

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

André da Silveira Pereira

**Caracterização química e topográfica de membranas reabsorvíveis para
regeneração tecidual**

FLORIANÓPOLIS

2019

André da Silveira Pereira

**Caracterização química e topográfica de membranas reabsorvíveis para
regeneração tecidual**

Trabalho Conclusão do Curso de Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito para a obtenção do Título de Bacharel em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Carvalho Chain

Co orientadora: Prof.^a Dr.^a. Ariadne Cristiane Cabral da Cruz

Florianópolis

2019

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Pereira, André

Caracterização química e topográfica de membranas reabsorvíveis para regeneração tecidual / André Pereira ; orientador, Marcelo Carvalho Chain, coorientador, Ariadne Cristiane Cabral da Cruz, 2019.

43 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -
Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Graduação em Odontologia, Florianópolis, 2019.

Inclui referências.

1. Odontologia. 2. Membrana de regeneração tecidual. 3. Periodontia. 4. Regeneração tecidual Guiada. 5. Regeneração óssea guiada. I. Carvalho Chain, Marcelo. II. Cabral da Cruz, Ariadne Cristiane. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Graduação em Odontologia. IV. Título.

André da Silveira Pereira

Título: Caracterização química e topográfica de membranas reabsorvíveis para regeneração tecidual

Este Trabalho Conclusão de Curso foi julgado adequado para obtenção do Título de
“Caracterização química e topográfica de membranas reabsorvíveis para regeneração tecidual”

e aprovado em sua forma final pelo Curso Odontologia

Local, 23 de outubro de 2019

Prof^a. Dr^a Gláucia Santos Zimmermann
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Marcelo Carvalho Chain
Orientador
Instituição UFSC

Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini
Avaliador
Instituição UFSC

Prof. Dr. Thalisson Saymo de Oliveira Silva
Avaliador
Instituição UFSC

Este trabalho é dedicado à ciência.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a meus pais, **Terezinha Maria da Silveira Pereira** e **Ailton João Pereira**, por sempre me incentivarem na busca pelo conhecimento e por todo apoio durante essa caminhada. Por me ensinar a sempre mirar o horizonte mesmo quando a derrota é eminente, manter minha cabeça erguida mesmo quando derrotado e não me esquecer das derrotas passadas quando conquistar minhas vitórias futuras.

Aos meus irmãos, **Ariel da Silveira Pereira** e **Gabriel da Silveira Pereira**, por me fazerem exercitar a arte da paciência.

À minha família, em especial a madrinha de profissão, **Abegair Maria Pereira**, por todo suporte e paciência nas incontáveis tardes cheias de perguntas que passei em seu consultório.

Aos meus professores orientadores, **Prof. Dr. Marcelo Carvalho Chain** e **Prof.^a Dr.^a Ariadne Cristiane Cabral da Cruz**, por me mostrarem novos caminhos dentro da Odontologia. Obrigado por acreditarem e me guiarem nesta pesquisa.

À **Julia Menezes Savaris**, minha amiga, parceira, conselheira e namorada, por todos os momentos juntos e por toda a ajuda durante este processo. Juntos vamos mais longe.

À minha dupla, **Mário Bruno Menezes**, por todo companheirismo e amizade tanto dentro quanto fora da faculdade. Obrigado por todos os conselhos e por, tantas vezes, mudar seu caminho para me ajudar de diversas formas diferentes. Sei que o que você fará no futuro será somente sucesso!

Ao meu amigo **Ihan Vitor Cardoso**, pela amizade e parceira de tantos momentos.

Aos meus colegas de turma, em especial ao **Mário Bruno**, **Augusto Cesar**, **Paulo Augusto**, **Pedro Paulo**, **Gabriel Oliveira** e **Sebastião Di Migueli**, por todas as incontáveis, e por muitas vezes inapropriadas, risadas e momentos que fizeram meus dias na faculdade muito mais leves. Não consigo lembrar de um dia se quer em que eu não tenha aprendido e gargalhado com vocês.

À **Raissa Borges Curtarelli**, por toda paciência e ajuda que foram essenciais na produção deste trabalho.

RESUMO

Na periodontia, quando há a perda de um tecido por trauma, por doença infecciosa ou degenerativa, existe um meio de se obter a regeneração tecidual através da utilização de membranas. Tais membranas podem ser feitas de formas completamente diferentes, variando a composição e a proporção dos materiais usados. Estão disponíveis no mercado atual, diversas marcas, as quais afirmam ter propriedades únicas decorrentes da sua composição e métodos de fabricação. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar as propriedades físico-químicas de duas membranas reabsorvíveis de fabricação nacional. Neste estudo *in vitro*, foram avaliadas e colocadas em comparação as seguintes membranas: Membrana-Experimental-FGM e Lumina-Coat[®]. A análise de topografia de superfície e microanálise elementar das membranas foram realizadas através das imagens geradas pelo Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) juntamente com a Espectrometria por Energia Dispersiva de Raios-X (EDS), nos aumentos de X50, X100, X500, X1000 e X2000. Além disso, realizou-se análises através da Espectrometria de Infravermelho com transformação de Fourier (FTIR) para determinação da consistência e quantidade de cada componente das amostras. Sob a magnificação de 1000x, a membrana Lumina-Coat[®] apresentou área dos poros de $330,47 \pm \mu\text{m}$ enquanto a Membrana-Experimental-FGM teve uma área de poros de $38,27 \pm \mu\text{m}$ ($p < 0,0001$). O diâmetro dos poros das amostras Lumina-Coat[®] foi de $22,609 \pm \mu\text{m}$ e das amostras Membrana-Experimental-FGM foi de $5,567 \pm \mu\text{m}$ ($p < 0,0001$). De acordo com o EDS as amostras Lumina-Coat[®] apresentaram C, O, P e Ca. Por sua vez as Membranas-Experimentais-FGM, além dos elementos citados acima, apresentaram N e Cl. Os dados do FTIR evidenciaram a presença das ligações $\equiv\text{C-H}$, $-\text{C-H}$, $\text{C}=\text{C}$, $\text{C}=\text{O}$, NO_2 , CH_2 , CH_3 , C-O-C , C-F para as amostras Lumina-Coat[®]. Em contra partida, $-\text{C-H}$, $\text{C}=\text{O}$, $\text{C}=\text{C}$, CH_2 , CH_3 , NO_2 , C-F , C-OH , C-O-C , C-Cl foram encontradas nas amostras das Membrana-Experimental-FGM. Pode-se concluir que as duas membranas analisadas apresentam diferenças morfológicas, topográficas, de composição e estrutura química.

Palavras chave: regeneração tecidual, defeitos ósseos, defeitos periodontais, análise físico-química, membranas reabsorvíveis.

ABSTRACT

In periodontics, when a tissue is lost due to trauma, infectious or degenerative disease, tissue regeneration can be achieved by using membranes. Such membranes can be made in completely different ways, varying the composition and proportion of materials used. Several brands are available in the world market, which claim unique properties due to their composition and manufacturing methods, so this study aims to evaluate the physicochemical properties of two membranes manufactured in Brazil. In this in vitro study, the following membranes were evaluated and compared: Membrane-Experimental-FGM and Lumina-Coat®. Surface topography and elemental microanalysis of the membranes were performed by scanning electron microscope (SEM) images along with X-ray Dispersive Energy Spectrometry (EDS) at X50, X100, X500, X1000 and X2000 magnifications. In addition, Fourier Transform Infrared Spectrometry (FTIR) analyzes were performed to determine the consistency and quantity of each component of the samples. The Lumina-Coat® membrane had a pore area of $330.47 \pm \mu\text{m}$ while the Experimental-FGM-Membrane had a pore area of $38.27 \pm \mu\text{m}$ ($p < 0.0001$). The pore diameter of Lumina-Coat® samples was $22.609 \pm \mu\text{m}$ and Experimental-FGM-Membrane samples was $5.567 \pm \mu\text{m}$ ($p < 0.0001$). According to the EDS the Lumina-Coat® samples presented C, O, P and Ca. In turn the Experimental-FGM-Membrane, besides the elements mentioned above, presented N and Cl. FTIR data showed the presence of $\equiv\text{C-H}$, $-\text{C-H}$, $\text{C} = \text{C}$, $\text{C} = \text{O}$, NO_2 , CH_2 , CH_3 , C-O-C , C-F bonds for Lumina-Coat® samples. In contrast, $-\text{C-H}$, $\text{C} = \text{O}$, $\text{C} = \text{C}$, CH_2 , CH_3 , NO_2 , C-F , C-OH , C-O-C , C-C 1 were found in the Experimental-FGM-Membrane samples. It can be concluded that the two membranes analyzed present morphological, topographic, composition and chemical structure differences.

Keywords: tissue regeneration, bone defects, periodontal defects, physicochemical analysis, resorbable membranes, non-resorbable membrane

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** Microscópio Eletrônico de Varredura (JEOL JSM-6390LV, JEOL Pg 25
Brasil Instrumentos Científicos, São Paulo, São Paulo, Brasil) do
Laboratório Central de Microscopia Eletrônica UFSC (LCME-
UFSC)
- Figura 2** (A) e (B) Análise de Ponto e Área através de EDS; (C) e (D) Pg 27
exemplificação da mensuração de área e diâmetro de poros da
membrana Lumina-Coat®; (E) e (F) exemplificação da
mensuração de área e diâmetro de poros da Membrana-
Experimental-FGM.
- Figura 3** Aparelho Cary 660 FTIR Spectrometer do Laboratório Central de Pg 28
Análises do Departamento de Engenharia Química UFSC.
- Figura 4** - Imagens de MEV das membranas Lumina-Coat® (A até E) e Pg 29
Membrana-Experimental-FGM (F até J), nos aumentos de x50 (A;
F), x100 (B; G), x500 (C; I), x1000 (D; I), x2000 (E; J).
- Figura 5** Imagens de MEV das membranas Lumina-Coat® (A até E) e Pg 30
Membrana-Experimental-FGM (F até J), nos aumentos de x50 (A;
F), x100 (B; G), x500 (C; I), x1000 (D; I), x2000 (E; J).

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Determinação da composição química das membranas Lumina-Coat® e Membrana-Experimental-FGM. (Valores expressos em percentagem em relação ao peso total, excluindo-se os átomos de carbono e nitrogênio).	Pg 31
-----------------	---	-------

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1** (A) Média e desvio-padrão da área dos poros das membranas (em μm); (B) Média e desvio-padrão do diâmetro dos poros das membranas (em μm). Pg 29
- Gráfico 2** Representação gráfica da absorbância obtida através do teste FTIR, (A) Lumina-Coat[®]; (B) Membrana-Experimental-FGM; (C) sobreposição dos picos de absorbância obtidos nas duas membranas. Pg 33

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

MEV Microscópio Eletrônico de Varredura

EDS Espectrometria por Energia Dispersiva de Raios-X

FTIR Espectrometria de Infravermelho com Transformação de Fourier

ROG Regeneração Óssea Guiada

RTG Regeneração Tecidual Guiada

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	14
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	16
2.1 MEMBRANAS REABSORVÍVEIS.....	16
2.1.1 Tipos de membranas reabsorvíveis.....	17
2.2 MEMBRANAS NÃO REABSORVÍVEIS.....	19
2.2.1 Tipos de membranas não reabsorvíveis.....	19
2.3 REGENERAÇÃO TECIDUAL GUIADA.....	20
2.4 REGENERAÇÃO OSSEA GUIADA.....	21
3 OBJETIVOS.....	23
3.1 OBJETIVO GERAL.....	23
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	23
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	24
4.1 MATERIAIS.....	24
4.2 MÉTODOS.....	24
4.2.1 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).....	24
4.2.2 Espectroscopia Infravermelha com transformação de Fourier.....	27
4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	27
5 RESULTADOS.....	28
6 DISCUSSÃO.....	34
7 CONCLUSÃO.....	37
8 REFERÊNCIAS.....	38
ANEXO.....	42

1 INTRODUÇÃO

Inúmeros pacientes sofrem perdas dos tecidos de suporte e de proteção, sejam eles relacionados aos dentes ou implantes. Tais pacientes necessitam de procedimentos regenerativos para repor as partes perdidas por traumas, doenças de ordem infecciosa ou degenerativas. Segundo a Academia Americana de Periodontia, regeneração é conceituada como a reconstituição de uma parte perdida ou afetada, mantendo a mesma arquitetura e função do tecido original. Já o reparo é dado como a cura de uma lesão, não significando a recuperação total de função e estrutura. Na regeneração periodontal este objetivo é alcançado quando, através de um processo que se utiliza uma membrana, é obtida a recuperação dos tecidos de suporte, ligamento periodontal, osso alveolar e cimento (AMERICAN ACADEMY OF PERIODONTOLOGY, 2005).

Assim, a fim de se obter essa regeneração periodontal, pode-se lançar mão de uma membrana, reabsorvível ou não, para evitar a colonização do coágulo sanguíneo e proliferação de células vindas do tecido gengival, favorecendo a proliferação das células indiferenciadas do ligamento periodontal no coágulo. Esta barreira precisa exibir características como biocompatibilidade, biointegrabilidade, potencial de sustentação estrutural e ter fácil maneabilidade clínica, sendo estas características de suma importância em determinar o sucesso do procedimento (BOTTINO *et al.*, 2012; PARK *et al.*, 2018).

Tais barreiras podem ser fabricadas por uma gama enorme de materiais, incluindo polímeros e cerâmicas, sejam eles naturais ou sintéticos. Além disto, as membranas podem se apresentar na forma reabsorvíveis ou não reabsorvíveis (HÄMMERLE; JUNG, 2003). Para serem categorizadas como reabsorvíveis, as membranas devem sofrer reabsorção pelo organismo (um processo macrolítico de hidrólise em combinação com a ação das enzimas do sítio receptor) e requerem a eliminação dos produtos desta deterioração em sua totalidade (TRIPLETT; FIELDS, 2001).

As membranas reabsorvíveis são encontradas no mercado, atualmente, divididas em membranas naturais e sintéticas (DIMITRIOU *et al.*, 2012). De forma geral, a principal vantagem de se usar a linha reabsorvível de membranas para

regeneração tecidual é a diminuição da morbidade, por não precisar de uma segunda cirurgia para remoção da mesma, assim como redução de custos pelo mesmo motivo (SERRA E SILVA *et al.*, 2005). Além disso, autores citam outras vantagens no uso de membranas reabsorvíveis como: serem radiolúcidas e sua degradação eliminar potenciais fatores estressantes para o osso regenerado (DIMITRIOU *et al.*, 2012).

Em relação às membranas naturais a base de colágeno, já é estabelecido na literatura que apresentam alta biocompatibilidade, promovem a cicatrização da ferida cirúrgica e suas teias de colágeno propiciam a aderência de osteoblastos e fibroblastos (DIMITRIOU *et al.*, 2012). Já como desvantagens, Behring *et al.* (2008) elencam que a degradação da membrana em alguns estudos se mostrou demasiadamente rápida, perdendo assim sua estrutura e função como barreira de proteção e guia para a regeneração do tecido alvo (BEHRING *et al.*, 2008). Além do mais, alguns tipos de teias de colágeno promovem uma força inibitória retardando a aderência e proliferação celular, sejam elas pelo padrão de teia ou pelos químicos usados para sua obtenção (DIMITRIOU *et al.*, 2012).

De acordo com os achados da literatura científica, existem várias marcas de membranas reabsorvíveis disponíveis no mercado para regeneração tecidual, as quais possuem vantagens e desvantagens já estabelecidas no meio científico. Mesmo assim, não há concordância de qual seria o material ideal para regeneração tecidual e óssea (KHURSHID *et al.*, 2019). Por isso, o presente estudo teve como objetivo analisar e comparar as propriedades físico-químicas de um novo material que está sendo inserido no mercado (Membrana-Experimental-FGM) com um material já consolidado e amplamente utilizado na prática clínica, o Lumina-Coat®.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Segundo a Academia Americana de Periodontia, a regeneração refere-se à reprodução ou reconstituição de uma parte perdida ou danificada, reconstituindo a arquitetura e função dos tecidos danificados ou perdidos. Por sua vez, o reparo consiste em um processo de cura de uma lesão por um tecido que não restaura totalmente a arquitetura ou função desta parte. Regeneração periodontal é obtida com a formação de novo osso alveolar, ligamento periodontal e cimento sobre a parte anteriormente exposta da raiz dental (ACADEMIA AMERICANA DE PERIODONTIA, 2005).

Bottino *et al.* (2005) sugerem que lançar mão de um material de recobrimento e proteção que servirá de barreira física, sendo ele reabsorvível ou inerte no sítio da lesão, só terá comprovada eficiência quando impedir a chegada de células epiteliais da gengiva. Esta barreira precisa exibir tais características: permitir a sua integração no sítio receptor sem gerar uma resposta inflamatória (biocompatibilidade); apresentar perfil estrutural que permita a neoformação tecidual; possuir propriedades físico químicas que permitam sua maneabilidade em ambiente clínico; apresentar potencial de sustentação para que a membrana não entre em colapso e cumpra com sua função de barreira (BOTTINO *et al.*, 2012).

Segundo Ahadian & Khademhosseini (2018) o biomaterial deve ser produzido de forma a mimetizar o tecido humano perdido, não somente em sua porção estrutural como também na parte biológica, a fim de ter uma total integralidade com o sítio receptor e a proliferação tecidual alvo. Além disso, biomateriais reabsorvíveis usados para repor tecidos perdidos devem ter uma interação adequada na interface entre a membrana e o sítio receptor, apresentar propriedades mecânicas compatíveis, como também exibir perfis de reabsorção adequados para cada tipo de caso, ampliando assim a sua indicação e a taxa de sucesso clínico (SHEIKH *et al.*, 2015).

2.1 MEMBRANAS REABSORVÍVEIS

Diversos autores conceituam as membranas reabsorvíveis como peças de polímeros que, sendo elas naturais ou sintéticos, entram em processo de reabsorção

causado pelo organismo, fazendo com que uma segunda intervenção cirúrgica com o objetivo de manutenção e/ou remoção da membrana seja descartada (HÄMMERLE; JUNG, 2001, TRIPLETT; SCHOW; FIELDS, 2001; SERRA E SILVA *et al.*, 2005, BOTTINO *et al.*, 2012, DIMITRIOU *et al.*, 2012).

Triplett *et al.* (2001) descrevem “material absorvível” como sendo aquele em que ocorre o processo macrolítico de hidrólise em combinação com a ação das enzimas do sítio (colagenase e fosfatase), a bio-reabsorção requer a eliminação dos produtos da deterioração em sua totalidade sem que haja formação de efeitos negativos dos resíduos.

De forma geral, o uso da membrana reabsorvível apresenta ganhos no tempo de cirurgia, na morbidade e custos associados já que não apresenta necessidade de uma reabertura do campo cirúrgico em um segundo momento para a remoção da membrana não-reabsorvível. Segundo Dimitriou *et al.* (2012) as membranas reabsorvíveis apresentam também controle sobre a forma e o volume do osso neoformado, sendo essas variáveis determinadas na fabricação da membrana. Além disso, são radiolúcidas, o que possibilita sua visualização radiográfica. Como também, a eliminação de potenciais fatores estressantes para os tecidos regenerados através da sua degradação. Serra e Silva *et al.* (2005) e Dimitriou *et al.* (2012) explicam que controversamente existe uma variação no tempo/taxa de reabsorção, que pode variar dependendo de alguns fatores como o pH local e material que compõe a membrana.

2.1.1 Tipos de membranas reabsorvíveis

Autores como Hämmerle & Jung (2003), Gentile *et al.* (2011), Bottino *et al.* (2012) e Rakhmatia *et al.* (2013) apenas se referem à existência de membranas reabsorvíveis naturais a base de colágeno e sintéticas.

Dimitriou *et al.* (2012) subdividiram as membranas com confirmada capacidade de serem reabsorvidas em três grupos baseados na composição da membrana: (1) Membranas naturais a base de colágeno, (2) Membranas a base de quitosana natural ou híbridas compostas de quitosana associada ao colágeno e (3) Membranas totalmente sintéticas.

Os autores elencam como vantagens das membranas naturais a base de colágeno (*BioGide™/ BioMend™/ BioMend Extend™/ Cytoplast TMR™/ AlloDerm™*) a alta biocompatibilidade; promoção da cicatrização da ferida cirúrgica; boa conectividade com o tecido periosteal; e a aderência de células como osteócitos e fibroblastos (DIMITRIOU *et al.*, 2012).

Já como desvantagens, Behring *et al.* (2008) e Dimitriou *et al.* (2012) relatam que a degradação da membrana, quando colocada no sítio receptor, é demasiadamente rápida para que a membrana mantenha sua integridade estrutural, assim, dificultando os processos de migração, aderência e proliferação celular para a ideal regeneração tecidual. Dimitriou *et al.* (2012) citaram também que os diferentes tipos de padrões de teia de colágeno e suas formas de obtenção podem causar uma força inibitória no que se diz à aderência e proliferação celular, criando diferenças nas propriedades mecânicas dentro dos diferentes padrões. Assim como os químicos usados na obtenção das teias de colágeno apresentaram efeitos citotóxicos nos tecidos adjacentes, levando à formação de um espaço entre a membrana e o tecido conjuntivo que se mostrou um espaço ideal para acumulação de microrganismos.

Shin *et al.* (2005) e Lee *et al.* (2009) relataram que o composto de quitosana natural não apresenta toxicidade, melhora o processo de cura e formação osteogênica, tem poder hemostático, bem como excelente biocompatibilidade. Enquanto as membranas híbridas (quitosana –colágeno) apresentam superioridade mecânica. Dimitriou *et al.* (2012) relatam também como desvantagem a falta de estudos *in vivo*.

As membranas sintéticas reabsorvíveis a base de poliésteres alifáticos, como o ácido poli-láctico (PLLA) e ácido poli-glicólico (PGA), estão disponíveis comercialmente como *Vicryl™ Periodontal Mesh*, *Atrisorb™ FreeFlow* e *Epi-Guide™*, dentre outras. Meinig *et al.* (2010) referem-se a estas membranas como as mais disponíveis no mercado e as mais estudadas. Como vantagens, realçam o ótimo poder adaptativo da membrana, que é facilmente moldada e manuseada; com mudanças na composição e modo de fabricação, é possível alcançar diferentes tempos de degradação, sem alterar a osteogênese, encaixando melhor em diferentes momentos e áreas clínicas. Em contrapartida, a degradação destas

membranas gera ácido láctico, água e dióxido de carbono, que, clinicamente pode induzir uma resposta inflamatória de corpo estranho.

2.2 MEMBRNAS NÃO-REABSORVÍVEIS

As membranas não-reabsorvíveis são, segundo Hämmerle & Jung (2003), Serra e Silva *et al.* (2005) e Dimitriou *et al.* (2012) membranas sintéticas de alta resistência estrutural e amplamente estudadas. Porém, apresentam a necessidade de uma segunda intervenção cirúrgica para sua remoção.

Dentre as vantagens desta categoria de membranas, destacam-se a capacidade de se manter íntegra durante todo o processo de neoformação tecidual, maior capacidade de manter espaços e o controle do tempo de ação determinado pelo período de tempo que a barreira é deixada no sítio receptor. Já que é uma barreira não reabsorvível, foi dada como vantagem a ausência da geração de produtos de degradação, assim diminuindo os riscos de respostas inflamatórias e efeitos negativos na regeneração tecidual.

Autores como Hämmerle & Jung (2003), Serra & Silva *et al.* (2005), Bottino *et al.* (2012) e Dimitriou *et al.* (2012) citam algumas desvantagens dessas membranas, incluindo a necessidade de um segundo acesso para sua remoção, aumentando assim o risco de complicações cirúrgicas; a frequente exposição dessas membranas ao meio bucal gerando o acúmulo de microrganismos e podendo ser fonte de doenças infecciosas; bem como o desconforto por ser uma matriz mais rígida.

2.2.1 Tipos de membranas não-reabsorvíveis

Gentile *et al.* (2011) e Dimitriou *et al.* (2012) apresentaram as membranas não reabsorvíveis dividindo-as em três grupos: (1) Membranas de politetrafluoretileno expandido (e-PTFE); (2) politetrafluoretileno de alta densidade (d-PTFE) e (3) politetrafluoretileno expandido reforçado com titânio (Ti-e-PTFE), que podem se apresentar com túbulos de titânio ou com fibras em formas de mechas. Tal material, o politetrafluoretileno, apresenta um característico poder de biocompatibilidade.

Villar & Cochrane (2010) e Gentile *et al.* (2011) descrevem a membrana de politetrafluoretileno *Gore-Tex*[®], descontinuada no mercado, como a com maior experiência clínica, já que seu uso é datado desde 1984. Sua ótima biocompatibilidade, força estrutural e boa manutenção do espaço são as principais vantagens. Por outro lado, esta força estrutural lhe confere uma rigidez que a torna desconfortável e pode levar a deiscência de tecidos, assim ficando exposta a cavidade bucal e se tornando fonte de infecção.

Segundo Barber *et al.* (2007) e Gentile *et al.* (2011), a membrana de alta densidade de politetrafluoretileno (*High-density Gore-tex*[®] / *Cytoplast*[®] *GBR-200*) é uma boa alternativa para casos onde a membrana de PTFE convencional e as membranas reabsorvíveis não seriam boas escolhas. Sua alta densidade é relatada como um fator que inibe a contaminação por microrganismos e que facilita sua remoção, por vezes, não necessitando de uma segunda cirurgia. Essa membrana não precisa ficar recoberta por mucosa, apresentando a enorme vantagem de manter o formato original da mucosa queratinizada.

Citadas por Gentile *et al.* (2011), as membranas em Ti-e-PTFE (*Gore-Tex-TT*[®], descontinuada no mercado) e ti-d-PTFE (*Cytoplast*[®] *Ti-250*) são uma modalidade de membrana de politetrafluoretileno reforçada com titânio, que previne o tecido colapsar sobre a região de interesse. Sua estrutura metálica é descrita também como facilitador do processo de colocação no sítio receptor, auxiliando o operador a colocá-la sobre os retalhos de tecido gengival.

2.3 REGENERAÇÃO TECIDUAL GUIADA

A Academia Americana de Periodontia (2005), Bashutski & Wang (2009), Retzepi & Donos (20120) descrevem a Regeneração Tecidual Guiada (RTG) como um procedimento que busca alcançar a total regeneração estrutural do tecido periodontal perdido através de membranas. Estas possuem a função de barreira física para que células epiteliais e células conjuntivas gengivais não adentrem no sítio onde se almeja a regeneração. As membranas são colocadas, por meio de cirurgia, gerando uma interface oclusiva com os tecidos periodontais, a fim de criar um espaço propício para a proliferação. Células remanescentes no resto do

ligamento periodontal, osso alveolar e matriz sanguínea, agora tem o espaço para se diferenciarem e regenerarem tecido ósseo, ligamento periodontal e cimento.

Murphy & Gunsolley (2003), Academia Americana de Periodontia (2005), Needleman *et al.* (2005), Pinho *et al.*, (2005), Eickholz *et al.* (2007), e Pretzl *et al.* (2008) referem-se de forma positiva ao tratamento de defeitos intraósseos com técnicas de RTG, mostrando através de revisões sistemáticas e estudos clínicos, que o ganho de tecido ósseo ainda se mostra variável, porém positivo. Também sugerem a RTG como uma escolha plausível de tratamento para lesões de furca, embora os resultados apresentem grandes variabilidades para resolução desse tipo de defeito periodontal.

Al-Hamdan *et al.* (2003) se referem ao tratamento de recessão gengival através de RTG como uma escolha de tratamento viável, mas que se tem poucos estudos para análise. Contudo, analisando esse número reduzido de estudos, a meta-análise realizada por Al-Hadman e seu grupo indicaram significantes ganhos em tecido queratinizado gengival e diminuição da recessão gengival.

Lin *et al.* (2010) e Tsesis *et al.* (2011) se colocam de forma neutra em relação ao uso da técnica de RTG como uso pragmático. Tsesis *et al.* (2011) afirmam que o uso de RTG em casos de lesões ósseas periapicais maiores que 10mm de diâmetro pode servir de auxiliador da osteogênese. Por outro lado, Lin *et al.* (2010), apesar de não conseguirem realizar uma revisão sistemática em decorrência da pouca quantidade de artigos disponíveis e da grande variabilidade metodológica entre eles, apontaram que o uso de RTG em lesões endo-periodontais pode vir a ser muito útil, necessitando assim de mais estudos e testes clínicos. Porém em 2018, Tovar *et al.* demonstraram em seu estudo que membranas tendem a ser biocompatíveis e podem ser utilizadas em tratamentos para lesões de furca classe III.

2.4 REGENERAÇÃO ÓSSEA GUIADA

Hämmerle & Jung (2003), Retzepi & Donos (2010), Gentile *et al.* (2011) e Dimitriou *et al.* (2012) referem-se a Regeneração Óssea Guiada (ROG) como ao processo de preenchimento do defeito ósseo que ocorre sob uma membrana oclusiva, que impede a chegada de células fibrosas e epiteliais.

Chen *et al.* (2005) colocam que não há números significantes que corroborem com a hipótese de que o uso de membranas e de granulados ósseos diminuam a perda óssea tanto vertical quanto horizontal. Mas afirmam que o uso de membrana e granulado ósseo se mostrou efetivo quando o implante é colocado dentro de um alvéolo e necessita-se de um ganho de volume ósseo.

Von Arx *et al.* (2006) afirmam que a ROG tem indicação muito pertinente nos casos de defeitos horizontais (largura) da crista óssea nas situações em que se procura espaço para a colocação de implantes. Realçam ainda que o uso da ROG, tanto na forma de membrana sobre granulado ósseo como na forma de membrana sobre enxerto em bloco se mostra como padrão ouro para esse tipo de situação.

Em 2003, Hämmerle & Jung afirmaram em uma revisão de literatura que vários pesquisadores alcançaram o ganho ósseo vertical através da técnica de ROG. Já Retzepi & Donos (2010) apontaram que, mesmo com evidências histológicas, os números reduzidos de estudos sobre ROG são insuficientes para constatar sólido conhecimento acerca da previsibilidade desta técnica.

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Analisar e comparar as propriedades físico-químicas das membranas Lumina-Coat® e Membrana-Experimental-FGM.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Analisar a morfologia das membranas por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).
- Realizar análise elementar das membranas por meio da tecnologia de Espectrometria por Energia Dispersiva de Raios-X (EDS).
- Analisar a composição e razões molar das composições das membranas por meio de Espectroscopia no Infravermelho com transformação de Fourier (FTIR).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS

As membranas analisadas neste estudo foram: Lumina-Coat® (Critéria, São Carlos, São Paulo, Brasil) e Membrana-experimental-FGM (FGM, Joinville, Santa Catarina, Brasil).

4.2 MÉTODOS

4.2.1 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

As amostras foram montadas em blocos de alumínio (*stunts*), e recobertas com liga de Ouro-Paládio com espessura de 20 nm. A análise morfológica foi realizada através de visualização das membranas em Microscópio Eletrônico de Varredura (JEOL JSM-6390LV, JEOL, Akishima, Tóquio, Japão) (MEV), com fonte de elétrons de Tungstênio, detector de elétrons secundários e nas tensões entre 10 e 15 kV, como mostra a figura 1.



Figura 1. Microscópio Eletrônico de Varredura (JEOL JSM-6390LV, JEOL Brasil Instrumentos Científicos, São Paulo, São Paulo, Brasil) do Laboratório Central de Microscopia Eletrônica UFSC (LCME-UFSC).

As áreas mais características das membranas foram fotografadas nos aumentos de x50, x100, x500, x1000 e x2000, sendo que foram submetidas a esta análise quatro cortes de cada espécime, totalizando 8 amostras.

Além disso, a topografia de superfície e microanálise elementar foram analisadas, também em MEV, mas com auxílio da tecnologia de Espectroscopia por Energia Dispersiva de Raios-X (EDS). Esta análise foi realizada em dois momentos, como mostram as figuras 2A e 2B, ambas no aumento de 1000x. Primeiro, foi empregado o EDS em uma área aleatória da imagem. Em seguida, foi novamente aplicado em um ponto específico.

Posteriormente, os poros das membranas foram medidos com auxílio do software ImageJ (NIH, Bethesda, Maryland, EUA). No programa foi feita a correspondência entre pixels e μm , obtendo-se assim os valores reais de área e diâmetro dos poros mais superficiais das membranas, nas imagens com aumento de 1000x. Para realizar a mensuração de fato, foi usado o contorno mais externo do poro para a medição da área, e para o diâmetro foi selecionado a maior distância em linha reta entre dois pontos mais externos dos poros, como mostrado na figura 2C e 2E, 2D e 2F, totalizando 10 medidas por amostra.

Em seguida, foram calculadas as médias e desvio padrão da área e diâmetro, dos poros de cada membrana, com auxílio do programa Excel versão Plus 2016 (Microsoft, Redmond, Washington, EUA).

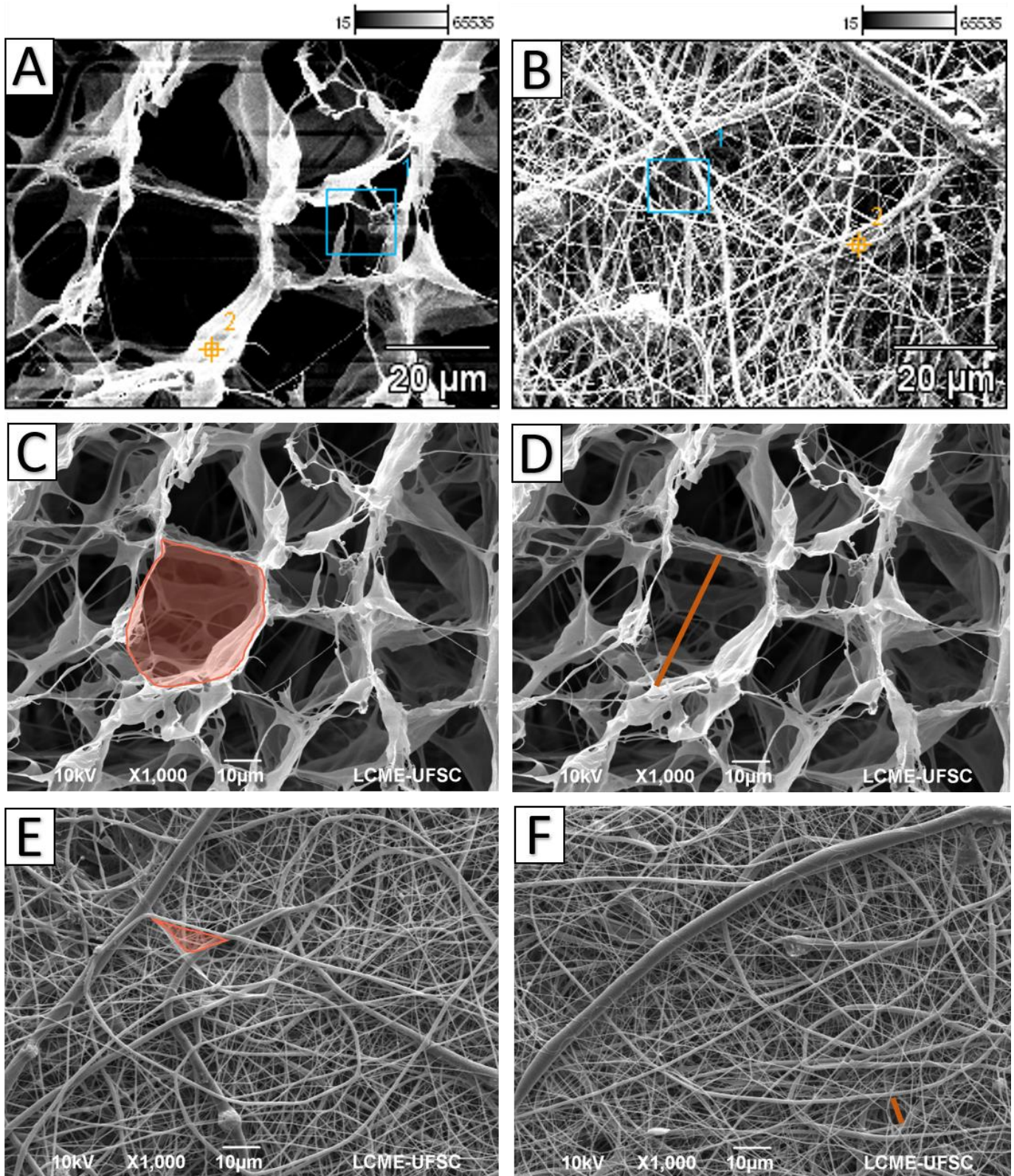


Figura 2. (A) e (B) Análise de Ponto e Área através de EDS; (C) e (D) exemplificação da mensuração de área e diâmetro de poros da membrana Lumina-Coat®; (E) e (F) exemplificação da mensuração de área e diâmetro de poros da Membrana-Experimental-FGM.

4.2.2 Espectroscopia no Infravermelho com transformação de Fourier

O teste de Espectroscopia no Infravermelho com transformação de Fourier (FTIR) foi realizado por meio do aparelho Cary 660 FTIR Spectrometer (Agilent, Santa Clara, Califórnia, EUA), apresentado na figura 3. Este teste foi empregado nas membranas com o intuito de determinar a qualidade e consistência das amostras, bem como determinar a quantidade de cada componente das membranas. Sendo que foram submetidas à esta análise quatro cortes de cada espécime, totalizando 8 amostras.



Figura 3. Aparelho Cary 660 FTIR Spectrometer do Laboratório Central de Análises do Departamento de Engenharia Química UFSC.

4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados obtidos foram analisados por meio do software Graph Pad (La Jolla, Califórnia, EUA). Realizou-se o teste *t* de Student seguido do *post-hoc* teste *t* de Welch. O nível de significância foi estabelecido em $\alpha > 5\%$.

5 RESULTADOS

A média e o desvio-padrão da porosidade das membranas estão expressos no gráfico 1A. Os grupos apresentaram diferença estatística significativa entre si ($p < 0,0001$). Foram observados poros de maior área nas membranas Lumina-Coat[®], que apresentaram uma média de $330,47 \pm \mu\text{m}$, enquanto as Membranas-Experimentais-FGM mostraram poros menores, com média de $38,27 \pm \mu\text{m}$. Entretanto, foi na Membrana-Experimental-FGM onde foi encontrado o maior desvio-padrão percentual (78,36%) quando comparado a Lumina-Coat[®] (70,18%).

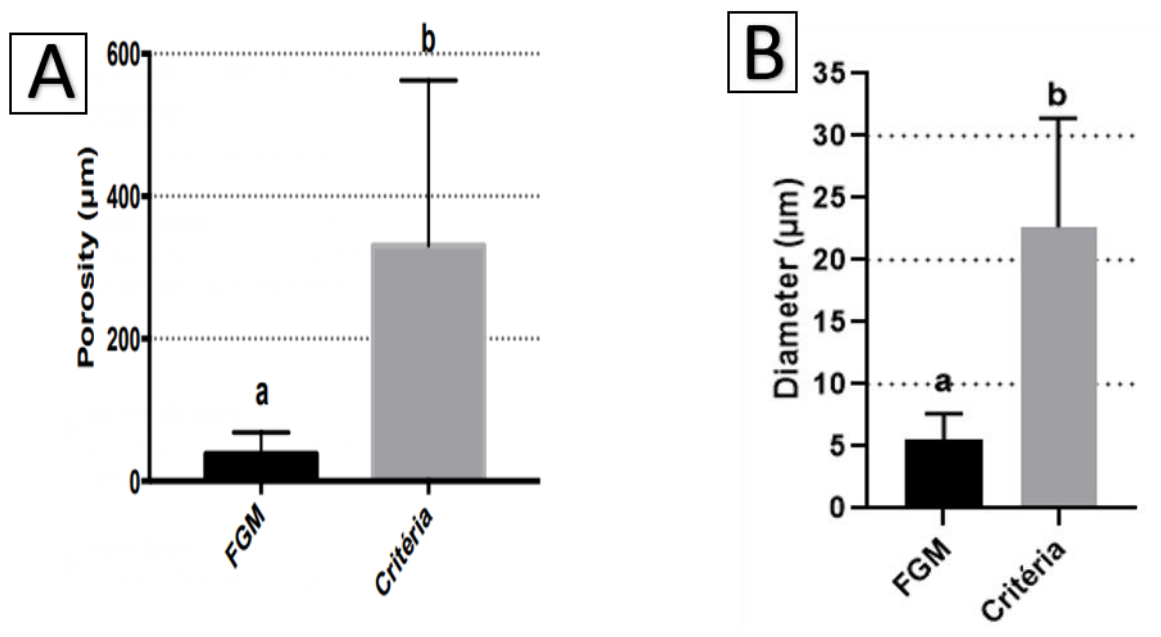


Gráfico 1. (A) Média e desvio-padrão da área dos poros das membranas (em μm); (B) Média e desvio-padrão do diâmetro dos poros das membranas (em μm).

No gráfico 1B, são apresentados as médias e os desvio-padrão do diâmetro dos poros das membranas. Os grupos também mostraram ter diferença estatística significativa entre si ($p < 0,0001$), sendo que a membrana Lumina-Coat[®] mostrou uma média de $22,609 \pm \mu\text{m}$, enquanto a Membrana-Experimental-FGM de $5,567 \pm \mu\text{m}$.

Na figura 4 estão ilustradas cinco imagens nos diferentes aumentos de cada membrana analisada neste estudo (A até E correspondem as imagens da Lumina-Coat[®]; F até J, da Membrana-Experimental-FGM).

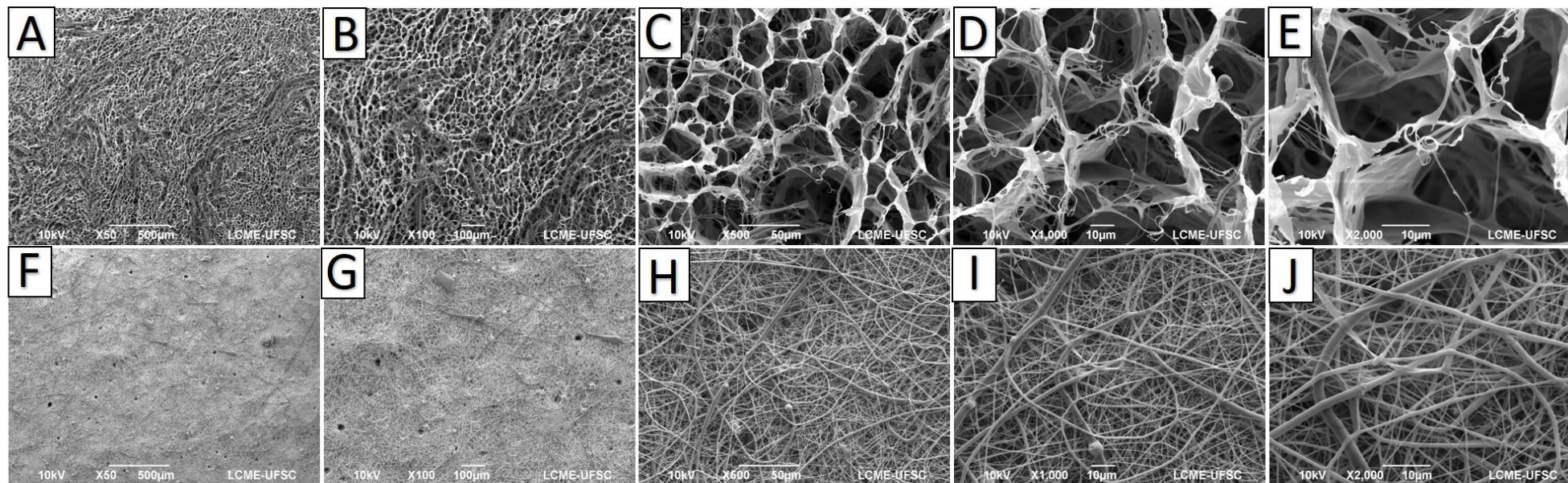


Figura 4. Imagens de MEV das membranas Lumina-Coat® (A até E) e Membrana-Experimental-FGM (F até J), nos aumentos de x50 (A; F), x100 (B; G), x500 (C; I), x1000 (D; I), x2000 (E; J).

A análise espectrométrica elemental foi feita através do Energia Dispersiva de Raios-X (EDS). Na figura 5 é possível ver imagens representativas dos dois grupos analisados.

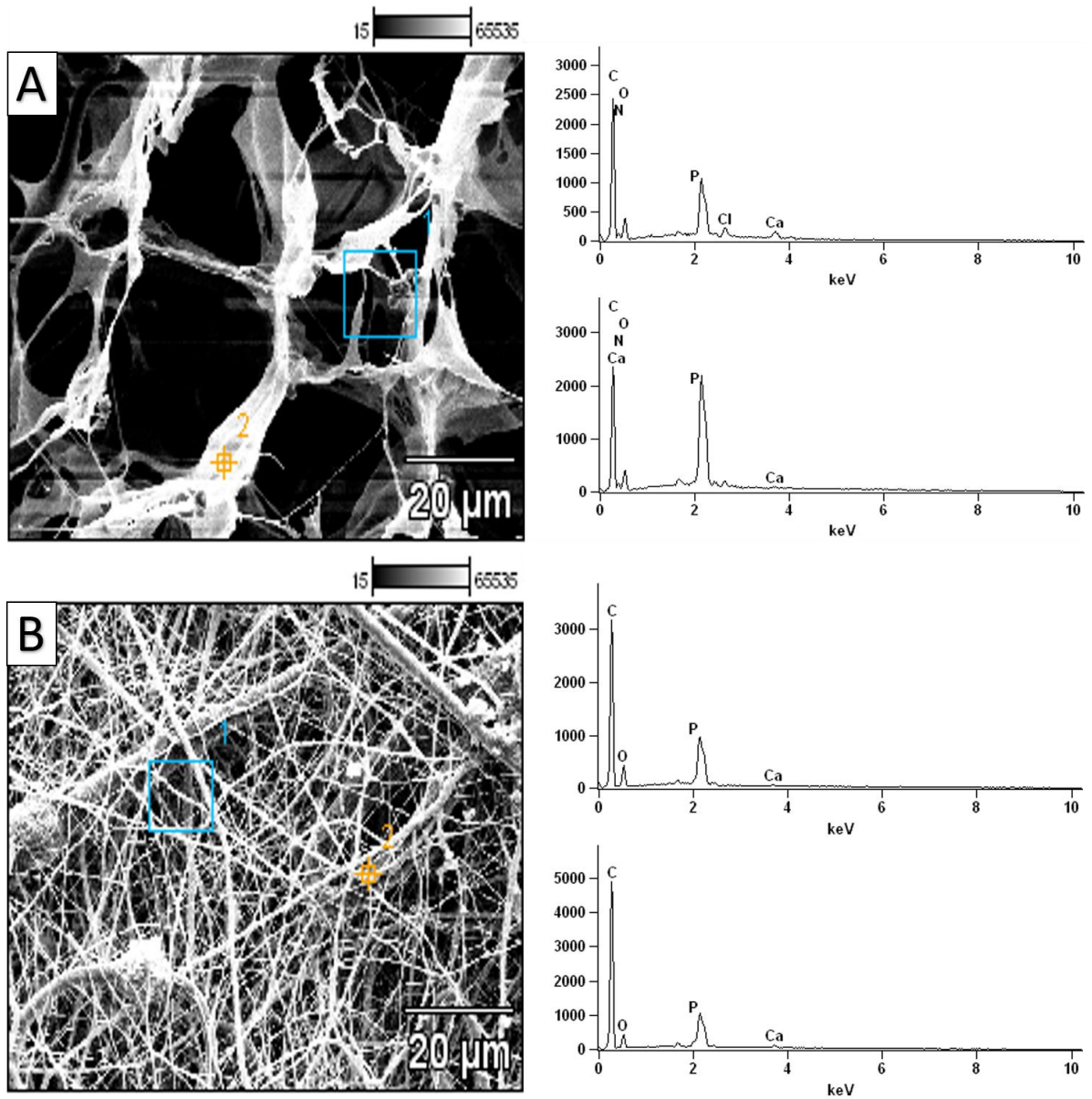


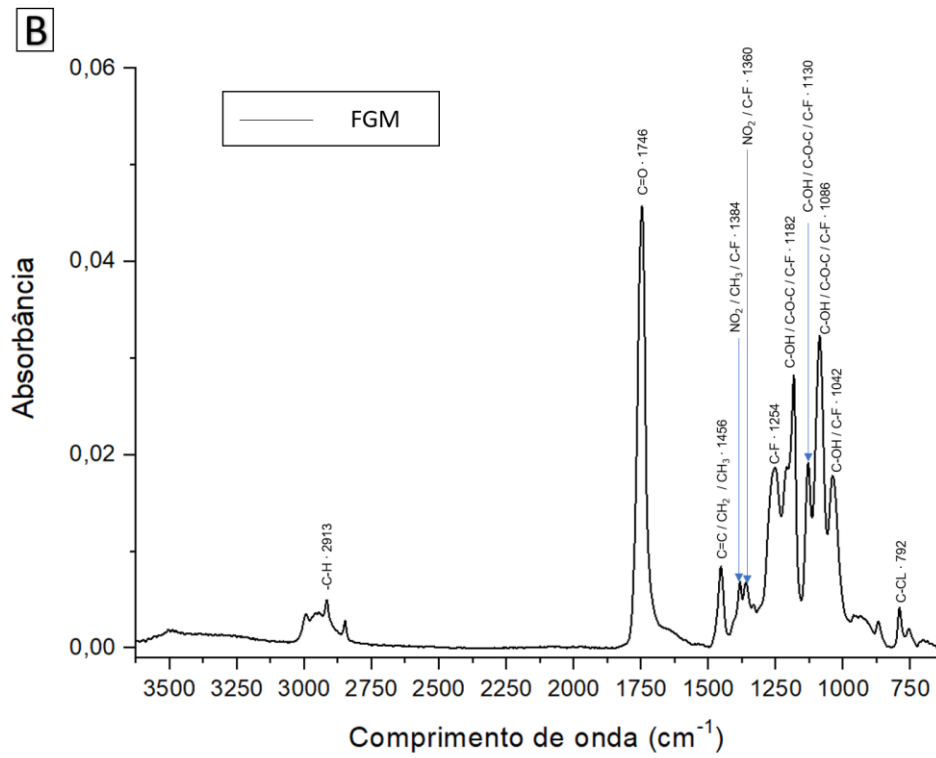
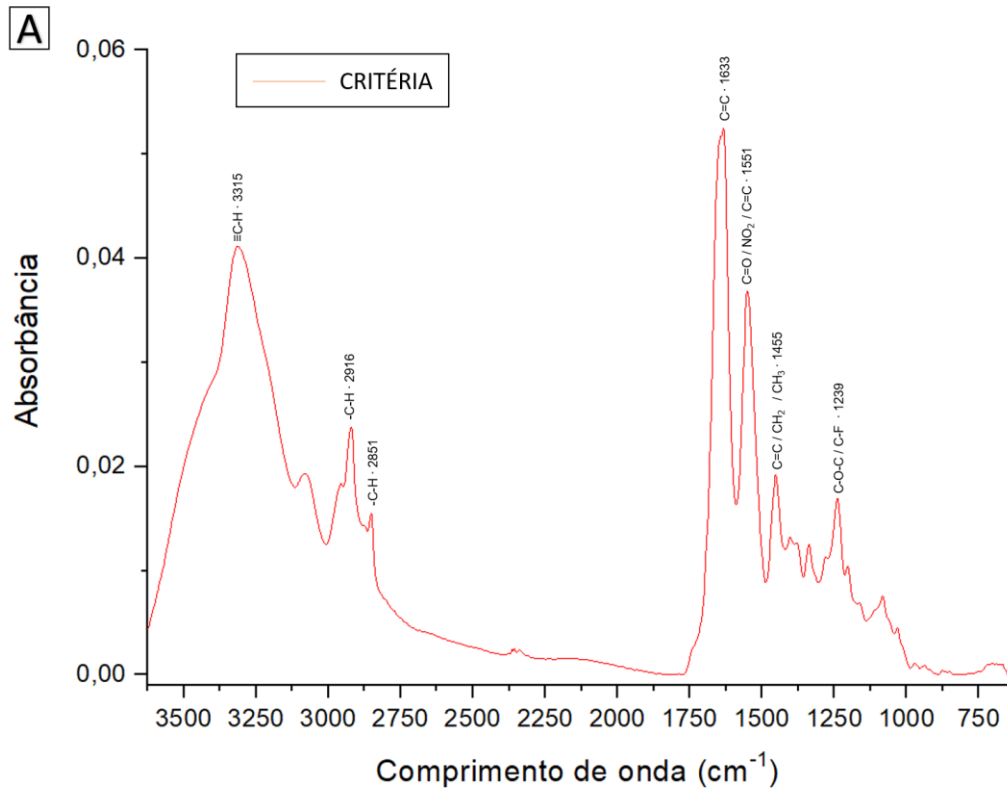
Figura 5. Imagens de MEV e respectivos gráficos do EDS representando os grupos analisados, mostrando o método de análise em dois locais diferentes da membrana, um em ponto e outro em área.

Lumina-Coat® – Média % Peso						
	C-K	N-K	O-K	P-K	Ca-K	Cl-K
Análise - Área	65,8725	21,2375	9,47	0	1,9275	1,49
Análise - Ponto	68,555	21,1425	9,2	0	0,7175	0,385
Membrana-Experimental-FGM – Média % Peso						
	C-K	O-K	P-K	Ca-K		
Análise – Área	87,705	8,83	0	3,465		
Análise - Ponto	88,59	5,555	0,3775	2,645		

Tabela 1. Determinação da composição química das membranas Lumina-Coat® e Membrana-Experimental-FGM. (Valores expressos em percentagem em relação ao peso total, excluindo-se os átomos de carbono e nitrogênio.)

A tabela 1 mostra os percentuais de peso atômico registrados na análise por EDS de ambas as membranas estudadas. Nota-se certa semelhança entre os elementos químicos observados, porém com diferenças em suas quantidades e ligações químicas. Na Lumina-Coat® aparece cloro, não constatado na Membrana-Experimental-FGM.

Os espectros obtidos através do teste FTIR estão representados no gráfico 2, apresentando as características da (A) Lumina-Coat® e (B) Membrana-Experimental-FGM, respectivamente. Os picos de absorvância demonstrados nos gráficos abaixo foram designados com base na Tabela de Valores da Espectrometria Infravermelha do Departamento de Química da Universidade da Califórnia em Los Angeles (UCLA) (Anexo 2).



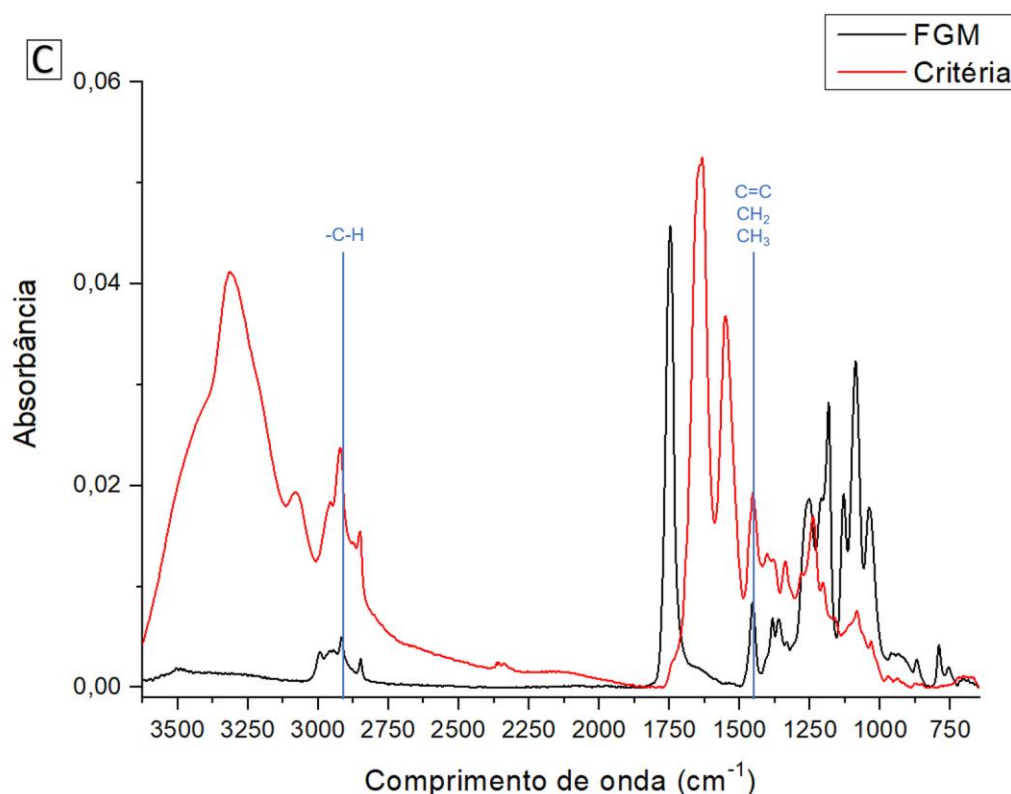


Gráfico 2. Representação gráfica da absorbância obtida através do teste FTIR, (A) Lumina-Coat®; (B) Membrana-Experimental-FGM; (C) sobreposição dos picos de absorbância obtidos nas duas membranas.

No gráfico 3 A, foram observados picos de absorbância correspondentes às seguintes ligações: - C-H (2931 cm⁻¹); C=O (1746 cm⁻¹), sendo o comprimento de onda com maior nível de absorbância; C=C / CH₂/ CH₃ (1456 cm⁻¹); NO₂ / CH₃ / C-F (1384 cm⁻¹); NO₂ / C-F (1360 cm⁻¹); C-F (1254 cm⁻¹); C-OH / C-O-C / C-F (1182 cm⁻¹); C-OH / C-O-C / C-F (1086 cm⁻¹); C-OH / C-F (1042 cm⁻¹); C-Cl (792 cm⁻¹).

Em relação à Membrana-Experimental-FGM, os maiores níveis de absorbância foram constatados nos comprimentos de onda que se seguem: ≡C-H (3315 cm⁻¹); -C-H (2916 cm⁻¹); -C-H (2851 cm⁻¹); C=C (1633 cm⁻¹), registrando o maior nível de absorbância; C=O / NO₂ / C=C (1551 cm⁻¹); C=C / CH₂ / CH₃ (1455 cm⁻¹); C-O-C / C-F (1239 cm⁻¹).

Já o gráfico 3C é a sobreposição dos dois gráficos anteriores. Nele, notam-se dois picos de absorbância no mesmo comprimento de onda, 2931 cm⁻¹ e 1455 cm⁻¹

6 DISCUSSÃO

Na atualidade existem diversos tipos de membranas disponíveis, que apresentam características distintas. Desta forma, estudos que avaliam as características morfológicas e de composição dessas membranas se mostram muito importantes e válidos, sendo úteis para indicar cada membrana para um caso específico. Considerando isso, o objetivo deste trabalho foi avaliar as propriedades físico-químicas das membranas Lumina-Coat® e Membrana-Experimental-FGM.

Para caracterização da morfologia de um material geralmente este é submetido à uma análise em MEV em operação de alto vácuo, a fim de se obter imagens com qualidade confiável e que sejam fidedignas. Neste estudo ambas as membranas foram preparadas e recobertas com liga ouro-paládio para que pudessem ser analisadas em MEV. Os resultados mostraram diferenças morfológicas importantes entre as duas membranas, principalmente em relação a estrutura de cada membrana.

A membrana Lumina-Coat® diferiu estatisticamente no quesito área e diâmetro dos poros, apresentando assim uma maior porosidade do que a Membrana-Experimental-FGM. Estudos anteriores (BUNYARATAVEJ; WANG, 2001; SANTANA *et al.*, 2010; KASAJ *et al.*, 2008) mostraram que é interessante as membranas teciduais serem permeáveis a ponto de permitir que células e nutrientes possam acessar a região alvo, para que aconteça o reparo tecidual. Desta forma, é imprescindível que as membranas tenham poros maiores que 15 - 20 μm , já que esse é o diâmetro médio das células teciduais. No nosso estudo foi possível perceber que apenas a membrana Lumina-Coat® apresenta essa permeabilidade considerada ideal.

Além disso, estudos com animais puderam demonstrar que características de superfície, como a porosidade, podem influenciar significativamente no sucesso e capacidade de integração de uma membrana (ZELLIN; LINDE, 1996; LUNDGREN; LUNDGREN; TAYLOR, 1998; LUNDGREN *et al.*, 1995). A topografia de superfície e tamanho dos poros, analisadas em MEV, traz respostas interessantes sobre os efeitos da membrana na proliferação celular (KASAJ *et al.*, 2008).

Ainda nesse contexto, um estudo recente mostrou resultados semelhantes ao presente estudo, no qual foi analisada a membrana Lumina-Coat®. Os autores constataram que esta membrana se apresenta bastante porosa e com grande variação no tamanho dos poros, e destacam que isso pode estar relacionado à baixa resistência à tração (SILVA et al., 2019).

O teste EDS é utilizado para identificar a composição química de materiais, sendo que os valores fornecidos representam o percentual do peso atômico de elementos químicos presentes nas amostras, não levando em consideração os átomos de carbono e nitrogênio que, por terem baixo número atômico, não são quantificados de forma precisa (MARTINS, 2010). Observou-se que, mesmo em quantidades diferentes, a maior parte do peso atômico de ambas as membranas é constituída de potássio (K), seguida de oxigênio (O) e cálcio (Ca). Além disso, foi encontrado na Lumina-Coat® a presença de uma pequena quantidade de cloro (Cl). Porém, é necessário ter cuidado na interpretação destes dados, levando em conta que o mecanismo de avaliação desconsidera carbono e nitrogênio, que são os principais constituintes de membranas de colágeno. Sendo assim, o percentual relatado não condiz com o peso real de tais elementos na membrana.

A espectroscopia FTIR é um teste não destrutivo que identifica em tempo real as estruturas e ligações químicas de um material, seja ele líquido, sólido ou gasoso. Isso se torna importante porque seu tempo de coleta de dados é reduzido, e traz informações interessantes sobre os constituintes das amostras analisadas (ALOTAIBI et al., 2018). No presente estudo ficaram visíveis as diferenças espectrométricas entre as duas membranas avaliadas, porém não de forma curiosa porque é sabido que as duas membranas possuem composições diferentes, de acordo com relato dos fabricantes, sendo uma de colágeno tipo II (Lumina-Coat®) e a outra de um material experimental sintético não revelado (Membrana-Experimental-FGM).

Na Membrana-Experimental-FGM, os três maiores picos de absorbância foram identificados nos seguintes comprimentos de onda, respectivamente: C=O (1746 cm⁻¹), sendo o comprimento de onda com maior nível de absorbância; C-OH / C-O-C / C-F (1086 cm⁻¹) e C-OH / C-O-C / C-F (1182 cm⁻¹). Já na Lumina-Coat®, os

três maiores picos de absorbância foram encontrados em espectro de onda diferentes, respectivamente os maiores picos foram: C=C (1633 cm^{-1}), registrando o maior nível de absorbância; $\equiv\text{C-H}$ (3315 cm^{-1}) e C=O / NO₂ / C=C (1551 cm^{-1}).

Apesar das notáveis diferenças entre as membranas, dois picos apareceram dentro do mesmo espectro de comprimentos de onda, porém com diferentes valores de absorbância. O primeiro ponto com comprimento de onda igual foi referente a ligação -C-H, aparecendo na Membrana-Experimental-FGM com o valor de 0,0049 e na Lumina-Coat[®] com o valor de 0,023. Já o segundo ponto com pico semelhante entre as duas membranas corresponde às ligações de C=C, CH₂, CH₃, aparecendo na Lumina-Coat[®] com valor de 0,019 e na Membrana-Experimental-FGM com 0,008.

7 CONCLUSÃO

Com as limitações deste estudo, pode se concluir que as duas membranas analisadas apresentam diferenças morfológicas, topográficas, de composição e estrutura química. Apesar das diferenças destacadas, ambas as membranas podem estimular a migração, adesão e proliferação celular e assim contribuir para o reparo tecidual.

Estudos futuros devem ser conduzidos para avaliar o comportamento biológico de ambos os materiais *in vitro* e *in vivo*.

REFERÊNCIAS

- AHADIAN S., KHADEMHOSEINI A. Smart scaffolds in tissue regeneration. **Regen Biomaterials**, n. 21, v. 24, p. 125-128, 2018.
- AL-HAMDAN, K. et al. Guided Tissue Regeneration-Based Root Coverage: Meta-Analysis. **Journal of Periodontology**, v. 74, p.1520-1533, 2003.
- ALOTAIBI J., SAJI S., SWAIN M. V. FTIR characterization of the setting reaction of biodentine™. **Dental Materials**, v. 8, pg. 294, 2018.
- American Academy of Periodontology. Periodontal Regeneration. **Journal of Periodontology**, v. 76, p.1601-1622, 2005.
- BARBER, H.D. et al. Using a dense PTFE membrane without primary closure to achieve bone and tissue regeneration. **Journal of Oral Maxillofacial Surgery**, v. 65, p.748-752, 2007.
- BASHUTSKI, J. D.; WANG, H. L. Periodontal and endodontic regeneration. **Journal of Endodontics**, v. 35, n. 3, 2009
- BEHRING, J. et al. Toward guided tissue and bone regeneration: morphology, attachment, proliferation, and migration of cells cultured on collagen barrier membranes. A systematic review. **Odontology**, v. 96, p.1-11, 2008.
- BOTTINO, M. et al. Recent advances in the development of GTR/GBR membranes for periodontal regeneration- A materials perspective. **Dental materials**, V. 28, p.703-721, 2012.
- BUNYARATAVEJ P., WANG H. L. Collagen membranes: a review. **Journal of Periodontology**, v. 72, n. 2, pg. 215-229, 2001.
- CHEN, S.T. et al. A prospective clinical study of bone augmentation techniques at immediate implants. **Clin. Oral Impl. Res.**, v. 16, p.176-184, 2005.

DIMITRIOU, R. et al. The role of barrier membranes for guided bone regeneration and restoration of large bone defects: current experimental and clinical evidence. **BMC Medicine**, v. 10, 2012.

EICKHOLZ, P. et al. Stability of Clinical and Radiographic Results after Guided Tissue Regeneration in Infrabony Defects. **Journal of Periodontology**, v. 78, p.37-46, 2007.

GENTILE, P. et al. Polymeric membranes for guided bone regeneration. **Journal of Biotechnology**, v. 6, pp.1187-1197, 2011.

HÄMMERLE, C.H.F.; JUNG, R.E. Bone augmentation by means of barrier membranes. **Periodontology 2000**, V. 33, p.36-53, 2003. LIN, L. et al. Guided Tissue Regeneration in Periapical Surgery. **Journal of Endodontics**, v. 36, p.618-625, 2010.

KASAJ S. et al. In vitro evaluation of various bioabsorbable and nonresorbable barrier membranes for guided tissue regeneration. **Head & Face Medicine**, v. 14, n. 4, 2008.

KHURSHID Z. et al. Chapter 18 – Novel techniques of scaffold fabrication for bioactive glasses. In: **Kaur G, ed. Biomedical, Therapeutic and Clinical Applications of Bioactive Glasses. Woodhead Publishing**, p. 497-519, 2019.

LEE, E.J. et al. Membrane of hybrid chitosan-silica xerogel for guided bone regeneration. **Biomaterials**, v. 30, p.743-750, 2009.

LUNDGREN D. et al. Augmentation of intramembraneous bone beyond the skeletal envelope using an occlusive titanium barrier. An experimental study in the rabbit. **Clin Oral Implants Res**, v. 6, pg. 67-72, 1995.

LUNDGREN A., LUNDGREN D., TAYLOR A. Influence of barrier occlusiveness on guided bone augmentation. An experimental study in the rat. **Clin Oral Implants**, v. 9, pg. 251-260, 1998.

MEINING R.P. Clinical use of resorbable polymeric membranes in the treatment of bone defects. **Orthop Clin North Am**, v. 41, p.39-47, 2010.

MURPHY K.G.; GUNSOLLEY, J.C. Guided tissue regeneration for the treatment of periodontal intrabony and furcation defects. A systematic review. **Ann Periodontol**, v. 8, p.266-302, 2003.

NEEDLEMAN, I. et al. Guided tissue regeneration for periodontal intrabony defects-- a Cochrane Systematic Review. **Periodontol 2000**, v. 37, p.106-123, 2005.

PARK K.M. et al. Tissue engineering and regenerative medicine 2017: a year in review. **Tissue Eng Part B Rev**, v. 24, v. 5, p. 327-344, 2018.

PINHO M.M.; LIMA C.; ALMEIDA, R.F. Regeneração Periodontal em Defeitos Intraósseos. **Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac**, v. 46, p.227- 241, 2005.

PRETZL B. et al. Long-Term Results of Guided Tissue Regeneration Therapy with Non-Resorbable and Bio absorbable barriers. IV. A Case Series of Infrabony Defects after 10 years. **Journal of Periodontology**, v. 79, p.1491-1499, 2008.

RETZEPI M.; DONOS, N. Guided Bone Regeneration: biological principle and therapeutic applications. **Clin. Oral Impl. Res.**, v. 21, p.567-576, 2010.

SANTANA R. B. et al. Superficial topography and porosity of an absorbable barrier membrane impacts soft tissue response in guided bone regeneration. **Journal of Periodontology**, v. 91, n. 6, pg. 926-933, 2010.

SERRA E SILVA F.M., et al. Membranas absorvíveis x não-absorvíveis na implantodontia: revisão da literatura. **Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-Fac.**, v. 5, n.2, p. 19 – 24, 2005.

SHEIKH Z. et al. Biodegradable materials for bone repair and tissue engineering applications. **Materials (Basel)**, v. 8, v. 9, p. 5744-5794, 2015

SILVA M. J. et al. Synthesis and characterizations of a collagen-rich biomembrane with potential for tissue-guided regeneration. **European Journal Dental**, 2019.

SHIN S.Y. et al. Biological evaluation of chitosan nanofiber membrane for guided bone regeneration. **Journal of Periodontology**, v. 76, p.1778-1784, 2005.

TOVAR N. et al. In vivo evaluation of resorbable supercritical CO₂-treated collagen membranes for class III furcation-guided tissue regeneration. **Journal of Biomedical Materials Research**, 2018.

TRIPLETT R.G.; SCHOW, S.R.; FIELDS, R.T. Bone augmentation with and without biodegradable and nonbiodegradable microporous membranes. **Oral Maxillofac. Surg. Clin.**, v. 13, n. 3, p. 411-22, 2001.

TSESIS I. et al. Effect of Guided Tissue Regeneration on the Outcome of Surgical Endodontic Treatment: A Systematic Review and Meta-analysis. **Journal of Endodontics**, v. 37, p.1039-1045, 2011.

VILLAR C.C.; COCHRANE, D.L. Regeneration of periodontal tissues: Guided tissue regeneration. **Dent. Clin. North Am.**, v. 54, p.73-92, 2010.

VON ARX T.; BUSER, D. Horizontal ridge augmentation using autogenous block grafts and the guided bone regeneration technique with collagen membranes: a clinical study with 42 patients. **Clinical Oral Implants Research**, v. 17, p. 359-366, 2006.

ZELLIN G., LINDE A. Effects of different osteopromotive membrane porosities on experimental bone neogenesis in rats. **Biomaterials**, v. 17, pg. 695-702, 1996.

ANEXO 1 – Ata de apresentação de trabalho de conclusão de curso



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
CURSO DE ODONTOLOGIA
DISCIPLINA DE TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO DE ODONTOLOGIA

ATA DE APRESENTAÇÃO DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

Aos 03 dias do mês de Outubro de 2019, às 14 horas,
em sessão pública no (a) Auditorio-CCS desta Universidade, na presença da
Banca Examinadora presidida pelo Professor
MARCELO CHAIN

e pelos examinadores:

- 1- Ricardo de Souza MAGINI
 - 2- Thalisson de Oliveira Sarmo
- o aluno ANDRÉ DA SILVEIRA PERGIRA

apresentou o Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação intitulado:

ANÁLISE FÍSICO-QUÍMICA DE MEMBRANAS DE REGENERAÇÃO
TECIDUAL

como requisito curricular indispensável à aprovação na Disciplina de Defesa do TCC e a integralização do Curso de Graduação em Odontologia. A Banca Examinadora, após reunião em sessão reservada, deliberou e decidiu pela aprovação (10) do referido Trabalho de Conclusão do Curso, divulgando o resultado formalmente ao aluno e aos demais presentes, e eu, na qualidade de presidente da Banca, lavrei a presente ata que será assinada por mim, pelos demais componentes da Banca Examinadora e pelo aluno orientando.

Presidente da Banca Examinadora

Examinador 1

Examinador 2

Aluno

ANEXO 2 – Tabela de Absorbância de infravermelho

Tabela disponível no site do Departamento de Química da Universidade de Los Angeles – Califórnia, acessado no dia 16/09/2019, através do link: <https://www.chem.ucla.edu/~bacher/General/30BL/IR/ir.html>.

Infrared Spectroscopy Table

Functional Group	Frequency (cm ⁻¹)	intensity
water OH Stretch	3700-3100	strong
alcohol OH stretch	3600-3200	strong
carboxylic acid OH stretch	3600-2500	strong
N-H stretch	3500-3350	strong
≡C-H stretch	~3300	strong
=C-H stretch	3100-3000	weak
-C-H stretch	2950-2840	weak
-C-H aldehydic	2900-2800	variable
C≡N stretch	~2250	strong
C≡C stretch	2260-2100	variable
C=O aldehyde	1740-1720	strong
C=O anhydride	1840-1800, 1780-1740	weak, strong
C=O ester	1750-1720	strong
C=O ketone	1745-1715	strong
C=O amide	1700-1500	strong
C=C alkene	1680-1600	weak
C=C aromatic	1600-1400	weak
CH ₂ bend	1480-1440	medium
CH ₃ bend	1465-1440, 1390-1365	medium
C-O-C stretch	1250-1050 several	strong
C-OH stretch	1200-1020	strong
NO ₂ stretch	1600-1500 and 1400-1300	strong
C-F	1400-1000	strong
C-Cl	800-600	strong
C-Br	750-500	strong
C-I	~500	strong