

SUYIENE CORDEIRO FALCÃO

**MEMBRANAS DE CELULOSE MICROBIANA (*Zoogloea sp.*) E DE
POLITETRAFLUORETILENO EXPANDIDO USADAS NA RECONSTRUÇÃO DE
DEFEITOS PRODUZIDOS NA PAREDE ABDOMINAL DE RATOS. ESTUDO
COMPARATIVO**

Recife

2007

UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DE PERNAMBUCO
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA VETERINÁRIA

**MEMBRANAS DE CELULOSE MICROBIANA (*Zoogloea sp.*) E DE
POLITETRAFLUORETILENO EXPANDIDO USADAS NA RECONSTRUÇÃO DE
DEFEITOS PRODUZIDOS NA PAREDE ABDOMINAL DE RATOS. ESTUDO
COMPARATIVO**

**Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em
Ciência Veterinária (PPGCV) da Universidade Federal
Rural de Pernambuco como parte dos requisitos para
obtenção do Título de Doutor.**

ORIENTADOR: Prof. Joaquim Evêncio Neto

**CO-ORIENTADOR: Prof. Antonio Roberto de Barros
Coelho**

Recife

2007

Ficha catalográfica

F178m Falcão, Suyiene Cordeiro
Membranas de celulose microbiana (*Zoogloea sp.*) e de politetrafluoretileno expandido usadas na reconstrução de defeitos produzidos na parede abdominal de ratos. Estudo comparativo / Suyiene Cordeiro Falcão. -- 2007.
39 f. : il.

Orientador : Joaquim Evêncio Neto
Tese (Doutorado em Ciência Veterinária) - Universidade Federal Rural de Pernambuco. Departamento de Medicina Veterinária.
Inclui anexo e bibliografia

CDD 636.0897

1. Cirurgia
2. Celulose microbiana
3. *Zoogloea sp*
4. Politetrafluoretileno
5. Parede abdominal
6. Teste biomecânico
7. Alteração histológica
8. Ratos Wistar
- I. Evêncio Neto, Joaquim
- II. Título

A minha família pelo apoio sempre dado em todos os momentos da minha vida.

Deus nos guia sempre, dando-nos a orientação de nossa vida. Mas, precisaremos ser receptivos para ouvir sua voz, sabendo-a interpretar através das circunstâncias que cercam nossa vida, levando-nos ao maior progresso espiritual de nosso ser.

Procure meditar silenciosamente, para ouvir a voz de Deus, que o guia, sem jamais abandoná-lo.

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela força que só nele encontramos.

A minha família, sempre me apoiando e ajudando em tudo que faço na vida.

Ao Prof. Dr. Joaquim Evêncio, pela confiança em aceitar-me como orientada, além do seu profissionalismo e respeito nesse trabalho.

Ao Prof. Dr. Antônio Roberto Barros Coelho, grande profissional e amigo, que esteve presente em todas as horas.

A Dra. Adriana Ferreira Cruz, Médica Veterinária do NCE, pelo empenho e ajuda durante este trabalho.

Ao Dr. Joaquim, Médico Veterinário do NCE, pela ajuda durante os momentos mais variados de trabalho.

A auxiliar de enfermagem Maria Auxiliadora pela amizade e grande dedicação, durante o trabalho, mesmo nas horas difíceis.

Aos funcionários Paulo, Lídice e José Antonio, pelo respeito, amizade e dedicação.

A Silvana, funcionária do Departamento de Patologia, pelo processamento das lâminas para leitura histológica.

Aos meus colegas da Clínica 4 Patas, pela amizade e apoio.

A todos os meus amigos e pessoas que contribuíram para a realização deste trabalho.

Por fim, aos animais, seres mais importantes, pela sua inocência, aos quais devemos respeito, sobretudo quando ainda os utilizamos como cobaias.

A CAPES pela bolsa concedida durante o período do Curso de Pós-graduação em Ciência Veterinária (Nível Doutorado).

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS

CM - celulose microbiana

PTFEe - politetrafluoretileno expandido

µm - micrômetro

nm - nanômetro

raios gama - raios γ

Kgf - quilograma força

MEV - Microscopia Eletrônica de Varredura

H-E - Hematoxilina-Eosina

TM - Tricrômico de Masson

DPO - Dia Pós-operatório

LISTA DE FIGURAS

		Página
Figura 1.	Exemplo de um retalho de celulose microbiana constituído de dupla camada, pronto para uso.....	7
Figura 2.	A) Implante vascular com estrutura helicoidal externa. B) Implante vascular seccionada no sentido longitudinal, em forma de retângulo medindo 2x3cm nos principais eixos.....	8
Figura 3.	Representação da divisão e subdivisão dos animais estudados.....	9
Figura 4.	Figura 4. A, B e C) Dissecção da pele e tecido subcutâneo da camada aponeurótica da região abdominal anterior. Criação de uma área para produção de defeito agudo músculo-apneurótico de 2x3cm a 1 cm do apêndice xifóide; D e E) Tratamento do defeito com membrana de celulose microbiana (Grupo CM) e com membrana de politetrafluoretileno expandido (Grupo PTFEe); F) Síntese do tecido subcutâneo e pele.....	10
Figura 5.	Representação esquemática do dispositivo para aferição da carga de ruptura na interface implante/hospedeiro.....	11
Figura 6.	Desenho representativo do corpo de prova para realização do teste biomecânico e retirada de segmento para exame histológico.....	12
Figura 7.	Fluxograma representativo do estudo estatístico estudo	13
Figura 8.	Representação gráfica dos resultados da análise comparativa realizada entre as médias dos valores da Carga de Ruptura (em Kgf) obtidos nos experimentos do Grupo CM nos Subgrupos programados para estudo.....	15
Figura 9.	Representação gráfica dos resultados da análise comparativa realizada entre as médias dos valores da Carga de Ruptura (em Kgf) obtidos nos experimentos do	

	Grupo PTFEe nos Subgrupos programados para estudo.....	16
Figura 10.	Representação gráfica dos resultados da análise comparativa realizada entre as médias dos valores da Carga de Ruptura (em Kgf) obtidos no Grupo CM e no Grupo PTFEe, em tempos correspondentes aos Subgrupos programados para estudo.....	17
Figura 11.	Membrana de celulose microbiana (CM) (duas camadas) facilmente destacável da interface implante/hospedeiro (superfície externa e borda lateral direita) (setas pretas).....	36
Figura 12.	Membrana de politetrafluoretileno (PTFEe) destacável com dificuldade do da interface implante/hospedeiro (superfície externa) (seta preta). Interface implante/hospedeiro sob tração (borda lateral) (cabeça de seta).....	36
Figura 13.	Fotomicrografias da região da interface entre o implante de Celulose Microbiana (CM) e o hospedeiro. Observar a membrana de CM sem infiltração tecidual. Coloração em A e C; hematoxilina e eosina. Em B e D; Tricrômico de Masson. Aumento de 110x em A e B; Aumento de 220x em C e D.....	37
Figura 14.	Fotomicrografias da região da interface entre o implante de membrana de politetrafluoretileno expandido (PTFEe) e o hospedeiro. Observar a membrana de PTFEe com infiltração tecidual (setas pretas). Observar também presença de fibras de colágeno dentro da membrana (setas brancas). Coloração em A e C; hematoxilina e eosina. Em B e D; Tricrômico de Masson. Aumento de 110x em A e B; Aumento de 220x em C e D.....	48

LISTA DE TABELAS

	Página
<p>Tabela 1. Valores das frequências de Invólucro sem Infiltração no Implante e Invólucro com Infiltração no Implante, obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO, em ratos submetidos a defeitos músculo aponeuróticos agudos, tratados com dupla camada de membrana de Celulose Microbiana (Grupo CM) (0,2 mm).....</p>	18
<p>Tabela 2. Valores das frequências de Invólucro sem Infiltração no Implante e Invólucro com Infiltração no Implante, verificada nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO, em ratos submetidos a defeitos músculo aponeuróticos agudos, tratados com membrana de Politetrafluoretileno expandido (Grupo PTFEe) (0,8 mm).....</p>	28
<p>Tabela 3. Valores da Carga de Ruptura (em Kgf) e médias desses valores com respectivos desvios padrões, obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO, em ratos submetidos a defeitos músculo aponeuróticos agudos, tratados com dupla membrana de celulose microbiana (Grupo CM) (0,2 mm).....</p>	35
<p>Tabela 4. Valores da Carga de Ruptura (em Kgf) e médias desses valores com respectivos desvios padrões, obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO, em ratos submetidos a defeitos músculo aponeuróticos agudos, tratados com membrana de politetrafluoretileno expandido (Grupo PTFEe) (0,8 mm).....</p>	35

RESUMO

Membranas de celulose microbiana (*Zoogloea sp.*) e de politetrafluoretileno expandido usadas na reconstrução de defeitos produzidos na parede abdominal de ratos. Estudo comparativo

Introdução; A reconstrução de defeitos músculo-apneuróticos pode ser comprometida pela distância entre as bordas ou pela falta de tecido com características apropriadas para uma síntese cirúrgica adequada. Nestes casos, uso de enxertos musculares e implantes sintéticos ou biológicos podem ser usados. **Objetivo;** Avaliar o uso de celulose microbiana (*Zoogloea sp.*), em defeitos produzidos na parede abdominal de ratos. **Materiais e Métodos;** Sessenta ratos Wistar machos, com média de peso de 437,7±40,9 g, anestesiados com uma mistura de cetamina e xilazina, foram submetidos, uma excisão retangular (2x3cm) incluindo fáscia, músculo e peritônio, bem como tratados com implante de membranas de celulose microbiana (CM) (Grupo CM - 30 animais) ou de politetrafluoretileno expandido (PTFEe) (Grupo PTFEe - 30 animais). Tais grupos foram subdivididos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO, de acordo com o período de avaliação. Nesses períodos os animais foram submetidos à eutanásia para avaliação biomecânica e observações histológicas. **Resultados;** Os níveis de Carga de Ruptura foram progressiva e significativamente elevados entre os Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO de cada Grupo estudado. Os valores da Carga de Ruptura foram significativamente maiores no Grupo PTFEe do que no Grupo CM. No Grupo PTFEe houve crescimento de tecido do hospedeiro dentro do implante em 100% das amostras analisadas. No Grupo MC não foi observado tal crescimento em 100% dos espécimes examinados. **Discussão;** Os níveis mais elevados de Carga de Ruptura na interface implante/hospedeiro no Grupo PTFEe são indicativos da presença de infiltração de tecido do hospedeiro na estrutura porosa deste material, aspecto não observado na arquitetura microporosa da membrana de CM. **Conclusões;** De acordo com a avaliação biomecânica, a interface implante/hospedeiro mostrou-se mais resistente com o PTFEe do que com a CM. As observações histológicas evidenciaram infiltração de tecido no implante de PTFEe.

Descritores: Celulose microbiana; *Zoogloea sp.*; politetrafluoretileno; parede abdominal ; teste biomecânico; alterações histológicas; ratos.

ABSTRACT

Membranes of microbial cellulose (*Zoogloea sp.*) and expanded polytetrafluoroethylene used in reconstruction of defect produced in the abdominal wall of rats. Comparative study

Introduction; Reconstruction of muscle-apneurotic defects can be affected by the distance among the edges or by the lack of tissue with characteristics for appropriate surgical synthesis. In these cases, muscles grafts and synthetic or biological implants can be used. **Objective;** To evaluate the use of microbial cellulose (*Zoogloea sp.*) in defects produced in the abdominal wall of rats. **Materials and Methods;** Sixty male Wistar rats, with mean weight of $437,7 \pm 40,9$ g, anesthetized with a mixture of ketamine and xylazine, were submitted to a rectangular excision (2x3cm) including fascia, muscles and peritoneum, as well as treated with implants of membranes of microbial cellulose (CM) (CM Group - 30 animals) or expanded polytetrafluoroethylene (ePTFE) (ePTFE Group - 30 animals). Such groups were subdivided in Subgroups 14th POD, 28th POD and 60th POD, in agreement with the evaluation period. In these periods the animals were submitted to the euthanasia for evaluation biomechanics and histological observations. **Results;** The levels of Load of Rupture were progressive and significantly high among Subgroups 14th POD, 28th POD and 60th POD of each studied Group. The values of the Load of Rupture were significantly larger in the ePTFE Group than in the CM Group. In the ePTFE Group there was ingrowth of host tissue into implants in 100% of the analyzed samples. In the MC Group such ingrowth was not observed in 100% of the examined specimens. **Discussion;** The elevated levels of Load of Rupture in the implant/host interface in the ePTFE Group are indicative of the presence of infiltration of host tissue in the porous structure of this material, aspect not observed in the microporous architecture of CM membrane. **Conclusions;** In agreement with the biomechanics evaluation, the implant/host interface showed to be more resistant with ePTFE than with CM. The histological changes evidenced infiltration of host tissue in the implants accomplished with ePTFE.

Key-words: Microbial cellulose; *Zoogloea sp.*; polytetrafluoroethylene; abdominal wall; biomechanic test; histological changes; rats.

SUMÁRIO

	Página
LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS	
LISTA DE FIGURAS	
LISTA DE TABELAS	
RESUMO	
ABSTRACT	
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	3
3. OBJETIVO.....	6
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	7
4.1 Características dos materiais empregados como implante.....	7
4.1.1 Celulose microbiana.....	7
4.1.2 Politetrafluoretileno expandido (PTFEe).....	7
4.2 População estudada.....	8
4.3 Procedimentos Anestésicos.....	9
4.4 Procedimentos Cirúrgicos.....	9
4.5 Variáveis analisadas.....	11
4.5.1 Avaliação biomecânica.....	11
4.5.2 Observações histológicas.....	12
4.6 Estudo estatístico.....	13
4.6.1 Entre as médias dos valores da Carga de Ruptura (em Kgf) obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO do Grupo Celulose Microbiana (Grupo CM).....	13
4.6.2 Entre as médias dos valores da Carga de Ruptura (em Kgf), obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO do Grupo Politetrafluoretileno expandido (GrupoPTFEe).....	13
4.6.3 Entre as médias dos valores da Carga de Ruptura (em Kgf) obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO do Grupo Celulose Microbiana (Grupo CM) e as médias dos valores da Carga de Ruptura (em Kgf) obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO do Grupo Politetrafluoretileno expandido (Grupo	

	PTFEe), em períodos correspondentes.....	13
5.	RESULTADOS.....	14
5.1	Carga de Ruptura.....	14
5.2	Observações Histológicas.....	14
6.	DISCUSSÃO.....	19
6.1	Carga de Ruptura.....	19
6.2	Observações Microscópicas.....	20
6.3	Considerações Finais.....	22
7.	CONCLUSÕES.....	24
8.	REFERÊNCIAS	25
9.	ANEXOS.....	34

1. INTRODUÇÃO

O método de eleição para o tratamento de defeitos músculo-aponeuróticos da parede abdominal é a aproximação, sem tensão, das estruturas fibromusculares dos tecidos do próprio paciente.

No entanto, existem situações em que a reconstrução pode ser afetada pela grande distância entre as bordas do defeito ou pela falta de tecido com características apropriadas para uma síntese cirúrgica adequada. Nestes casos, próteses sintéticas e biológicas, ou mesmo enxertos musculares vascularizados ou não, podem ser usados para a reconstrução (SANTILLAN-DOHERTY et al., 1995). As próteses sintéticas são de elevado custo e os enxertos musculares vascularizados ou livres (músculo grande dorsal, reto anterior do abdômen, fáscia transversal etc.) constituem cirurgias complexas e prolongadas, que implicam na criação de áreas enfraquecidas em regiões circunvizinhas ao defeito, podendo necessitar de reparação (SANTILLAN-DOHERTY et al., 1995; GUTIÉRREZ-SAMPERIO et al., 2002).

Uma alternativa bastante pesquisada, sobretudo nos países em desenvolvimento, é a utilização de tecidos biológicos de origem animal na forma de enxertos livres. Neste caso, o implante serviria como arcabouço temporário o qual deveria sofrer reabsorção lenta, sendo, ao mesmo tempo, substituído em quantidade e resistência, através de crescimento, ao redor e dentro do material, de tecido fibrocolágeno do hospedeiro (JAMES, POOLE-WARREN e SCHINDHELM, 1991).

Grupos de pesquisa radicados nas Universidades do Sul e Sudeste do Brasil vêm desenvolvendo estudos, desde os anos sessenta, no sentido de avaliar materiais biológicos de origem animal, para aplicação como tratamentos de defeitos músculo-aponeuróticos, não só em Medicina Humana, mas, sobretudo em Medicina Veterinária (DALECK et al., 1988; DALECK et al., 1992; ALVARENGA, 1992; BRUN, PIPPI e DREIMIER, 2002; CONTESINI et al., 2002).

Além dos materiais biológicos de origem animal, membrana oriunda de seiva de plantas tem sido estudada como reparo de defeitos músculo aponeuróticos, como é o caso do látex natural da seringueira (*Hevea brasiliensis*) (MRUÉ, 2000; PAULO et al., 2005; PAULO, SILVA e CONCEIÇÃO, 2005).

Certas bactérias, algas e fungos são capazes de produzirem biocelulose (Klemm e al. 2005).

Nos últimos anos, tem aumentado o interesse pela celulose bacteriana, produzida pelo *Acetobacter xylinum*, em aplicações na biologia e em medicina. Exemplos importantes incluem suporte para imobilizar proteínas, cultivar células e microorganismos, bem como produtos para cobertura temporária da pele e substituição de tecidos. Estas atividades têm sido acompanhadas pelo isolamento de novas cepas bacterianas produtoras desse biopolímero (KLEMM et al., 2005).

Em nosso meio, um tipo de membrana de exopolissacarídeo foi produzido na Estação Experimental de Cana-de-Açúcar de Carpina-UFRPE, através do microorganismo *Zoogloea sp.*, isolado pelo Instituto de Antibióticos – UFPE, tendo como meio nutriente o melaço da cana-de-açúcar. O conteúdo não solúvel em água atinge 88% dos componentes da membrana bruta do exopolissacarídeo (PATERSON-BEEDLE et al., 2000; MELO, 2003).

Finalmente, não é de nosso conhecimento o uso anterior de membranas de celulose produzida pelo microorganismo *Zoogloea sp.* ou por outra espécie bacteriana, como reparo de defeitos músculo-aponeuróticos da parede abdominal, em âmbito experimental ou clínico.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Na consulta a um substancial número de patentes relativas aos processos de formação de membrana de celulose por microorganismos ou de objetos moldados durante o processo de produção do biopolímero, os inventores têm sugerido o emprego deste tipo de celulose em diferentes áreas da medicina como: substituto de vasos sanguíneos e vasos linfáticos (YAMANAKA et al., 1990; KLEMM et al., 2003), substitutos de órgãos internos ociosos como ureter, traquéia e tubo digestivo (ONO et al., 1989; YAMANAKA et al., 1990; KLEMM et al., 2003), bainha para reconstrução de nervos (KLEMM et al., 2003), substituto da dura-máter (OSTER et al., 2003; DAMIEN et al., 2005), substituto de tecidos corporais como parede abdominal, pele, tecido subcutâneo, articulação, cartilagem ou como reforço de áreas de menor resistência na parede abdominal, esôfago e tubo intestinal (ONO et al., 1989), fios de sutura (ROBERTS et al., 1991), agente de aumento de tecido mole, reconstrução do assoalho pélvico, suspensão de colo de bexiga, reparo de hérnias e “patch” em hérnias inguinais (OSTER et al., 2003).

Em medicina humana, os estudos sobre celulose microbiana são predominantemente dirigidos para aplicação clínica no tegumento (queimaduras graves, enxerto de pele nas áreas doadora e receptora, “peeling” facial, dermólise infecciosa, abrasão de tatuagens, úlceras crônicas, Hanseníase dos membros inferiores (FONTANA et al., 1990; FONTANA, FRANCO e SOUSA, 1991). Estudos experimentais objetivando a aplicação clínica em diversas condições como: reconstrução de nervos (MELLO et al., 2001); duraplastia (MELLO et al., 1997); cicatrização de lesões epiteliais da córnea (BRIK, 1991); cicatrização de lesões duodenais (ARAÚJO et al., 1991); substituição de vasos sanguíneos (KLEMM et al., 2001); invólucro para reconstrução de micronervos (KLEMM et al., 2001); fechamento do retroperitônio (EWALD et al., 2001); e, treinamento técnico em microcirurgia (KLEMM et al., 2001), têm sido relatados com uso de biomembranas produzidas pelo *Acetobacter xylinum*.

Em Medicina Veterinária, os relatos consultados sobre a utilização de biocelulose produzida por *Acetobacter xylinum* referem-se a poucas aplicações experimentais em: confecção de bainha na reconstrução de nervos periféricos (TORRES, GRAÇA e FARIAS, 2003); curativo de feridas experimentais em papilas mamárias de bovinos (MARQUES, MORAES e TEIXEIRA NETO, 1996); feridas tegumentares experimentais em eqüinos (VAZ, MARQUES e MORAES, 1997); feridas

experimentais em suínos (WOUK et al., 1998); profilaxia da formação de membrana pós laminectomia em cães (COSTA et al., 2006); e cicatrização de lesões incisionais experimentais da córnea em cães (SCHOENEAU, PIPPI e SCHOSSLER, 1993).

Várias bactérias, entre elas a *Zoogloea sp.*, têm a capacidade de sintetizar polissacarídeos e excretá-los para o exterior da célula (exopolissacarídeos) (PATERSON-BEEDLE et al, 2000).

A primeira aplicação clínica de membranas do biopolímero produzido pelo microorganismo *Zoogloea sp*, em estado bruto, foi feita na UFRPE, em feridas cutâneas de cães, cujos resultados sugeriram controle da infecção através de ação bactericida e bacteriostática, crescimento acelerado do tecido de granulação e encurtamento do tempo de cicatrização, quando comparados com os do tratamento convencional (anti-sépticos + pomadas cicatrizantes) (MELO et al., 1999; COELHO et al., 2001). Neste trabalho, os autores, possivelmente, aproveitaram as propriedades benéficas de açúcares, constituinte do envoltório das membranas (melaço), sobre a cicatrização de feridas.

Recentemente, através da criação de um grupo de pesquisa denominado de BIOPOLÍMERO DE CANA DE AÇUCAR, no Depto. de Cirurgia do CCS-UFPE, de caráter interdisciplinar, foram desenvolvidos estudos sobre biocompatibilidade da membrana e do gel por fragmentação ultrassônica (ANDRADE e AGUIAR, 2002; CASTRO et al., 2004; LIMA et al., 2005; LIMA e AGUIAR, 2005), cujos resultados autorizam a realização de ensaios experimentais para aplicação clínica da celulose microbiana produzida pela *Zoogloea sp*, como implante em cirurgia.

Ribeiro e Câmara Neto (2002) e Santos e Câmara Neto (2002), descreveram o uso de celulose microbiana produzida pela *Zoogloea sp.*, como arcabouço para reparo de lesões experimentais de bexiga e estômago.

Marques (2006) realizou o primeiro relato experimental para aplicação clínica de celulose microbiana produzida por este microorganismo, como substituto de vasos sanguíneos ou remendo vascular.

Perfurações crônicas experimentais em tímpano de *Chinchilla laniger*, tratadas com membrana de celulose microbiana produzida pela mesma bactéria, como arcabouço para crescimento de tecido timpânico, apresentaram reconstituição tecidual semelhantes àqueles obtidos com fásia autóloga (SILVA et al., 2006).

Na área de urologia, vários trabalhos experimentais em ratos e cães, alguns deles com aplicação em humanos, objetivando: tratamento de incontinência através de “sling” (GONÇALVES et al., 2006); realização de uretroplastia (CHAGAS et al.,

2006); reconstrução cirúrgica da túnica albugínea (VILAR et al. 2006); tratamento de refluxo vesíco-uretral (RANGEL et al., 2006); e, uso em curativo após cirurgia para hipospádia (LIMA et al., 2006), foram realizados com celulose microbiana produzida pela bactéria *Zoogloea sp.*.

3. OBJETIVO

O presente trabalho tem como objetivo estudar comparativamente, em âmbito experimental, o uso de membrana de Celulose Microbiana (CM) produzida pela *Zoogloea sp.* e membrana sintética de politetrafluoretileno expandido (PTFEe), em defeito agudo produzido cirurgicamente na parede abdominal de ratos por avaliação da Carga de Ruptura na interface implante/hospedeiro e por observação de infiltração de tecido do receptor no material implantado.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Características dos materiais empregados como implante

4.1.1 Celulose microbiana

É constituída de um exopolissacarídeo produzido pela bactéria *Zoogloea sp.*, isolada pelo Instituto de Antibióticos da Universidade Federal de Pernambuco, em cultura estática, tendo como meio nutriente o melado da cana-de-açúcar. Foi utilizada dupla camada deste polímero, manualmente prensadas durante o processo de desidratação e secadas ao ar, conservada em álcool isopropílico hidratado a 20% e acondicionada em envelope de polipropileno para esterilização em raios γ^1 (Figura 1).



Figura 1. Exemplo de um retalho de celulose microbiana constituída de dupla camada, pronto para uso.

4.1.2 Politetrafluoretileno expandido (PTFEe)²

A membrana de politetrafluoretileno expandido (PTFEe) foi obtida a partir de próteses vasculares de 8mm de diâmetro interno e espessura de parede de 0,8mm, com poros de 25 μ m, seccionadas no sentido longitudinal, após remoção da estrutura helicoidal externa. Retângulos de 2x3cm foram preparados, acondicionados em envelopes de polipropileno e submetidos à esterilização em raios γ^1 (Figura 2).

¹ Departamento de Energia Nuclear da UFPE

² GoreTex®, W. L. Gore & Associates, Inc. ,Newark, DE.

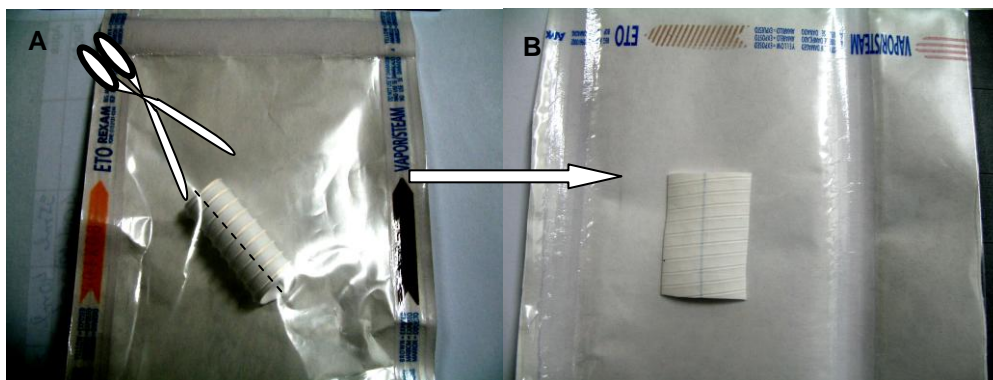


Figura 2. A) Implante vascular com estrutura helicoidal externa. B) Implante vascular seccionado no sentido longitudinal, em forma de retângulo medindo 2x3cm nos principais eixos.

4.2 População estudada:

Sessenta ratos machos (*Rattus norvegicus albinus*), da linhagem Wistar, procedentes do biotério do Departamento de Nutrição da Universidade Federal de Pernambuco, com média de peso de $437,7g \pm 40,9$, foram mantidos em gaiolas apropriadas, alimentados com ração apropriada³ e água mineral *ad libitum*, antes de serem submetidos aos procedimentos previstos no projeto.

Os animais foram distribuídos em dois grupos (Figura 3):

Grupo Celulose Microbiana (Grupo CM): composto de 30 animais que foram submetidos a defeito músculo-aponeurótico da parede ventral do abdômen e tratados com membrana de celulose microbiana;

Grupo Politetrafluoretileno Expandido (Grupo PTFEe): composto de 30 animais que foram submetidos a defeito músculo-aponeurótico da parede ventral do abdômen e tratados com membrana de politetrafluoretileno expandido;

Cada grupo foi subdividido em três subgrupos de 10 ratos, de acordo com o período de avaliação, sendo denominados de Subgrupo 14^o DPO, Subgrupo 28^o DPO e Subgrupo 60^o DPO (Figura 3).

³ Labina, Laboratório Nestlé/Purina/Petcare Company, São Lourenço da Mata, PE.

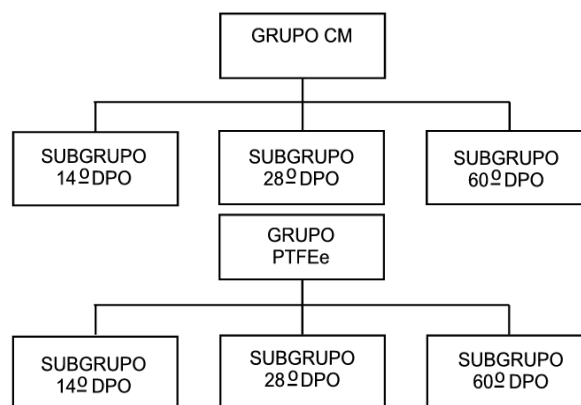


Figura 3. Representação da divisão e subdivisão dos animais estudados.

4.3 Procedimentos Anestésicos

A anestesia foi realizada com uma mistura de cloridrato de cetamina⁴ na dose de 5mg/100g de peso e cloridrato de xilazina⁵ na dose de 2mg/100g de peso, por via intramuscular. Dez minutos antes da anestesia foi aplicado sulfato de atropina, por via intramuscular, na dose de 0,044mg/Kg (MASSONE, 2003).

Durante a anestesia, os animais receberam 0,5 ml/min de oxigênio sob máscara. Este protocolo permitiu uma anestesia satisfatória para o tempo cirúrgico gasto, com boa recuperação.

4.4 Procedimentos Cirúrgicos

Após tricotomia do abdômen e uso de polivinilpirrolidona para assepsia, bem como aposição de campos cirúrgicos, foi realizada uma incisão de cinco cm, em correspondência com a linha xifopubiana, na pele e tecido subcutâneo da região ventral dos animais. Estes planos foram dissecados da camada aponeurótica da região correspondente, seguido de colocação de afastadores superficiais, para permitir a criação de uma área para a produção do defeito músculo-apneurótico agudo retangular (Figura 4). Através de um molde feito de filme de RX, medindo dois cm de largura por três cm de comprimento, foi produzido o defeito, centrado na linha alba, abaixo do apêndice xifóide cerca de 1 cm. (Figura 4).

⁴ Ketalar 50 mg . Laboratórios Cristália do Brasil

⁵ Rumpum 20mg . Laboratório Bayer do Brasil

Toda a estrutura da parede abdominal, envolvendo fáscia, musculatura e peritônio, foi removida. No Grupo CM, membrana de celulose microbiana foi fixada no nível do defeito músculo-aponeurótico, com fio de polipropileno 4-0⁶, através de sutura contínua, ancorada nos quatro ângulos do retângulo. No Grupo PTFEe foram realizados os mesmos procedimentos cirúrgicos adotados no grupo precedente. A seguir a pele foi suturada com fio de nylon 4-0⁷ e pontos isolados em U (Figura 4).

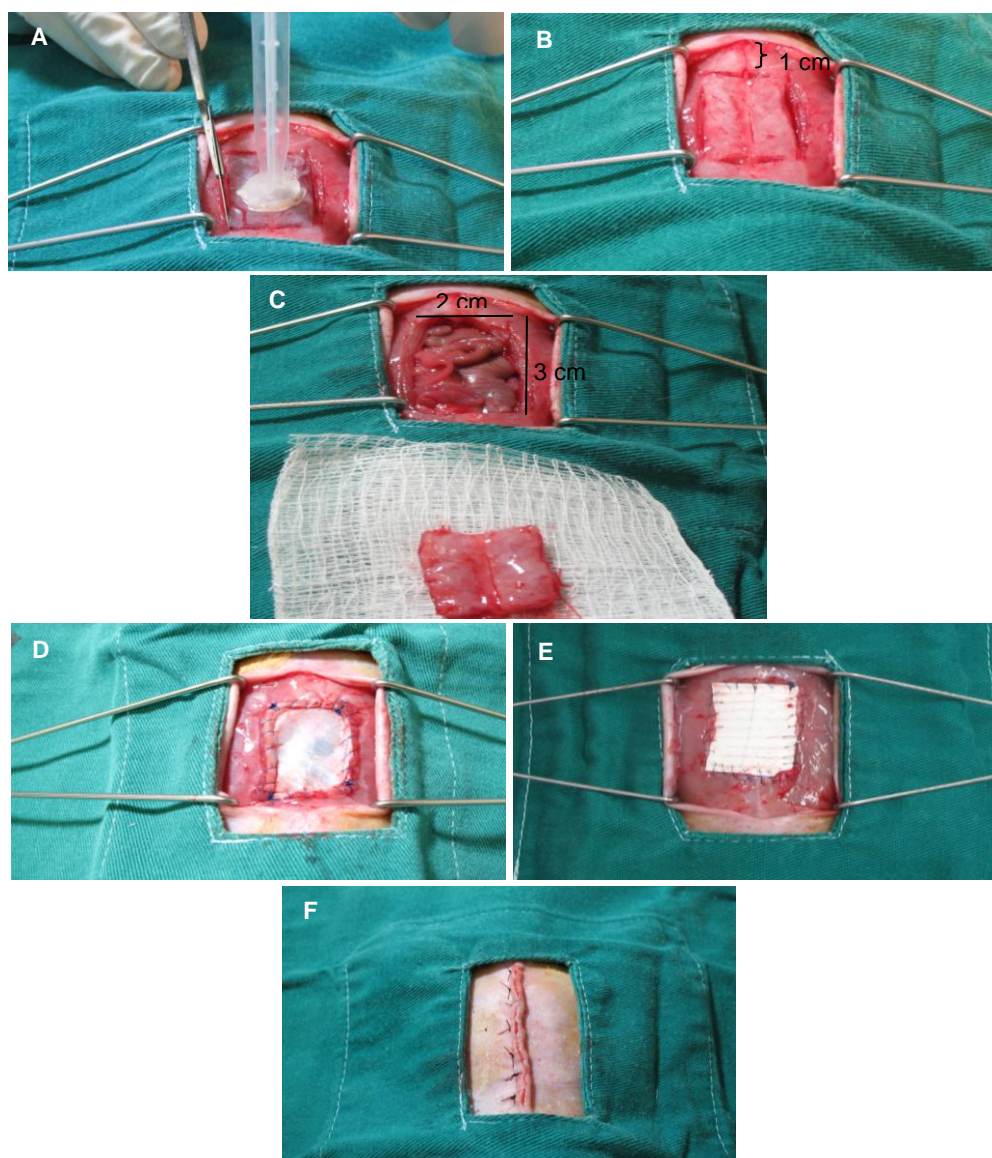


Figura 4. A, B e C) Dissecção da pele e tecido subcutâneo da camada aponeurótica da região abdominal anterior. Criação de uma área para produção de defeito agudo músculo-aponeurótico de 2x3cm a 1 cm do apêndice xifóide; D e E) Tratamento do defeito com membrana de celulose microbiana (Grupo CM) e com membrana de politetrafluoretileno expandido (Grupo PTFEe); F) Síntese do tecido subcutâneo e pele.

⁶ Prolene®, Ethicon , JOHNSON & JOHNSON Comércio e Distribuição Ltda.

⁷ Mononylon®, Ethicon , JOHNSON & JOHNSON Comércio e Distribuição Ltda.

4.5 Variáveis analisadas

Sob administração intraperitoneal de tiopental sódico⁸ e, subseqüentemente, de doses letais deste barbitúrico, por injeção intracardíaca, os animais foram submetidos à eutanásia para realização das seguintes avaliações e observações:

4.5.1 Avaliação biomecânica;

Um dispositivo para aferição da Carga de Ruptura na interface implante/hospedeiro foi construído no Núcleo de Cirurgia Experimental (Figura 5). A carga aplicada sobre a amostra de tecido foi proporcionada por um sistema de bombeamento de água destilada, com fluxo constante de 500 ml /min, debitado em um saco plástico cujo peso exercia tração no conjunto implante/hospedeiro, denominado corpo de prova, preso a uma presilha superior conectada a um Dinamômetro Digital⁹ e outra presilha inferior acoplada ao reservatório de plástico, que se deslocava para baixo com o incremento constante de peso. O dinamômetro expressava a Carga de Ruptura em Kgf (Precisão de escala: $\pm 0.5\%$), (Resolução: 0.01 kg), possuindo ainda uma interface serial RS-232 com um PC, munido de “soft” para monitoramento dos ensaios. Dispositivo semelhante foi utilizado para aferir resistência cicatricial cutânea em ratos (RODRIGUES, CARNEIRO, COSTA et al, 2003) (RODRIGUES, CARNEIRO, COSTA et al. 2004), porém com utilização de balança de precisão em lugar do dinamômetro digital, como meio de registro da carga capaz de romper a amostra de pele.

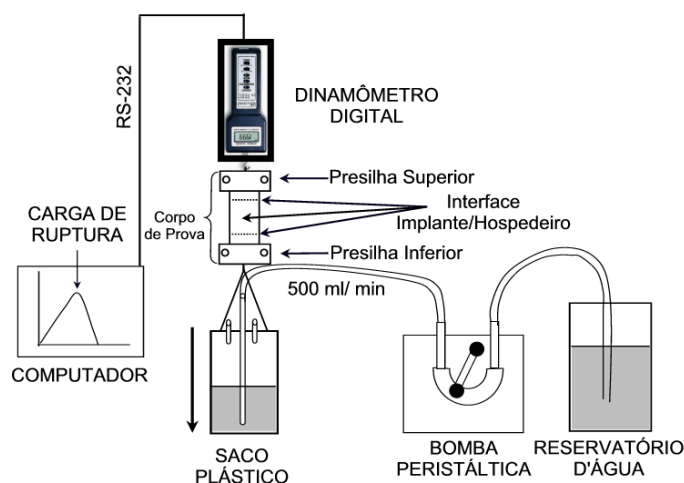


Figura 5. Representação esquemática do dispositivo para aferição da carga de ruptura na interface implante/hospedeiro.

⁸ Thiopentax, Laboratório Cristália-BR

⁹ Lutron FG-20 kg- Rs232- Taiwan, Impac Instrumentos de Medição - BR.

Para validação do teste, foram consideradas apenas as rupturas ocorridas na interface implante/hospedeiro ou no invólucro do implante, não sendo computados os resultados onde a ruptura ocorresse fora destas estruturas, (na musculatura lateral do abdômen). A amostra foi composta pelo implante e por parte da musculatura dos músculos retos do abdômen e laterais do abdômen, desprovida de sutura, medindo 5x2 cm, incluindo o segmento inserido entre as presilhas (1 cm em cada extremidade). Desse modo, o retângulo de implante/tecido entre as presilhas media 3x2 cm (Figura 6).

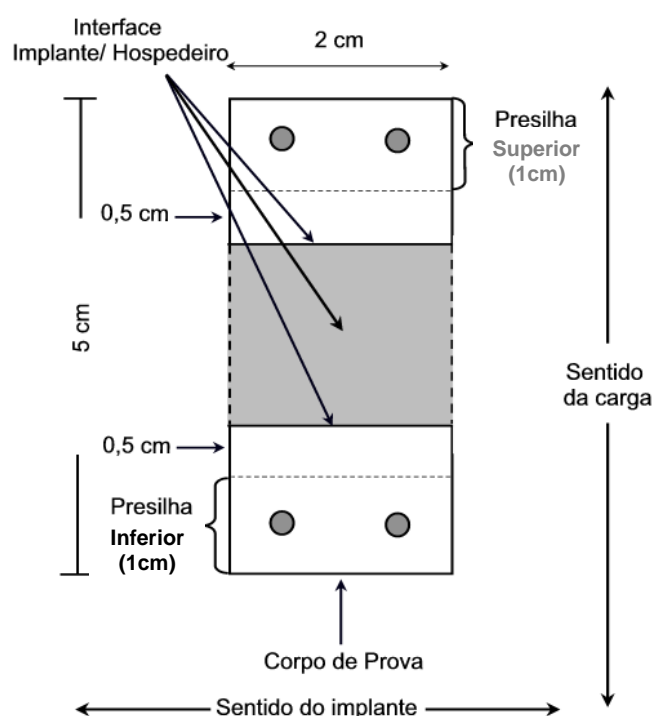


Figura 6. Desenho representativo do corpo de prova para realização do teste biomecânico e retirada de segmento para exame histológico.

4.5.2 Observações histológicas

Antes da retirada do retângulo para realização da avaliação biomecânica, um segmento lateral correspondente à interface implante/hospedeiro, com 0,5 cm de largura, abrangendo toda a extensão cranial da amostra, foi retirado e fixado com “alfinetes” a um papelão resistente, para não haver distorção da peça, sendo posteriormente imerso em solução de formol tamponado a 10%. Após fixação das amostras, estas foram incluídas em parafina, cortadas e coradas pela hematoxilina-eosina (H-E) e pelo Tricrômico de Masson (TM). As observações histopatológicas

objetivaram detectar invólucro de tecido em torno do implante, bem com infiltração de tecido do hospedeiro dentro do material implantado.

Foram feitas observações sobre ocorrência de invólucro sem infiltração de tecido no implante e invólucro com infiltração do tecido no implante, nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO, em ratos submetidos a defeitos músculo-aponeuróticos agudos, tratados com implante de dupla camada de membrana de Celulose Microbiana (Grupo CM) ou com membrana de Politetrafluoretileno expandido (Grupo PTFEe).

4.6 Estudo Estatístico (Figura 7);

O teste de diferenças de médias (teste “t” de Student bicaudal), com probabilidade de erro pretendida de $p < 0,05$ foi aplicado entre as médias dos valores da Carga de Ruptura (em Kgf):

4.6.1 Entre as médias dos valores da Carga de Ruptura (em Kgf) obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO do Grupo Celulose Microbiana (Grupo CM);

4.6.2 Entre as médias dos valores da Carga de Ruptura (em Kgf), obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO do Grupo Politetrafluoretileno expandido (Grupo PTFEe);

4.6.3 Entre as médias dos valores da Carga de Ruptura (em Kgf) obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO do Grupo Celulose Microbiana (Grupo CM) e as médias dos valores da Carga de Ruptura (em Kgf) obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO do Grupo Politetrafluoretileno expandido (Grupo PTFEe), em períodos correspondentes.

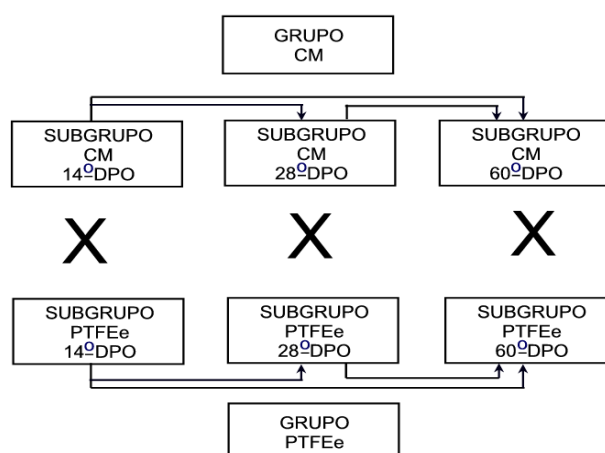


Figura 7. Fluxograma representativo do estudo estatístico.

5. RESULTADOS

5.1 Carga de Ruptura

Os resultados da análise comparativa realizada entre as médias dos valores da Carga de Ruptura obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO em ratos tratados com implante de dupla membrana de celulose microbiana (Grupo CM) são representados em forma de gráficos (Figura 8).

Os resultados da análise comparativa realizada entre as médias dos valores da Carga de Ruptura obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO em ratos tratados com membrana de politetrafluoretileno expandido (Grupo PTFEe) são representados em forma de gráficos (Figura 9).

Os resultados da análise comparativa realizada entre as médias dos valores da Carga de Ruptura obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO em ratos tratados com implante de dupla membrana de celulose microbiana (Grupo CM) e aqueles obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO em ratos tratados com membrana de politetrafluoretileno expandido (Grupo PTFEe), em tempos correspondentes, são representados em forma de gráficos (Figura 10).

5.2 Observações Histológicas;

A leitura das lâminas coradas pelo H-E e pelo Tricrômico de Masson, nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO do Grupo CM, revelou a presença de Invólucro sem Infiltração no Implante em 100% das ocasiões (Tabela 1 e Figura 13).

Nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO do Grupo PTFEe, evidenciou-se a presença de Invólucro com Infiltração no Implante em 100% das lâminas lidas (Tabela 1 e Figura 14).

Figura 8. Representação gráfica dos resultados da análise comparativa realizada entre as médias dos valores da Carga de Ruptura (em Kgf) obtidos nos experimentos do Grupo CM nos Subgrupos programados para estudo

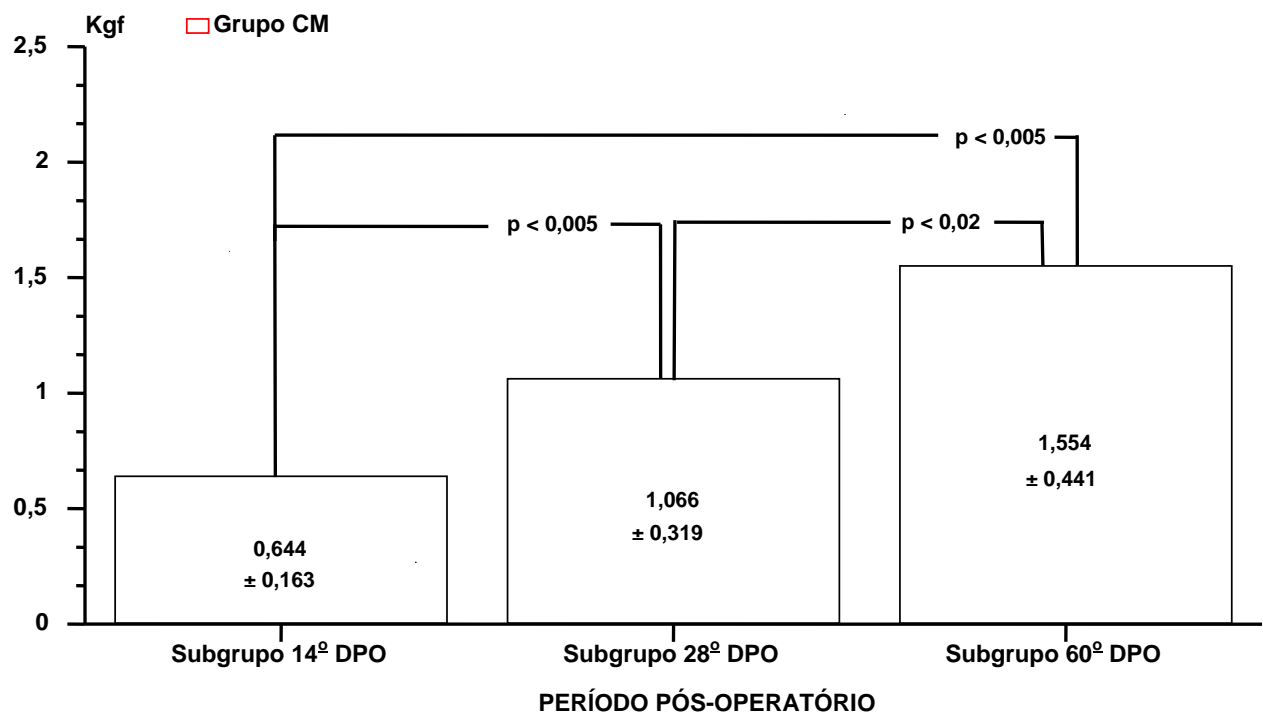


Figura 9. Representação gráfica dos resultados da análise comparativa realizada entre as médias dos valores da Carga de Ruptura (em Kgf) obtidos nos experimentos do Grupo PTFEe nos Subgrupos programados para estudo

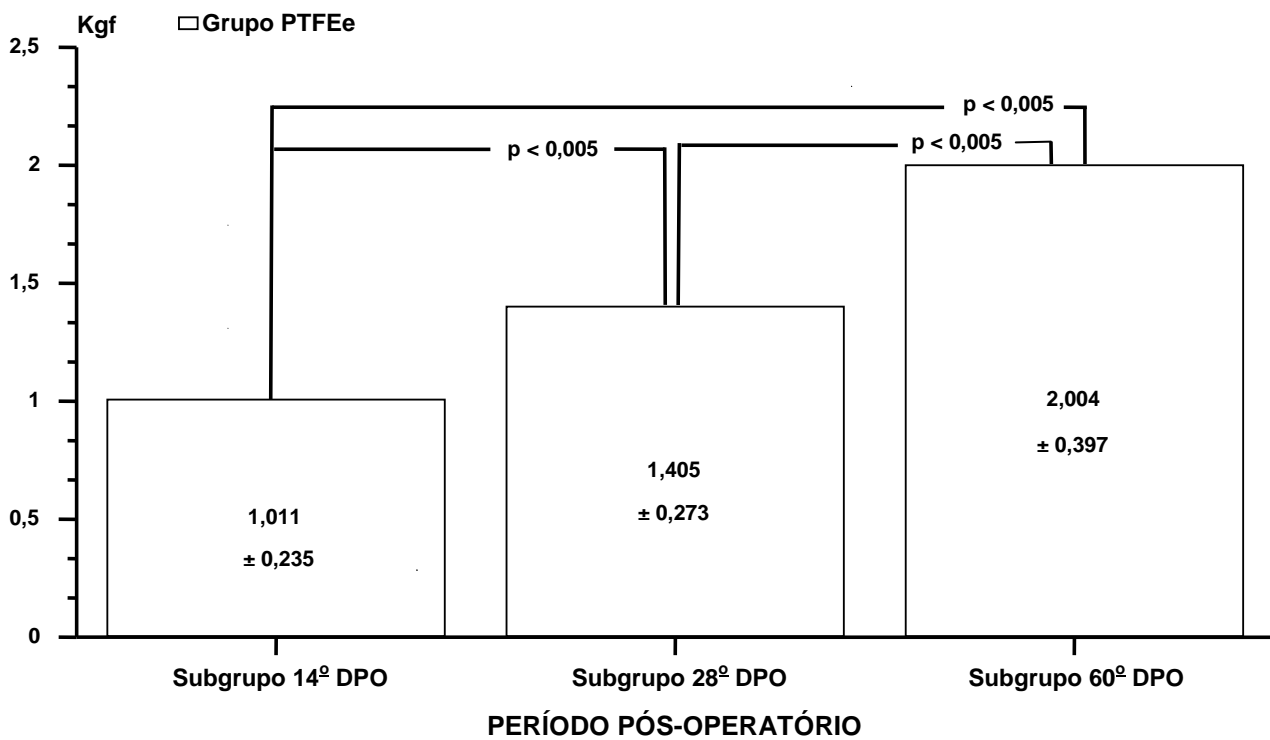


Figura 10. Representação gráfica dos resultados da análise comparativa realizada entre as médias dos valores da Carga de Ruptura (em Kgf) obtidos no Grupo CM e no Grupo PTFEe, em tempos correspondentes aos Subgrupos programados para estudo

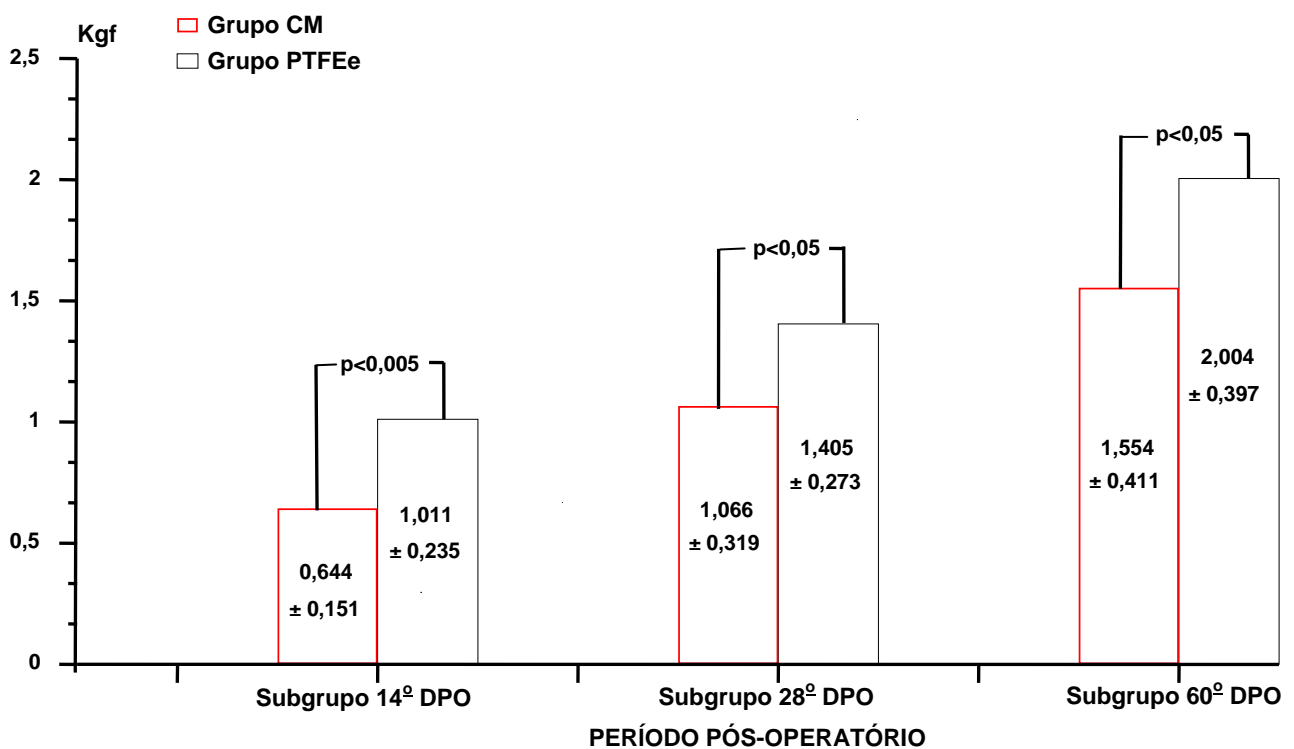


Tabela 1. Valores das freqüências de Invólucro sem Infiltração no Implante e Invólucro com Infiltração no Implante, obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO, em ratos submetidos a defeitos músculo aponeuróticos agudos, tratados com dupla camada de membrana de Celulose Microbiana (Grupo CM) (0,2 mm).

N ^o de Ordem	SUBGRUPO 14 ^o DPO		N ^o de Ordem	SUBGRUPO 28 ^o DPO		N ^o de Ordem	SUBGRUPO 60 ^o DPO		Total geral
	Atributos			Atributos			Atributos		
	Invólucro sem Infiltração no Implante	Invólucro com Infiltração no Implante		Invólucro sem Infiltração no Implante	Invólucro com Infiltração no Implante		Invólucro sem Infiltração no Implante	Invólucro com Infiltração no Implante	
1	-***	-	1	S	N	1	S	N	
2	S*	N**	2	S	N	2	S	N	
3	S	N	3	S	N	3	S	N	
4	S	N	4	S	N	4	S	N	
5	S	N	5	S	N	5	S	N	
6	S	N	6	S	N	6	S	N	
7	S	N	7	S	N	7	S	N	
8	S	N	8	S	N	8	S	N	
9	S	N	9	S	N	9	S	N	
10	S	N	10	S	N	10	S	N	
Total por atributo	09 (100%)	09 (100%)		10 (100%)	10 (100%)		10 (100%)	10 (100%)	
Total por Subgrupo	18 (100%)			20 (100%)			20 (100%)		58 (100%)

* Sim; **N; ***Amostra tecnicamente imprópria para leitura devido a imperfeições durante a inclusão em parafina.

Tabela 2. Valores das freqüências de Invólucro sem Infiltração no Implante e Invólucro com Infiltração no Implante, verificada nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO, em ratos submetidos a defeitos músculo aponeuróticos agudos, tratados com membrana de Politetrafluoretileno expandido (Grupo PTFEe) (0,8 mm).

N ^o de Ordem	SUBGRUPO 14 ^o DPO		N ^o de Ordem	SUBGRUPO 28 ^o DPO		N ^o de Ordem	SUBGRUPO 60 ^o DPO		Total geral
	Atributos			Atributos			Atributos		
	Invólucro sem Infiltração no Implante	Invólucro com Infiltração no Implante		Invólucro sem Infiltração no Implante	Invólucro com Infiltração no Implante		Invólucro sem Infiltração no Implante	Invólucro com Infiltração no Implante	
1	N**	S*	1	S	N	1	S	N	
2	N	S	2	-	-	2	S	N	
3	N	S	3	S	N	3	S	N	
4	-	-***	4	S	N	4	S	N	
5	N	S	5	S	N	5	S	N	
6	N	S	6	S	N	6	S	N	
7	N	S	7	S	N	7	S	N	
8	N	S	8	S	N	8	S	N	
9	N	S	9	S	N	9	S	N	
10	N	S	10	S	N	10	S	N	
Total por atributo	09 (100%)	09 (100%)		09 (100%)	09 (100%)		10 (100%)	10 (100%)	
Total por Subgrupo	18 (100%)			18 (100%)			20 (100%)		56 (100%)

* Sim; **N; ***Amostra tecnicamente imprópria para leitura devido a imperfeições durante a inclusão em parafina.

6. DISCUSSÃO

6.1 Carga de Ruptura:

A verificação de aumento progressivamente significativo da Carga de Ruptura, nos subgrupos programados para estudo (14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO) no Grupo CM (Tabela 3 e Gráfico 8), traduzindo aumento da resistência à tração na interface implante/tecido, poderia indicar a evolução do processo predominantemente inflamatório (reativo), caracterizado pela presença de infiltrado linfoplasmocitário, de caráter involutivo, para o processo de remodelação, onde predominam as presenças de histiócitos, fibroblastos e fibras colágenas, caracterizando a incorporação do biomaterial (celulose produzida pela *Zoogloea sp.*) no hospedeiro, verificada anteriormente (ANDRADE e AGUIAR, 2002). A incorporação da celulose microbiana pelo tecido do hospedeiro não significa obrigatoriamente que haja interação entre os mesmos (infiltração de tecido no polímero celulósico), podendo significar que o material é apenas envolvido por tecido do hospedeiro (invólucro/envoltório).

A constatação de elevação progressivamente significativa da Carga de Ruptura, nos subgrupos programados para estudo (14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO) do Grupo PTFEe (Tabela 4 e Gráfico 9), estaria também relacionada a evolução do processo cicatricial.

O aumento significativo da Carga de Ruptura constatado entre os subgrupos programados para estudo (14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO) do Grupo PTFEe e aqueles verificados em subgrupos correspondentes do Grupo CM (Tabelas 3 e 4 e Gráfico 10) é indicativo de maior resistência a tração na interface entre o implante de politetrafluoretileno e o tecido do hospedeiro, poderia caracterizar melhor integração entre o polímero sintético e o tecido do hospedeiro.

Estudos experimentais sobre reparo de defeitos da parede abdominal com biomateriais mostram diferenças na resposta ao material implantado pelo organismo do receptor. O fator determinante mais importante na resposta ao implante é, aparentemente, a estrutura da prótese, especificamente sua porosidade. Materiais que têm estrutura reticular ou macroporosa, como malha de polipropileno (Marlex), parecem produzir melhor integração com organismo do receptor e melhor resistência à tração (Carga de Ruptura) na zona de reparo (BELLON et al., 1996).

A celulose microbiana é caracterizada por uma estrutura de microfibrilas entrelaçada em forma de rede. Especificamente, a membrana de celulose produzida pela *Zoogloea sp.* apresenta pequenos poros (espaços vazios entre as fibrilas) com diâmetros em torno de 0,07 μm (70nm) (MELO, 2003). Para se ter uma idéia do tamanho destes poros, basta compará-los com um trombócito (plaqueta), um dos menores componentes do sangue, com um diâmetro de cerca de 3 μm (KLEMM et al., 2001). Assim a microporosidade da celulose microbiana não permite o crescimento de tecido em direção ao seu interior observado macroscopicamente e microscopicamente (Figuras 11 e 13).

O tamanho dos poros do exopolissacarídeo microbiano obtido pelo método de compressão e secagem ao ar, para desidratação da membrana, é reduzido. Tais poros, definidos pelos espaços entre os elementos estruturais da CM, entram em colapso devido a tensão superficial, força decorrente da remoção do líquido (BLANEY et al., 1996).

O politetrafluoretileno expandido (PTFEe) apresenta uma estrutura microscópica composta de nódulos interconectados uns aos outros por fibrilas. O interior da rede de fibrilas é constituído por espaços vazios com dimensões suficientemente grandes (entre 6 a 80 μm), para permitirem a infiltração de tecido do hospedeiro (GOLDFARB, 2002).

A porosidade do PTFEe é uma característica importante em materiais sintéticos de implante, que permite a infiltração de tecido conjuntivo em seu interior, propiciando melhor integração entre os vários materiais e o organismo (BALEN et al., 1998). No presente trabalho utilizamos implantes vasculares de PTFEe, seccionados longitudinalmente, de 0,8mm de espessura de parede, com porosidade de 25 μm , portanto, poros de dimensões suficientes para permitir a permeação do implante com elementos celulares oriundos do tecido hospedeiro a partir do 14^o DPO (Figuras 12 e 14). Tem sido relatado que a partir do 7^o DPO este processo pode ser observado (KAFEJIAN-HADDAD et al., 1997).

6.2 Observações Microscópicas:

A não ocorrência de infiltração de células e tecido do hospedeiro no interstício da celulose microbiana (CM) (Tabela 1) em 100% das amostras observadas com as

colorações H-E e Tricrômico de Masson (Figura 13) contrasta com a ocorrência deste tipo de interação implante/hospedeiro, vista em 100% das amostras nas quais o material de reparo era composto por politetrafluoretileno, constituído basicamente por elementos inflamatórios, fibroblastos e tecido colágeno (Tabela 1 e Figura 14).

Embora o invólucro do implante de celulose microbiana tenha sido observado em 100% dos espécimes histológicos examinados, não foram encontrados indícios de infiltração de células ou tecido na membrana de celulose (Figura 13). A membrana de celulose microbiana (CM) produzida pela *Zoogloae sp.* tem sido considerada como não porosa e com potencialidade para formar invólucro (LIMA et al., 2005). Em estudos sobre biocompatibilidade através de inclusão de CM, produzida pela *Acetobacter xylinum*, na musculatura abdominal de ratos, enfatiza-se a composição histológica evolutiva do invólucro, da fase inflamatória aguda (neutrófilos) até a fase regenerativa (fibroblastos e síntese de colágeno), em período de 28 dias, sem ser mencionado infiltração de tecido hospedeiro no implante (QUEIROZ et al., 1989). Estes autores relataram ainda a presença de células de corpo estranho com caráter progressivo até o 28^o DPO, no entanto, não referem tratamento prévio da membrana de CM com purificação (NaOH ou NaClOH) e enxágüe.

Em outro estudo realizado com membranas de CM, produzida por *Acetobacter xylinum subsp. sucrofermentans*, em cultura estática, purificadas por fervura em NaOH 0.1M a 60^o C por 4 h. e posterior enxágüe com água filtrada, obteve-se películas que consistiam numa rede porosa e flexível de fibrilas nanométricas, não agregadas, cuja capacidade de reter água era de 99%. A cadeia foi descrita por microscopia eletrônica de varredura (MEV) como sendo mais densa na interface entre o meio de cultura e o ar (lado compacto) e mais porosa do lado oposto (face porosa). Ao fim de 12 semanas, na face porosa, os fibroblastos estavam completamente integrados dentro da estrutura da membrana de CM e haviam sintetizado colágeno (HELENIUS et al., 2005). Estes mesmos autores, usaram película de CM com retenção 99% de água, permitindo assim a infiltração de células e proliferação de tecido muscular liso nos espaços entre as fibrilas, em engenharia de tecidos para construção de vasos sanguíneos. Através de MEV pode-se visualizar células, na face porosa, que afastavam as nanofibrilas quando da migração para dentro da cadeia fibrilar de CM. A profundidade máxima da infiltração na CM observada depois de 1 semana era de 20 µm. Uma distância de infiltração de até 40 µm podia ser vista após duas semanas em cultura. Para facilitar o crescimento de células

dentro da CM, os autores propõem uma técnica para obtenção de espaços entre as fibrilas mais amplos, com o uso de esferas de parafina, seguida da remoção das mesmas por solução de NaOH (BÄCKDAHL et al. 2006).

Estudos feitos com implante de PTFEe revelaram tecido fibroso firmemente aderido à superfície deste material. Fibroblastos foram encontrados no seu interstício. A presença destas células nos espaços vazios da estrutura do polímero propicia a síntese de colágeno, resultando num reparo estável e resistente. A profundidade alcançada pela infiltração deste tecido no PTFEe foi avaliada em cerca de 200 μm , em um período de cinco meses (BAUER et al, 1987).

A infiltração constitui um processo limitado pela dimensão dos poros do PTFEe, não sendo observado infiltração de tecido em poros de 10 μm de diâmetro ou menor (KAFEJIAN-HADDAD et al., 1997).

6.3 Considerações Finais:

As verificações de menor desempenho biomecânico do implante de membrana de CM não modificada, produzida pela *Zoogloae sp.*, e secada ao ar, em relação ao de membrana de PTFEe é sugestivo da não ocorrência de infiltração de tecido colágeno dentro do material celulósico.

A porosidade dos materiais propiciaria maior integração entre o implante e o hospedeiro. Enquanto a porosidade do PTFEe é inquestionável, a CM é um material considerado não poroso, embora a presença de poros tenha sido constatada por outros autores em película celulósica sintetizada pela *Acetobacter xylinum*.

A diversidade no processo de tratamento da membrana como o método de secagem ou a modificação da membrana pronta, pode constituir diferença na integração do tecido hospedeiro ao implante. Particularmente, a membrana multiperfurada, a membrana semidesidratada e a interposição de gel (por fragmentação ultrasônica) entre membranas celulósicas (sanduíche) estão sendo testadas no Núcleo de Cirurgia Experimental-Depto. de Cirurgia-UFPE, em convênio com o Laboratório de Cana-de-Açúcar da UFRPE- Carpina-PE, para obtenção de polímero que permita a infiltração de tecido hospedeiro.

Diminuir o custo de implantes em relação aos similares sintéticos, em várias áreas da medicina humana e veterinária, permitindo agregar valor de mercado a um

produto regional, a cana-de-açúcar, contribuindo desse modo para o desenvolvimento econômico e social da região, constitui objetivo constante do Grupo de Pesquisa Biopolímero de Cana-de-Açúcar.

7. CONCLUSÕES

Nas condições de experimentação e com uma probabilidade de erro menor que 5%, a interface implante/hospedeiro apresentou maior resistência a tração no Grupo PTFEe do que no Grupo CM.

As observações histológicas mostraram infiltração de tecido do hospedeiro no implante realizado com politetrafluoretileno.

8. REFERÊNCIAS

ALVARENGA, J. Possibilidades e limitações da utilização de membranas biológicas preservadas em cirurgia. In: DALECK, C. R. **Tópicos em Cirurgia de cães e gatos**. Ed. 1^a. Jaboticabal: FUNEP – UNESP, 1992. Cap. 2, p. 33 – 42.

ANDRADE, C. E. M. C.; AGUIAR, J. L. A. Biopolímero da cana-de-açúcar: estudo de biocompatibilidade. In: X CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA (CONIC/CNPQ/UFPE), v II, 2002. Recife. **Anais do X Congresso de Iniciação Científica (CINIC/CNPQ/UFPE)**, Editora Universitária, 2002, v. II, p. 191.

ARAÚJO, C. F. R.; OLIVA, L.; SOUZA FILHO, Z. A. et al. Influência da película celulósica na cicatrização de lesões duodenais: estudo experimental. In: II CONGRESSO NACIONAL DE CIRURGIA EXPERIMENTAL. n. 1, 1991, São Paulo. **Anais do II Congresso Nacional de Cirurgia Experimental**. São Paulo. Acta Cirúrgica Brasileira, 1991, supl n. 1, p. 52.

BÄCKDAHL, H; HELENIUS, G; BODIN, A et al. Mechanical properties of bacterial cellulose and interactions with smooth muscle cells. **Biomaterials**, v.27, n. 9, p. 1679-2170, Mar., 2006.

BALEN, E. M.; DIEZ-CABALLERO, A.; HERNANDEZ-LIZOAIN, J. L. et al. Repair of ventral hernias with expanded polytetrafluoroethylene patch. **British Journal of Surgery**, v. 85, n.10, p. 1415-1418, 1998.

BAUER, J. J.; SALKY, B. A.; GELERT, I. M. et al. Repair of large abdominal defects with expanded polytetrafluoroethylene (PTFE). **Annals of Surgery**, v.206, n. 6, p. 765-769, Dec.1987.

BELLÓN, J. M.; CONTRERAS, L. A.; BUJÁN, J. et al. Experimental assay of Dual Mesh® polytetrafluoroethylene prosthesis (non-porous on one side) in the repair of abdominal wall defects. **Biomaterials**. v.17, n.24, p. 2367-2372, 1996.

BLANEY, C. A. et al. **Absorbent structure comprising a microbial polysaccharide and a process of making the same.** USP5580348, 1996 Dez. 03. Disponível em < <http://www.freepatentsonline>> . Acesso em 03 mar 2007.

BRIK, D. Aplicação de película de celulose em lesões epiteliais da córnea. Estudo experimental comparativo. **Revista Brasileira de Oftalmologia**, Rio de Janeiro, v.50, n. 4, p. 215-220, Ago. 1991.

BRUN, M. V.; PIPPI, N. L.; DREIMEIR, D. et al. Solução hipersaturada de sal como conservante de pericárdio canino utilizado na reparação do músculo reto abdominal de ratos Wistar. **Ciência Rural**, Sta. Maria, v. 32, n. 6, p. 1019 – 1025, 2002.

CASTRO, C. M. M. B.; AGUIAR, J. L. A.; MELO, F. A. D. et al. Citotoxicidade de biopolímero de cana-de-açúcar. **Anais da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Pernambuco**. Recife, v. 49, n. 2, p.119-123, 2004.

CHAGAS, H. M.; AGUIAR, J. L.; MONTORO, M; et al. Uretroplastia com biopolímero da cana-de-açúcar em cão. In: XXVIII Congresso de la Confederación Americana de Urologia-CAU, Recife, Jun. 17th -22th ,2006. **International Brazilian Journal of Urology**, v.32, Suppl. 2, p. 65 ,jun. 2006.

COELHO, M. C. O. C.; CARRAZONI, P. G.; MONTEIRO, V. L. C. et al. Biopolímero produzido a partir da cana-de-açúcar para cicatrização cutânea. **Acta Cirúrgica Brasileira**, São Paulo, vol.17 supl. 1, p.11-13. 2002.

CONTESINI, E. A.; COLOMÉ, L. C.; GOMES, K. et al. Hernioplastia abdominal com implante de centro frênico em felino – Relato de caso. In: XXIV CONGRESSO BRASILEIRO DE MEDICINA VETERINÁRIA, 2002. Gramado. **Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Medicina Veterinária**. Gramado. 2002. [CD-ROM]

COSTA, R. C.; PIPPI, N. L.; GRAÇA, D. L. et al. The effects of free fat graft or cellulose membrane implants on laminectomy membrane formation in dogs. **The Veterinary Journal**, v. 171, n.3 , p. 491-499, may. 2006.

DALECK, C. R.; ALESSI, A. C.; COSTA-NETO, J. M. et al. Substituição de um retalho diafragmático de cão por peritônio de bovino conservado em glicerina: Estudo experimental. **Ars Veterinária**. Jaboticabal. v.4, n. 1, p. 53 – 61, ago. 1988.

DALECK, C. R.; PADILHA FILHO, J. G.; DALECK, C. L. M. et al. Reparação de hernia perineal em cães com peritônio de bovino conservado em glicerina. **Ciência Rural**, Sta Maria, v. 22, n. 2, p. 179 – 183,1992.

DAMIEN, C. J. et al **Dura substitute and a process for producing the same**. USP20050042263A1, 24 Feb. 05. Disponível em: < <http://www.delphion.com>>. Acesso em: 11 Out 2006.

EWALD, E.; MALAFAIA, O.; MATIAS, J. E. F. et al. Celulose liofilizada para fechamento de retroperitônio em ratos. **ABCD Arquivo Brasileiro de Cirurgia Digestiva**. São Paulo. v. 14, n.3, p. 129 – 132, 2001.

FONTANA, J. D.; SOUZA, A. M.; FONTANA, C. K. et al. Acetobacter cellulose pellicle as a temporary skin substitute. *Applied Biochemistry and Biotechnology*. v. 24/25, p. 253-264, 1990.

FONTANA, J. D. FRANCO, V. C.; SOUZA, S. J. Nature of plant stimulator in the production of *Acetobacter xylinum* (“Tea Fungus”) biofilm used in therapy. **Applied Biochemistry and Biotechnology**, v. 28/29, p. 341-351, 1991.

GOLDFARB, D .**Prosthetic vascular graft**. USP6436135, 20 Aug 2002. Disponível em <http://www.freepatentsonline.com>. Acesso em: 05/11/2006.

GONÇALVES, R.; RANGEL, A.; DUARTE, J. A.; et al. Bio-Sling no tratamento da incontinência urinária de esforço: estudo experimental e primeiros ensaios clínicos. In: XXVIII Congresso de la Confederación Americana de Urologia-CAU, Recife, Jun. 17th - 22th ,2006. **International Brazilian Journal of Urology**, v.32, Suppl. 2, p. 41,jun. 2006.

GUTIERREZ-SAMPERIO, C.; VERA-GARCIA, F. J.; FIGUEROA CÁRDENAS, J. D. et al. Bioprotésis de pericárdio bovino tratado com glutaraldeído (PBTG) en la reconstrucción de la pared abdominal. **Cirurgía e Cirujanos**, México, v. 70, n. 4, p. 257 – 266, jul. /aug. 2002.

HELENIUS, G.; BÄCKDAHL, H.; BODIN, A et al. *In vivo* biocompatibility of bacterial cellulose. **Journal of Biomedical Materials Research Part A**. v. 76A, n.2, p. 431-438, 2005.

JAMES, N. L.; POOLE-WARREN, L. A.; SCHINDHELM, K. Comparative evaluation of treated bovine pericardium as a xenograft for hernia repair. **Biomaterials**, v. 12, n.9, p. 801-809, November 1991.

KAFEJIAN-HADDAD, A. P.; HADDAD-FILHO, D.; GUIDUGLI-NETO, J. et al. Estudo comparativo das reações teciduais de silicone e politetrafluoroetileno expandido no dorso de ratos. **Acta Cirúrgica Brasileira**, São Paulo, v.12, n.3, p.182-8, jul/ago/set,1997.

KLEMM, D et al. **Method and device for producing shaped microbial cellulose for use as a biomaterial, especially for microsurgery**. US2003/0013163, 16 Jan. 2003. Disponível em: <<http://www.delphion.com>>. Acesso em: 11 Out 2006.

KLEMM, D.; HEUBLEIN, B.; FINK, H.P. et al. Cellulose: Fascinating biopolymer and sustainable raw material. **Angewandte Chemie International**, v. 44, p. 3358 – 3393, 2005.

KLEMM, D.; SCHUMAMM, D.; ULTRIKE, U. et al. Bacterial synthesized cellulose-artificial blood vessels for microsurgery. **Progress in Polymer Science**, v.26, n. 9 , p. 1561-1603, 2001.

LIMA, F. R.; AGUIAR, J. L. A. Biocompatibilidade comparada de gel de exopolissacarídeo de melão cana-de-açúcar e de gel de polimetilacrilato com gordura autóloga. In: XIII CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA

(CINIC/CNPQ/UFPE), outubro de 2005. Recife. **Anais do XIII Congresso de Iniciação Científica (CONIC/CNPQ/UFPE)**, Recife. 2005. [CD-ROM].

LIMA, F. R.; LIMA, J. R. A.; HIRAKAVA, P. et al. Resposta inflamatória a biomembranas de polímero de cana-de-açúcar e telas de polipropileno® implantadas no peritônio parietal de ratos. **Anais da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Pernambuco**. Recife, v. 50, n.1, p. 37-39, 2005.

LIMA, S.; AGUIAR, J.; PEREIRA, L.A.; et al. A new dressing for hypospadias Surgery.In: XXVIII Congreso de la Confederación Americana de Urologia-CAU,Recife, Jun. 17th -22th ,2006. **International Brazilian Journal of Urology**, v.32, Suppl. 2, p. 189, jun. 2006.

MARQUES, J. A.; MORAES, J. R. E.; TEIXEIRA NETO, F. J. Tratamento alternativo de feridas de papilas mamárias de vacas através do emprego de membrana biológica (Biofill Produtos Biotecnológicos, Curitiba,PR). **Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science**, São Paulo, v. 33, n. 2, p. 102-106, 1996.

MARQUES, S. R. B. **Um novo substituto vascular: Estudo experimental com biopolímero da cana-de-açúcar**. 2006,105 f. Tese (Professor Titular), Centro de Ciências da Saúde- Departamento de Cirurgia- Universidade Federal de Pernambuco, Recife.

MASSONE, F. Anestesiologia veterinária. Farmacologia e técnicas. 4^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2003.316 p.

MELLO, L. R.; FELTRIN, L. T.; FONTES NETO, P. T. Duraplasty with biosynthetic cellulose: an experimental study. **Journal of Neurosurgery**, v.86, n. 1, p. 143-150, 1997.

MELLO, L. R.; FELTRIN, Y.; SELBACH, R. et al. Uso da celulose liofilizada em lesões de nervos periféricos com perda de substância. **Arquivos de Neuropsiquiatria**. São Paulo v.59, n.2, p. 372-379, Jun. 2001.

MELO F. A. D. **Contribuição ao estudo cinético da produção de polissacarídeo extracelular por *Zoogloea sp* em melaço de cana-de-açúcar.** 2003 100 f. Tese (Doutorado) Centro de Tecnologia e Geociências - Universidade Federal de Pernambuco, Recife.

MELO, F. A. D.; COELHO; M. C. O. C.; FERREIRA, V. M. et al. Biopolímero produzido a partir da cana de açúcar para cicatrização cutânea. In: VII CONGRESSO STAB. 1999, Londrina. **Anais do VII Congresso STAB.** Londrina, p. 251-255.

MRUÉ, F. **Aplicabilidade na neoformação esofágica e da parede abdominal. Estudo experimental em cães.** 2000, 112f. Tese (Doutorado) Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto- Universidade de São Paulo.

ONO, E. et al. **Substitution material for living body texture.** JP03165774A2, 27 Nov. 1989. Disponível em: <<http://www.delphion.com>>. Acesso em: 13 Out. 2006.

OSTER; G. A. et al. **Solvent dehydrated microbially-derived cellulose for in vivo implantation.** USP6599518, 29 Jul 2003. Disponível em: <<http://www.delphion.com>>. Acesso em: 13/Out/2006.

PATERSON-BEEDLE, M.; KENNEDY, J. F.; MELO, F. A. D. et al. A cellulosic exopolysaccharide produced from sugarcane molasses by a *Zoogloea sp*. **Carbohydrate Polymers.** v. 42, n. 4, p. 375 – 383, 2000.

PAULO, N. M.; LIMA, F. G.; SIQUEIRA Jr, J. T. et al Membrana de látex da seringueira (*Hevea brasiliensis*) com e sem polilisina a 0,1% e tela de marlex na reconstrução de defeitos iatrogênicos da parede abdominal de ratos. **Acta Cirúrgica Brasileira.** São Paulo, v. 20, n. 4, p. 305-310, 2005.

PAULO, N. M.; SILVA, M. A. M.; CONCEIÇÃO, M. Biomembrana de látex natural (*Hevea brasiliensis*) com polilisina a 0,1% para herniorrafia perineal em um cão. **Acta Scientiae Veterinariae.** v. 33, n. 1, p.79-82, 2005.

QUEIROZ, V. F.; SILVADO, R. A. B.; SIMÕES, M. J. et al. Aspectos morfológicos e morfométricos da reação tecidual a película celulósica introduzida no plano muscular da parede abdominal. **Acta Cirúrgica Brasileira**, São Paulo, v.4, n. 4, p.144-148,1989.

RANGEL, A.E.O.; AGUIAR J.L.A.; LIMA, S.V.C.; et al. A new biomaterial for the treatment of vesicouretral: experimental study In: XXVIII Congreso de la Confederación Americana de Urologia-CAU, Recife, Jun. 17th -22th, 2006. **International Brazilian Journal of Urology**, v.32, Suppl. 2, p. 184, jun. 2006.

RIBEIRO, L.M.; CÂMARA NETO, R.D. Biomaterial extraído do melão da cana-de-açúcar por ação microbiana, aplicado em lesões agudas no estômago de cães. Estudo da sobrevida e achados de necropsia. In: X CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA (CONIC/CNPQ/UFPE), outubro de 2002. Recife. **Anais do X Congresso de Iniciação Científica (CONIC/CNPQ/UFPE)**, Recife. 2002. [CD-ROM].

ROBERTS, E. M. et al. **Production of microbial cellulose**. European Patent; EP0186495B1, 02 Oct. 1991 . Disponível em: < <http://www.delphion.com>>. Acesso em: 13/Out/2006.

RODRIGUES, F. H. O. C.; CARNEIRO, B. G. M. C.; COSTA, G. R. et al. Efeito da orquiectomia na resistência cicatricial cutânea em ratos. **Anais da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Pernambuco**. Recife. v. 48, n. 2, p. 90 – 93, 2003.

RODRIGUES, F. H. O. C.; CARNEIRO, B. G. M. C.; COSTA, G. R. et al. Resistência cicatricial de segmentos cranial e caudal da região dorsal de ratos. **Anais da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Pernambuco**, Recife, v. 49, n. 2, p.110-114, 2004.

SANTILLÁN-DOHERTY, P.; JASSO-VICTORIA, R.; SOTRES-VEGA, A. et al. Reparación de defectos de pared tóracoabdominal de perros com bioprótesis de pericárdio bovino. **La Revista de Investigacion Clinica**, México, v. 47, n. 6, p. 439 – 446, nov / dec 1995.

SANTOS, H.F.F.; CÂMARA NETO, R.D. Aplicação de biopolímero extraído por ação bacteriana no melão da cana-de-açúcar como “patch” em bexiga de cães. Nota prévia. In: X CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA (CONIC/CNPQ/UFPE), outubro de 2002. Recife. **Anais do X Congresso de Iniciação Científica (CONIC/CNPQ/UFPE)**, Recife. 2002. [CD-ROM].

SCHOENAU, L. S. F.; PIPPI, N, L.; SCHOSSLER, J. E. V. Avaliação clínica preliminar do fechamento comparativo de incisões corneanas com sutura e Biofill (Película Celulósica). **Ciência Rural**. Santa Maria. v. 23, n. 2, p. 173 – 177, 1993.

SILVA, D. B.; AGUIAR, J. L. A.; MARQUES, A. et al. Miringoplastia com enxerto livre de membrana de polímero da cana-de-açúcar e fásia autóloga em *Chinchilla laniger*. **Anais da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Pernambuco**, Recife, v. 51, n. 1, p.45-51, 2006.

TORRES, M. F. P.; GRAÇA, L.; FARIAS, P. Reparação microcirúrgica de nervo periférico por meio de sutura, cola de fibrina ou bainha de BioFill® em ratos Wistar. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**. Belo Horizonte, v.55, n.5, p. 557-561, outubro, 2003.

VAZ, B. B. D.; MARQUES, J. A.; MORAES, J. R. E. Avaliação microscópica da evolução cicatricial de feridas cutâneas induzidas experimentalmente na espécie equina (*Equus caballus*), tratadas ou não com película de celulose. **Ars Veterinária**, Jaboticabal, v. 13, n. 1, p. 17-27, 1997.

VILAR, F; AGUIAR, J. L.;VILAR, S; et al. Doença de Peyronie: estudo de um novo material com perspectiva de aplicação clínica. In: XXVIII Congreso de la Confederación Americana de Urologia-CAU,Recife, Jun. 17th -22th ,2006. **International Brazilian Journal of Urology**, v.32, Supl. 2, p. 167, jun. 2006.

WOUK, A. F. P. F.; DINIZ, J. M.; CÍRIO, S. M.; et al. Membrana biológica (Biofill®) estudo comparativo com outros agentes promotores da cicatrização da pele em suínos:

aspectos clínicos, histopatológicos e morfométricos. **Archives of Veterinary Science**, v.3, n. 1, p. 31- 37,1998.

YAMANAKA, S. et al. **Hollow microbial cellulose, process for preparation thereof, and artificial blood vessel formed of said cellulose**. EP0396344A2, 1990 Nov. 07. Disponível em: <<http://www.delphion.com>>. Acesso em: 11 Out. 2006

9. ANEXOS

Tabela 3. Valores da Carga de Ruptura (em Kgf) e médias desses valores com respectivos desvios padrões, obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO, em ratos submetidos a defeitos músculo aponeuróticos agudos, tratados com dupla membrana de celulose microbiana (Grupo CM) (0,2 mm).

Nº de Ordem	SUBGRUPO 14 ^o DPO (Kgf)	Nº de Ordem	SUBGRUPO 28 ^o DPO (Kgf)	Nº de Ordem	SUBGRUPO 60 ^o DPO (Kgf)
1	0,750	1	1,460	1	2,570
2	0,870	2	1,110	2	1,920
3	0,480	3	1,010	3	1,400
4	0,600	4	0,590	4	1,220
5	0,590	5	1,290	5	1,470
6	0,690	6	0,690	6	1,560
7	0,700	7	1,000	7	1,520
8	0,410	8	0,800	8	1,330
9	0,830	9	1,140	9	1,220
10	0,520	10	1,570	10	1,330
Média	0,644	Média	1,066	Média	1,554
±DP	±0,151	±DP	±0,319	±DP	±0,411

Tabela 4. Valores da Carga de Ruptura (em Kgf) e médias desses valores com respectivos desvios padrões, obtidos nos Subgrupos 14^o DPO, 28^o DPO e 60^o DPO, em ratos submetidos a defeitos músculo aponeuróticos agudos, tratados com membrana de politetrafluoretileno expandido (Grupo PTFEe) (0,8 mm).

Nº de Ordem	SUBGRUPO 14 ^o DPO (Kgf)	Nº de Ordem	SUBGRUPO 28 ^o DPO (Kgf)	Nº de Ordem	SUBGRUPO 60 ^o DPO (Kgf)
1	1,200	1	1,580	1	2,420
2	1,020	2	1,530	2	2,530
3	1,060	3	1,360	3	1,530
4	1,050	4	1,580	4	2,600
5	0,790	5	1,450	5	1,810
6	0,760	6	1,560	6	2,010
7	1,550	7	1,520	7	1,620
8	0,870	8	1,480	8	1,610
9	0,990	9	0,670	9	2,100
10	0,820	10	1,320	10	1,810
Média	1,011	Média	1,405	Média	2,004
±DP	±0,235	±DP	±0,273	±DP	±0,397

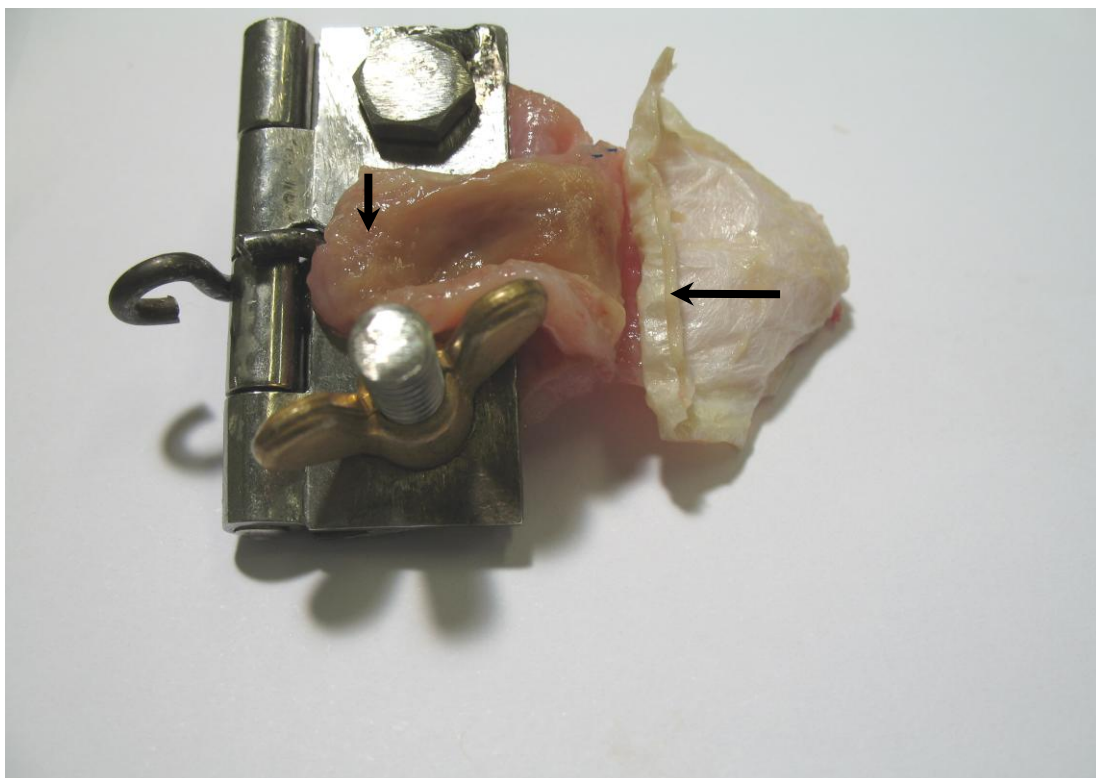


Figura 11. Membrana de celulose microbiana (CM) (duas camadas) facilmente destacável da interface implante/hospedeiro (superfície externa e borda lateral direita) (setas pretas).

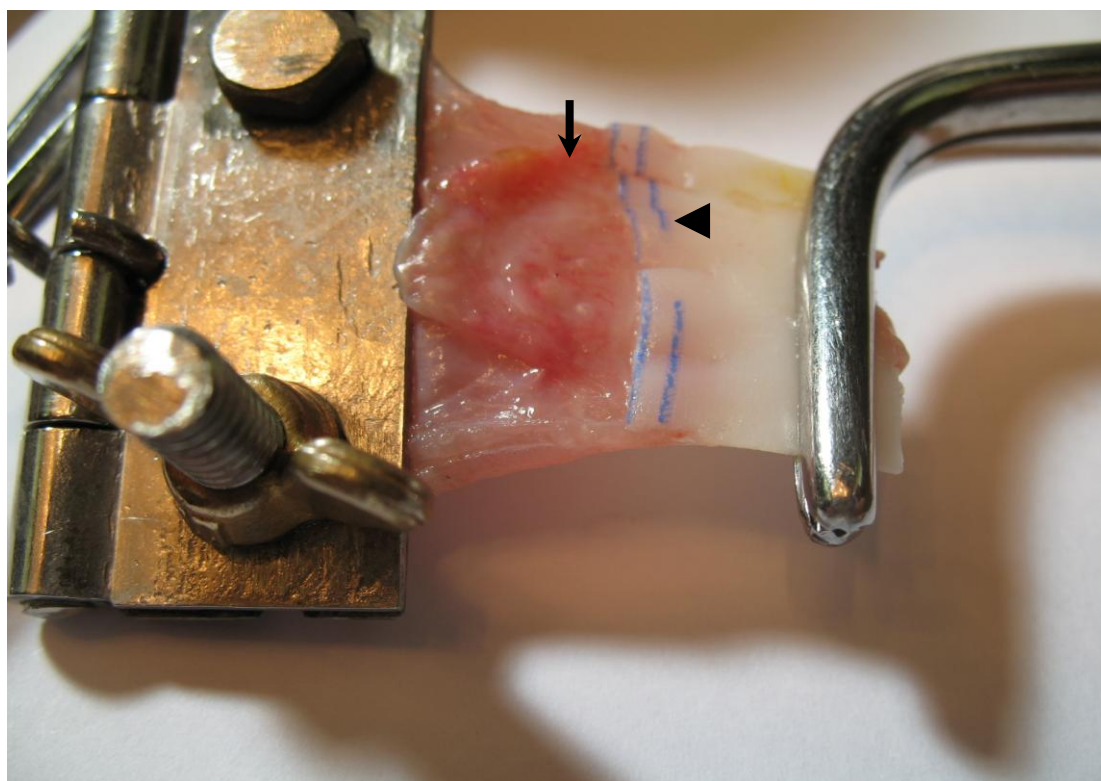


Figura 12. Membrana de politetrafluoretileno (PTFEe) destacável com dificuldade da interface implante/hospedeiro (superfície externa) (seta preta). Interface implante/hospedeiro sob tração (borda lateral) (cabeça de seta).

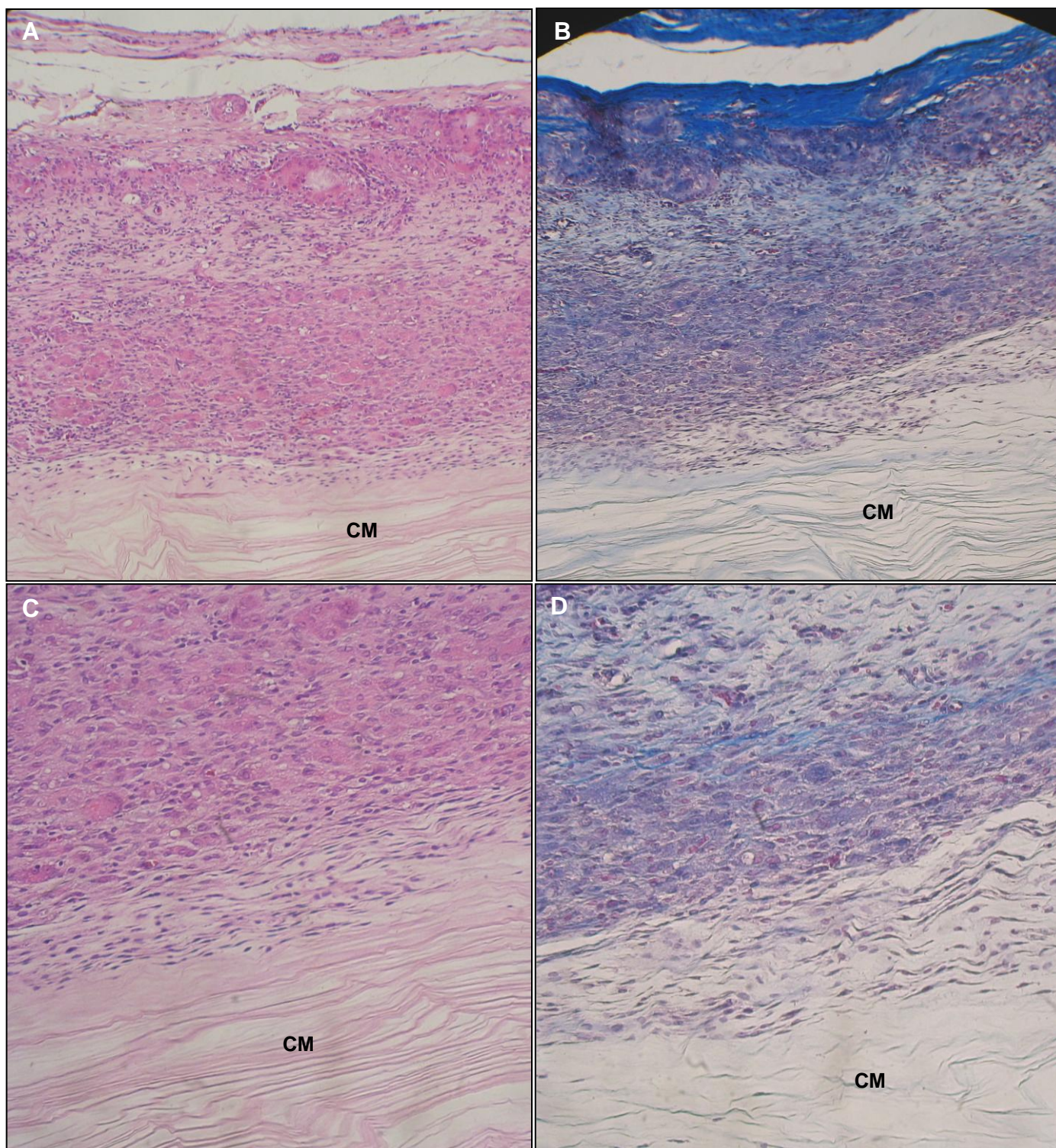


Figura 13. Fotomicrografias da região da interface entre o implante de Celulose Microbiana (CM) e o hospedeiro. Observar a membrana de CM sem infiltração tecidual. Coloração em A e C; hematoxilina e eosina. Em B e D; Tricrômico de Masson. Aumento de 110x em A e B e aumento de 220x em C e D.

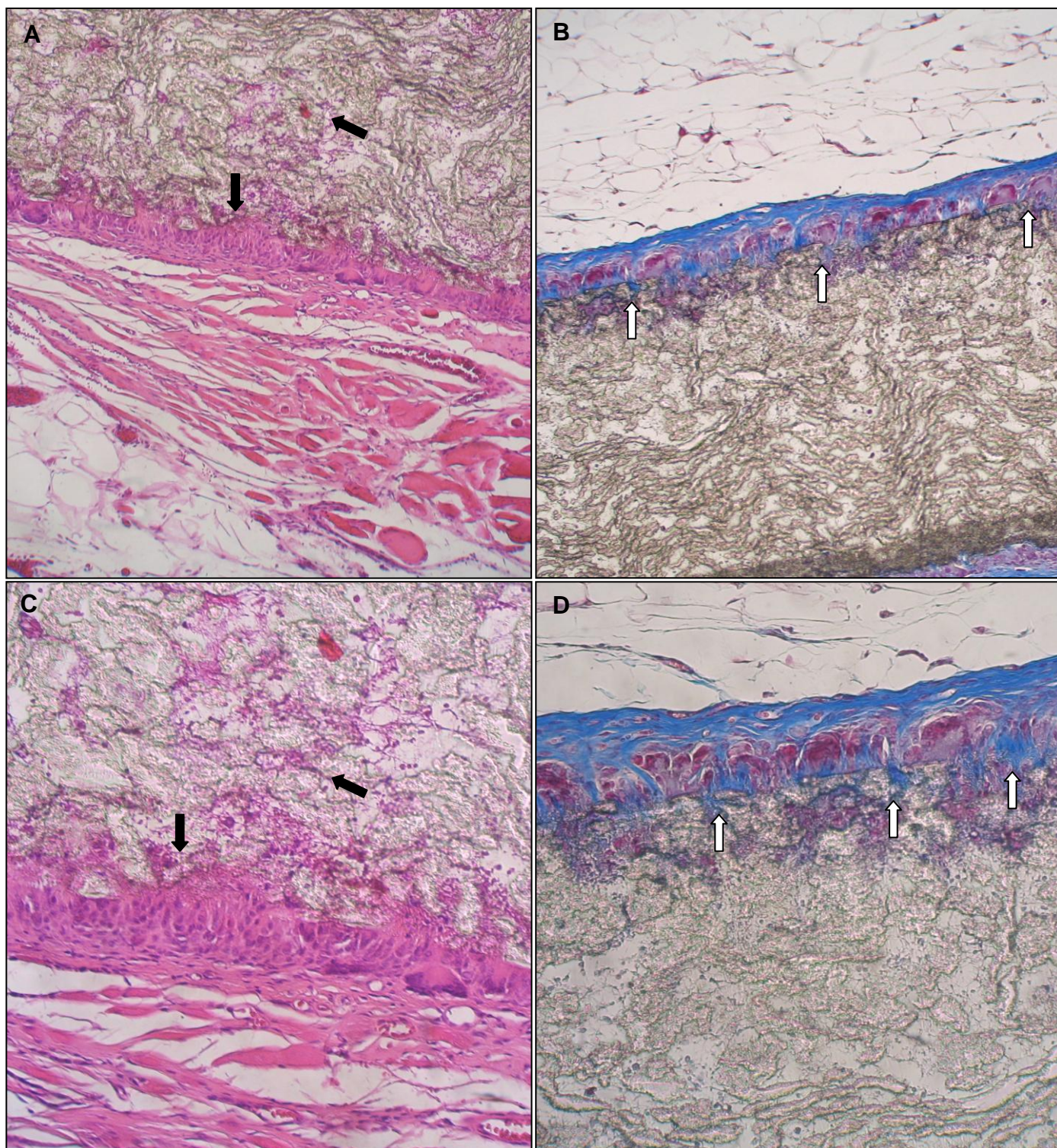


Figura14. Fotomicrografias da região da interface entre o implante de membrana de politetrafluoretileno expandido (PTFEe) e o hospedeiro. Observar a membrana de PTFEe com infiltração tecidual (setas pretas). Observar também presença de fibras de colágeno dentro da membrana (setas brancas). Coloração em A e C; hematoxilina e eosina. Em B e D; Tricrômico de Masson. Aumento de 110x em A e B e aumento de 220 x em C e D.

Universidade Federal de Pernambuco
Centro de Ciências Biológicas

Av. Prof. Nelson Chaves, s/n
50670-420 / Recife - PE - Brasil
fones: (55 81) 2126 8840 | 2126 8351
fax: (55 81) 2126 8350
www.ccb.ufpe.br



Ofício nº 02/07

Recife, 01 de março de 2007

Da Comissão de Ética em Experimentação Animal (CEEA) da UFPE
Para: **Suyiene Cordeiro Falcão**
Departamento de Cirurgia – Núcleo de Cirurgia Experimental - UFPE
Processo nº 007978/2005-37

Os membros da Comissão de Ética em Experimentação Animal do Centro de Ciências Biológicas da Universidade Federal de Pernambuco (CEEA-UFPE) avaliaram a resposta de V. Sa. referente ao primeiro parecer da CEEA sobre o projeto de pesquisa intitulado “MEMBRANA DE CELULOSE MICROBIANA E DE POLITETRAFLUORETILENO (pptfe) USADAS COMO IMPLANTE NA RECONSTRUÇÃO DE DEFEITOS MÚSCULO-APONEURÓTICO AGUDO PRODUZIDO NA PAREDE ABDOMINAL DE RATOS. ESTUDO COMPARATIVO”.

Concluimos que os procedimentos descritos para a utilização experimental dos animais encontram-se de acordo com as normas sugeridas pelo Colégio Brasileiro para Experimentação Animal e com as normas internacionais estabelecidas pelo National Institute of Health Guide for Care and Use of Laboratory Animals as quais são adotadas como critérios de avaliação e julgamento pela CEEA-UFPE.

Encontra-se de acordo com as normas vigentes no Brasil, especialmente a Lei 9.605 – art. 32 e Decreto 3.179-art 17, de 21/09/1999, que trata da questão do uso de animais para fins científicos.

Diante do exposto, emitimos parecer favorável aos protocolos experimentais realizados.

Atenciosamente,


Prof. Silene Carneiro do Nascimento


Presidente CEEA