

Influência da espessura nas propriedades mecânicas, ângulo de contato, absorção e perda em água de membranas derivadas do látex natural

Influence of thickness on the mechanical properties, contact angle, absorption, and loss in water of membrane from natural latex

Eunice Paloma Nascimento Lima¹, Taynah Pereira Galdino¹,
Raid Ícaro Rached Farias¹, Israel Garcia de Melo¹,
Suelyn Fabiana Aciole Morais de Queiroz²,
Antonio Carlos de Queiroz Santos², Marcus Vinicius Lia Fook¹

¹CERTBIO, Unidade Acadêmica de Engenharia de Materiais/Universidade Federal de Campina Grande, Rua Aprígio Veloso, n. 882, Bodocongó, CEP 58109-970, Paraíba, Campina Grande, Brasil.

²Unidade Acadêmica de Engenharia de Processos/Universidade Federal de Campina Grande, Rua Aprígio Veloso, n. 882, Bodocongó, CEP 58109-970, Paraíba, Campina Grande, Brasil.

e-mail: eunicelima@outlook.com, marcusvinicius@dema.ufcg.edu.br

RESUMO

A membrana de látex tem ganhado destaque em uma gama de aplicações, entretanto, a baixa uniformidade em sua espessura provoca discrepância nas propriedades se configurando como problema para a produção em larga escala, principalmente quando se trata de um produto para área biomédica. Portanto, este artigo pretende determinar a influência da espessura sobre as propriedades de membranas derivadas de látex natural. Para tanto, foram produzidas amostras com espessuras de 0,35 mm, 0,40 mm, 0,50 mm, 0,60 mm e 0,65 mm e foram submetidas aos ensaios de dureza, absorção e perda em água, molhabilidade por ângulo de contato e resistência mecânica à tração. Os resultados mostraram que quanto maior a espessura, menor foi a dureza, a absorção de água, o módulo de Young, a deformação e a molhabilidade, porém, maior foi a resistência à tração e a perda de massa em água. O desvio padrão das propriedades das amostras com espessura entre 0,40 mm e 0,60 mm foi até 550% inferior aos desvios encontrados para 0,35 mm e 0,50 mm, até 930% menor para 0,50 mm e 0,65 mm e para as faixas de espessuras entre 0,35 mm e 0,65 mm a diminuição foi de até 800%. Dessa forma, se conclui que para padronizar a produção de membranas de látex, garantindo boa uniformidade nas suas propriedades, as espessuras devem ser de 0,50 mm com desvio de 0,1 mm.

Palavras-chave: Dureza. Absorção. Molhabilidade. Resistência mecânica. Curativo.

ABSTRACT

The latex membrane has been gained prominence in several applications; however, the low uniformity in its thickness causes a discrepancy in properties, becoming a problem for large-scale production, especially when it comes to a product for the biomedical area. Therefore, this article aims to determine the influence of thickness on the properties of membranes derived from natural latex. For this, samples were produced with thicknesses of 0.35 mm, 0.40 mm, 0.50 mm, 0.60 mm, and 0.65 mm and subjected to hardness tests, water absorption and loss, wettability by the contact angle, and mechanical resistance. The results showed that the greater the thickness, the lower the hardness, the water absorption, Young's modulus, tensile deformation, and the wettability, but, greater was the tensile strength and the mass loss in water. The standard deviation of the properties of samples with a thickness between 0.40 mm and 0.60 mm was up to 550% less than the deviations found for 0.35 mm and 0.50 mm, up to 930% below for 0.50 mm and 0, 65 mm and up to 800% smaller for thickness ranges between 0.35 mm and 0.65 mm. Thus, to standardize the production of latex membranes, ensuring good uniformity in their properties, thicknesses must be 0.50 mm with 0.1 mm deviation.

Keywords: Hardness. Absorption. Wettability. Mechanical resistance. Wound dressing.

1. INTRODUÇÃO

O látex natural, ou borracha natural, é extraído através do processo chamado sangria da árvore Seringueira (*Hevea brasiliensis*). Em seu estado bruto é composto por aproximadamente 59% de água, 36% de borracha e 5% de outros componentes como proteínas, lipídios e açúcares. Após a sangria, ele recebe pré-tratamento com estabilizadores, seguindo para processos de coagulação, peneiração, mastigação, concentração e centrifugação. Apesar de grande parte das substâncias não-borrachosas solúveis em água ser perdida durante o processo, os lipídeos, proteínas, pequenas quantidades de sais inorgânicos e outras substâncias são retidos e podem influenciar nas propriedades da borracha no estado bruto ou vulcanizado [1-3].

A borracha em seu estado bruto possui baixa resiliência e resistência mecânica, mas a partir das ligações cruzadas por meio do enxofre se obtém um material flexível, mecanicamente resistente e com característica de termofixo, chamado de elastômero. Esse processo industrial de vulcanização é o mais convencional e baseia-se na reação com enxofre, óxido de zinco e catalisadores [4-6]. Os cuidados especiais tomados na vulcanização fazem com que a borracha possua uma microarquitetura particular, preservando a conformação nativa das proteínas e permitindo a reorganização dos constituintes fosfolipídicos, o que proporciona aderência celular e estimula os vários tipos celulares envolvidos nos processos de cicatrização de feridas [7, 8].

O látex natural quando foi cuidadosamente processado, em temperaturas abaixo das utilizadas na vulcanização convencional, com uma fina camada produziu uma membrana lisa, elástica e impermeável, denominada membrana de látex natural. Essa membrana possuiu propriedades interessantes quanto à transparência, elasticidade, mucoadesividade e biocompatibilidade, o que a torna promissora para aplicação como um biomaterial [9-12]. Pesquisadores estudaram as propriedades físicas, microarquitetura, respostas inflamatórias e biocompatibilidade das membranas em modelos animais e aprovaram a segurança e eficácia do tratamento para cicatrização de úlceras cutâneas [13-15]. As membranas encontram-se em fase de utilização em humanos, mas a estrutura do látex natural, seus componentes ativos e a produção de forma padronizada em busca da uniformidade das membranas, se configuram como objetos de pesquisa [13, 16].

LAMBERT *et al.* [17] discorreram que a espessura da membrana de látex influencia em sua cinética de degradação, principalmente quando é mais espessa. Enquanto YOW *et al.* [18] relataram que a formação de trincas e estrias durante a secagem de membranas de látex foi inversamente proporcional a espessura, ou seja, as membranas mais espessas tendem a apresentar menos deformações durante a secagem. ERENO *et al.* [19] utilizaram as membranas de látex como membrana oclusiva para reparo ósseo, no qual a espessura da membrana deveria ser bem controlada. Além disso, autores como ALMEIDA *et al.* [20], HERCULANO *et al.* [21] e AZEVEDO *et al.* [22] empregaram as membranas de látex como um sistema carreador de fármacos e uma variação de espessura pode modificar consideravelmente a cinética de liberação de fármacos e substâncias bioativas do próprio látex, pois a maior espessura dificulta a difusão desses componentes.

A espessura de um material se configura como um importante parâmetro para filmes e membranas poliméricas, pois, a partir dessa variável se possibilita a obtenção de informações a respeito de propriedades, como por exemplo resistência mecânica, resistência à penetração de água e gases, absorção de substâncias, perda de massa em líquidos e molhabilidade superficial. Através da espessura se verifica a uniformidade de um material, diante disso, discrepâncias nesse parâmetro podem provocar falhas de desempenho e oscilação de propriedades [23]. Segundo MATTA *et al.* [24], o controle da espessura é dificultado quando se trabalha com processos tipo *casting*, principalmente ao se trabalhar com soluções poliméricas viscosas e com alto teor de proteínas como é o caso do látex líquido [1, 3].

Quando se trata da variabilidade de uma produção, a dificuldade em uniformizar cada lote produzido é inerente, pois as características do produto dependem dos executores, da localidade de produção e dos limites de desvio especificados para os parâmetros de produção. Diminuir a variabilidade dos itens produzidos se justifica, pois, se os limites de desvios para os parâmetros de controle de qualidade de um item forem altos, esse produto tenderá a apresentar propriedades diferentes conforme o valor de cada parâmetro, ou seja, as propriedades serão irregulares. Induzindo a mais defeitos quando em serviço, do que comparado a um item com menores limites de desvios aceitáveis [25].

Na gestão da produção, principalmente para produtos de saúde, é fundamental que cada lote saia com o menor desvio possível de propriedades, objetivando evitar falhas de desempenho e uniformizar o tempo de vida do produto. A estatística pode e vem sendo utilizada como ferramenta para este fim, visando maximizar o desempenho dos processos e eliminar os seus defeitos e as não conformidades [26]. Dentro deste contexto tem-se a necessidade do estudo de como a variação na espessura gera mudanças na uniformidade das propriedades das membranas. Assim, o objetivo desse trabalho foi desenvolver membranas de látex com diferentes espessuras e avaliar as discrepâncias entre os desvios padrões das propriedades obtidas para cada amostra, visando obter a faixa de espessura com maior homogeneidade.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Para a realização desta pesquisa foram utilizados os seguintes materiais: látex líquido pré vulcanizado - bi-centrifugado a 60% de borracha (Du látex – Produtos industriais Ltda. – Preservado em hidróxido de amônio e aditivado com enxofre (8 phr)) e Água ultrapura (Master System GEHAKA, modelo MS2000).

Para confecção das membranas, conforme ilustrando na Figura 1, inicialmente, foi adicionada água ultrapura ao látex (1:1) e realizada a homogeneização sob rotação a 750 rpm em agitador magnético durante 10 minutos, em temperatura ambiente. Após isso, a solução seguiu para um processo de centrifugação a 2500 rpm, em temperatura de 10 °C, durante 10 minutos e posterior filtragem.

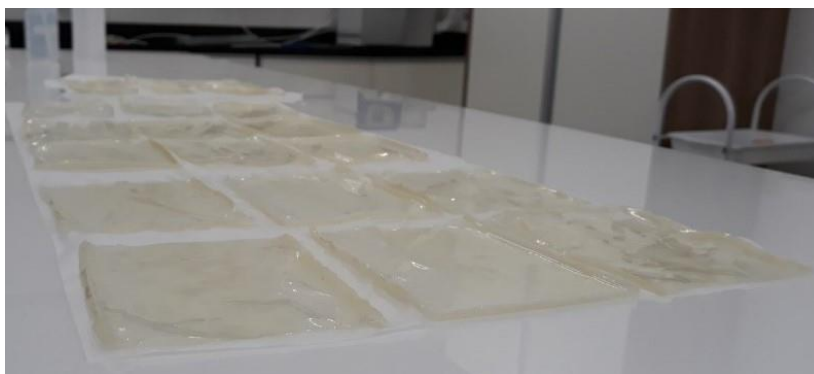


Figura 1: Membranas de látex secando em temperatura ambiente. Fonte: Própria.

Após estas etapas, um volume (predeterminado para o alcance das espessuras desejadas – Tabela 1) da solução de látex e água foi sugado com uma seringa e depositado em um molde de vidro com dimensões de 38 cm x 9 cm x 2 cm. O molde preenchido permaneceu em repouso em capela durante 12 horas, sendo posteriormente levado à estufa para vulcanização e formação de uma fina membrana na temperatura de 55 °C durante 2 horas e 45 minutos. Após a vulcanização, a membrana passou por resfriamento, 25 °C, durante 1 hora e 15 minutos e sequencialmente foi removida do molde de vidro com auxílio de água. Três membranas com cada espessura desejada foram produzidas. Finalmente, a membrana foi seca em temperatura ambiente e passou por corte em molde metálico para se adequar as dimensões necessárias para as caracterizações.

Tabela 1: Volumes depositados para obtenção das espessuras desejadas.

AMOSTRA	VOLUME	ESPESSURA DESEJADA
1	42 mL	0,35 mm
2	45 mL	0,40 mm
3	50 mL	0,50 mm
4	55 mL	0,60 mm
5	57 mL	0,65 mm

As amostras foram submetidas ao ensaio de medição de espessura, através do Micrômetro externo digital (MITUTOYO, 0-25 mm com resolução de 0,001 mm, modelo MDC-25SB) em três diferentes pontos.

Para dureza foi empregado o durômetro do tipo Shore A da marca Precision Instrument. Foram recortadas amostras de membranas em tamanho de 2 cm². Então, seis dessas amostras foram empilhadas umas sobre as outras e colocados em uma base plana e estável, na temperatura de 25 °C. Após isso, foi coletado a média de três leituras em três diferentes pontos.

As membranas foram submetidas a testes mecânicos de resistência a tração de acordo com a norma D412-16, em uma máquina INSTRON (modelo 3366) usando uma velocidade de 200 mm.min⁻¹ a 25°C e os resultados foram reportados com a média de cinco determinações para o módulo de Young, a deformação e a resistência máxima à ruptura.

A molhabilidade superficial das amostras foi avaliada através da medição do ângulo de contato. O ensaio foi realizado em triplicatas utilizando um equipamento de tensão superficial (suporte acoplado com uma luz de fundo). Uma gota ($\approx 10 \mu\text{L}$) de água ultrapura foi lentamente depositada nas amostras usando uma agulha de calibre 21 e uma bomba de infusão (BioSensor®, PRO SP-125). O ângulo que o líquido formou na superfície de contato com a membrana foi fotografado (câmera digital Sony, DSC-H400) imediatamente após

contato da gota de água com a membrana (conforme esquematizado na Figura 2). Os ângulos de contato foram calculados para cada amostra como sendo a média de três repetições, determinados pelo *software Measure 2.0*.

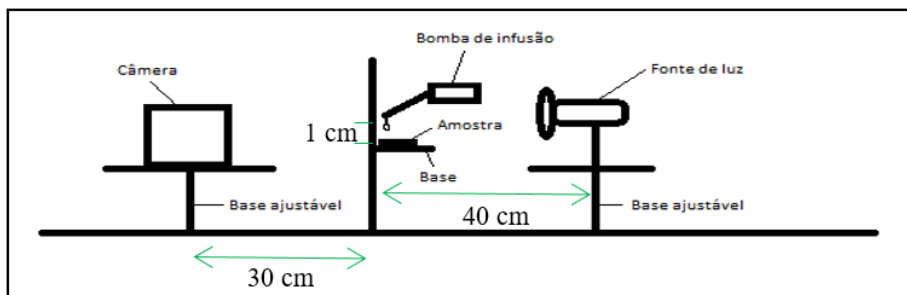


Figura 2: Esquema de funcionamento do equipamento de tensão superficial utilizado. Fonte: Própria.

Com objetivo de verificar o comportamento hidrofóbico, a capacidade de absorção e se existe a perda de massa da amostra foi realizado o ensaio de absorção e perda de massa em água. Em resumo, o processo foi realizado, em triplicata, por imersão das amostras de tamanho 2 cm^2 nos líquidos, à temperatura de 37°C durante 24 horas. A absorção foi determinada aferindo-se, as massas inicial e final das amostras em uma balança eletrônica de alta precisão (Shimadzu – AUY220), calculando-se assim a massa percentual absorvida, $M_{a\%}$, dada pela Equação 1.

$$M_{a\%} = \frac{(m_f - m_0)}{m_0} \times 100 \quad (1)$$

Na qual, m_f é massa final da amostra após à imersão em meio líquido e m_0 é a massa inicial da amostra.

Para determinar a perda de massa em água, as amostras foram retiradas do meio líquido e secas em estufa a 50°C até atingir peso constante. Sendo a perda de massa percentual, $M_{p\%}$, calculada aferindo-se, as massas inicial e final, amostradas em uma balança eletrônica de alta precisão, conforme a Equação 2.

$$M_{p\%} = \frac{m_{fAP} - m_0}{m_0} * 100 \quad (2)$$

Na qual, m_{fAP} é massa final da amostra após à secagem e m_0 é a massa inicial da amostra.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Na Tabela 2 encontra-se as medidas de espessura das amostras, verificou-se que as leituras reais obtiveram valores próximos aos desejados. Através do teste *t* de Student se possibilita a comparação entre duas médias de dois grupos independentes. Neste caso, as médias gerais das espessuras experimentais e teóricas foram usadas para comparação, obtendo um valor de $t_{\text{calculado}}$ de 0,986 e um valor de $t_{\text{crítico}}$ (8 graus de liberdade) de 2,306. Como o valor de $t_{\text{calculado}}$ foi maior que $t_{\text{crítico}}$ ao nível de 5% de significância, se considerou que as médias de espessuras teóricas e as mensuradas na prática são iguais.

Tabela 2: Espessuras mensuradas e teóricas das amostras.

AMOSTRA	M1	M2	M3	MÉDIA ± DESVIO	ESPESSURA TEÓRICA
1	0,362	0,348	0,365	$0,358 \pm 0,007 \text{ mm}$	0,35 mm
2	0,405	0,402	0,398	$0,402 \pm 0,002 \text{ mm}$	0,40 mm
3	0,512	0,508	0,507	$0,509 \pm 0,002 \text{ mm}$	0,50 mm
4	0,597	0,591	0,589	$0,592 \pm 0,003 \text{ mm}$	0,60 mm
5	0,645	0,650	0,643	$0,646 \pm 0,003 \text{ mm}$	0,65 mm

A Tabela 3 exibe os resultados do ensaio de dureza de Shore A, absorção de água, perda de massa em água, módulo de Young, deformação durante o ensaio de tração, resistência mecânica à tração e ângulo de

contato. Foi possível observar que o maior valor de dureza foi obtido para a amostra 1, enquanto a menor dureza foi para a amostra 5, ou seja, a dureza tendeu a aumentar para as menores espessuras.

Tabela 3: Ensaio de dureza, absorção de água, perda em água, ângulo de contato e resistência mecânica à tração. Média \pm desvio padrão.

AMOSTRA	DUREZA (SHORE A)	ABSORÇÃO DE ÁGUA (%)	PERDA EM ÁGUA (%)	ÂNGULO DE CONTATO (°)	MÓDULO (MPa)	DEFORMAÇÃO (%)	TRAÇÃO (MPa)
1	41,5 \pm 0,3	16,5 \pm 0,4	0,98 \pm 0,23	38 \pm 2	2,01 \pm 0,04	1153 \pm 88	6,48 \pm 0,47
2	40,2 \pm 0,7	14,4 \pm 1,4	1,78 \pm 0,15	41 \pm 2	1,53 \pm 0,07	1100 \pm 77	6,84 \pm 0,80
3	39,8 \pm 1,4	13,8 \pm 1,1	1,81 \pm 0,05	42 \pm 2	1,45 \pm 0,93	1092 \pm 31	7,09 \pm 0,93
4	38,9 \pm 0,8	12,2 \pm 0,4	1,83 \pm 0,35	44 \pm 2	1,44 \pm 0,30	1086 \pm 17	7,21 \pm 0,30
5	36,9 \pm 0,3	7,6 \pm 0,1	1,94 \pm 0,41	48 \pm 2	1,22 \pm 0,23	1023 \pm 19	10,32 \pm 0,31

Permitir a movimentação muscular e apresentar textura similar a pele são características requeridas para aplicação de um material como curativo, pois permite conforto ao usuário, e a dureza é inerentemente relacionada com estes aspectos. Segundo CURRAN *et al.* [27] e JAIN [28], para permitir tal conforto a dureza deve ser na faixa de 25 a 48 Shore A. Conforme foi observado na Tabela 3, todas as membranas obtiveram valores dentro desta faixa.

A capacidade de absorção de água decaiu conforme aumento da espessura. A amostra 1 apresentou capacidade de absorver até 16,5% do seu peso em água, já a amostra 5 apenas 7,6%. Conforme discutido por DE BARROS *et al.* [29] a matriz polimérica do látex é complexa e sua capacidade de absorção de água sofre interferência pela presença dos componentes naturais em sua estrutura, pois, esses favorecem a reticulação, o que diminui a entrada de água na matriz. Assim, a membrana com maior espessura preservou os componentes naturais do látex, provavelmente porque, o aumento da espessura permitiu um aquecimento mais uniforme durante a vulcanização, evitando a degradação desses componentes naturais. Além disso, capacidade de absorção de um material a ser empregado como curativo é uma importante característica, segundo FRANCO e GONÇALVES [30] em contato com a lesão o material deve ser capaz de absorver o exsudato e manter a pele com umidade necessária para facilitar a cicatrização.

Foi possível notar, ainda na Tabela 3, que a quantidade de massa amostral perdida cresceu de acordo com a o aumento da espessura das membranas, ou seja, as membranas liberaram substâncias na água, o que corroborou com a possibilidade da preservação da estrutura do látex natural para membranas mais espessas. Essas substâncias liberadas na água se tratam, possivelmente dos constituintes orgânicos e inorgânicos presentes no látex natural. Como se percebe na Figura 3, houve considerável aumento da turbidez, no pH e na condutividade da água antes comparado com o após do ensaio de perda de massa em água.

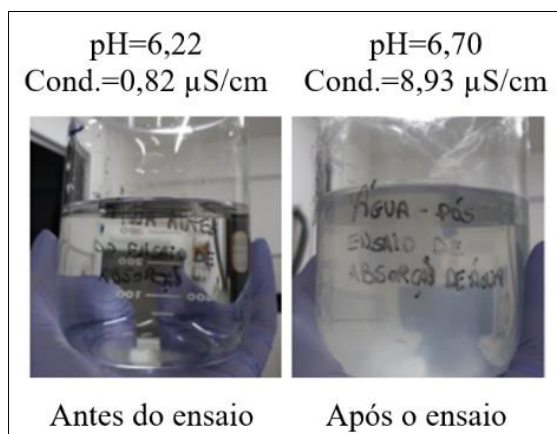


Figura 3: Água ultrapura antes e após o ensaio de perda de massa em água, com os respectivos valores de pH e condutividade. Fonte: Própria.

A Figura 4 exibe uma imagem representativa para cálculo do ângulo de contato das membranas. O ângulo de contato permitiu avaliar a molhabilidade superficial das amostras. Quanto maior o ângulo de conta-

to do líquido com a amostra mais características hidrofóbicas a superfície da amostra terá e quanto menor for esse ângulo de contato mais hidrofílicas. Na Tabela 3 se percebe o aumento do ângulo de contato, ou seja, diminuição da molhabilidade/hidrofiliçidade para as amostras mais espessas.

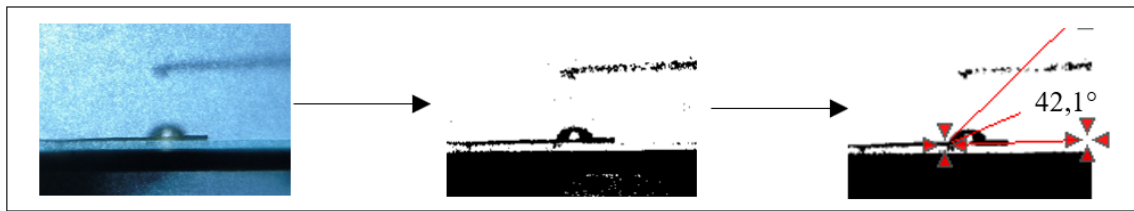


Figura 4: Medição do ângulo de contato representativa, para a amostra de espessura 0,50 mm. Fonte: Própria.

Entretanto, uma amostra é considerada hidrofílica, ou seja, com superfície molhável, quando o ângulo de contato é menor que 90° e como foi possível observar na Tabela 3, todas as amostras apresentaram-se hidrofílicas. A molhabilidade é uma significativa propriedade de um curativo, pois, primeiramente, o ambiente úmido é favorável ao processo de cicatrização de feridas [31]. Segundo, a adesão celular tende a ser favorecida em superfícies hidrofílicas [32]. E terceiro, a adsorção de proteínas, responsável pela adaptação de um biomaterial no organismo, ocorre com ângulos de contato na faixa de 30° a 60° [33].

A Figura 5 exibe uma curva tensão x deformação da membrana de látex com espessura de 0,50 mm, as demais amostras obtiveram comportamentos semelhantes. Observa-se na curva três regiões distintas, a região 1 é caracterizada por uma reta que segue a Lei de Hooke e a deformação sofrida é reversível, sendo a tensão proporcional a deformação. O que possibilita a obtenção do Módulo de Young que é a medida de rigidez do material, quanto maior este valor mais rígido será o material. A região 2 é referente a deformação borrachosa, o módulo de Young já não é mais constante, pois o limite de proporcionalidade já foi ultrapassado. Nessa região, as cadeias poliméricas que estavam em estado de equilíbrio, perdem o enovelamento, ficando apenas emaranhadas. A deformação sofrida não é mais totalmente reversível, pois, quebras de ligações secundárias, que prendiam os emaranhados, podem ter provocado escorregamentos moleculares. Na região 3, as cadeias poliméricas estão altamente orientadas, sendo as deformações irreversíveis, requerendo aumento mais acentuado da tensão para continuar se deformando até o momento da ruptura.

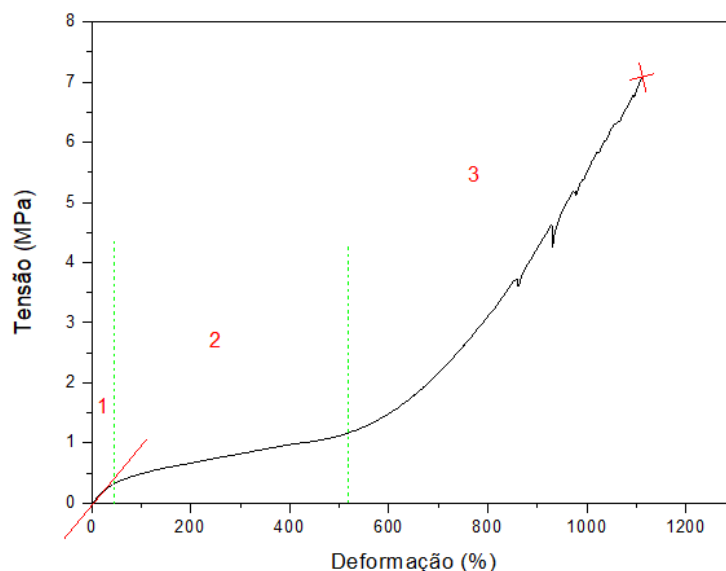


Figura 5: Curva tensão x deformação representativa, para a amostra de espessura 0,50 mm.

As propriedades mecânicas módulo de Young e deformação durante a tração foram inversamente proporcionais à variação nas espessuras, entretanto, a tensão de resistência à tração apresentou aumento conforme o aumento da espessura, conforme Tabela 3. Apesar da notória variação nos valores das propriedades mecânicas abordadas, as amostras apresentaram elevada deformação, comportamento típico de um material

elastomérico, conforme o que Du *et al.* [34] descreveu. Todas as amostras apresentaram tensão de resistência a tração acima de 6,48 MPa. Portanto, foram apropriadas para uso como curativo, pois, conforme PEETERS *et al.* [35], um curativo ideal deve permitir a transpiração, fornecer barreira física e possuir comportamento mecânico igual ou superior a pele humana, protegendo o tecido lesado de traumas, infecções e desidratação. Sendo necessários, ainda, estudos a respeito da permeabilidade das membranas desenvolvidas.

A Tabela 4 permite visualizar os valores de desvio de propriedades entre as faixas de espessuras teóricas abordadas. Foi possível notar que faixa de espessura entre 0,35 e 0,65 mm produziu grandes desvios de propriedades entre as membranas, por exemplo o ângulo de contato diferiu em 4 graus e a deformação em 46%. Entretanto, para a membranas com espessuras entre 0,40 mm e 0,6 mm os desvios foram mínimos para todas as propriedades, apesar desta faixa de espessura ser mais extensa que entre 0,35 a 0,50 mm ou entre 0,50 a 0,65 mm.

Tabela 4: Desvio de propriedades das membranas entre as faixas de espessuras teóricas.

FAIXA DE ESPESSURA	DUREZA (SHORE A)	ABSORÇÃO DE ÁGUA (%)	PERDA EM ÁGUA (%)	ÂNGULO DE CONTATO (°)	MÓDULO (MPa)	DEFORMAÇÃO (%)	TRAÇÃO (MPa)
0,35 a 0,65	1,7	3,3	0,39	4	0,29	46	1,64
0,35 a 0,50	0,9	1,4	0,47	2	0,30	33	0,31
0,50 a 0,65	1,5	3,2	0,07	3	0,13	38	1,83
0,40 a 0,60	0,7	1,1	0,03	2	0,05	7	0,18

A variação na tensão de resistência à tração das amostras com espessura entre 0,35 a 0,65 mm foi cerca de 800% maior que a variação encontrada para a faixa entre 0,40 a 0,60mm. Para a tensão de resistência à tração das membranas com espessura entre 0,50 a 0,65 mm o aumento do desvio de propriedade foi acima de 930%, quando comparado com a faixa de 0,40 a 0,60 mm. Já entre a faixa de 0,35 a 0,55 mm o valor do módulo de Young foi aproximadamente 550% maior que o verificado para as espessuras entre 0,40 e 0,60 mm. Portanto, a espessura de 0,5 mm com desvio de 0,1 mm implicou em membranas com menores desvios de propriedades.

Para produção em larga escala de produtos, principalmente quando estes serão direcionados à área da saúde, é fundamental que cada lote saia com o menor desvio possível de propriedades, afim de evitar falhas de desempenho e uniformizar o tempo de vida. Assim, conforme percebido que a espessura influenciou diretamente uma série de propriedades, sendo relevante a determinar a faixa de espessura limite para permitir a produção de membranas com características menos discrepantes.

4. CONCLUSÕES

A partir dos resultados apresentados, se conclui que com menores espessuras existiu a tendência de se obter membranas com maiores durezas, módulo de Young, deformação durante a tensão, molhabilidades superficiais, capacidade de absorção de água, contudo, menor resistência mecânica e menor perda de massa em água. E, conforme discutido, essas mudanças, possivelmente, influenciam nas respostas biológicas das membranas de látex.

As mudanças de espessura entre 0.40 mm e 0.60 mm, apresentaram a menor variação nas propriedades das membranas, do que a faixa espessura entre 0.35 mm e 0.65 mm ou até para menores faixas como entre 0.35 mm e 0.50 mm ou entre 0.50 mm e 0.65 mm. Assim, para a utilização buscando padronizar a produção de membranas de látex, a espessura de 0.50 mm com desvio de ± 0.10 mm foi a mais indicada, pois, permitiu a maior homogeneidade nas propriedades das membranas, o que possibilitará manter a eficiência e aplicabilidade do produto uniformes.

5. AGRADECIMENTOS

Esta pesquisa foi financiada pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq, a Coordenação e Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES e o Ministério da saúde do Brasil.

6. BIBLIOGRAFIA

- [1] SANSATSADEEKUL, J., SAKDAPIPANICH, J., ROJRUTHAI, P. Characterization of associated proteins and phospholipids in natural rubber latex. *Journal of bioscience and bioengineering* 2011;111:628-34.
- [2] POLYKANDRIOTIS, E., KNESER, U., KOPP, J., *et al.* [Modified gloving technique for vacuum therapy in the hand]. *Zentralblatt für Chirurgie* 2006;131 Suppl 1:S36-9.
- [3] BLACKLEY, D.C., *Polymer Latices: Science and Technology Volume 3: Applications of Latices*: Springer Science & Business Media; 2012.
- [4] SULLIVAN, J.B., KRIEGER, G.R.. *Clinical environmental health and toxic exposures*: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
- [5] ZHOU, Y., FAN, M., CHEN, L., *et al.* Lignocellulosic fibre mediated rubber composites: An overview. *Composites Part B: Engineering* 2015;76:180-91.
- [6] KOHJIYA, S. *Chemistry, manufacture and applications of natural rubber*: Elsevier; 2014.
- [7] Mrue, F., Netto, J.C., Ceneviva, R., *et al.* Evaluation of the biocompatibility of a new biomembrane. *Materials Research* 2004;7:277-83.
- [8] ZIMMERMANN, M., RAISER, A.G., BARBOSA, A.L.T., *et al.* Biocompatibility and resistance test of latex membranes in dogs. *Ciência Rural* 2007;37:1719-23.
- [9] BALABANIAN, C.A., COUTINHO-NETTO, J., LAMANO-CARVALHO, T.L., *et al.* Biocompatibility of natural latex implanted into dental alveolus of rats. *Journal of Oral Science* 2006;48:201-5.
- [10] SIMCHAREON, W., AMNUAIKIT, T., BOONME, P., *et al.* Characterization of natural rubber latex film containing various enhancers. *Procedia Chemistry* 2012;4:308-12.
- [11] Frade, M.A., Coutinho Netto, J., Gomes FG, *et al.* Natural-biomembrane dressing and hypersensitivity. *Anais brasileiros de dermatologia* 2011;86:885-91.
- [12] MALMONGE, J.A., CAMILLO, E.C., MORENO, R.M.B., MATTOSO, L.H.C., MCMAHAN, C.M. Comparative study on the technological properties of latex and natural rubber from *Hancornia speciosa* Gomes and *Hevea brasiliensis*. *Journal of Applied Polymer Science* 2009;111:2986-91.
- [13] SANTOS, I., CARVALHO, E.F., SOUZA, W.D., *et al.* Prevalência de amputações e revascularizações por pé diabético e suas características. *Rev enferm UFPE on line* 2016;10:2354-61.
- [14] ZHANG, Y., LECLERCQ, J., MONTORO, P. Reactive oxygen species in *Hevea brasiliensis* latex and relevance to Tapping Panel Dryness. *Tree physiology* 2017;37:261-9.
- [15] ANDRADE, T., IYER, A., FOSS N.P., *et al.* The inflammatory stimulus of a natural latex biomembrane improves healing in mice. *Brazilian journal of medical and biological research* 2011;44:1036-47.
- [16] ZIMMERMANN, M., MENDES, F., RODRIGUES, D., *et al.* Natural latex rubber from *Hevea brasiliensis* aids tissue repair of bovine. *Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia* 2018;70:741-8.
- [17] LAMBERT, S., SINCLAIR, C.J., BRADLEY, E.L., *et al.* Effects of environmental conditions on latex degradation in aquatic systems. *Science of the total environment* 2013;447:225-34.
- [18] YOW, H.N., GOIKOETXEA, M., GOEHRING, L., *et al.* Effect of film thickness and particle size on cracking stresses in drying latex films. *Journal of colloid and interface science* 2010;352:542-8.
- [19] ERENO, C., GUIMARÃES, S.A.C., PASETTO, S., *et al.* Latex use as an occlusive membrane for guided bone regeneration. *Journal of Biomedical Materials Research Part A* 2010;95:932-9.
- [20] ALMEIDA, G., CARDOSO, M., ZANCANELA, D., *et al.* Controlled drug delivery system by fs-laser micromachined biocompatible rubber latex membranes. *Applied Surface Science* 2020;506:144762.
- [21] HERCULANO, R.D., GUIMARÃES, S.A.C., BELMONTE, G.C., *et al.* Metronidazole release using natural rubber latex as matrix. *Materials Research* 2010;13:57-61.
- [22] BORGES F.A., BOLOGNESI, L.F.C., TRECCO, A., *et al.* Natural rubber latex: study of a novel carrier for *Casearia sylvestris* Swartz delivery. *International Scholarly Research Notices* 2014;2014.
- [23] SARANTÓPOULOS, C., OLIVEIRA, L.D., PADULA, M., *et al.* Embalagens plásticas flexíveis: principais polímeros e avaliação de propriedades. Campinas: CETEA/ITAL 2002;1:267.
- [24] MATTA JR., M.D., SARMENTO, S.B.S., OLIVEIRA, L.M., *et al.* Mechanical properties of pea starch films associated with xanthan gum and glycerol. *Starch - Stärke* 2011;63:274-82.

- [25] HE, X-F., WU, S., LI, Q-L. Production variability of production lines. *International Journal of Production Economics* 2007;107:78-87.
- [26] FIORE, C. *Lean Execution: The basic implementation guide for maximizing process performance*: CRC Press; 2017.
- [27] CURRAN, M.J., RATCLIFFE, C., CAMPBELL, J. A comparison of types and thicknesses of adhesive felt padding in the reduction of peak plantar pressure of the foot: a case report. *Journal of medical case reports* 2015;9:203.
- [28] JAIN, A. Healing a diabetic forefoot non-healing neuropathic ulcer using the new Amit Jain's offloading system. *Wounds : a compendium of clinical research and practice* 2018;5.
- [29] BARROS, N.R., MIRANDA, M.C.R., BORGES, F.A., *et al.* Oxytocin sustained release using natural rubber latex membranes. *International Journal of Peptide Research and Therapeutics* 2016;22:435-44.
- [30] FRANCO, D., GONÇALVES, L.F. Feridas cutâneas: a escolha do curativo adequado. *Rev Col Bras Cir* 2008;35:203-6.
- [31] KAMOUN, E.A., KENAWY, E-R.S., CHEN, X. A review on polymeric hydrogel membranes for wound dressing applications: PVA-based hydrogel dressings. *Journal of advanced research* 2017;8:217-33.
- [32] LI, Y., WEI, Y., LIAO, J., *et al.* Surface wettability switched cell adhesion and detachment on conducting polymer nanoarray. *Advanced Materials Interfaces* 2016;3:1600598.
- [33] ARIMA, Y., IWATA, H. Effect of wettability and surface functional groups on protein adsorption and cell adhesion using well-defined mixed self-assembled monolayers. *Biomaterials* 2007;28:3074-82.
- [34] DU, Y., GE, J., LI, Y., *et al.* Biomimetic elastomeric, conductive and biodegradable polycitrate-based nanocomposites for guiding myogenic differentiation and skeletal muscle regeneration. *Biomaterials* 2018;157:40-50.
- [35] PEETERS, E., VAN BARNEVELD, K.W., SCHREINEMACHER, M.H., *et al.* One-year outcome of biological and synthetic bioabsorbable meshes for augmentation of large abdominal wall defects in a rabbit model. *Journal of Surgical Research* 2013;180:274-83.

ORCID

Eunice Paloma Nascimento Lima	https://orcid.org/0000-0002-9125-0018
Taynah Pereira Galdino	https://orcid.org/0000-0003-4177-6430
Raid Ícaro Rached Farias	https://orcid.org/0000-0001-8442-692X
Israel Garcia de Melo	https://orcid.org/0000-0003-2996-6573
Antonio Carlos de Queiroz Santos	https://orcid.org/0000-0002-4056-4113
Suelyn Fabiana Aciole Morais de Queiroz	https://orcid.org/0000-0002-6398-3679
Marcus Vinicius Lia Fook	https://orcid.org/0000-0002-8566-920X