longo do tempo. Desde então, a caracterização e a utilização desse tipo de composto em novos tecidos/tecidos inteligentes têm motivado pesquisas de âmbito fundamental e tecnológico.

Neste capítulo serão apresentados os principais resultados obtidos com esse trabalho, da análise microbiológica nos microrganismos encontrados sob os tecidos dos leitos da UTI à caracterização das propriedades de adesão do glicerol sobre os substratos com e sem impregnação de TiO_2 . Usando medidas do ângulo de contato estático demonstrando que tratamentos de superfície que diminuem a hidrofobicidade do material dificultam a hospedagem de microrganismos no substrato.

3.1 Obtenção e Análise dos Inóculos

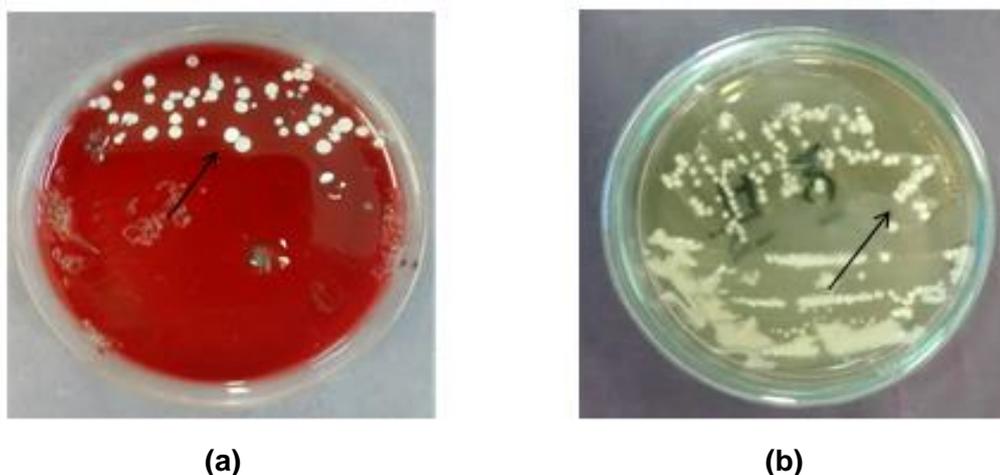
3.1.1 Para bactérias

O ambiente de hospital oferece múltiplos e variados riscos aos profissionais de saúde e aos pacientes que estão em quadro debilitado, estudos tem demonstrado que a biossegurança é uma metodologia indispensável para minimizar esses riscos (BRASIL, 2015). Neste trabalho realizou-se um levantamento em leitos sujos da UTI e leitos controle, para averiguar o perfil microbiológico presente nos têxteis.

Cada amostra foi semeada em meio de cultura Ágar-sangue, Ágar-Sabouraud e Ágar-MacConkey.

Após o isolamento das placas em estufa de cultura microbiológica observaram-se, as UFC's como mostra a figura 22.

Figura 24: Fotografias de colônias de bactérias no meio após isolamento em meio de cultura (a) Ágar Sangue e (b) Agar Sabouraud.



Das 24 amostras obtidas dos lençóis, 8 foram referentes à área superior, 8 da região inferior e 8 da região central área esta que representa a de maior contato com o paciente. Os testes realizados nos tecidos sujos após o uso de 24h nos leitos da UTI mostraram contaminações significativamente diferentes. Na área superior 31% apresentaram positividade. Na região central apresentaram 68% para

positividade e na região inferior do lençol, 47,0% positividade para bactérias.

TABELA 1

Quantidade de microrganismos encontrados nas três áreas dos lençóis nos leitos da Unidade de Terapia Intensiva (UTI) do Hospital Universitário Doutor Washington Antônio de Barros (HU-Univasf/EBSERH), Petrolina-2015.

Áreas analisadas	n	%
Região Superior	31	31,0
1 microrganismo	17	54,8
2 microrganismos	9	29,1
3 microrganismos	5	16,1
Região Central	68	68,0
1 microrganismo	41	60,4
2 microrganismos	22	32,2
3 microrganismos	5	7,3
Região Inferior	47	47,0
1 microrganismo	26	55,3
2 microrganismos	18	38,3
3 microrganismos	3	6,4
Tecido estéril	0	0

Após a quantificação das colônias, estas foram isoladas individualmente em meio de cultura BHI ágar em estufa 35°C por 24h e passaram pelo processo de coloração de Gram, sendo separadas em Gram positivas e Gram negativas. As bactérias Gram positivas foram testadas quanto à presença ou não da enzima

catalase. Aquelas positivas foram cultivadas por 24h em meio de cultura GOF para identificação das espécies.

A tabela 2 apresenta o processo de testes para identificação das bactérias encontradas e os resultados de algumas colônias detectadas.

TABELA 2

Etapas para identificação de bactérias encontradas nas áreas dos lençóis da Unidade de Terapia Intensiva (UTI) do Hospital Universitário Doutor Washington Antônio de Barros (HU-Univasf/EBSERH), Petrolina, 2015.

AMOSTRA	ID	GRAM	CATALASE	OXIDASE	GOF
Leito 1	S/1	+	+	Fermentativa	Fermentativa
Leito 1	I/1	-		Oxidativa	Oxidativa
Leito 2	C/1	+	+	Oxidativa	Oxidativa
Leito 2	I/1	+	+	Fermentativa	Fermentativa
Leito 4	S/1	-		Oxidativa	Oxidativa
Leito 4	I/1	+	+	Fermentativa	Fermentativa
Leito 5	C/1	+	+	Oxidativa	Oxidativa
Leito 5	I/1	+	+	Oxidativa	Oxidativa
Leito 6	C/1	-		Oxidativa	Oxidativa
Leito 6	S/2	+	+	Oxidativa	Oxidativa

Na área superior dos lençóis, 31,0% apresentaram positividade, sendo os microrganismos isolados: *S.spp* (58,1%), *Stomatococcus spp* (29,4%), *Micrococcus spp* (12,5%) (tabela 3).

TABELA 3

Distribuição dos microrganismos encontrados na parte superior dos lençóis da Unidade de Terapia Intensiva (UTI) do Hospital Universitário Doutor Washington Antônio de Barros (HU-Univasf/EBSERH), Petrolina, 2015.

Bactérias	N	%
<i>S.spp</i>	31	58,1
<i>Stomatococcus spp</i>	16	29,4
<i>Micrococcus spp</i>	07	12,5
Total	54	100

A região central dos lençóis apresentou positividade para bactérias de 68%, sendo isolados os referidos microrganismos: *S.spp* (43,9%), *Micrococcus spp* (24,1%), *Enterococcus faecalis* (4,8%), *Streptococcus spp* (1,7%) e *Lactococcus spp.*, (tabela 4).

TABELA 4

Distribuição dos microrganismos encontrados na parte central dos lençóis da Unidade de Terapia Intensiva (UTI) do Hospital Universitário Doutor Washington Antônio de Barros (HU-Univasf/EBSERH), Petrolina, 2015.

Bactérias	N	%
<i>S.spp</i>	48	55,8
<i>Micrococcus spp</i>	19	22,1
<i>Enterococcus faecalis</i>	08	9,3
<i>Streptococcus spp</i>	07	8,2
<i>Lactococcus spp</i>	03	3,4
<i>Stomatococcus spp.</i>	01	1,2
Total	86	100

Na região inferior dos lençóis, 43,0% foram positivas para os referidos microrganismos: *S.spp* (53,4%), *Enterococcus faecalis* (32,9%), *Streptococcus spp* (10,3%) e *S.saprophyticus* (3,4%) (tabela 5).

TABELA 5

Distribuição dos microrganismos encontrados na parte inferior dos lençóis da Unidade de Terapia Intensiva (UTI) do Hospital Universitário Doutor Washington Antônio de Barros (HU-Univasf/EBSERH), Petrolina, 2015.

Bactérias	N	%
<i>S.spp</i>	31	53,4

<i>Enterococcus faecalis</i>	19	32,9
<i>Streptococcus</i> spp	6	10,3
<i>S.saprophyticus</i>	2	3,4
Total	58	100

Observou-se que dos 6 leitos avaliados, com 146 placas de cultivo:

O *S. spp* foi o gênero predominante e de maior percentual nas três áreas analisadas. *S. saprophyticus* foi observado apenas em uma amostra na região inferior e é uma bactéria causadora de infecção urinária em mulheres.

O *Streptococcus* spp, o *Enterococcus faecalis* e o *Micrococcus* spp, foram predominantes na região central. Área esta que apresentou o maior número de colônia de bactérias e de espécies diferentes.

Os *S.* são cocos Gram positivos que mais resistem no meio ambiente. Podem sobreviver por meses, são relativamente resistentes ao calor e podem tolerar uma concentração aumentada de antimicrobianos, além de ser um dos microrganismos mais patogênicos para o homem (MARQUES, 2007). As fibras dos tecidos analisados se comportam como fonte de nutriente e calor para o crescimento desse tipo de bactéria podendo esta ser multiplicada centena de vezes por segundo, por isso o grande número de colônias encontradas. É desconhecida a origem desse microrganismo, podendo ser proveniente do próprio paciente acamado no leito, trazido pela corrente de ar ou má higienização da área física da UTI.

Constata-se que todos os grupos de bactérias encontrados apresentaram risco aos pacientes e demonstram grau de patogenicidade, devido o estado crítico de todos presentes na UTI.

3.1.2 Para fungos

Os resultados da sequência de fungos encontrados nas amostras, analisados por lâmina, estão indicados na tabela 6.

TABELA 6

Sequência de fungos encontrados nas amostras dos tecidos da UTI/Univasf/EBSERH.

Amostra	ID	Morfologia	Homologia
Leito 1	C/1		<i>Penicillium</i>
Leito 3	C/1		<i>Aspergillus</i>
Leito 3	I/1		<i>Aspergillus</i>
Leito 3	I/2		<i>Penicillium</i>
Leito 4	C/1		<i>Aspergillus</i>

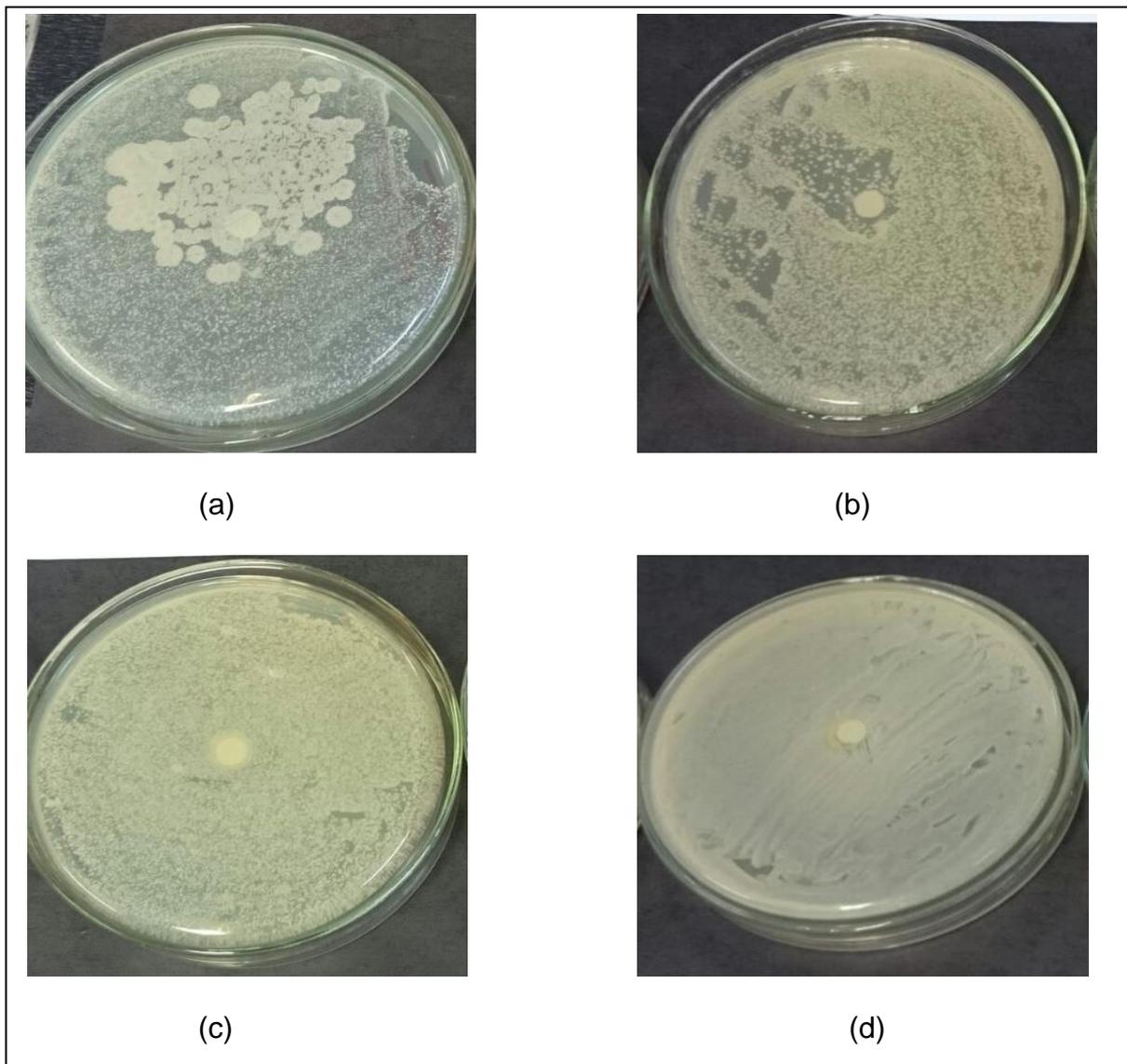
Leito 5	C/1		<i>Malassezia</i>
Leito 5	C/2		<i>Malassezia</i>
Leito 5	I/3		<i>Saccaromyces</i>

Das 24 amostras coletadas, houve positividade para fungos em 33,3 % das amostras. Sendo a região inferior e central as únicas que apresentaram fungicidade. O leito 3 e 5 apresentaram maior contaminação. O *Aspergillus* foi o gênero predominante nas placas. Cerca de 10-16 espécies desse fungo podem infectar o homem causando morte, sendo as mais comuns *A. fumigatus*, *A. flavus* e *A. niger*. Mas nesse estudo não foi realizado teste para espécie dos fungos apenas gênero.

3.2 Antibiograma com TiO₂

Depois que os tecidos foram impregnados com TiO₂, estes foram colocados em contato com bactérias *Esthaphylococcus*. Para a execução do método de antibiograma, foram separadas algumas placas esterilizadas, com meio de cultura BHI, para que não houvesse nenhum tipo de contaminação externa. Na Fig. 25 encontram-se fotos da amostras.

Figura 25: Antibiograma em meio BHI com discos de (a) tecido puro sem impregnação, (b) tecido com impregnação de TiO_2 , (c) tecido com impregnação de TiO_2 após 1 lavagem, (d) Tecido com impregnação de TiO_2 após 2 lavagens.



Analisando a Fig. 25, pode-se observar que todas as amostras de tecido recobertos com nanopartículas de TiO_2 , não foi observado efeito antimicrobiano, ou seja, nenhum halo de inibição foi observado. O que significa dizer que o TiO_2 não apresenta efeito bactericida, pois não inibiu o crescimento das bactérias pela superfície e, conseqüentemente, houve crescimento bacteriano por toda a placa.

3.3 Dinâmica de molhabilidade em tecidos com e sem impregnação de nanopartículas de TiO₂ - tratamentos de superfície

Nesta seção é analisada a dinâmica de molhabilidade de um fluido a base de glicerol sobre substratos de tecido com diferentes tratamentos. Em particular, foram usados quatro tipos de substratos.

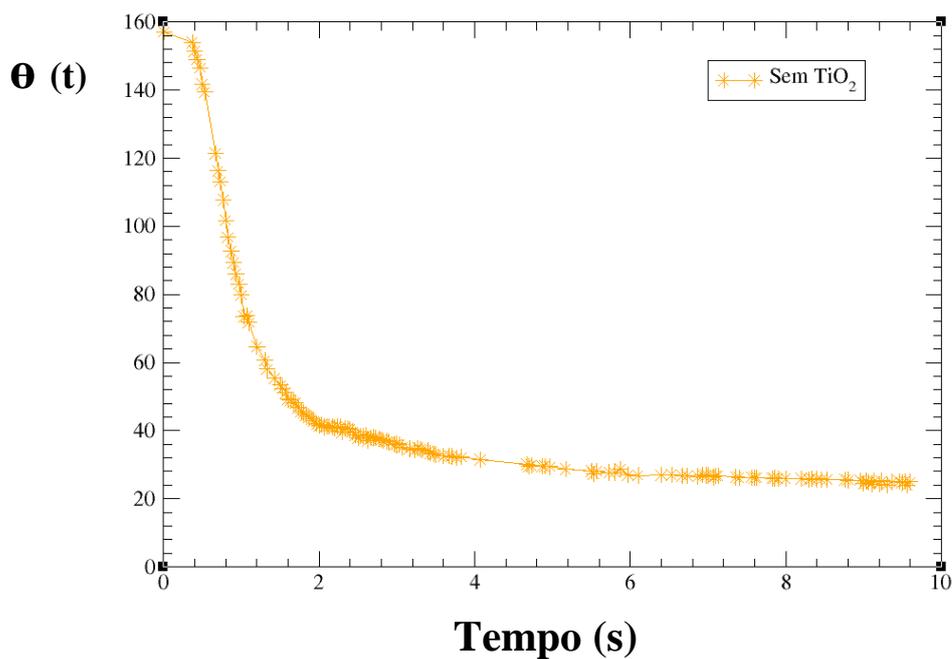
- ❖ Retalhos de tecido (50% CO + 50% PES) sem deposição de nanopartículas de TiO₂. – **AMOSTRA 1.**
- ❖ Retalhos de tecido (50% CO + 50% PES) com impregnação de nanopartículas de TiO₂ sem tratamento de lavagem – **AMOSTRA 2.**
- ❖ Retalhos de tecido (50% CO + 50% PES) com impregnação de nanopartículas de TiO₂ após um tratamento de lavagem – **AMOSTRA 3.**
- ❖ Retalhos de tecido (50% CO + 50% PES) com impregnação de nanopartículas de TiO₂ após dois tratamentos de lavagem – **AMOSTRA 4.**

A caracterização da molhabilidade nestes substratos modificados é fundamental para inferir nas propriedades dos tecidos e qual o mais indicado para uso em ambiente hospitalar, uma vez que este é um requisito importante, considerando que umidade e calor são características ideais para crescimento e proliferação de microrganismos.

Na Fig. 26 é apresentada a dinâmica de molhabilidade do gel de glicerol puro em recortes do tecido esterilizado e sem impregnação de TiO₂ - amostra 1. As medidas foram realizadas a uma temperatura de 26°C. Neste caso, é possível observar que o ângulo de contato relaxa rapidamente para o seu valor de estático. Isto pode estar diretamente associado à porosidade do substrato, mesmo o glicerol tendo alta viscosidade cinemática, que é em torno de 934 mPa s⁻¹. Este valor é cerca de duas ordens de magnitude superior ao valor da viscosidade cinemática da água líquida nesta temperatura. Os ângulos de contato foram medidos 10 vezes para cada

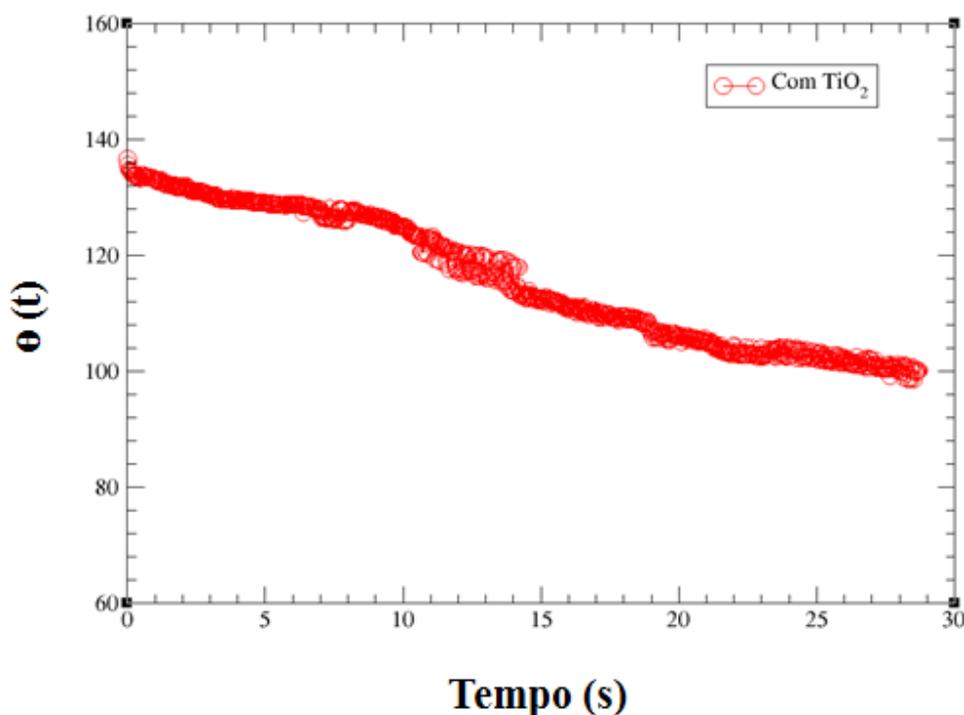
amostra e cada ângulo estático (ultima medida de ângulo para o tempo final) foi obtido após 900 *frams*. De fato, superfície de algodão e poliéster apresenta uma alta hidrofiliçidade, resultando em um alto ângulo de contato de estático, com $\theta^0 = 27,8^\circ$.

Figura 26: Dinâmica de umedecimento do gel glicerol para tratamentos de superfície do sem impregnação de TiO_2 : A linha decrescente segue de acordo com a teoria cinético-molecular. Note que a dinâmica de relaxação do ângulo de contato estático é determinado com tempo inferior à 30s.



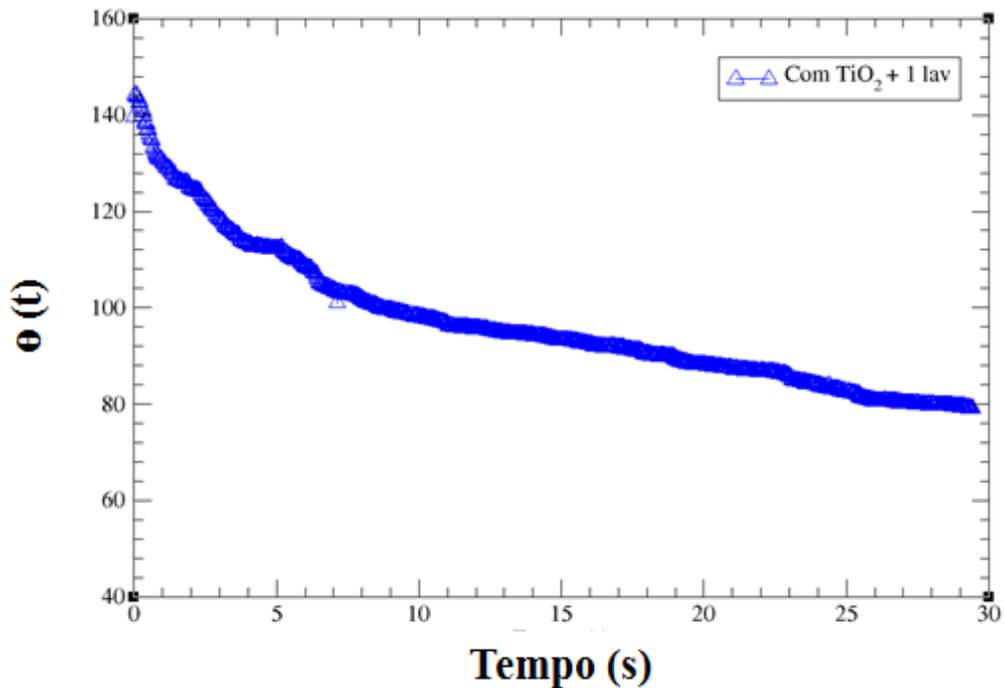
No que diz respeito aos substratos que passaram pelo processo de impregnação com TiO_2 – amostra 2 (Fig. 27) estes apresentaram maior ângulo de contato de estático, com $\theta^0 = 98,6^\circ$. Este tipo de impregnação superficial com nanopartículas a concentração de TiO_2 induziu a formação de uma camada extra, quando dispersadas à trama do tecido. O tamanho muito pequeno das partículas faz com que elas sejam aderidas por toda amostra, o que diminui a porosidade do substrato e dificultando o espalhamento do fluido diminuindo a absorção quando comparado a amostra 1. Apresentando a superfície com comportamento hidrofóbico.

Figura 27: Dinâmica de umedecimento do gel glicerol para tratamentos de superfície do substrato com TiO_2 : A linha decrescente segue de acordo com a teoria cinético-molecular. Note que a dinâmica de relaxação do ângulo de contato é mais lenta do que a observada para a amostra 1.



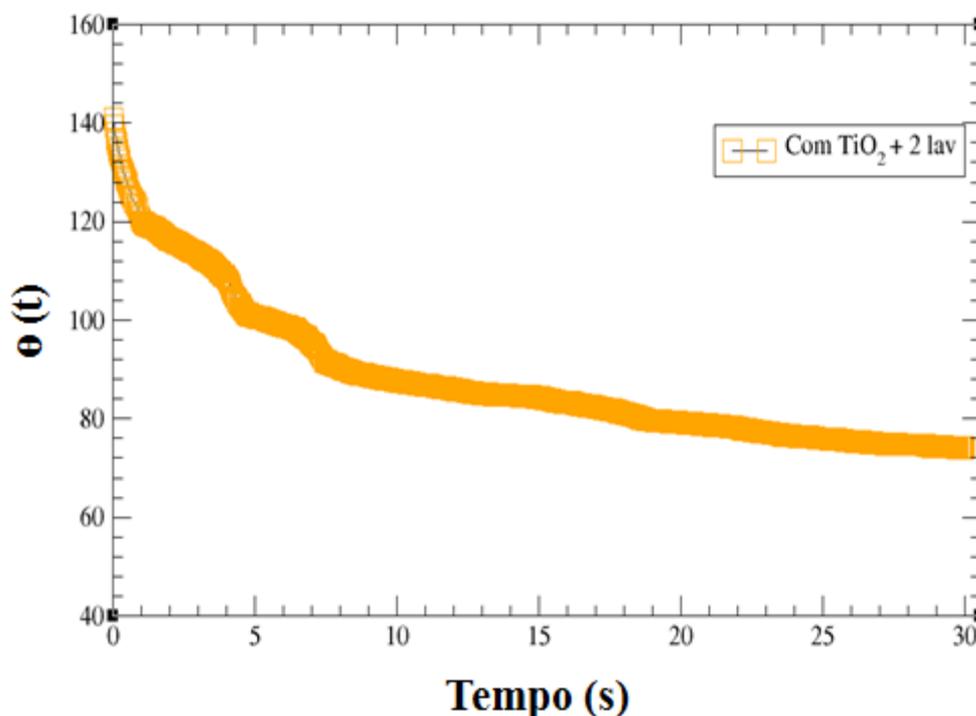
A análise da molhabilidade também foi realizada par as amostras impregnadas com TiO_2 após o processo de uma lavagem – amostra 3. Na Fig. 28 como é possível notar que o ângulo de contato apresenta uma dinâmica de relaxação mais lenta do que a observada para a amostra 1, sem TiO_2 . O fato está associado à remoção das nanopartículas pelo processo lavagem já que as nanopartículas se comportam como agentes ligantes as tramas do tecido bloqueando parcialmente a passagem do fluido e aumentando o livre caminho médio, que é um dos parâmetros que podem influenciar essa dinâmica, logo um menor número de partículas promove um maior livre caminho médio, e com isso uma maior mobilidade do fluido e conseqüentemente, um maior ganho de energia cinética, por isso a relaxação mais rápida quando comparada a amostra 2. Contudo, o ângulo de contato estático para essa amostra após processo de uma lavagem foi de $\theta^0 = 80,33^\circ$.

Figura 28: Dinâmica de umedecimento do gel glicérol para tratamentos de superfície do substrato com TiO_2 : A linha decrescente segue de acordo com a teoria cinético-molecular. A dinâmica de relaxação do ângulo de contato é mais lenta do que a observada para a amostra 1.



O aumento do valor do ângulo de contato estático nos diferentes substratos também foi observado para a amostra 4. Como mostra a Fig. 29. Porém, a redução no valor do ângulo de contato de estático nesse substrato é menor do que aquele observado pelas amostras 2 e 3. Nessas amostras o valor do ângulo de contato estático foi de $\theta^0 = 70,17^\circ$. Mais uma vez, é possível notar que o ângulo de contato apresenta uma dinâmica de relaxação mais lenta que a observada na amostra sem impregnação, resultante no aumento do valor da viscosidade cinemática da amostra devido a adição das nanopartículas.

Figura 29: Dinâmica de umedecimento do gel glicerol para tratamentos de superfície do substrato com TiO₂: A linha decrescente segue de acordo com a teoria cinético-molecular. Note que a dinâmica de relaxação do ângulo de contato aumenta em relação a amostra 3



Em todas as análises das propriedades de molhabilidade nos substratos modificados, foram realizados ajustes teóricos por meio da teoria cinético-molecular. Em particular, foi utilizado um programa na plataforma Mathematica 7 para a resolução da equação (7). Em todos os casos, o modelo teórico se ajustou de forma satisfatória aos dados experimentais, especialmente quando o ângulo de contato apresenta uma rápida relaxação para o seu valor de estático. Para contornar este problema, foi utilizada a aproximação em que a contribuição superficial para a densidade de energia livre de umedecimento, g_s , é dada por:

$$g_s = \gamma_{LV} (1 + \cos \theta^0) \quad (7)$$

Onde:

γ_{LV} – tensão superficial líquido/gás;

θ^0 - ângulo de contato estático.

A tabela 7 apresenta os valores para o ângulo de contato estático e para a densidade superficial da energia livre de molhabilidade para as amostras com diferentes tratamentos. Quanto maior o ângulo de contato menor é a energia de interação com o substrato sólido.

TABELA 7

Medidas dos ângulos de contato estático e densidade superficial de energia livre da interação dos fluidos dos substratos com os tratamentos. As medidas em destaque representam os maiores valores para ângulos estáticos determinados com a tensiometria óptica onde estes foram modificados com TiO_2 . As demais amostras são aquelas do tecido puro sem dispersão de TiO_2 .

FLUIDO	AMOSTRA	θ°	g^*_s
Glicerol	UTI/C1-AMOSTRA1	21,83°	75,93
Glicerol	UTI/C2-AMOSTRA 1	26,58°	71,12
Glicerol	UTI/C4-AMOSTRA 1	16,35°	83,38
Glicerol	UTI/C5-AMOSTRA 1	22,32°	73,67
Glicerol	UTI/C7-AMOSTRA 1	24,24°	71,68
Glicerol	UTI/C8-AMOSTRA 1	28,78°	68,33
Glicerol	TiO_2 PR AMOSTRA 2	98,26°	23,45
Glicerol	TiO_2 + 1 lav AMOSTRA 3	80,33°	31,5
Glicerol	TiO_2 + 2 lav AMOSTRA 4	70,17°	37,98

Sendo assim o aumento da molhabilidade está relacionado diretamente com a capacidade hidrofílica que cada material possui. Pode-se comparar com a tabela 7 que as amostras que não foram tratadas com a impregnação de TiO_2 apresentaram valores para ângulos de contato estático inferiores aquelas modificadas. Todas as superfícies sem tratamento tiveram ângulos abaixo de 30° , portanto hidrofílicas, já as que foram modificadas superficialmente com o nanomaterial duas delas obtiveram

resultados próximos a hidrofobicidade e uma analisada como hidrofóbica.

Na figura 30 são apresentadas imagens dos géis glicerol puro nos substratos com e sem modificação superficial. As imagens e medidas foram obtidas automaticamente pelo programa *One Attention* para 1s:30 *frams*.

Figura 30: Fotos comparativas da evolução temporal das gotas de glicerol nos diferentes substratos modificados: (a) sem dispersão de TiO_2 , (b) com dispersão de TiO_2 .

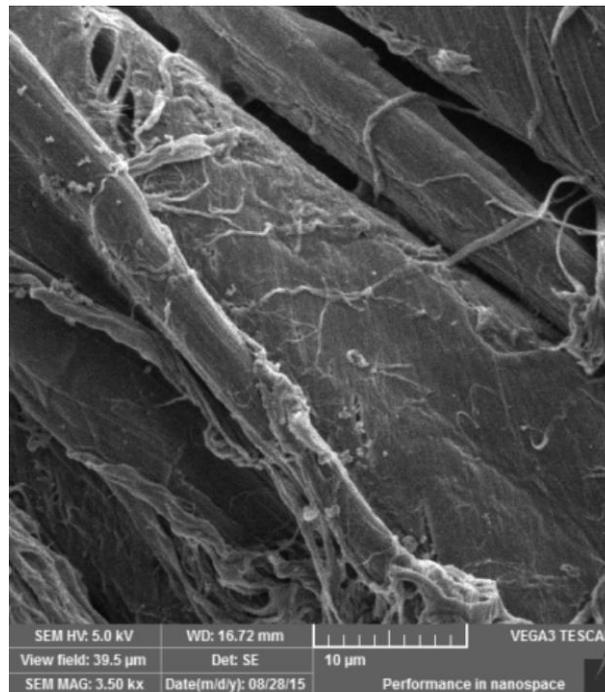
		Tempo		
Amostra	Fluido	0,1s	15s	30s
(a)	UTI/C-1			
	UTI/C-5			
(b)	$\text{TiO}_2 + 1\text{L}$			
	$\text{TiO}_2 + 2\text{L}$			
	TiO_2 Puro			

3.4 Microscopia Eletrônica de Varredura - MEV

Com o intuito de observar mudanças na estrutura das amostras, as mesmas foram analisadas pelo MEV modelo Vega 3XMU. Para tanto, enfatizaram-se as amostras que passaram pelo processo de impregnação com TiO_2 e uma amostra sem impregnação. Na figura 31, pode-se observar que as fibras do tecido estão desgastadas devido o processo de uso no HU. O grande número de lavagens contribui para o desgaste do material, uma vez que passam pelo processo de

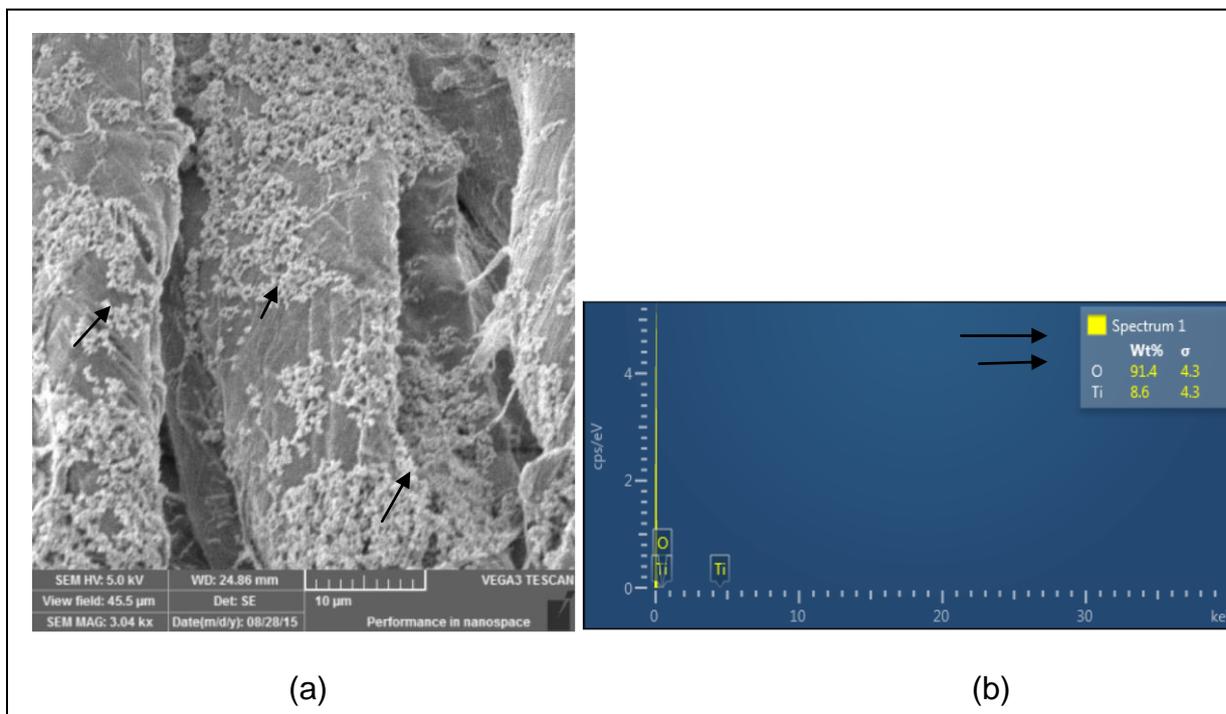
lavagem quase diariamente. Nota-se com a micrografia poros formados pelo afastamento das fibras, provenientes desse desgaste físico.

Figura 31: Micrografia das amostras de tecido plano sem impregnação de nanopartículas de TiO_2 .



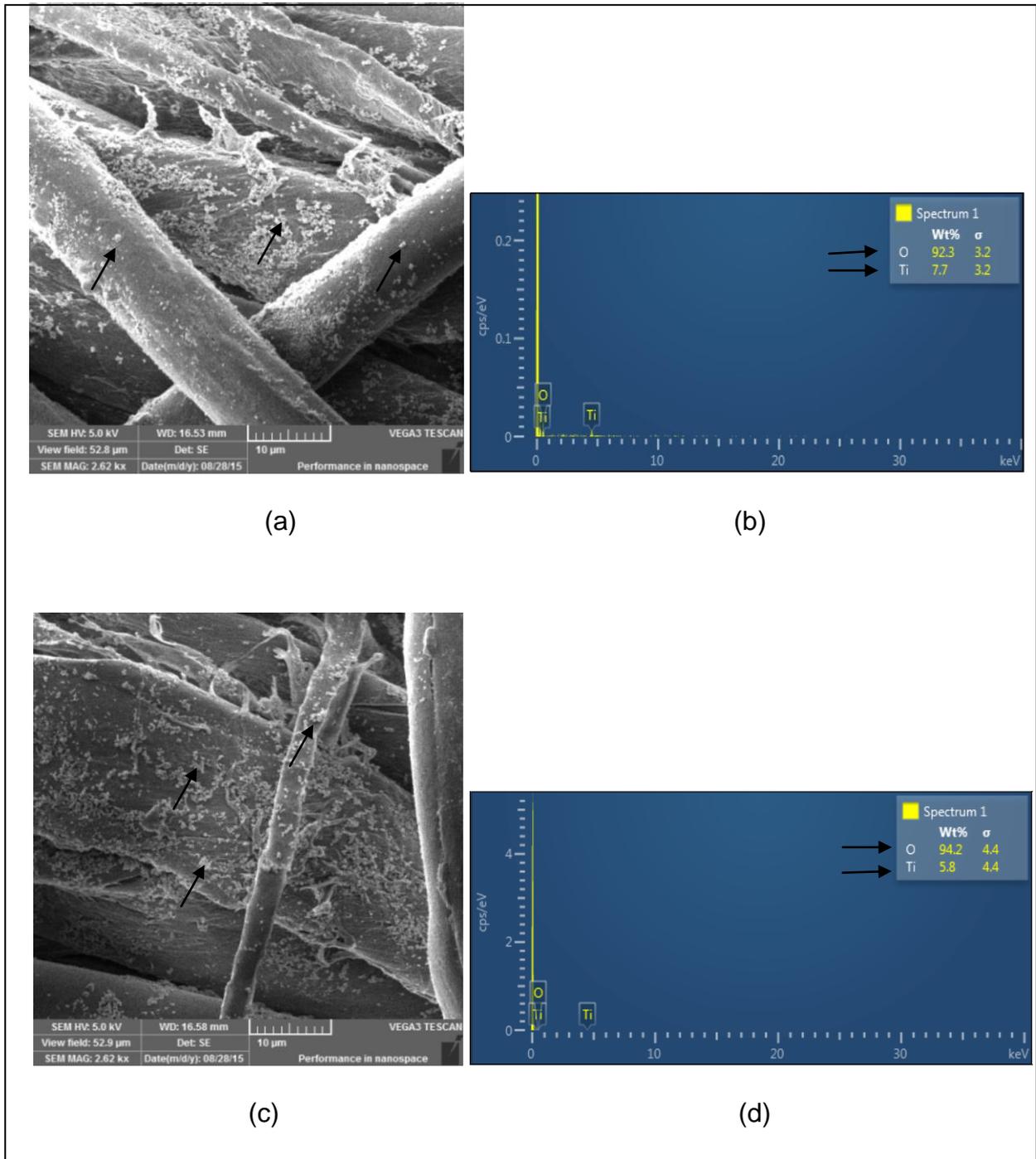
Na Fig. 32a da amostra 2, observa-se um filme branco de TiO_2 depositado sobre a trama do tecido. De uma maneira geral, há uma homogeneidade na dispersão de partículas sobre a superfície o que diminui nitidamente a porosidade do tecido. Para confirmar a inclusão de TiO_2 na amostra utilizou-se a técnica de MEV/EDS, o EDS não indica a porcentagem exata do elemento químico no local fotografado, apenas faz uma estimativa. Na Fig. 32b é apresentado picos de oxigênio e titânio, como esperado.

Figura 32: (a) Micrografia da amostra do tecido com impregnação de TiO_2 , nota-se presença de TiO_2 (setas). (b) espectro de EDS da amostra de tecido indicação, em porcentagem de Ti e O (setas).



Na Fig. 33a e 33c estão representadas as imagens obtidas das amostras que passaram pelo processo de impregnação e em seguida desimpregnação com uma lavagem e duas lavagens, respectivamente. Observa-se que entre as duas a microestrutura é semelhante e que a deposição dessas partículas nanométricas é aleatória. Nas Fig. 33a e 33c nota-se diferença no tamanho das partículas, se pode notar que, para menores tratamentos, têm-se partículas maiores depositadas na superfície dos tecidos. Isto vai de acordo com NICHOLSON (1983), que diz que, após a deposição das primeiras partículas na superfície da amostra, segue-se a formação de pares de átomos na superfície e, posteriormente, a nucleação. Com isso, tem-se para as Fig. 32a tamanhos de partículas maiores, quando comparadas as micrografias das amostras 33a e 33c, estas são oriundas da junção de partículas menores. O EDS para os dois tipos de amostras Fig. 33b e 33d, geram picos de Ti, indicando a amostra com duas lavagens, menor percentual de Ti.

Figura 33: (a) micrografia da amostra de tecido plano impregnados com TiO_2 após uma lavagem (b) espectros de EDS presentes na amostra 33.a (c) micrografia da amostra de tecido plano impregnados com TiO_2 após duas lavagem. (d) espectros de EDS presentes na amostra 33.c.



3.5 Análise para os ensaios de tração

O software conectado à máquina de ensaio, MTest forneceu os seguintes gráficos (Fig.34) relacionando a força aplicada longitudinalmente aos corpos de prova à deformação absoluta por estes sofrida:

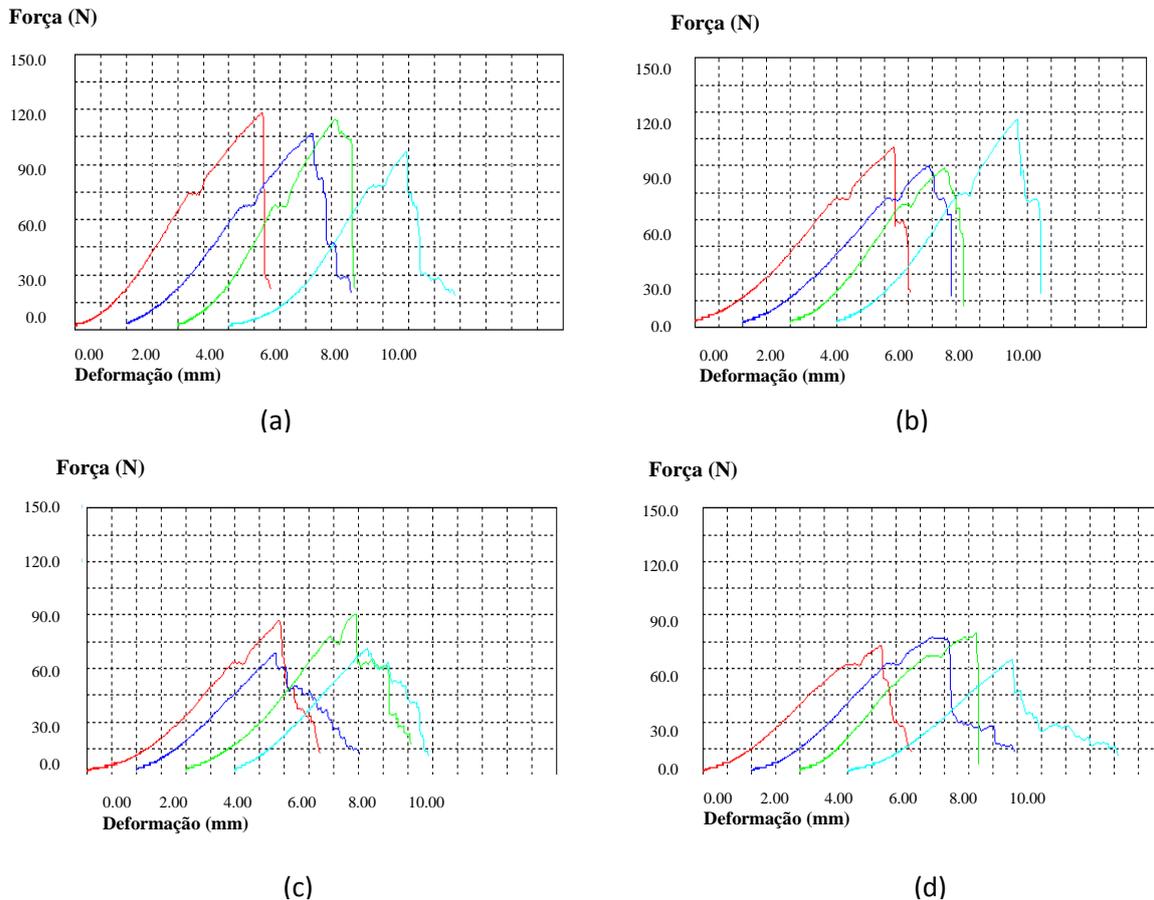


Figura 34 - Gráficos da variação de força em função da deformação para corpos de prova (a) com impregnação de TiO_2 , (b) com impregnação de TiO_2 após uma lavagem, (c) com impregnação de TiO_2 após duas lavagens e (d) sem impregnação de TiO_2

Permitiu-se que fosse calculado o módulo de elasticidade ou módulo de Young para cada amostra. O módulo de elasticidade é medido pela razão entre a tensão e a deformação relativa, dentro do limite elástico, em que a deformação é totalmente reversível e proporcional à tensão. A tensão pode ser obtida dividindo-se a força pela área transversal do corpo de prova, e a deformação relativa seria obtida dividindo-se a deformação absoluta (incremento no comprimento do corpo de prova),

pelo comprimento útil do corpo de prova.

Os corpos de prova ensaiados na direção vertical foram avaliados pela carga aplicada ao material por unidade de área, até o momento da ruptura. Para cada amostra utilizou-se 4 corpos de prova para média da força. A tabela 8 apresenta os valores de força máxima (N) e Deformação σ_{max} (mm) para cada amostra.

TABELA 8

Resistência máxima ou no escoamento (σ_{max}) e deformação na resistência máxima das amostras

Amostras	Corpos de prova	Força máxima (kN)	Deformação σ_{max} (mm)
Com TiO ₂	1	116,08	7,38
	2	102,12	7,26
	3	114,67	6,14
	4	96,92	6,90
	Média	107,48	6,92
Com TiO ₂ + 1lav	1	108,33	8,38
	2	90,10	7,89
	3	88,73	6,51
	4	116,84	7,59
	Média	98,80	7,59
Com TiO ₂ + 2lav	1	86,68	7,79
	2	68,99	5,60
	3	90,78	6,90
	4	71,67	5,35
	Média	79,52	6,42
Sem TiO ₂	1	73,03	7,34
	2	77,81	7,50
	3	79,86	7,31
	4	64,86	6,73
	Média	73,89	7,23

Os valores de carga máxima obtidos apresentaram boa repetibilidade, e o modo de fratura em todos os ensaios, ocorreu pelo rasgo do material. As amostras que apresentaram maior resistência mecânica foram aquelas impregnadas de TiO_2 , sendo a amostra impregnada Com TiO_2 a que indicou os maiores valor de carga máxima suportada, média de 107,48 (N). Para os corpos de prova sem impregnação de TiO_2 obteve-se média de 73,89 (N), resultado semelhante a amostra impregnada com TiO_2 o que indica que com aumento das lavagens e desimpregnação das nanopartículas de TiO_2 há uma diminuição na resistência do tecido.

Capítulo 4

Conclusão e perspectivas futuras

Neste trabalho foi possível diversificar microrganismos entre eles bactérias e fungos encontrados sobre os leitos da UTI do Hospital Universitário Doutor Washington Antônio de Barros (HU-Univasf/EBSERH), onde estes apresentaram grau de patogenicidade aos pacientes.

O teste de antibiograma realizado com os tecidos impregnados com nanopartículas de TiO_2 não apresentou nenhum halo de inibição, portanto o TiO_2 usado nessa escala nanométrica não apresentou nenhuma propriedade antibacteriano/bactericida.

A partir dos resultados das medidas de ângulo de contato e tensão superficial constatou-se que os tecidos do HU quando não impregnados com nanopartículas de TiO_2 se apresentaram superfícies hidrofílicas mesmo em contato com um fluido viscoso como o glicerol. E que as amostras impregnados com TiO_2 apresentaram menor molhabilidade superficial, feito este favorável para um ambiente hospitalar, pois superfícies menos hidrofílicas apresentam maiores chances de detecção de fluidos estranhos possibilitando o contato e a limpeza em menor tempo. Constatou-se ainda com o ensaio de tração que as nanopartículas de TiO_2 quando aderidas em fibras de tecido podem aumentar a resistência mecânica.

Sendo assim, conclui-se que o tipo de tecido algodão+poliéster utilizado pela gerência do hospital tecidos se apresenta como ambiente favorável para o crescimento de microrganismos o que traz risco aos pacientes e profissionais de saúde no momento da internação e que pode ser um contribuinte na grande incidência de mortes por infecção hospitalar.

Pretende-se com este trabalho estudar os efeitos antibacterianos em outras nanopartículas, a fim de utiliza-la e incorporá-la ao tecido para uso em lençóis de hospital.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMSON, A. W.; GAST, A. P. Physical Chemistry of Surfaces, 6th ed., Wiley-Interscience: New York, cap. 2, 1997.

ARAÚJO, E. A. et al., Aspectos coloidais da adesão de micro-organismos, Nova vol.33 no.9 São Paulo , 2010.

ANEZIRIS, C. G.; HOMOLA, F. High temperature wettability of refractories in contact with melts, Handbook, German Ceram. Soc., Technical Ceramic Materials, Kriegesmann, Cap. 5.4.2.1, 1-32, 2005.

AKCELRUD, L. Fundamentos da Ciência dos Polímeros. 1^o Edição, 2007, Editora Manole Ltda.

AKURATI, K. K. et. al. Flame-made WO₃/ TiO₂ nanoparticles: Relation between surface acidity, structure and photocatalyct activity. Applied Catalysis B: Enviromental n.79, p.53-62. 2008.

BAUGHMAN, R. H. Conducting polymer arti_cial muscles. Synthetic Metals, 78:339_353, 1996.

BEHRING, J. L, et al. ., Adaptação no método do peso da gota para determinação da tensão superficial: um método simplificado para a quantificação da cmc de surfactantes no ensino da química. Quim. Nova, v. 27, No. 3, 492-495, 2004.

BECK, W.; Collette, T., False Faith in the Surgeon's Gown and Surgical Drape. American Journal of Surgery, 83 (Fevereiro 1952), pg. 125-126.

BELKIN, N. L., A Historical Review of Barrier Materials, AORN Journal, vol. 76, nº 4, pags. 648-652, 2002.

BORKOW, G.; GABBAY J. Biocidal textiles can help fight nosocomial infections. Med. Hypotheses, V. 70, p. 990 – 994, 2007.

BONN, D.; EGGERS, J.; INDEKEU, J.; MEUNIER, J. AND ROLLEY, E. Wetting and spreading. Reviews of Modern Physics, 81:739_805, 2009.

BORKOW, G.; GABBAY J. Biocidal textiles can help fight nosocomial infections. Med. Hypotheses, V. 70, p. 990 – 994, 2007.

BROCHU, M.; PUGH, M. D.; Drew, R. A. L., Joining silicon nitride ceramic using a composite powder as active brazing alloy, Mater. Sci. Eng. A 324, 1-2 (2004) 34-42.

BUTT, H. J.; GRAF, K.; KAPPL, M. Physics and Chemistry of Interfaces. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co., 2003.

CALLISTER, W. D. Materials science and engineering. AnohnWiley&Sons,Inc. Edição 07. New York, NY, 1991.

CASTELLAN, G. Fundamentos de físico-química. Trad. C.M. Pereira e R.B.Faria. São Paulo: Livros Técnicos e Científicos Editora Ltda, 1986.

CANEVAROLO, S. V. Ciência dos Polímeros: um texto básico para tecnólogos e engenheiros. São Carlos, SP: Artiber, 2002.

CAZABAT, A. M. How does a droplet spread? Contemporary Physics, 28(4):347_364, 1987.

CHIAPETTA, S. C.; Comparação da Eficiência de Diferentes Técnicas (Esgotamento e Foulardagem) de Fixação de Permetrina em Tecidos Têxteis Martins, T. G.;* Carvalho, L. J.; Cassella, R. J. Rev. Virtual Quim., 2015, 7 (4), 1119-1129. Data de publicação na Web: 21 de fevereiro de 2015.

FEITOR, M. C. Efeito Antibacteriano de Tecidos Têxteis Revestidos por Prata Através da Técnica de Deposição por Plasma, 2010.

CHEN, X.; SCHLUESENER, H. J. Nanosilver: a product in medical application. Toxicology letters, V.176, p. 1 – 12, 2008.

CONTRERAS, A.; ANGELES-CHÁVEZ, C.; FLORES O.; PEREZ, R. Structural, morphological and interfacial characterization of Al-Mg/TiC composites, Mater.Charact.58, 8-9 (2007) 685-693.

CORONEL et al. Infection et contamination bacterienne de l`environnement dès patients : lês draps. Reanimation, V.10, p. 43 – 44, 2001.

COOK, J. G., Handbook of textile fibres, Woodhead Publishing Limited, Cambridge Inglaterra, 2001

COUTINHO, K.; CANUTO, S. Solvent effects from a sequential Monte Carlo-quantum mechanical approach. Advances in Quantum Chem. 28, p. 89, 1997.

COUTINHO, M. P. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2007.-Influência da morfologia da superfície na molhabilidade do titânio comercialmente puro 84p : il., graf., tab., 2007..

DUSSAN, E. B. V., On the spreading of liquids on solid surfaces: static and dynamic contact lines. Annual Review of Fluid Mechanics, (11):371_400, 1979.

FOWKES, F.M., Additivity of intermolecular forces at interfaces. I. Determinations of the contribution to surface and interfacial tensions of dispersion forces in various liquids, Journal Physics Chemistry, v. 66, pp. 1863–1866, 1962.

JAN-BO H., Effecty of plasma treatment on hydrophilic propeties of TiO₂ thin films.Surface & coatings technology, 2005.

JOHN, J.; HAUSNER, H., Influence of oxygen partial pressure on the wetting

behavior in system Al/alumina, J. Mater. Sci. Lett. 5 (1986) 549-551. (Rec. 02/09/2007, Ac. 30/11/2007)

JOHNSON, R. E.; DETTRE, R. H., Wettability - Wetting of low-energy surfaces, chapter 1, pages 1_73. Marcel Dekker, 1993.

HAGE, J. E. Aspectos históricos sobre o desenvolvimento da ciência e da tecnologia de polímeros. *Polímeros*[online]. 1998, vol.8, n.2, pp. 6-9. ISSN 0104-1428

HUANG, W.; LEONAS, K. K. Evaluating a One-Bath Process for Imparting Antimicrobial Activity and Repellency to Nonwoven Surgical Gown Fabrics. *Textile Research Journal*, V. 70, p. 774 – 782, 2000.

KWOK, D.Y. et al., Measuring and interpreting contact angles: a complex issue, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and engineering aspects*, 142, p. 219-35, 1998.

LACERDA, R. A., Buscando compreender a Infecção Hospitalar no paciente cirúrgico. São Paulo. Atheneu, 1992.

LEE, H. J.; JEONG, S. H. Bacteriostasis and Skin Innoxiousness of Nanosize Silver Colloids on Textile Fabrics. *Textile Research Journal*, V. 75, p. 551 – 556, 2005.

LENG, Y.X.; CHEN, J.Y.; YANG, P.; SUN, H.; HUANG, N., The micro structure and properties of titanium dioxide films syn the size dbyun balanced magnetrons puttering. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B* 257, 451–454, 2007.

LI, J. X. et al. The influence of polyethylene terephthalate surfaces modified by silver ion implantation on bacterial adhesion behavior. *Surface & Coatings Technology*, V. 201, p. 8155 – 8159, 2007.

LIN, J. J. et. al. A. Hammer. The efect of polymer chain length and surface density on the adhesiveness of functionalized polymersomes. *Langmuir*, 20:5493_5500, 2004.

LEWIS, A. L.; HUGHES, P. D.; KIRKWOOD, L. C.; LEPPARD, S. W.; REDMAN, R. P.; TOLHURST, L. A. Synthesis and characterisation of phosphorylcholinebased polymers useful for coating blood _ltration devices. *Biomaterials*, 21:1847_ 1859, 2000.

LONG, J. et al., “Thermodynamic modeling of contact angles on rough, heterogeneous surfaces”, *Adv. Colloid Interface Sci.* 118, 1-3, 173-190, 2005.

LUZ, A. P.; RIBEIRO, S.; PANDOLFELLI, V. C., Artigo revisão: Uso da molhabilidade na investigação do comportamento de corrosão de materiais refratários, *Cerâmica* 54. p 174-183, 2008.

MACÊDO, H. R. A.; et al. ., Estudo da molhabilidade do titânio tratado termicamente. *Revista Eletrônica de Materiais e Processos*, v.5.2 (2010) 61-67, 2010.

MARMUR, A., Wetting on real surfaces. *Journal of Imaging Science and Technology*, 44(5):406_409, 2000.

MOORHEAD, S.; JOHNSON, M.; MAAS, M., *Nursing outcomes classification (NOC)* (3rd ed.). St. Louis: Mosby, 2004.

MUNIZ, E. S. et al., Estudo experimental para avaliação da pressão capilar em folhelhos. 4o PDPETRO, Campinas, SP, 21-24 de Outubro de 2007.

MURRAY, P.R.; ROSENTHAL, K.; PFALLER, M.A. *Microbiologia Médica*. Elsevier, 2009.

MURRAY, P.R.; BARON, E.J.; PFALLER, M.A.; TENOVER, F.C.; YOLKEN, R.H. *Manual of Clinical Microbiology*, 8ed., ASM, Washington, 2003

NASCIMENTO, R. M.; MARTINELLI, A. E.; BUSCHINELLI, A. J. A., Review article: recent advances in metal-ceramic brazing, *Cerâmica*49, 178-198, 2003.

NAGATANI, T.; SAITO S.; SATO, M.; YAMADA, M. Development of an ultra high resolution scanning electron microscope by means of a field emission source and in-lens system. *Scanning Microscopy*. v.11, 901-909, 1987.

NICHOLSON, D. R. *Introduction to Plasma Theory*. Estados Unidos: John Wiley & Sons, 1983. p. 265.

RAHAMAN, M. N. *Ceramic Processing and Sintering*, 1ª Ed., Marcel Dekker, Nova York, EUA (1995).

ROBERT, O. B. *Polymer Science and Technology*. CRC Press, 2000.

ROSENTAL, E.; DUKE, C.; QUERESHI, S. A., The efficacy and safety of stent redilation in congenital heart disease. *Heart*, 89:905-12.28, 2003.

RUPARELIA, J. P., et al. Strain Specificity in Antimicrobial Activity of Silver and Copper Nanoparticles. *Acta Biomaterialia*, V. 4, p. 707 – 716, 2008.

SILVA, J.M.V.B.S.; ANDRADE, C.M.A.; SÁ, J.C., Desenvolvimento de sistema computacional para o cálculo automatizado do ângulo de contato. I Congresso de Pesquisa e Inovação da Rede Norte Nordeste de Educação Tecnológica (I CONNEPI) Natal-RN – 2006

SHARMA, P.K.; HANUMANTHA RAO, K. Analysis of Different Approaches for Evaluation of Surface Energy of Microbial Cells by Contact Angle Goniometry. *Advances of Colloid International Science*, V. 98, p.341 – 463, 2002.

SONDI, I.; SONDI, B. S. Silver Nanoparticles as Antimicrobial Agent: a Case Study on *E.coli* as a Model for Gram-negative Bacteria. *Journal of Colloid and Interface Science*, V. 275, p. 177 – 182, 2004.

- SRISANKAR, E. V.; SHAH, J. P.; NARAYAN, K. S.; J. Chem. Educ. 1987, 64, 378.
- SUWA, Y.; INAGAKI, M.; NAKA, S. Polymorphic transformation of titanium dioxide by mechanical grinding. J. Mater. Sci. 18 (1984) 1397- 1405.
- RAMACHANDRAN, T.; RAJENDRAKUMAR, K.; RAJENDRAN, R. Antimicrobial Textiles – na Overview. IE (I) Journal, V. 84, p. 42 – 46, 2004.
- TATE, T., Philos. Mag. 1864, 27, 176.
- TAKEDA K, ET. AL.: Nanoparticles Transferred from Pregnant Mice to Their Offspring Can Damage the Genital and Cranial Nerve Systems. *J Heal Sci* 2009, 55:95–102.
- TORTORA, G. J.; FUNKE, B. R.; CASE, C. L. Microbiologia. 8 ed. Porto Alegre: artmed, 2008, 894.
- YANG, C. Y.; HSIN, Y.; KAO; HUANG, T. Y. A Novel Anti Silver Nanoparticle Bacteria . Nanotechnology, 2008. p. 887 – 890. ISBN, 978-1-4244-2103-9.
- VIRK, R. K., et al. Plasma and Antimicrobial Treatment of Nonwovens Fabrics for Surgical Gowns. Textile Research Journal, V. 74, p. 1073 – 1079, 2004.
- WANG, H.; FANG, Y.; YAN, Y. Surface modification of chitosan membranes by alkane vapor plasma. Journal of Materials Chemistry, Vol XI, 2001.
- WHITE, W. C.; MONTICELLO, R.; KRUEGER, J.; VANDENDAELE, P.; “A comparison of Antimicrobials for the textile industry”, 2005
- WOLANSKY, G.; MARMUR, A., Apparent contact angles on rough surfaces: the wenzel equation revisited. Colloids and Surfaces A, 156:381_388, 1999.
- WOLF, F. R., Modelagem da interação fluido sólido para simulação de molhabilidade usando o modelo Lattice- Boltzmann, Universidade Federal de Santa Catarina, Tese (doutorado), 2006.
- WEI Z., et. al. Low temperature deposition of nanocrystalline TiO₂ films: enhancement of nanocrystal formation by energetic particle bombardment. Journal of Physics D:Applied Physics v.40, p. 219 - 226, 2007.
- WANG, H., et al. Antibacterial Properties of PLA Nonwoven Medical Dressings Coated with Nanostructured Silver. Fibers and Polymers, V. 2008, p. 556 – 560, 2008.
- WONG, Y. C.; SZETO, Y. S.; CHEUNG, W. H.; MCKAY, G. Adsorption of acid dyes on chitosan: Equilibrium isotherm analyses. Process Biochemistry, 39:693_702, 2004.

YOU, X. F.; CHEN, F.; ZHANG, J. L.; ANPO, M.; *Catal. Lett.* 2005, 102, 247.

ZHANG, X.; SHI, F.; YU, X.; LIU, H.; FU, Y. AND ZQ. WANG. Polyelectrolyte multilayer as matrix for electrochemical deposition of gold clusters: toward super-hydrophobic surface. *Journal of the Chemical American Society*, 126:3064_3065, 2004.

ANEXO

Carta de anuência Hospital Universitário Doutor Washigton Antonio de Barros–
Univasf/EBSERH.

ANEXO

Artigos publicados em anais de evento

EVANGELISTA, T. F. S.; LIMA, R. S. ; OLIEVIRA, C. B ; OLIVEIRA, I. N. Study and Characterization of Wettability Cotton Fabric Doped TiO₂ as a Reducing Microorganisms. In: XXXIII Encontro de Físicos do Norte e Nordeste, 2015. BIO Biofísica Molecular.

EVANGELISTA, T. F. S.; LIMA, R. S. ; CARVALHO, G. M. R. ; MACEDO. H. R. A. O Estudo da Molhabilidade em Polímeros Naturais e Sintéticos e Sua Relação com o Crescimento de Microrganismos. Bio-Biofísica Molecular, 2014.

EVANGELISTA, T. F. S.; ROLINHO, N. V. T.; LIMA, R. S. Caracterização mecânica e estrutural da biofibra obtida da *Calotropis Procera*. SCIENTEX, 2014.