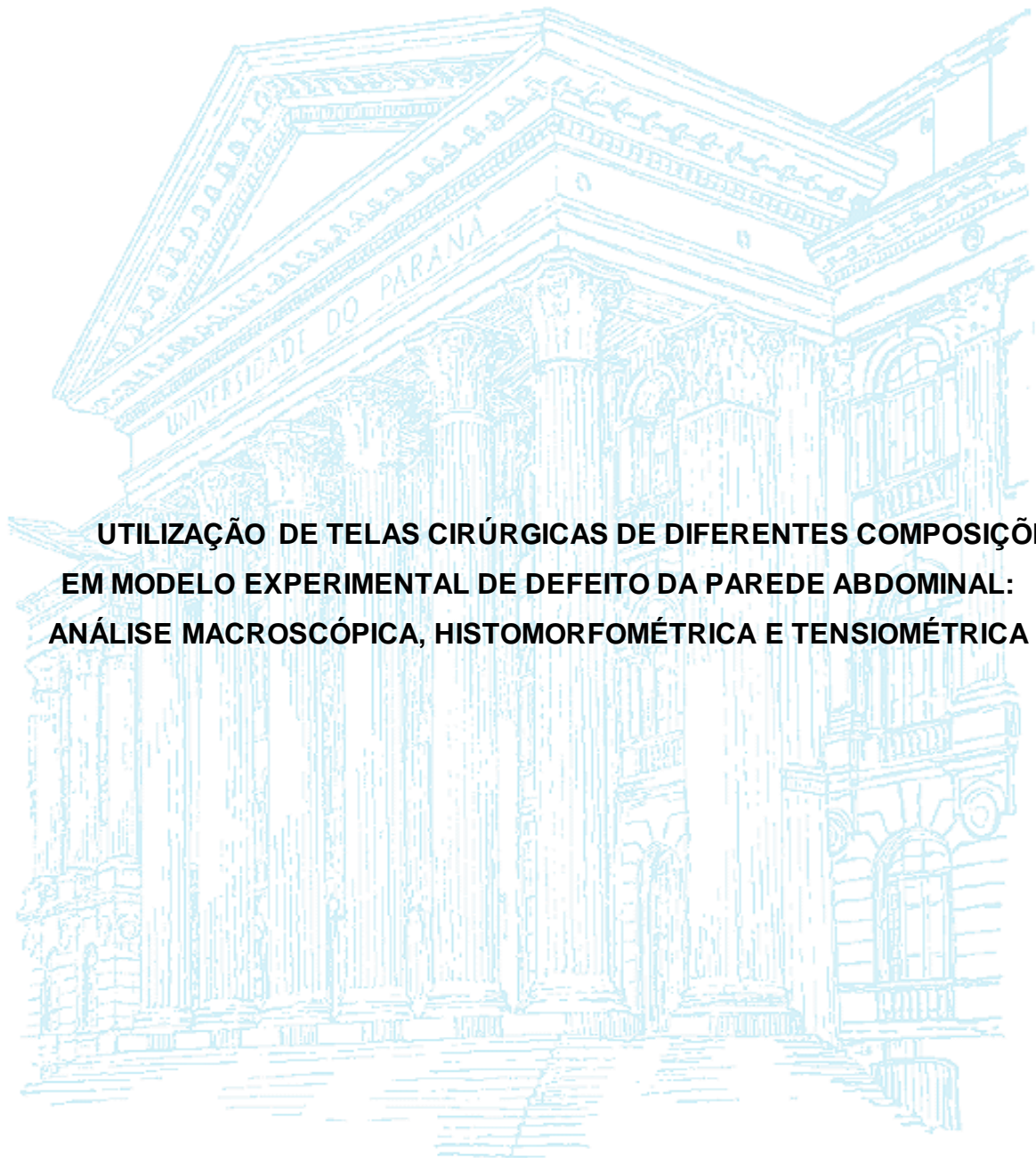


UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

PAULO ROBERTO SBARAINI



**UTILIZAÇÃO DE TELAS CIRÚRGICAS DE DIFERENTES COMPOSIÇÕES
EM MODELO EXPERIMENTAL DE DEFEITO DA PAREDE ABDOMINAL:
ANÁLISE MACROSCÓPICA, HISTOMORFOMÉTRICA E TENSIMÉTRICA**

CURITIBA
2013

PAULO ROBERTO SBARAINI

**UTILIZAÇÃO DE TELAS CIRÚRGICAS DE DIFERENTES COMPOSIÇÕES
EM MODELO EXPERIMENTAL DE DEFEITO DA PAREDE ABDOMINAL:
ANÁLISE MACROSCÓPICA, HISTOMORFOMÉTRICA E TENSIOMÉTRICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná como Requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Clínica Cirúrgica

Orientador: Prof. Dr. Jorge E. F. Matias

CURITIBA
2013

Sbaraini, Paulo Roberto
Utilização de telas cirúrgicas de diferentes composições em
modelo experimental de defeito da parede abdominal: análise
macroscópica, histomorfométrica e tensiométrica / Paulo Roberto
Sbaraini - Curitiba, 2013.

77 f.

Orientador: Prof Dr Jorge Eduardo F. Matias
Dissertação (Mestrado em Clínica Cirúrgica) - Setor Ciências da
Saúde, Universidade Federal do Paraná.

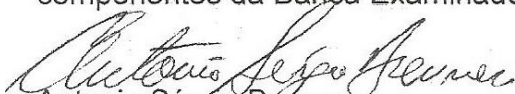
1. Telas cirúrgicas
2. Cicatrização
3. Colágeno
4. Ratos



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA CIRÚRGICA
NÍVEIS: MESTRADO E DOUTORADO

Ata do julgamento da 401ª dissertação de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica da Universidade Federal do Paraná, referente ao aluno **Paulo Roberto Sbaraini** com o **Título** UTILIZAÇÃO DE TELAS CIRÚRGICAS DE DIFERENTES COMPOSIÇÕES EM MODELO EXPERIMENTAL DE DEFEITO DA PAREDE ABDOMINAL, ANÁLISE MACROSCÓPICA, HISTOMORFOMÉTRICA E TENSIO MÉTRICA **Linha de Pesquisa** Cicatrização e Medidas de Resistência dos Tecidos **Área de Concentração** Nutrição e Cicatrização em Cirurgia tendo como orientador Professor Doutor Jorge Eduardo Fouto Matias.

Às sete horas e trinta minutos do dia vinte de dezembro de dois mil e treze, no auditório da CTCV– sala 702 - 7º andar do prédio central do Hospital de Clínicas, reuniu-se, em sessão pública, a Banca Examinadora de Avaliação composta pelos Professores Doutores Antonio Sérgio Brenner, Benur Polônio e Renato Araújo Bonardi sendo este último Presidente da Banca. Aberta a sessão, foi apresentada pelo Professor Doutor Jorge Eduardo Fouto Matias, Coordenador do Programa, a documentação probatória do cumprimento pelo candidato das exigências legais que lhe facultam submeter-se à avaliação da dissertação como última etapa à sua titulação no Programa. A seguir o Presidente da Banca Examinadora de Avaliação convidou o candidato a apresentar oralmente resumo de sua dissertação no prazo máximo de trinta minutos para demonstração de sua capacidade didática e para melhor conhecimento do tema por parte da audiência composta de professores, médicos, alunos, familiares e demais interessados. Seguiu-se a arguição e imediata resposta pelo candidato, sucessivamente pelos componentes da Banca Examinadora. Obedecido o tempo máximo de vinte minutos para a arguição e igual tempo para cada resposta. Terminada a etapa de arguição, reuniu-se a Banca Examinadora em sala reservada para atribuição das notas, dos conceitos e lavratura do Parecer Conjunto. O candidato foi considerado **APROVADO** considerando-se os parâmetros vigentes estabelecidos pelo programa e regidos pela legislação pertinente da instituição. Voltando à sala de sessão, o Senhor Presidente da Banca Examinadora leu os conceitos do Parecer Conjunto e deu por encerrada a sessão. E para que tudo conste, foi lavrada a presente Ata por mim Regina Aparecida Sass Marques Secretária desta Pós-Graduação, que será assinada pelos seguintes componentes da Banca Examinadora de Avaliação.


Antonio Sérgio Brenner


Benur Polônio


Renato Araújo Bonardi

AGRADECIMENTOS

“O que a gentileza livremente oferece, agradecimentos não podem pagar”

John Maszfeld

A todos quantos marcaram a minha vida, o meu sincero e profundo reconhecimento, que faço constar nesta página.

Ao Coordenador da Pós-graduação: Prof. Dr Antônio Carlos L. Campos, pela oportunidade concedida.

Ao meu Orientador, Prof Dr Jorge Eduardo F. Matias, pelo seu empenho, carinho e compromisso a mim destinado.

À Profª Dra. Célia Toshie Yamamoto, pela sua dedicação, amizade, determinação, e por acreditar que acima de tudo fomos guiados por uma força maior.

Ao Prof. Dr. Renato Araújo Bonardi, Chefe de Departamento de Cirurgia, pelo apoio, e ensinamentos que recebi.

A Dra. Ana Isa companheira neste trabalho, pelo seu desempenho, colaboração e troca de conhecimentos.

Ao Dr. Antônio Carlos C.Kuster Filho, pela amizade ao longo do tempo.

Aos amigos, Adilson de Oliveira Novak, Iuria Sumi, outros colegas, e acadêmicos de medicina, que participaram deste trabalho sem medirem esforços.

A Equipe do Biotério da Universidade Positivo e da Engenharia Mecânica da Universidade Positivo e do Departamento de Biologia Celular do Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná.

À doutoranda da Biologia Celular da UFPR, Flavia Yoshie Yamamoto pela colaboração na correção das normas da ABNT.

Ao Prof Virgilio Jusú Balestro pela correção da Língua Portuguesa, minha admiração pela riqueza de conhecimento e sabedoria.

À minha esposa Marcia, companheira ao longo da vida, pelo apoio, amor e compreensão da minha ausência.

À minha mãe Nair e meu pai Dolvino *in memoriam* pela minha formação, por quem sou e tudo que alcancei.

A minhas irmãs Roseane, Rosemari e o cunhado Ivan, por sempre estarem ao meu lado.

NIL SINE MAGNO VITA LABORE DEDIT MORTALIBUS

A vida nada dá aos mortais sem grandes esforços

([Horácio](#), *Sátiras*, Livro I, 9, 59-60)

RESUMO

A tela cirúrgica ideal deve evitar complicações de reatividade tissular, como formação de aderências, infecção e fístulas enterocutâneas e promover força tênsil adequada ao reparo de parede abdominal. Analisou-se a cicatrização da parede abdominal de ratos corrigidos por duas telas cirúrgicas diferentes (Ultrapro® e Proceed®) com defeitos, através de macroscopia, microscopia e tensiometria. Trinta e quatro ratos *Wistar* foram divididos em dois grupos e quatro subgrupos de acordo com a tela utilizada (grupos) e o período de observação (subgrupos – 7 dias e 28 dias). As variáveis macroscópicas foram: presença de hematoma; união entre a tela cirúrgica sobreposta e a borda da ferida; presença de infecção no sítio cirúrgico; fístulas de vísceras com a tela cirúrgica; aderências dentro da cavidade abdominal e presença de hérnia incisional. Na microscopia avaliaram-se as fases do processo inflamatório da cicatrização e quantificação do colágeno, através das colorações Hematoxilina-Eosina e Picrosirius-Red. Na tensiometria verificou-se a força tênsil necessária para deformar e provocar ruptura do corpo de prova contendo a junção tela-parede. A infecção apresentou maior incidência no sétimo dia do que no vigésimo oitavo dia no grupo Ultrapro® ($p= 0,01$). As aderências ocorreram em 100% dos animais, sem diferença entre os tipos de tela. Não ocorreu nenhum escore de processo inflamatório agudo, e apenas um caso de escore crônico no sétimo dia, e oito casos no vigésimo oitavo dia, porém sem significância ($p > 0,12$). O colágeno apresentou aumento progressivo, tanto do tipo I, de 8.034 para 16.492 pixels, como do tipo III, de 20.839 para 24.625 pixels, com a tela de Ultrapro®. Na tela de Proceed®, houve aumento do colágeno tipo III, de 12.436 para 39.523 pixels e uma redução do colágeno tipo I, de 14.484 para 2.828 pixels, após quatro semanas. A tensiometria mostrou aumento da resistência, do sétimo para o vigésimo oitavo dia, tanto da deformidade máxima dos tecidos, de 20,57 para 28,81 na tela de Ultrapro® e de 17,00 para 20,26 na tela de Proceed® como na tensão de ruptura de 12,43 para 16,81 na tela de Ultrapro® e de 7,07 para 14,34 na tela de Proceed®. ambas as telas estudadas possuem baixos índices de hematomas, deiscências, hérnias e fístulas. O revestimento de celulose oxidada regenerada da tela de Proceed® não reduz a formação de aderências. A tela de Proceed® demanda remodelação mais prolongada com impacto significativo no ganho de resistência tecidual local precoce e tardio.

Palavras Chaves: Telas cirúrgicas. Cicatrização. Colágeno. Ratos.

ABSTRACT

The ideal surgical mesh must avoid complications of tissue reactivity as formation of adhesions, infection and enterocutaneous fistulas and promote adequate tensile strength to the repair of abdominal wall. It was analyzed the healing process of two different surgical meshes (Ultrapro® and Proceed®) abdominal wall defects of rats using macroscopic, microscopic and tensiometric parameters. Thirty-four rats were divided into two groups and four subgroups according to the mesh used (groups) and the observation period (subgroups 7 days and 28 days). The macroscopic variables were: presence of hematoma; union between surgical mesh overlapped and the edge of the wound; presence of infection at the surgical site; viscera fistulas with surgical mesh, adhesions within the abdominal cavity and presence of incisional hernia. As microscopic variables phases of the inflammatory process of healing and collagen quantification, were evaluated through the hematoxylin-eosin and Picrosirius-Red stainings. The tensile forces required to deform and cause the rupture of the specimen containing the mesh-wall junction were used as tensiometric parameters. Infection showed higher incidence at the seventh day, than the twenty-eighth day in the Ultrapro® subgroup ($p = 0.01$). Adhesions occurred in 100 % of animals, with no difference between mesh types. There were no scores of acute inflammation process, and chronic score were present in one case at the seventh day and eight cases at the twenty-eighth day with no statistical difference ($p > 0,12$). The collagen showed a progressive increase in both type I, of 8,034 to 16,492 pixels, and type III, of 20,839 to 24,625 pixels, when the mesh Ultrapro®. With the mesh Proceed®, there was an increase of collagen type III, of 12,436 to 39,523 pixels and a reduction of collagen type I, of 14,484 to 2,828 pixels. The tensiometer showed increased resistance, from the seventh to the twenty-eighth day, both the maximum tissue deformity, of 20.57 to 28.81 on the mesh Ultrapro®, and of 17,00 to 20.26 on mesh Proceed®, as the bursting strength of 12.43 to 16.81 at the mesh Ultrapro® and mesh Proceed®, of 7.07 to 14.34. Both mesh have low taxes of hematomas, dehiscences, hernias and fistulas. the cellulose surface of Proceed® mesh does not reduce adhesion appearance Proceed® mesh demands longer remodeling than Ultrapro® mesh with significance impact on early and late improvement of local tissue strength.

Key Words: Surgical Mesh, Healing Process, Collagen, Rats.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1-	FLUXOGRAMA	33
FIGURA 2 -	ESQUEMA DE AMOSTRAGEM DOS ESPÉCIMES CIRÚRGICOS PARA AS ANÁLISES MICROSCÓPICAS E TENSIOMÉTRICA ...	37
FIGURA 3 -	APLICATIVO PRO-IMAGE-PLUS 4.5® VERSÃO 4,5	43
FIGURA 4 -	REGISTRO DE GRÁFICO DA TENSIOMETIA	45
FOTO 1 -	TELA CIRÚRGICA ULTRAPRO®.....	31
FOTO 2 -	TELA CIRÚRGICA PROCEED®	31
FOTO 3 -	ANIMAL NA CAMPÂNULA DE VIDRO EM VAPORIZAÇÃO ISOFLURANO.....	34
FOTO 4 -	PLACA DE METAL (MOLDE) PARA MARCAR DEFEITO NA PAREDE ABDOMINAL DE RATO.....	35
FOTO 5 -	DEFEITO NA PAREDE ABDOMINAL DE RATO	35
FOTO 6 -	SUTURA DA TELA ULTRAPRO® EM PAREDE ABDOMINAL DE RATO COM SOBREPOSIÇÃO.....	35
FOTO 7 -	SUTURA DA TELA PROCEED® EM PAREDE ABDOMINAL DE RATOS COM SOBREPOSIÇÃO COM A SUPERFÍCIE DE CELULOSE VOLTADA PARA O INTERIOR DA CAVIDADE PERITONEAL	36
FOTO 8 -	PAQUÍMETRO MITUTOYO VERNIER CALIPER 530-312,150 mmx6”.....	37
FOTO 9 -	ADERÊNCIAS GRAU 2	39
FOTO 10 -	ADERÊNCIAS GRAU 3.....	39
FOTO 11 -	MICROSCÓPIO ÓPTICO NIKKON® JAPAN DE POLARIZAÇÃO	42
FOTO 12 -	CÂMERA FOTOGRÁFICA SONY® CCD ÍRIS.....	42
FOTO 13 -	TENSIÔMETRO EMIC DL30000N (EMIC – SÃO JOSE DOS PINHAIS).....	44
FOTO 14 -	TENSIÔMETRO EMIC DL30000N (EMIC – SÃO JOSE DOS PINHAIS)	44
FOTO 15 -	FRAGMENTO TECIDUAL FIXO NO TENSIÔMETRO.....	45

FOTO 16 -	FRAGMENTO TECIDUAL SUBMETIDO À TENSÃO DE RUPTURA	45
FOTO 17 -	ADERÊNCIAS GRAU III NA CAVIDADE ABDOMINA SUBGRUPO PROCEED® (2A) NO 7º DIA DE PO.....	48
FOTO 18 -	ADERÊNCIAS GRAU III NA CAVIDADE ABDOMINAL NO SUBGRUPO PROCEED® (2A) NO 7º DIA DE PO	48
FOTO 19 -	CORPO DE PROVA COM SUBGRUPO ULTRAPRO®, DO 28º DIA, SUBMETIDO À TENSÃO DE RUPTURA.....	54
FOTOMICROGRAFIA 1		
	CORTE HISTOLÓGICO DA RESPOSTA INFLAMATÓRIA SUBAGUDA; EM A, TELA DE ULTRAPRO® (1A), NO 7º DIA; EM B, TELA DE PROCEED® (2A), NO 7º DIA; EM C, TELA DE ULTRAPRO® (1B), NO 28º DIA; EM D, TELA DE PROCEED® 2B, 28º DIA, COLORAÇÃO HE, AUMENTO DE 400X	50
FOTOMICROGRAFIA 2		
	A: IMAGEM DO COLÁGENO TIPO I, SUBGRUPO 1A, COM TELA DE ULTRAPRO®, 7º DIA. B: IMAGEM DE COLÁGENO TIPO III, SUBGRUPO 1B, COM TELA ULTRAPRO®, 28º DIA. C: IMAGEM DE COLÁGENO TIPO I, SUBGRUPO 1A, COM TELA DE PROCEED®, 7º DIA. D: IMAGEM DE COLÁGENO TIPO III, DO SUBGRUPO 2B, COM TELA DE PROCEED®, 28º DIA, TODOS COM COLORAÇÃO PICROSIRIUS RED.....	52

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 - CLASSIFICAÇÃO DOS ACHADOS E ATRIBUIÇÃO DE ÍNDICES HISTOLÓGICOS DE HEMATOXILINA E EOSINA (HE).....	41
QUADRO 2 - CARACTERIZAÇÃO DA FASE DO PROCESSO INFLAMATÓRIO DE ACORDO COM O ESCORE FINAL DE CADA GRUPO.....	41

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - COMPARAÇÃO DA VARIAÇÃO MÉDIA DE PESO (ΔG) ENTRE OS SUBGRUPOS DO ESTUDO.....	47
TABELA 2 - ACHADOS MACROSCÓPICOS ENTRE OS SUBGRUPOS DO ESTUDO	48
TABELA 3 - ACHADOS MICROSCÓPICOS ENTRE OS SUBGRUPOS DO ESTUDO	49
TABELA 4 - COMPARAÇÃO DA QUANTIFICAÇÃO DE COLÁGENO TIPO I E III (PIXELS) ENTRE OS SUBGRUPOS DE ESTUDO.....	51
TABELA 5 - COMPARAÇÃO DE DEFORMIDADE MÁXIMA DO TECIDO (DMT) E DA TENSÃO DE RUPTURA (TR) ENTRE OS SUBGRUPOS DE ESTUDO	53

LISTA DE ABREVIATURAS

ACA	- Aderência dentro da cavidade abdominal
COR	- Celulose Oxidada Regenerada
COBEA	- Colégio Brasileiro de Experimentação Animal
Cm	- Centímetros
DTM	- Deformidade máxima dos tecidos
Dp	- Desvio padrão
F3BA (PSR)	- Picrosiurus Red
H	- Hora
HE	- Hematoxilina e Eosina
HV	- Hernia visceral
μ	- Micrometro
Mm	- Milímetros
p	- Nível de significância estatística
PDS	- Polidioxanona
PO	- Pós-operatório
PTFE	- Politetrafluoretileno expandido
RGB	- Red, Blue, Green
TR-	- Tensão de ruptura
UFPR	- Universidade Federal do Paraná

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO15
1.1	OBJETIVOS	17
1.1.1	Objetivo geral	17
1.1.2	Objetivos específicos	17
2	REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1	Reparo tecidual	18
2.2	Partes da história das telas.....	19
2.3	Estudo das telas cirúrgicas	21
3	MATERIAL E MÉTODO	30
3.1	MATERIAL	30
3.1.1	Animais	30
3.1.2	Ambiente e alimentação	30
3.1.3	Telas cirúrgicas	30
3.2	MÉTODO	32
3.2.1	Avaliação ética	32
3.2.2	Desenho experimental	32
3.2.3	Grupo de animais	32
3.2.4	Anestesia	34
3.2.5	Procedimento cirúrgico	34
3.2.6	Controle da dor pós-operatória	36
3.2.7	Eutanásia	36
3.2.8	Coleta de amostra	36
3.2.9	Parâmetros clínicos	38
3.2.9.1	Peso corporal dos animais	38
3.2.9.2	Avaliação macroscópica da cicatrização	38
3.2.10	Avaliação microscópica da cicatrização	39
3.2.10.1	Fase do processo inflamatório	40

3.5.10.2	Escore de inflamação	41
3.5.10.3	Análise quantitativa do colágeno	42
3.2.11	Avaliação tensiométrica da cicatrização	44
3.2.11.1	Deformidade máxima dos tecidos (DMT) e tensão de ruptura (TR)	44
3.2.12	Análise estatística	46
4	RESULTADOS	47
4.1	EVOLUÇÃO CLÍNICA	47
4.2	VARIAÇÃO DO PESO DO ANIMAL	47
4.3	AVALIAÇÃO MACROSCÓPICA DA CICATRIZAÇÃO	47
4.4	AVALIAÇÃO MICROSCÓPICA DA CICATRIZAÇÃO.....	49
4.4.1	Processo inflamatório (HE) e escore inflamatório	49
4.4.2	Quantificação do colágeno (PRS)	50
4.5	AVALIAÇÃO TENSIO MÉTRICA DA CICATRIZAÇÃO	53
4.5.1	Deformidade máxima dos tecidos (DMT) e tensão de ruptura (TR)	53
5	DISCUSSÃO	55
5.1	O ANIMAL DE EXPERIMENTAÇÃO	55
5.2	AS TELAS CIRÚRGICAS	55
5.3	VARIAÇÃO DO PESO DO ANIMAL	56
5.4	AVALIAÇÃO MACROSCÓPICA DA CICATRIZAÇÃO	57
5.5	AVALIAÇÃO MICROSCÓPICA DA CICATRIZAÇÃO	60
5.5.1	Estudo do colágeno – coloração Picrosirus Red	61
5.6	AVALIAÇÃO TENSIO MÉTRICA DA CICATRIZAÇÃO	62
6	CONCLUSÕES	65
	REFERÊNCIAS	66
	ANEXO	76
	APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	77

1 INTRODUÇÃO

A cirurgia da parede abdominal ganhou destaque e interesse nos últimos anos, tanto dos pesquisadores, quanto da indústria. No século passado, se tornou claro que os biomateriais são necessários para o reforço e união das bordas dos tecidos e da integridade da parede abdominal, canal inguinal, parede torácica, etc., para evitar também as recidivas da solução de continuidade, prevenindo as infecções com satisfatória regeneração dos tecidos (STEICHEN e RAVICH, 1982).

O procedimento baseado no conceito sem tensão na parede abdominal, com uso de telas, prevê reforçar as fáscias musculares ou o local de passagem do conteúdo da hérnia, na intenção de substituir, preencher ou formar novos tecidos, de maneira eficaz, sem prejuízo metabólico e funcional (KIUDELIS et al., 2007).

A implantação de um polímero entre os tecidos de um organismo, cria uma reação inflamatória inespecífica, onde estão envolvidos macrófagos, fibroblastos, neutrófilos e muitas outras células de defesa (COTRAN, KUMAR, COLLINS, 2000). Podem ocorrer processo exsudativo, granuloma tipo corpo estranho, aderências peritoneais, e até uma resposta imunológica de hipersensibilidade do organismo, expulsando material, predispondo à infecção e deiscência, induzindo a alteração no processo de cicatrização (MILLER, 1973).

No processo de cicatrização, onde ocorre a perda de continuidade e fragilidade no tecido, como nas hérnias incisionais, podemos usar as telas cirúrgicas para reforço. Porém estas agem como corpo estranho podendo induzir reações, como rejeição e infecção. Na correção dos grandes defeitos da parede abdominal, quando não é possível evitar o contato das alças intestinais com a tela, pode haver lesões intestinais. Isto levou ao desenvolvimento de novas telas que causam menor agressão aos órgãos intra-abdominais e com menos reação inflamatória (KIUDELIS et al., 2007; JACOB, 2007).

Diferentes tipos de telas foram sendo usadas com muita frequência na prática cirúrgica em inúmeras situações. Estas telas podem ser divididas em três grupos: absorvíveis, não absorvíveis e parcialmente absorvíveis. Telas absorvíveis (ácido poliglicólico, poligalactina e outras) são usadas para prevenção de injúria intestinal, na radioterapia, nas lesões renais, hepáticas e esplênicas, no tratamento de

prolapso retal, no reparo de hérnia esofagiana e para hemostasia. Telas não absorvíveis e parcialmente absorvíveis, Prolene®, Mersilene®, Vypro®, Ultrapro® e outras são usadas para reparo de diferentes defeitos de parede abdominal. (D'ACAMPORA, et al., 2006; KIUDELIS et al., 2007).

Estudos de desenvolvimento vêm sendo empregados, para se obterem uma tela mais próxima do ideal, quimicamente inerte, não carcinogênica, macroporosa (poros maiores de 75μ), resistente, maleável e com baixa densidade, custo e taxa de infecção. A força tênsil e a elasticidade são importantes na manutenção do conteúdo abdominal e interatividade com seus movimentos, sem causar desconforto (SCHER et al., 1980; LAMB et al., 1983).

Recentemente PASCUAL et al. (2008), SCHUG-PASS et al. (2008), BARONCELLO et al. (2008) e ARAÚJO et al. (2009) contribuíram no conhecimento da biocompatibilidade e a resposta tecidual do organismo com as telas cirúrgicas modernas, na correção de defeitos da parede abdominal.

O surgimento de novas gerações de telas cirúrgicas tem beneficiado o processo de cicatrização, tanto nos casos de perda de substância orgânica, como na fragilidade de parede abdominal, entre outros. O avanço na tecnologia de materiais de síntese oferece mais opções, com resultados mais satisfatórios e tecido cicatricial mais resistente, maior flexibilidade e com grau mínimo de aderências, mantendo a fisiologia e a dinâmica da parede abdominal.

O propósito deste estudo é analisar, em modelo experimental de defeito de parede abdominal, o desempenho de duas telas cirúrgicas modernas de composições diferentes, no processo de cicatrização e dos defeitos produzidos.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo geral:

Analisar o processo de cicatrização de defeitos da parede abdominal de ratos, quando corrigidos pelo emprego de duas telas cirúrgicas, de composição diferentes - uma não absorvível, de polipropileno associado a poliglicaprone, outra mista de polipropileno de baixa densidade, polidioxanona e celulose oxidada regenerada, fixadas com sobreposição.

1.1. 2 Objetivos específicos:

- ❖ Comparar o desempenho das duas telas cirúrgicas quanto aos parâmetros macroscópicos do processo de cicatrização (hematomas; aderências; infecção; fístulas e hérnias) quando pesquisados no sétimo e no vigésimo oitavo dia de pós-operatório.
- ❖ Comparar o desempenho das duas telas cirúrgicas quanto aos parâmetros microscópicos do processo de cicatrização (Escore de inflamação; análise quantitativa e qualitativa do colágeno incorporado) quando pesquisado no sétimo e vigésimo oitavo dia de pós-operatório.
- ❖ Comparar o desempenho das duas telas cirúrgicas quanto a resistência tênsil da junção tela-parede abdominal através de parâmetros tensiométricos (Deformidade Máxima dos Tecidos; Tensão de Ruptura) quando pesquisados no sétimo e vigésimo oitavo dia de pós-operatório.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Reparo tecidual

BALLANTYNE (1983) descreve como fundamentos da síntese cirúrgica, que a sutura além de ser livre de tensão, não deve conter hematoma, necrose tecidual ou infecção. Nos estágios iniciais da cicatrização há presença de sangue e linfa, que forma o coágulo e a tela de fibrina. Em seguida os neutrófilos e macrófagos limpam o tecido necrótico e debris. Há aumento dos capilares e tecidos de granulação, e proliferação de fibroblastos na fase de fibroplasia, com maturação crescente do colágeno. O retorno da integridade da ferida pode ser quantificado por medida da resistência tênsil, resistência ao rompimento, ou medida de colágeno. A análise deste parâmetro revela-se como modelo na cicatrização de tecidos, não somente no intestino, mas em todos os tecidos.

HERING, GABOR E ROSENBERG (1993) citam no seu tratado, que os tecidos respondem ao trauma cirúrgico através de uma reação inflamatória, que se inicia logo após a lesão e faz parte do processo normal de cicatrização; sabe-se que, nos primeiros três a quatro dias após a sutura, a reação tecidual é da mesma natureza (inflamação exsudativo inespecífica) independentemente do material de síntese utilizado. Na primeira fase da cicatrização, ou fase inflamatória aguda, a lesão causa sangramento e a resposta é a hemostasia, formando coágulo, com exsudação de líquidos e proteínas plasmáticas, migração de leucócitos, principalmente neutrófilos, por diapedese, e transmigração para o interstício (SPRINGER, 1994). Na segunda fase, há proliferação celular, com angiogênese, proliferação fibroblástica e epitelização. Na terceira fase, há formação do tecido conjuntivo de granulação, pela presença de fibroblastos, produzindo matriz extracelular, colágeno e glicosaminoglicanos. Na quarta fase, da contração, caracteriza-se pela aproximação das bordas através dos miofibroblastos. Finalmente na quinta fase, há remodelação (KOHN, 1992).

Logo, a cicatrização de feridas envolve processo inflamatório, regeneração, migração e proliferação de células parenquimatosas e conjuntivas, formação de colágeno e finalmente o restabelecimento da resistência da ferida (WEISSMAN, 1992).

Ocorrendo a injúria no tecido conjuntivo, pelos estímulos endógenos e exógenos, surgem no organismo sinais cardeais de inflamação: rubor e calor, pela vasodilatação que aumenta o fluxo sanguíneo, mediada por histamina, serotonina, bradicinina, prostaglandinas e óxido nítrico; edema e dor, pelo aumento da pressão hidrostática; além da perda de função, descrito como o quinto sinal clínico (COTRAN,1993; COTRAN, KUMAR, COLLINS, 2000).

2.2 Partes da história das telas

O primeiro relato na literatura do uso de prótese no reparo de hérnia, foi feito por PHELPS (1894), que usou uma moeda de prata no canal inguinal, este material provocou reação por corpo estranho e fibrose, e aumentou o reforço da parede. WITZEL (1900) e GOEPEL (1928), na Alemanha, desenvolveram a tela de prata; esta foi a primeira prótese a ser usada rotineiramente no reparo de hérnias. MEYER (1902) e BARTLETT (1903) foram os primeiros a relatar o uso desta prótese na literatura americana. O uso desta tela predominou até meados do século XIX, tendo sido a prótese que mais tempo sobreviveu até hoje. Devido ao desconforto, perda da inércia dos tecidos, endurecimento, reação fibrosa, formação de cistos, e fístulas, este material foi gradativamente abandonado.

Gaze de tântalo, material de tela introduzido por BURKE em 1940, por ser maleável e apresentar boa resistência tênsil, se tornou popular em cirurgia de hérnias após os relatos publicados por THROCKMORTON (1948), KOONTZ (1948), DOUGLAS (1948), LAM, SZILAGYI, PUPPENDAHL (1948). Havia um bom crescimento do tecido fibroso, infiltrando e incorporando a tela, formando uma nova e forte parede abdominal no local da hérnia, sendo na época, a melhor opção disponível no mercado. Devido á fragmentação do material á longo prazo, por fratura de fadiga, e á perda progressiva da resistência, a tela deste material foi abandonada.

BABCOOK começou a usar as telas de aço em 1952, com ótimos resultados. PRESTON e RICHARDS (1973) relataram excelente durabilidade, boa resistência tênsil e pouca reação a corpo estranho. Havia boa incorporação tecidual e pouca formação de aderências. Como esta tela, uma vez incorporada aos tecidos interfere com a ressonância magnética, ela caiu em desuso.

No final da década de 50, KOONTZ e KIMBERLY (1959) e PONKA, WYLIE, CHAIKOF (1959), assinalaram a grande necessidade em cirurgia, de algum material não metálico, não absorvível, que pudesse ser usado em suturas e em próteses, que não causasse problemas na presença de infecção.

Em 1949, LEVEEN e BARBERIA estudaram a reação tecidual do Teflon em cães, colocando pequenos objetos revestidos de Teflon na cavidade peritoneal e notaram, após variados intervalos, que os materiais ficaram livres, com pouca reação a corpo estranho, sem reação inflamatória, e sem evidência de reação tecidual. Uma pequena camada de fibroblastos maduros envolvia os materiais, e a superfície era livre de proteínas absorventes. Baseado nisso, algumas aplicações práticas foram propostas para as telas de Teflon. Com estudos posteriores, notou-se que a tela não era incorporada pelos tecidos e não tolerava infecção, tendo caído em desuso.

A tela de polyester foi desenvolvida em 1939 e lançada no mercado em 1950 com os nomes comerciais de Dacron® e Mersilene®. ABDUL-HUSN em 1974, descreveu esta tela como fina, forte, flexível, durável, moderadamente elástica, e autoclavável; ainda podendo ser cortada pelo cirurgião com tesoura, de qualquer forma desejada. Esta tela acumulou boa experiência em cirurgias, e foi a primeira tela não metálica a se tornar popular, embora, nos dias de hoje, tenha sido substituída pela tela de polipropileno.

USHER & WALLACE introduziram a tela de polipropileno em 1958, com o nome de Marlex 50®, em 1960, publicou os primeiros resultados com muitas vantagens óbvias sobre qualquer tipo de tela metálica, em uso naquele momento. Era mais flexível, sem a desvantagem da fragmentação, tolerante, podendo ser usada na virilha sem desconforto; e resistente à infecção. O uso desta tela cresceu rapidamente e vários relatos apareceram na literatura. PEACOCK (1989), em editorial, na revista *The American Journal of Surgery*, concluiu que o esforço para reparar hérnias, pela aproximação e sutura dos tecidos, deveria ser abandonado. Os conceitos modernos biológicos, nos quais são baseados os reparos das hérnias adquiridas durante a idade adulta, preconizam a colocação da tela, evitando a tensão.

A tela de polipropileno tem tido grande impacto na cirurgia nos últimos 35 anos, muitos pacientes tem tido suas vidas melhoradas pela colocação deste

material, em operações complexas. Por estas e outras razões esta tela é a mais popular e bem avaliada até hoje.

Politetrafluoroetileno é um polímero fluorado, descoberto acidentalmente em 1941 por PLUNKKET. Em 1967, SHIZABURO OSHIGE descreveu o processo de expansão do politetrafluoretileno. GORE, em 1976, nos Estados Unidos melhorou a técnica de expansão e introduziu-o no mercado com o nome comercial de Gore-Tex®. Este material tem flexibilidade, maciez, resistência, e permite a infiltração celular, com mínima reação por corpo estranho. Em 1993, BERLINIER relatou sua experiência com 350 operações de hérnia inguinal com politetrafluoretileno expandido, com colocação de tela, sem tensão e anestesia local. Com follow-up de 41,8 meses, houve quatro recidivas (1,1%). A infecção da tela foi insignificante (0,29%), tendo havido a necessidade de remover uma tela pela presença de um trajeto de fístula persistente. BAUER em 1987, teve infecção nesta tela de 7,1%, com necessidade de sua retirada.

Cirurgiões, entretanto, não se encontram completamente satisfeitos, e continuam junto com bioengenheiros, outros profissionais no desenvolvimento e melhoria dos biomateriais, para reparos e reconstruções teciduais em cirurgia.

O papel definitivo destes biomateriais na moderna cirurgia está ainda evoluindo e o acompanhamento de longo prazo é necessário para que isso se realize plenamente.

2.3 Estudos das telas cirúrgicas

SHER, POLLACK, PAULIDES e MATSUMOTO em 1980, constataram em seus estudos que o uso de telas colocadas no interior da cavidade peritoneal tinha indicações restritas, como perdas importantes de tecidos, onde se tornava extremamente difícil a reconstrução exclusivamente com tecidos autólogos. Tendo como objetivo comparar a formação de aderências intra-abdominais, utilizaram trinta ratos Wistar, divididos em três grupos de dez animais. Em um grupo foi fixada internamente á parede abdominal uma tela de polipropileno; em outro grupo fixou-se tela de PTFE (politetrafluoretileno expandido), o terceiro grupo não teve implante de tela. Após seguimento de 70 dias, os autores concluíram que ambas as telas

propiciaram semelhante formação de aderências e tornaram-se mais firmes a partir da sexta semana de pós-operatório.

LAMB, VITALE e KAMINSKI (1983) confeccionaram em 45 coelhos, dois defeitos de parede abdominal total de 2x2 cm, contralaterais ao músculo reto abdominal. Para a correção de um lado do defeito usou-se um retalho vascularizado do músculo oblíquo externo e no outro lado usou-se respectivamente polipropileno, PTFE e poliglactina, em cada grupo. Histologia e resistência tênsil dos tecidos foram analisados após 3 e 12 semanas. A tela de poliglactina teve maior reação inflamatória e de corpo estranho com 3 semanas, e menor depósito de colágeno após 12 semanas, associado a perda significativa da força tênsil ao final do mesmo período. Já a tela de polipropileno teve resistência tênsil superior, com três semanas; mas com 12 semanas foi equivalente à de PTFE e ao grupo controle. Concluíram que a tela de poliglactina não é adequada para ser usada como substituto fascial total, em definitivo.

MARMON, VINO CUR, STANDIFORD, WAGNER, DUNN e WEINTRAUB (1985) realizaram experimentos com telas de ácido poliglicólico em 211 ratos *Sprague-Dawley*, nos quais fizeram um defeito de 1,2 x 1,2 centímetros na porção central da parede abdominal. Os animais foram divididos em dois grupos de 96 animais, realizou-se a rafia do defeito com fio de ácido poliglicólico 4.0; no outro grupo com fio de ácido poliglicólico 4.0 e colocação de tela de ácido poliglicólico de 2x5 cm sobre a linha de sutura. Os animais foram mantidos por até 5 semanas. Comparou-se força tênsil entre os grupos de simples rafia e de reforço com tela; sendo significativamente maior neste grupo após três semanas, e se igualando depois. Concluíram que a tela de ácido poliglicólico é totalmente reabsorvida em 90 dias, tendo força tênsil inicial alta, mas se mantém por apenas cerca de quatro semanas após o implante.

BRENT, BROCK, HARRISON, CHARLES, KENT, SING e HENIFORD (2003) compararam as telas cirúrgicas de polipropileno e de dois tipos de politetrafluoretileno expandido na formação de aderências intra-abdominais. As telas cirúrgicas foram suturadas no peritônio intacto da parede abdominal lateral de coelhos. A taxa de formação de aderências foi avaliada por meio da visualização direta, por microlaparoscopia após sete dias, três semanas, nove semanas e dezesseis semanas do implante. Como resultado, a tela de polipropileno apresentou escore de aderências significativamente maior ($p=0,003$) que as duas outras telas.

Os autores concluem que o tamanho dos poros da tela é crítico no desenvolvimento e manutenção das aderências abdominais. Os macroporos da tela de polipropileno promovem a formação de aderências, enquanto os microporos da tela de politetrafluoretileno atuam como barreira para as aderências.

KIUDELIS, JONCIAUSKIENE, DEDUCHOVAS, RADZIUNAS, MICKEVICIUS, JANCIAUSKAS, PETROVAS, ENDZINAS e PUNDZIUS (2007) compararam os efeitos de diferentes tipos de malhas cirúrgicas na formação de aderências pós-operatórias em coelhos. Foram utilizadas as telas cirúrgicas de Prolene®, Mersilene®, Vypro®, Proceed® e Politetrafluoretileno expandido (PTFE). Foram avaliadas trinta dias após sua implantação em parede abdominal. Os resultados mostraram um grau de aderência significativamente maior com as telas cirúrgicas Prolene®, Mersilene® e Vypro®, quando comparadas às telas cirúrgicas Proceed® e PTFE. A conclusão foi que as telas cirúrgicas Prolene®, Mersilene® e Vypro® não são recomendadas para uso intraperitoneal em operações de hérnia, devido ao alto grau de formação de aderências com risco de oclusão intestinal.

BELLÓN, RODRÍGUEZ, GARCÍA-HONDUVILLA, PASCUAL e BUJÁN, (2007) demonstraram, em estudo experimental em coelhos, que as telas de baixa densidade, parcialmente absorvíveis para reparação de hérnia, apresentaram vantagens em relação às telas não absorvíveis. Após 90 dias da implantação da tela cirúrgica na correção da hérnia ventral do coelho, pouco ou nenhum material absorvível da tela permanecia. A infiltração tissular e o depósito de colágeno tipo I na tela foram ótimos. Não houve comprometimento da resistência mecânica.

PASCUAL, RODRÍGUEZ, GOMEZ-GIL, GARCÍA-HONDUVILLA, BUJÁN, e BELLÓN, em 2008 fizeram um estudo experimental com coelhos, provocando uma hérnia ventral em parede anterior dos mesmos. Avaliaram a incorporação tissular e depósito de colágeno 14 dias após implantação de telas cirúrgicas de baixa densidade, no defeito provocado. Concluíram que as telas de baixa densidade, com largura dos poros maior que três milímetros, induziram a uma boa deposição de colágeno com maior depósito de colágeno tipo III, e rápida conversão para colágeno tipo I.

SCHUG-PASS, TAMME, SOMMERER, TANNAPFEL, LIPPERT, e KÖCKERLING (2008) estudaram duas telas - a tela de polipropileno revestida de titânio e de baixa densidade (Ti Mesh®), e a tela de politetrafluoretileno expandida (GoreTex®) - em cirurgia endoscópica de reparação de hérnia em suínos. Os

resultados mostraram maiores aderências e maior contração com a tela de politetrafluoretileno expandido. Os autores concluem que a tela de polipropileno revestida de titânio é claramente superiores á PTFE em termos de biocompatibilidade e mais adequado para reparo das hérnias abdominais.

ARAÚJO, CZECZKO, RIBAS FILHO, MALAFAIA, BUDEL, BALDERRAMA, ZIMMERMANN e DIETZ (2009) avaliaram dois tipos de telas cirúrgicas colocadas em cavidade peritoneal em 16 coelhos, com avaliação 30 dias e 60 dias após o implante. Usou-se uma tela de poliéster, revestida em uma das faces por colágeno, e uma tela de polipropileno recoberta por ácido poliglicólico. Avaliou-se a macroscopia, o depósito de colágeno e a imunomarcação tecidual pelos anticorpos MMP-1, MMP-8 MMP-13. Os resultados demonstraram que as duas telas utilizadas tiveram comportamento semelhantes quanto ao reparo dos defeitos cirúrgicos da parede abdominal ventral do abdome de coelhos.

BARONCELLO, CZECZKO, MALAFAIA, RIBAS-FILHO, NASSIF e DIETZ em 2008 compararam as telas Parietex® e Surgisis® em 16 coelhas. Foram feitos orifícios triangulares, de 2 X 2,5 centímetros nos flancos da parede abdominal dos animais, envolvendo músculo, aponeurose e peritônio. Cada defeito de cada flanco foi corrigido com um tipo diferente de tela no mesmo animal. Oito coelhas foram estudadas com 30 dias e oito com 60 dias. As duas telas provocaram erosões de pele, mas não houve nenhum caso de hérnia incisional. As aderências ocorreram nos dois tipos de telas; o processo inflamatório ocorreu, de maneira semelhante em ambos os grupos; o colágeno tipo III foi mais intenso com 60 dias; a remodelação do colágeno com produção da enzima MMP8 foi maior com a tela Parietex®. Como conclusão, as duas telas foram eficientes na correção de hérnias incisionais.

ATTILA, YASEMIN, BILENSOY, YORGANCI, ÇALIS, SARIBAS e KAYNAROGLU, V., em 2009, estudaram as infecções que ocorrem com o uso das telas. Foram usados 32 ratos, divididos em quatro grupos de oito. No primeiro grupo foi usado somente a tela de polipropileno; no segundo, polipropileno e antibiótico (teicoplanina); no terceiro, polipropileno com Triclosan, no quarto, polipropileno com Triclosan e Chitosan. Chitosan é um gel que libera medicamentos por sete dias, tem ação hemostática, estimula o sistema imune, tendo ainda ação antiviral e antibacteriana para gram positivos e negativos.

As telas foram contaminadas antes da cirurgia com suspensão de concentração padrão de S. Aureus. Após incisão na região inguinal a tela foi

colocada abaixo do músculo oblíquo externo e fixada com polipropileno 4-0, sem abertura do peritônio. No oitavo dia, a tela era retirada, macerada e semeada em meio de cultura. Macroscopicamente foi achada infecção nos grupos um (pus), dois e três (pus e necrose). No grupo quatro não houve infecção. Como conclusão, os autores acharam que o uso de Chitosan e Triclosan foi efetivo na redução da aderência das bactérias à tela de polipropileno, prevenindo infecções, e dispensando o uso profilático de antibiótico.

ZINTHER, WARA e FRIIS-ANDERSEN (2010b) analisaram a redução do tamanho das telas colocadas intraperitonealmente por laparoscopia em 16 ovelhas. Quatro telas, cada uma com tamanho 10x10 cm, duas de polyester e duas de polipropileno e fixadas com tachas, tanto absorvíveis como inabsorvíveis. Com 3, 6, 12, e 18 meses, quatro animais eram novamente submetidos à laparoscopia e medidos o tamanho da tela e feita biópsia aleatória para exame histológico. O estudo mostrou que as telas de polyester apresentaram maior encolhimento (41% contra 20%) que as telas de polipropileno nos terceiro mês; no sexto mês (42% x 20%); no décimo segundo mês (47% x 15%); no décimo oitavo mês (46 x 26%). A reação por corpo estranho foi maior na tela de polyester. Os autores concluem que o encolhimento da tela foi proporcional ao processo inflamatório.

GROMMES, BINNEBÖSEL, KLINK, VON TROTHA, JUNGE e CONZE (2010) estudaram a fixação das telas em 36 suínos, divididos em quatro grupos. Foi implantada tela de polipropileno com poliglecaprone no espaço pré-peritoneal. No primeiro grupo, a tela foi fixada com fio inabsorvível (prolene 2-0); no segundo, a tela foi fixada com fio absorvível (vicryl 2-0); no terceiro, a tela foi fixada com fibrina selante (Quixil®). No último grupo, não houve fixação. As próteses foram retiradas após 7, 14 e 56 dias, e foram medidos o tamanho e a posição. Analisadas a tensiometria e a proporção de colágeno tipo VIII, para ver a integração da tela. Como resultado não houve deslocamento ou migração das telas. Houve redução do tamanho equivalente entre os grupos. A proporção colágeno tipo VIII aumentou com o tempo, em todos os grupos independentemente da fixação usada. Os autores concluíram que, nos reparos abertos das hérnias com telas na posição pré-peritoneal, a fixação para a prevenção do deslocamento ou migração parece ser desnecessária.

ARSLANI, PATRLJ, KOPLJAR, RAJKOVIC, ALTARAC e PAPES em 2010, estudaram uma nova tela de material absorvível e compararam com a tela de polipropileno. No estudo de 78 ratos, com implante de telas na região inguinal; 40 ratos foram implantados com tela de polipropileno, com tamanho de 2 x 1,5 centímetros e 38 ratos foram implantado com tela absorvível, de dois componentes da fibrina diferentes. Após 30 dias, foram retiradas as telas para estudo macroscópico e microscópico. Houve maior sangramento nos ratos com tela de polipropileno; foi encontrado mais tecido colágeno e menor reação inflamatória nos ratos com tela absorvível. Os autores concluem que a tela absorvível de fibrina resulta em menor processo inflamatório e com maior deposição de colágeno.

ORENSTEIN, SABERSKI, KLUEH, KREUTZER e NOVITSKY, em 2010 estudaram a importância dos mastócitos nas reações inflamatórias e na formação de colágeno, com implante de diferentes segmentos de 5 mm de telas de polipropileno de alta densidade (Trelex®), de média densidade (Prolite®), baixa densidade (Ultrapro®), e polyester com macroporos tridimensionais (Parietex®). As telas foram colocadas em dorso de 20 camundongos, tratados com cromalina para estabilização dos mastócitos. Duas semanas após o implante todas as telas foram retiradas e estudadas microscopicamente. Como resultado, a inflamação foi menor nas telas de maior porosidade. O uso da cromalina resultou em uma redução significativa de fibrose em todos os grupos. Os autores demonstraram a importância dos mastócitos nas reações às telas, bem como do seu bloqueio com cromalina como fator redutor de fibrose e inflamação.

PUNDEK em (2009), estudou as telas Ultrapro® e Proceed® em defeitos abdominais em ratos, analisados em 15 e 30 dias. Na macroscopia o fechamento total dos bordos da sutura foi maior no grupo Ultrapro® com 15 dias, já com 30 dias, foi igual nos dois grupos. Os dois grupos tiveram a mesma proporção de casos na fase de inflamação crônica; mas houve maior escore de inflamação com Ultrapro® aos 15 dias do que aos 30 dias. O grupo Ultrapro® mostrou força de ruptura maior que o grupo Proceed® em 15 dias; sem manter a diferença aos 30 dias. A tela Ultrapro® mostrou força de ruptura igual para os dois momentos; enquanto que a tela Proceed® mostrou força de ruptura maior aos 30 dias. Devido às poucas alterações encontradas e as semelhanças no desempenho das telas, os autores concluíram que mais estudos devem ser realizados para melhor avaliação.

MELMAN, JENKINS, HAMILTON, BENDER, BRODT, DEEKEN, GRECO, FRISELLA e MATHEWS, em 2011, estudaram telas de polipropileno monofilamentar de alta e baixa densidade e de politetrafluoretileno. Compararam a resposta biomecânica e histológica em 27 suínos, com 1, 3 e 5 meses, após o reparo de hérnias incisionais, previamente confeccionadas por defeitos bilaterais de 4 x 4 centímetros, na parede abdominal anterior, com ressecção da aponeurose e da musculatura. Após 21 dias, os animais foram reoperados, e foi corrigido o defeito com duas telas 8 X 10 centímetros. A tensiometria não mostrou diferença entre as telas; porém a maior resistência ocorreu no 1º mês; a seguir houve uma pequena queda. Também não houve diferença estatística na inflamação, fibrose, crescimento tecidual, ou reação por corpo estranho. A inflamação diminuiu significativamente do primeiro para o terceiro mês.

SABERSKI, ORENSTEIN, NOVITSKY, em 2011, estudaram o anisotropismo das telas. A elasticidade e resistência são diferentes, conforme o lado ou eixo. Os autores acreditam que este fator contribuiu na recorrência, no desconforto e dor no pós-operatório. O abdome apresenta também anisotropismo; o eixo crânio-caudal apresenta a metade da resistência e o dobro da elasticidade que o eixo lateral. Os autores acreditam que, quando do implante das telas no abdome, a orientação influencia nos resultados. No eixo crânio-caudal, há necessidade de telas com maior elasticidade. Seis telas foram testadas, de polipropileno (Trex®), Prolife®, Ultrapro®), de polyester (Parietex®), e de politetrafluoretileno (Dualmesh®, Infnit®). As telas foram colocadas no tensiômetro e testadas nos eixos longitudinais e transversais. Como resultado, cinco das seis apresentaram significativo anisotropismo; a Ultrapro® e a Infnit® exibem doze a vinte vezes a diferença entre o eixo longitudinal e transversal. Nas telas Trex®, Prolite® e Parietex® esta diferença foi de 2,3 a 2,4 vezes entre os eixos. A Dualmesh® não apresentou alteração. Os autores concluíram que a literatura não tem apreciado o anisotropismo das telas; e que, conforme a colocação do eixo, pode contribuir para os resultados negativos nas herniorrafias. Relataram ainda que os fabricantes deveriam informar qual o eixo de maior elasticidade, para poder orientar o cirurgião na hora da colocação das telas.

GRUBER-BLUM, PETTER-PUCHNER, BRAND, FORTELYNY, WALDER, OHLINGER, KOENIG e REDL em 2011, estudaram três tipos de materiais antiadesivos, para evitar a formação de aderências. Utilizaram 32 ratos, divididos em

quarto grupos. Os animais foram operados e na parede anterior do abdome foi criado um defeito de 2x2 centímetros corrigido pela fixação de tela de polipropileno com quatro pontos. A seguir, a tela foi revestida internamente com SurgiWrap® no primeiro grupo; Prevald® no segundo grupo; e Seprafilm® no terceiro. O quarto grupo foi o grupo controle. Todos os três adesivos foram fixados com selante de fibrina. Feita a avaliação em 30 dias, estudadas a macroscopia, e microscopia. No grupo controle, foram encontradas muitas aderências. Prevald® e Seprafilm® induziram poucas aderências. Boa integração da tela em todos. Não houve a formação de seromas e abscessos. Não houve diferença entre o grupo controle e os outros, em relação à reação de corpo estranho. A fibrina selante e os três tipos de antiadesivos estavam degradados após 30 dias; não sendo detectados macroscopicamente e microscopicamente. Como conclusão, os grupos com Prevald® e Seprafilm® apresentaram significativa redução na formação de aderências, quando comparados com o controle.

BELLOWS, WHEATHEY, MOROZ, ROSALES e ORICI, em 2012, estudaram as telas biológicas usadas nos locais frequentemente contaminados. Utilizaram 18 ratos, divididos em três grupos de seis. No primeiro grupo, foi usada a tela de derme humana acelular (ADM). No segundo, a tela de submucosa de intestino delgado de porcos (SIS). Ambos os materiais biológicos foram contaminados com *Pseudomonas aeruginosa*, na ferida operatória. No grupo controle se colocou soro fisiológico. As telas foram inseridas no dorso dos animais. Após 10 e 20 dias, as telas foram retiradas e analisadas as mudanças histológicas e bacteriológicas, assim com a resistência dos tecidos. As telas ADM e SIS, colonizadas, mostraram aumento da resposta inflamatória, com menor formação de neovascularização; como consequência, menor quantidade de células, no 20º dia de pós-operatório, quando comparadas com os controles. A contaminação não apresentou redução da resistência das telas. A tela de SIS apresentou menor elasticidade no grupo contaminado. Os autores concluem que a contaminação teve efeitos negativos na vascularização e proliferação celular. Somente o grupo de telas de submucosa de intestino delgado de porcos, apresentou redução da elasticidade.

BRODERICK, MCINTYRE, NOURY, STROM, PSOINOS, CHRISTAKAS, BILLIAR, HURWITZ, LALIKOS, IGNOTZ e DUNN, em 2012, estudaram três telas biológicas: Alloderm®, (derivado da derme humana de cadáver), Permacol® e

CollaMend®(derivado da matrix dérmica de porcos). Foram usadas para corrigir defeito produzido na parede abdominal de 1x3 centímetros. Aos 3, 7, 14, 30, 90, e 180 dias; a tela foi retirada para avaliação macroscópica, exame histológico, e tensiometria. Com a tela AlloDerm®, 40% desenvolveram seromas; Permacol®, 33%; e no grupo CollaMend®, 83%. No estudo histológico, foi encontrada no terceiro dia uma resposta inflamatória aguda em todos os animais. A infiltração celular foi mais rápida com AlloDerm®; moderada no Permacol®; e lenta no CollaMend®; com formação de cápsula nesta última. Na tensiometria, houve redução gradativa da resistência do primeiro ao sexto mês; a tela CollaMend® apresentou maior resistência, seguida da tela Permacol®, por fim a tela de AlloDerm®. Os autores concluem existir diferentes padrões de permeabilidade celular e vascular entre as telas biológicas testadas, sendo mais rápida na AlloDerm®, seguido de Permacol® e lenta no CollaMend®.

JACOB, SCHUG-PAB, SOMMERER, TANNAPFEL, LIPPERT e KÖCKERLING, em 2012, estudaram as telas de baixo peso (36 gramas/m²) e poros largos (1 mm) de polipropileno (Opilene®); e a tela de politetrafluoretileno de médio peso (70 gramas/m²), e poros de 2-3 mm (Infinet Mesh®). Foram utilizados 20 porcos, divididos em dois grupos. Foi colocada uma tela de 9x6 centímetros, em cada animal, por laparoscopia, na região inguinal, de maneira semelhante às hérnias inguinais, pela técnica extraperitoneal. Em 94 dias avaliaram-se a macroscopia, histologia, e imunohistoquímica. A tela Optilene® apresentou uma redução de 14,2% de seu tamanho original e a tela Infinet Mesh® de 24,7%. A quantidade de células inflamatórias foi considerada mínima, sendo de 11,2% na tela Optilene®; e de 13,9% para a Infinet Mesh®. A quantidade de CD68 foi maior na tela Infinet Mesh® (11,8% versus 5.6%) Os marcadores de apoptose, da matrix extracelular, do Fator Beta de Crescimento Transformador, e de colágeno tipo I foram semelhantes. Como conclusão, os autores atestaram biocompatibilidades semelhantes nas telas, com boa adesão. A tela de politetrafluoretileno (Infinet Mesh®) apresentou maior redução do tamanho. Este fator deve ser levado em consideração, quando se usar este produto.

3. MATERIAL E METODOS

3.1 MATERIAL

3.1.1 Animais

A amostra foi constituída de 34 ratos Wistar (*Rattus norvegicus albinus*, *Rodentia mammalia*) machos, com peso corpóreo entre 200 e 300g; sendo ratos jovens de 20 a 30 dias de vida, obtidos no Biotério da Universidade Positivo, em Curitiba. Os animais foram pesados e divididos de forma randomizada, em grupos e subgrupos. Todos foram identificados individualmente e mantidos em gaiolas de fibra de vidro, com no máximo cinco animais em cada gaiola.

3.1.2 Ambiente e alimentação

Os animais foram mantidos no ambiente de experimentação por pelo menos quinze dias antes do início do experimento, em salas climatizadas, com temperatura ambiente variando entre 18 °C e 20°C, umidade relativa do ar de 65%, com períodos artificialmente controlados de claro e escuro de 12 horas. Receberam ração comercial peletizada Nuvilab-CR1[®] (Nuvital-Curitiba/PR) *ad libitum*.

3.1.3 Telas cirúrgicas

Foram usados dois tipos diferentes de tela cirúrgica neste estudo.

A primeira é uma tela com macroporos composta por fios monofilamentares de baixa densidade, parcialmente absorvível, desenvolvida com uma combinação de partes iguais de polipropileno, material não absorvível, e poliglecaprone, material absorvível, demonstrada na foto 1 (Ultrapro[®], Johnson Johnson, USA)

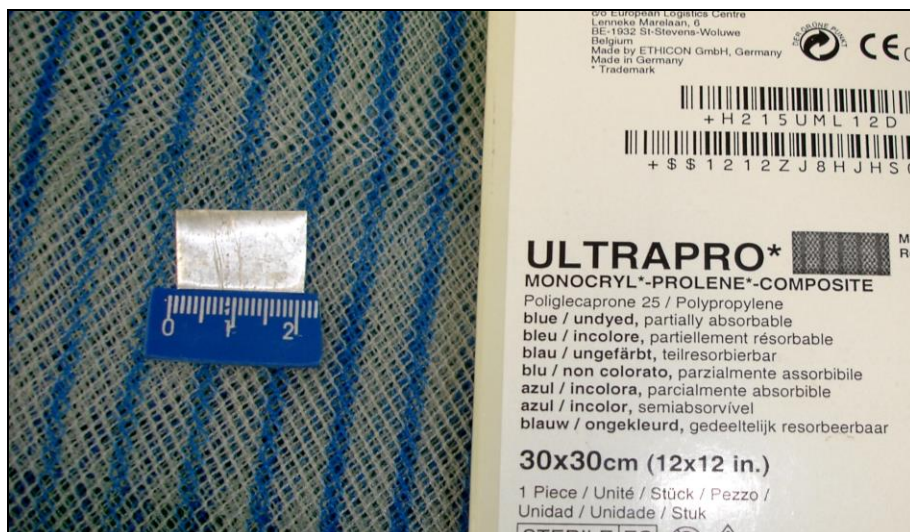


FOTO 1 – TELA CIRÚRGICA ULTRAPRO®

A segunda é uma tela macroporosa, composta por fios monofilamentares de polipropileno de baixa densidade (inabsorvível) e de polidioxanona (absorvível), associada a uma camada separadora de tecidos, composta de celulose oxidada regenerada (COR), matéria-prima de origem vegetal, ilustrada na foto 2 (Proceed®, Johnson-Johnson, USA).

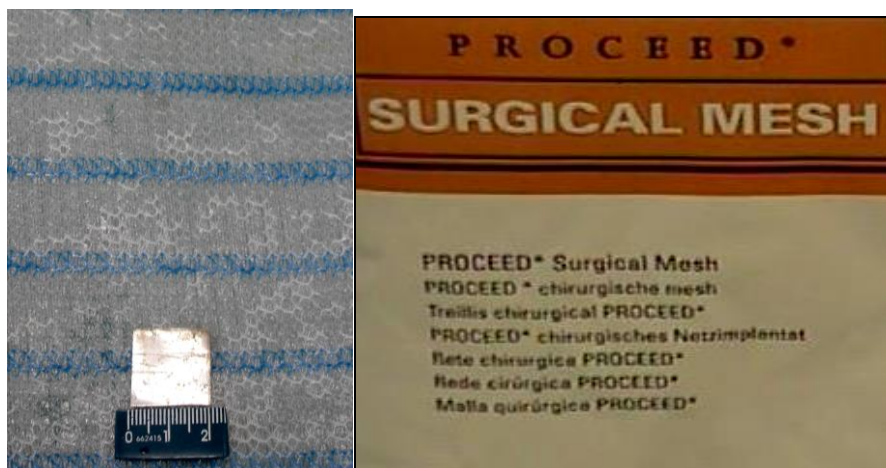


FOTO 2 – TELA CIRÚRGICA PROCEED®

3.2 MÉTODO

3.2.1 Avaliação ética

Este estudo foi realizado no Biotério e Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Positivo, e no Departamento de Biologia Celular no Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná. A execução do projeto foi iniciada após parecer de aprovação formal do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Positivo (Anexo 1). O trabalho obedeceu, em todas as fases, os princípios da experimentação animal, determinados pelo Canadian Council on Animal Care (1989) e Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA) (2000). As denominações anatômicas correspondentes do animal de experimentação seguiu a *Nomina Anatomica Veterinaria* (1983).

3.2.2 Desenho experimental

O número total de animais foi de 34, divididos em dois grupos, e quatro subgrupos como está demonstrado no fluxograma (FIGURA 1).

3.2.3 Grupos de animais (FIGURA 1):

- Grupo 1 (n=18) – utilizaram tela cirúrgica (2,5x3 cm) de polipropileno e poliglicaprone (Ultrapro®).
- Grupo 2 (n=16) - utilizaram tela cirúrgica (2,5x3 cm) mista de polipropileno, polidioxanona absorvível e COR (camada de celulose oxidada regenerada) (Proceed®).
- Subgrupo 1A (n=8) – foram submetidos a eutanásia com 7 dias após a cirurgia
- Subgrupo 1B (n=10) – foi submetido à eutanásia com 28 dias após a cirurgia
- Subgrupo 2A (n=8) – foi submetido à eutanásia com 7 dias após a cirurgia
- Subgrupo 2B (n=8) – foi submetido à eutanásia com 28 dias após a cirurgia

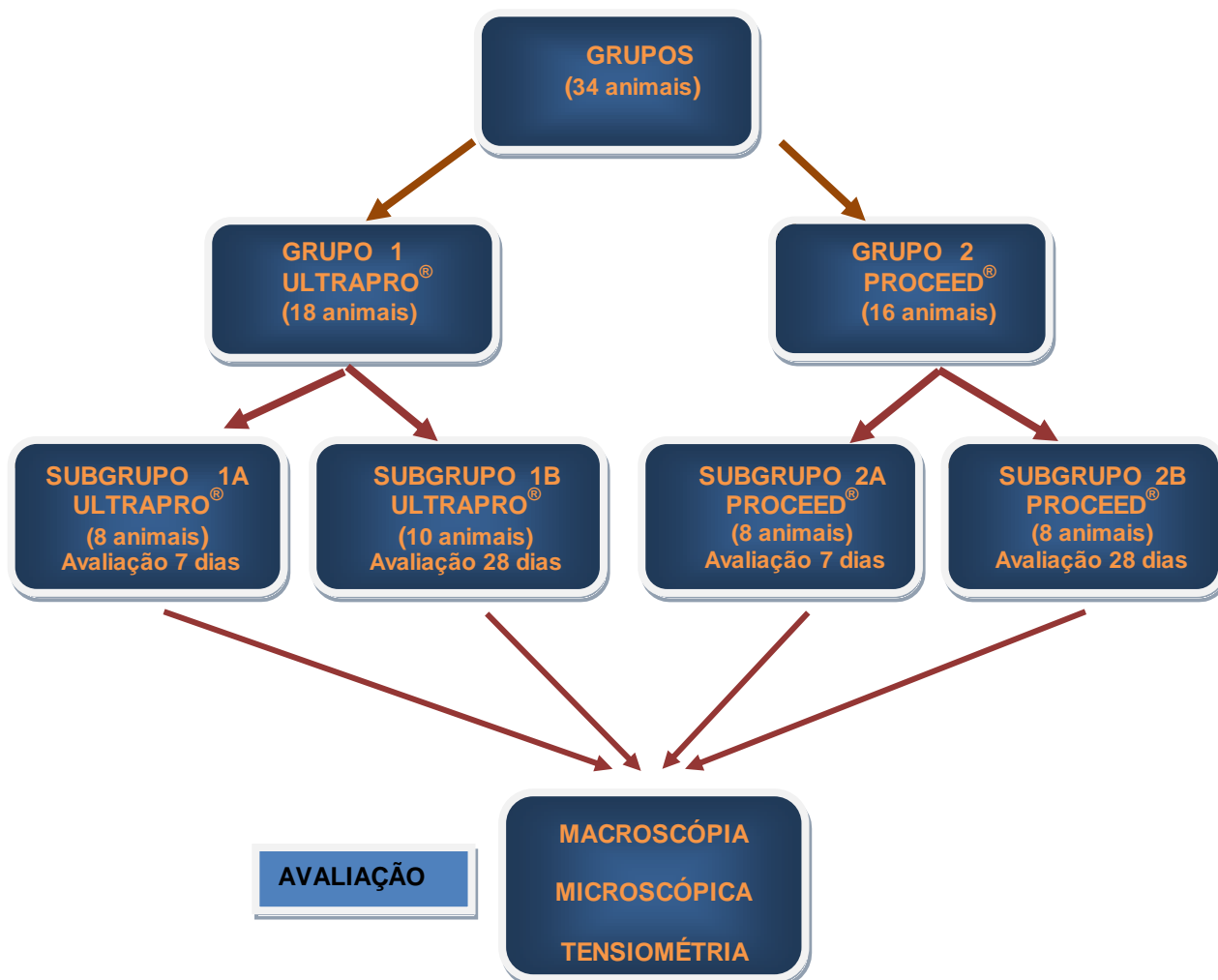


FIGURA 1- FLUXOGRAMA – DIVISÃO DOS ANIMAIS EM GRUPOS E SUBGRUPOS E TIPOS DE AVALIAÇÃO EXECUTADOS.

3.2.4 Anestesia

Os ratos foram sedados pela vaporização de Isoflurano em campânula de vidro, (FOTO 3). Após a sedação, o animal recebeu uma associação de 100mg/Kg de Cloridrato de Quetamina à 10%, com 10 mg/Kg de Cloridrato de Xilazina à 2%, por via intramuscular. Durante o procedimento cirúrgico, o plano anestésico foi mantido pela inalação de algodão umedecido em éter etílico e criteriosamente monitorado pelo cirurgião e auxiliar.



FOTO 3 - ANIMAL NA CAMPÂNULA VIDRO EM VAPORIZAÇÃO DE ISOFLURANO

3.2.5 Procedimento cirúrgico

Após a instalação do plano anestésico, os animais foram posicionados em decúbito dorsal. A depilação da região abdominal feita por arrancamento dos pêlos seguida pela limpeza/asepsia da pele com solução de álcool a 70%.

A técnica cirúrgica utilizada foi:

- a) Incisão longitudinal mediana da parede abdominal de 4cm de comprimento.
- b) Dissecção da pele e tecido subcutâneo, da aponeurose e músculo reto da parede abdominal ventral, até a borda lateral do abdome.

- c) Ressecção de fragmento da parede abdominal, contendo aponeurose, músculo e peritônio parietal sobre a linha mediana, utilizando molde metálico de 2,0 x 1,5 centímetros (FOTO 4); para padronização do defeito a ser produzido (FOTOS 5 e 6).

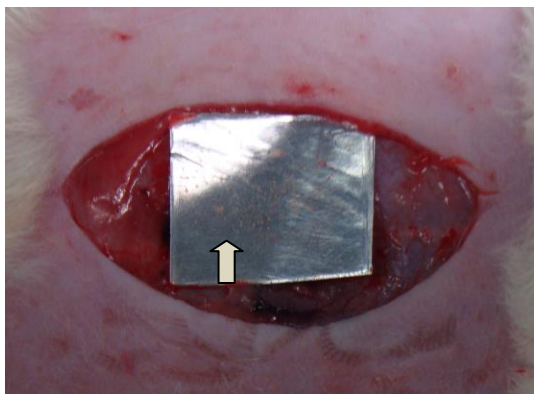


FOTO 4 - PLACA DE METAL (MOLDE) PARA MARCAR DEFEITO NA PAREDE ABDOMINAL DE RATO

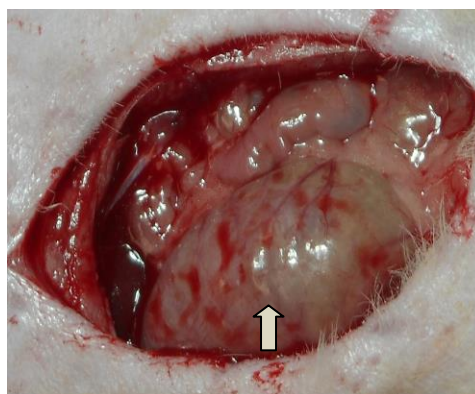


FOTO 5 - DEFEITO PRODUZIDO NA PAREDE ABDOMINAL DE RATO

- d) A fixação da tela cirúrgica (FOTO 6) foi com fio de polipropileno nº 4-0 com quatorze pontos separados com sobreposição, no local do defeito produzido na parede abdominal. No grupo Proceed®, a tela (2,5 x 3 cm) foi suturada com a face de celulose oxidada regenerada para dentro da cavidade peritoneal (FOTO 7).

- e) Síntese da pele com sutura contínua com fio de polipropileno nº 3-0.

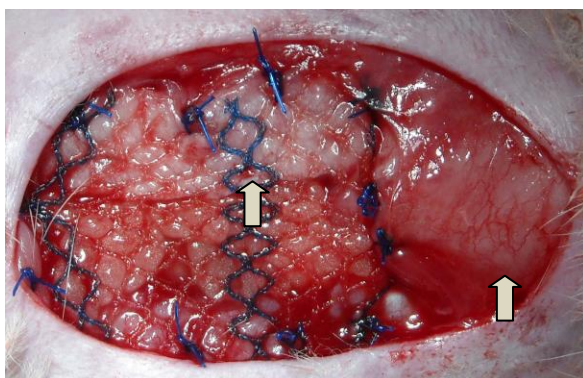


FOTO 6 - SUTURA DE TELA ULTRAPRO® EM PAREDE ABDOMINAL DE RATOS COM SOBREPÓSICÃO

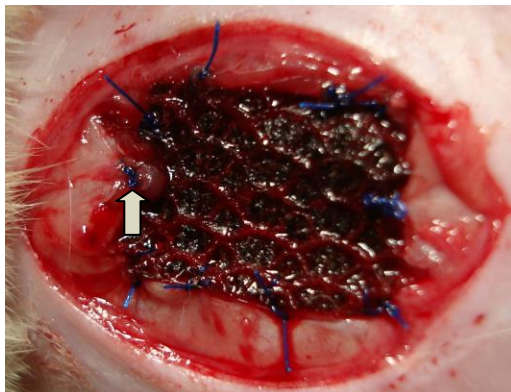


FOTO 7 – SUTURA DA TELA PROCEED® EM PAREDE ABDOMINAL DE RATOS COM SOBREPOSIÇÃO COM A SUPERFÍCIE DE CELULOSE VOLTADA PARA O INTERIOR DA CAVIDADE PERITONEAL

3.2.6 Controle da dor pós-operatória

Para analgesia pós-operatória foram administrados 2,8 mg/kg de Morfina intramuscular a cada 24 horas, durante três dias, seguido de manutenção com Paracetamol via oral, na dose de 20 gotas para 500 ml de água ofertada.

3.2.7 Eutanásia

Uma vez cumprido o tempo de cada subgrupo(7 ou 28 dias), os animais do subgrupos 1A (Ultrapro®) e 2A (Proceed®) foram submetidos à eutanásia no 7º dia do pós-operatório e os animais do subgrupo 1B (Ultrapro®) e 2B (Proceed®) foram submetidos à eutanásia, no 28º dia do pós-operatório, em câmara de gás (CO₂)

3.2.8 Coleta de amostra

Depois de constatar a morte, realizou-se a avaliação macroscópica. Os tecidos da parede abdominal com a tela cirúrgica foram retirados com uso de bisturi, número 3 e lâmina nº15 PARAMOUNT, no tamanho de 7x4 centímetros, sendo as extremidades em forma de trapézio. Das peças retiradas, foram medidas a espessura e a retração das telas por um Paquímetro MITUTOYO - VERNIER CALIPER, 530 – 312, 150 mmx6 (FOTO 8).

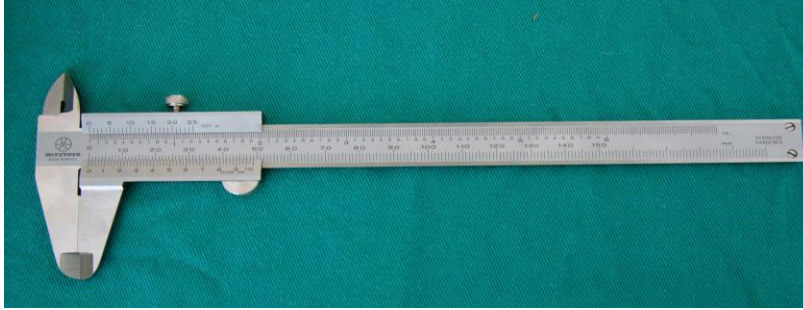


FOTO 8 - PAQUÍMETRO MITUTOYO VERNIER CALIPER 530-312, 150 mmx6”

Os espécimes contendo a junção parede abdominal-tela foram registrado, protocolado e separado em duas partes com tesoura. Uma parte de forma trapezoidal, foi colocada em frasco com soro fisiológico com a identificação do animal e encaminhada ao Departamento de Mecânica da Universidade Positivo, onde foi submetida, de imediato, à prova de tensão de ruptura e deformidade máxima dos tecidos, e medidas de valor em Newton/cm^2 . O resultado foi registrado num programa de Software, próprio do tensiômetro. A outra parte foi estendida sobre uma tira de papel de cartolina branca e colocada em frasco com solução de Bouin, devidamente identificado e foi encaminhado ao Laboratório de Biologia Celular do Departamento de Ciências Biológicas da UFPR, para posterior realização de cortes e colorações histológicas (FIGURA 2).

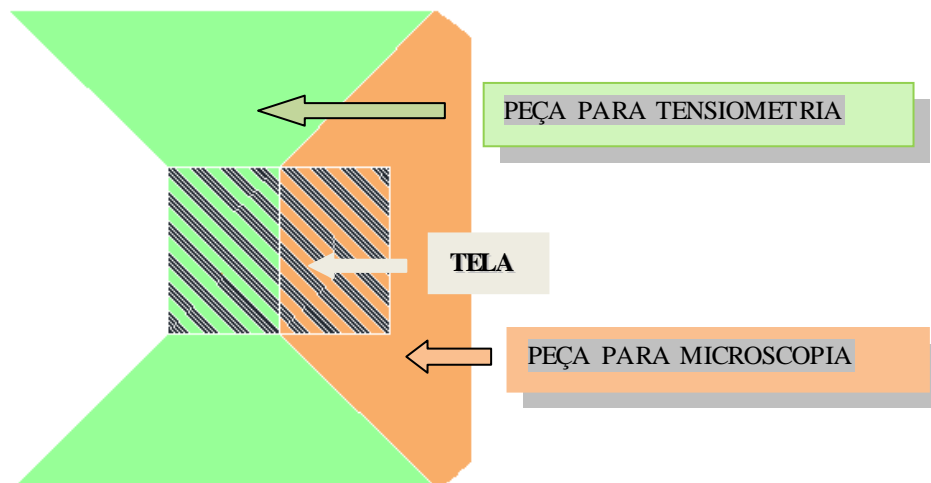


FIGURA 2 - ESQUEMA DE AMOSTRAGEM DOS ESPÉCIMES CIRÚRGICOS PARA AS ANÁLISES MICROSCÓPICAS E TENSIOMÉTRICA

3.2.9 Parâmetros clínicos

3.2.9.1 Peso corporal dos animais

Todos os animais tiveram o peso corporal aferido no dia da cirurgia e também no dia da avaliação (eutanásia), sendo calculado a variação do peso entre estes períodos de tempo.

3.2.9.2 Avaliação macroscópica da cicatrização

Para a avaliação da cicatrização foi feita uma análise clínica, logo após a eutanásia, no sétimo e no vigésimo oitavo dia, registrada em fotografias com Câmera digital SONY DSC-W300.

Foram estabelecidos critérios para os estudos dos parâmetros macroscópicos com a finalidade de desenvolver a análise objetiva e criteriosa da cicatrização (COTRAN et al, 1993, COTRAN et al, 2000):

a) Presença de hematoma no local de fixação da tela cirúrgica na parede abdominal, sendo:

Grau 0 = ausente;

Grau 1= presente.

b) Presença de deiscência na linha de sutura entre a tela cirúrgica e a borda da ferida abdominal, sendo:

Grau 0 = ausente;

Grau 1 = deiscência parcial;

Grau 2 = deiscência total.

c) Presença de infecção no sítio cirúrgico, sendo:

Grau 0 = ausente;

Grau 1 = infecção discreta;

Grau 2 = abscesso.

d) Presença de fístula de vísceras com a tela cirúrgica, sendo:

Grau 0 = ausente;

Grau 1= presente.

e) Presença de aderência dentro da cavidade abdominal: classificadas segundo os parâmetros descritos por NAIR et al. (1974):

Grau 0 = ausência completa de aderências;

Grau 1 = aderência única entre dois órgãos, ou entre um órgão e a parede abdominal;

Grau 2 = duas aderências entre órgãos entre si, ou entre órgão e a parede abdominal (FOTO 9);

Grau 3 = mais de duas aderências entre órgãos entre si, ou com a parede abdominal; ou uma massa de aderências generalizadas do intestino sem aderir à parede abdominal (FOTO 10);

Grau 4 = aderências generalizadas entre órgãos e a parede abdominal.

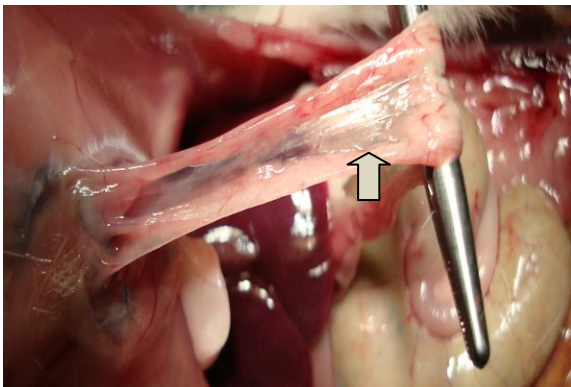


FOTO 9 - ADERÊNCIAS GRAU 2

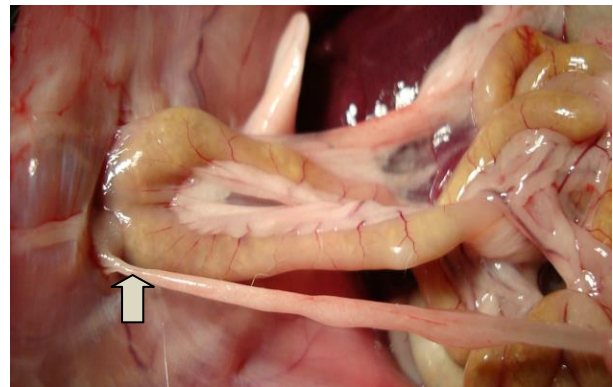


FOTO 10 - ADERÊNCIAS GRAU 3

f) Presença de hérnia visceral

Grau 0= ausente;

Grau 1= presente.

3.2.10 Avaliação microscópica da cicatrização

O processamento para microscopia óptica do material coletado foi realizado no Laboratório de Biologia Celular do Setor de Ciências Biológicas da UFPR

Após o processo de desidratação e diafanização as peças foram embrocadas em parafina. O material foi para microtomia, com cortes na ordem de 4 µm de espessura . Depois de 12 h de secagem, seguiu para coloração, com uma

lâmina pela técnica de Hematoxilina-Eosina (HE) e outra pela técnica do Picrosirius-red F3BA (PSR).

3.2.10.1 Fase do processo inflamatório

Foram analisados cortes histológico corados com HE através de microscópio biológico óptico marca *Nikon®* - CI – LED e Luz polarizada, com oculares de 22mm de diâmetro e campo de 400 vezes.

A avaliação do processo inflamatório foi realizada pela contagem celular presente em cada lâmina, a um quarto do campo.

O parâmetro histológico para avaliação do processo da cicatrização, com reação inflamatória, foi classificado e quantificado de acordo com sua presença e intensidade, em ausente, discreto, moderado ou acentuado, (SOUZA, 1994, OLIVEIRA, 1995, e VIZZOTTO JUNIOR, 2001).

Os índices utilizados usados para se caracterizar a fase do processo inflamatório no sétimo dia e no vigésimo oitavo dia após a operação foram:

- a) Tipo e quantidade das células predominantes na reação inflamatória (infiltrados poli e monomorfonuclear);
- b) Presença de edema intersticial;
- c) Congestão vascular;
- d) Grau de formação de tecido de granulação;
- e) Grau de formação de fibrose.

Foram classificados de acordo com a intensidade em que foram encontrados, e transformados em variáveis quantitativas mediante a atribuição de índice aos achados histológicos. O edema, a congestão e o exsudato polimorfonuclear (plasmócitos, linfócitos e macrófagos) foram indicativos de processo inflamatório agudo; o tecido de granulação, a fibrose e o exsudato monomorfonuclear foram indicativos de processo inflamatório crônico. Aos índices do processo inflamatório agudo atribuiu-se sinal negativo; e aos índices do processo inflamatório crônico, sinal positivo, como esquematizado no quadro 1.

Parâmetros de inflamação aguda e crônica	Intensidade
--	-------------

	Acentuada	moderada	discreta	ausente
a) Neutrófilos (aguda)	-3	-2	-1	0
b) Edema (aguda)	-3	-2	-1	0
c) Congestão vascular (aguda)	-3	-2	-1	0
d) Monomorfonuclear (crônica)	3	2	1	0
e) Tecido de granulação (crônica)	3	2	1	0
f) Fibrose (crônica)	3	2	1	0

QUADRO 1 - CLASSIFICAÇÃO E ATRIBUIÇÃO DE ÍNDICES AOS ACHADOS HISTOLÓGICOS DE HEMATOXLINA-EOSINA (HE)
 FONTE: VIZZOTO JUNIOR et al. (2003)

Na análise histológica, foram utilizados apenas os fios da tela, cortados transversalmente. Os cortes longitudinais foram descartados.

3.2.10.2 Escore de inflamação

Somaram-se os índices encontrados para cada grupo, obtendo-se um escore final, que foi utilizado para caracterizar três fases do processo inflamatório conforme mostra o quadro 2.

Fase do processo inflamatório	Escore final de classificação
Agudo	-9 A -3
Subagudo	-2,9 A 3
Crônico	3,1 A 9

QUADRO 2 - CARACTERIZAÇÃO DA FASE DO PROCESSO INFLAMATÓRIO DE ACORDO COM O ESCORE FINAL DE CADA GRUPO

FONTE: JORNAL BRASILEIRO DE PATOLOGIA E MEDICINA LABORATORIAL VIZZOTTO et al. (2003)

3.2.10.3 Análise quantitativa do colágeno

Os cortes histológicos corados pelo método do PSR, foram submetidos à identificação e quantificação das fibras colágenas maduras (tipo I) e imaturas (tipo III), através de microscopia óptica, com luz polarizada, utilizando-se microscópio biológico óptico marca Nikon® - CI – LED, com oculares de 22 mm de diâmetro e campo de 400 vezes objetiva de 40 vezes (FOTO 11).

As imagens das lâminas foram capturadas por Captura - câmera 5.1MP. Sony® CCD Íris Japan (Foto 12), e transmitidas para microcomputador com microprocessador *Pentium IV*® e monitor colorido, calibrado previamente, em 18 pixels, em seguida as imagens eram congeladas e digitalizadas por meio de placas, Oculus TCX® (coreco); e realizada a leitura por um programa *image Pro-plus* versão 4.5 (Mídia Cibernética, São Paulo, Brasil). Foi realizada análise morfométrica computadorizada em aumento de 400x, utilizando como calibração do sistema a leitura de área cicatricial normal, baseada na densidade ótica dos pontos de resolução (pixels) que formam a imagem (FIGURA 3).



FOTO 11- MICROSCOPIO OPTICO NIKON® JAPAN DE POLARIZAÇÃO



FOTO 12 - CAMERA FOTOGRAFICA SONY® CCD IRIS

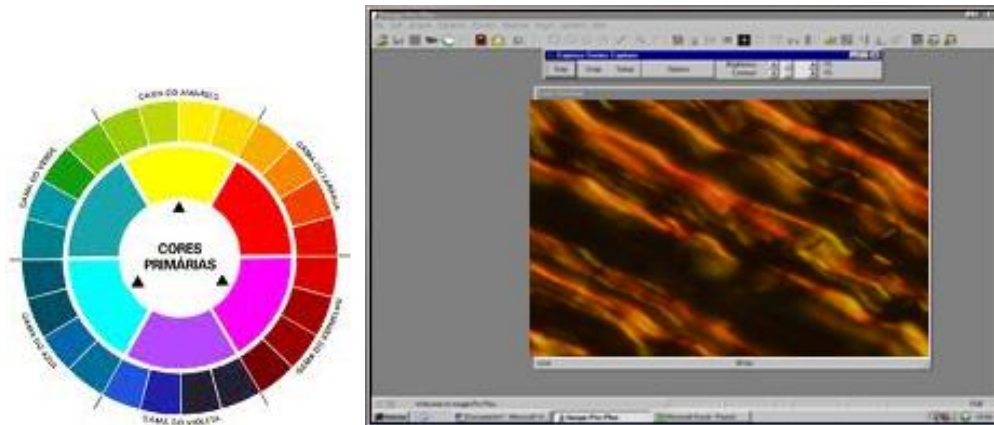


FIGURA 3 - APLICATIVO IMAGE PRO -PLUS, VERSAO 4.5.

Foram realizadas cinco medidas de colágeno em cada campo de corte transversal. Com o mesmo aplicativo *Image Pro-Plus*, analisou-se área total (em pixels), as porcentagens de colágeno do tipo I e do tipo III no sistema RGB (*Red, Blue, Green*), considerando-se as fibras colágenas mais espessas e fortemente birrefringentes, coradas em tons de vermelho e laranja como sendo colágeno tipo I, as fibras mais finas, mais dispersas, fracamente birrefringentes, coradas em tons de verde como sendo colágeno imaturo tipo III. Toda a substância não colágena ficou com a coloração preta.

Estas cores foram selecionadas por meio do programa de quantificação e somatório da área selecionada em *pixels*. As cinco medidas realizadas foram somadas para calcular depois uma média simples, dessa amostragem em cada corte histológico. Após, os dados foram transportados para o programa *Microsoft Excel* e colocados em tabela para análise estatística.

Todas as lâminas foram avaliadas nas mesmas condições de regulagem, dentro dos parâmetros exigidos pelo referido aplicativo.

Portanto, por meio desse sistema, foi possível a quantificação da área ocupada por cada tipo de colágeno em cada campo predeterminado de corte histológico (JUNQUEIRA, et al., 1999, LEMOS, 2002).

3.2.11 Avaliação tensiométrica da cicatrização

3.2.11.1 Deformidade máxima dos tecidos (DMT) e (TR) e tensão de ruptura

Após a retirada da peça cirúrgica que continha a tela suturada ao tecido adjacente, ela foi cortada com tesoura reta, na forma trapezoidal e encaminhada ao Laboratório de Tensiometria, para ser submetida de imediato à avaliação da medida de deformidade máxima do tecido e da tensão de ruptura com os dados expressos na unidade $\text{Newton}/\text{cm}^2$ usando o tensiômetro EMIC DL30000N (FOTOS 13 e 14).

Tensão ou força máxima é definida como a quantidade máxima de força suportada pelo tecido, durante todo o tempo do teste até imediatamente antes da ruptura. A força de ruptura total foi considerada a força requerida para romper completamente o corpo de prova, sendo a unidade de secção (Kgf/cm^2). Esta variável é dependente das dimensões de tecido ressecado, as quais foram padronizadas (VAN WINKLE, 1967).



FOTO 13 - TENSIOMETRO EMIC DL30000NS
(EMIC – SÃO JOSÉ DOS PINHAIS)



FOTO 14 - TENSIOMETRO EMIC DL30000NS
(EMIC - SÃO JOSÉ DOS PINHAIS)

Os corpos de prova foram presos nas duas extremidades e submetidas a uma força tênsil constante, com velocidade de aceleração de 5 mm/minuto, e com uma

3.2.12 Análise estatística

Os resultados obtidos no estudo foram expressos em valores mínimos, valores máximos e desvios padrões (variáveis quantitativas). Para a comparação dos grupos e dos momentos de avaliação em relação a variáveis nominais dicotômicas, foi usado o teste exato de Fisher. Estas comparações em relação a variáveis quantitativas foram feitas usando-se o teste não paramétrico de Mann-Whitney. Valores de $p \leq 0,05$ indicam significância estatística (SIEGEL, 1975).

4 RESULTADOS

4.1 EVOLUÇÃO CLÍNICA

Houve um óbito no subgrupo 2A, no terceiro dia de pós-operatório, tendo sido investigado através de uma necropsia e nada de anormal foi encontrado, não tendo sido identificada a causa do óbito.

4.2. VARIAÇÃO DE PESO DOS ANIMAIS

Os animais de modo geral tiveram, quando avaliados no sétimo dia, variação negativa do peso, independentemente do subgrupo, e um evidente ganho de peso no vigésimo oitavo dia de pós-operatório, nos subgrupos avaliados, (TABELA 1).

TABELA 1 – COMPARAÇÃO DA VARIAÇÃO MÉDIA DE PESO ($\Delta g \pm dp$) ENTRE OS SUBGRUPOS DO ESTUDO

GRUPOS	SUBGRUPOS A (7 DIAS)	SUBGRUPOS B (28 DIAS)	7 DIAS X 28 DIAS (A X B)
GRUPO 1 ULTRAPRO®	-28,75 ± 19,59	10,50 ± 18,17	p* = 0,00009
GRUPO 2 PROCEED®	-36,43 ± 16,26	20,00 ± 19,64	P* = 0.0001
ULTRAPRO® X PROCEED®	p* = 0,14	p* =0,13	

Teste de Mann-Whitney

4.3 AVALIAÇÃO MACROSCÓPICA DA CICATRIZAÇÃO

A presença de hematomas, deiscências, fístulas e hérnias foi muito baixa em todos os subgrupos, resultando da impossibilidade de aplicação dos testes estatísticos, para a análise de diferenças (TABELA 2).

Em todos os animais houve aderências, o que também impediu a aplicação dos testes estatísticos e demonstra similaridades entre as telas estudadas, na indução da formação de aderências abdominais (TABELA 2).

As fotos (17) e (18) ilustram os processos de aderências ocorridos entre a parede e órgãos da cavidade abdominal respectivamente nos grupos Ultrapro® e Proceed®, no vigésimo oitavo dia e sétimo dia do pós-operatório.

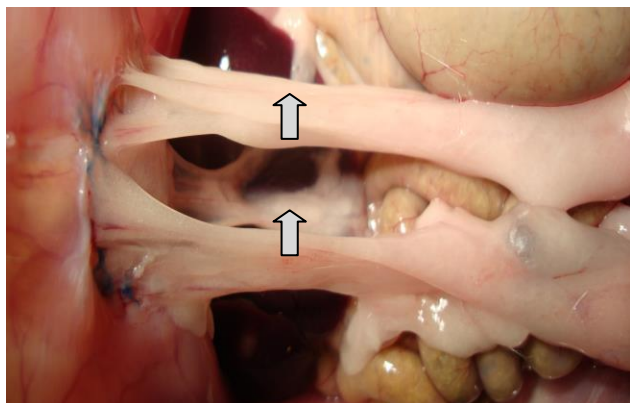


FOTO 17 – ADERÊNCIAS GRAU III NA CAVIDADE ABDOMINAL NO SUBGRUPO ULTRAPRO® (1B) NO 28º DIA DO PO

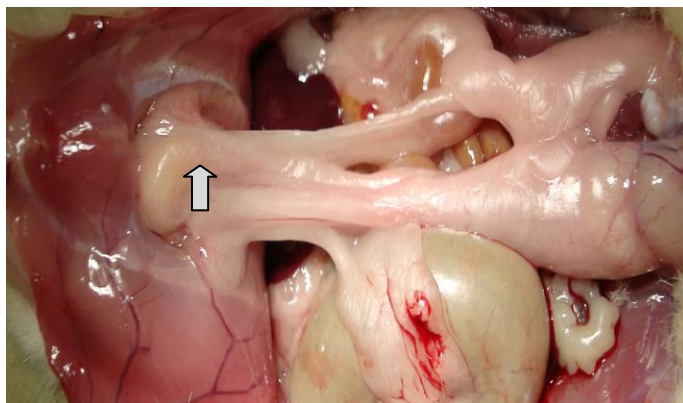


FOTO 18- ADERÊNCIAS GRAU III NA CAVIDADE ABDOMINAL NO SUBGRUPO PROCEED® (2A) NO 7º DIA DO PO

Em relação às infecções, houve prevalência importante no sétimo dia em ambos os subgrupos (1A e 2A) em relação ao vigésimo oitavo dia (1B e 2B). Estas diferenças apresentaram significância estatística no subgrupo com a tela Ultrapro® ($p= 0,01$), mas para a tela de Proceed®, apesar de representar uma incidência menor, não apresentou significância estatística ($p= 0,12$). Não houve diferença significativa nas taxas de infecção quando comparados entre os grupos (telas diferentes) no 7º e no 28º dia (TABELA 2).

TABELA 2 – ACHADOS MACROSCÓPICOS ENTRE OS SUBGRUPOS DO ESTUDO

PARÂMETRO	ULTRAPRO® (n= 18)		PROCEED® (n= 15)	
	1A (n= 8)	1B (n= 10)	2A (n= 7)	2B (n= 8)
HEMATOMA	2	0	2	0
DEISCÊNCIA	1	0	0	1
INFECÇÃO	6* ~	1* °	4* ~	1* °
FÍSTULA	1	0	1	0
ADERÊNCIA	8	10	7	8
HÉRNIA	1	0	1	0

1A X 1B * $p = 0,01$; 2A X 2B• $p = 0,12$; 1AX2A~ $p = 0,61$; 1BX2B°= 1,0 ;
Teste de Fisher

4.4 AVALIAÇÃO MICROSCÓPICA DA CICATRIZAÇÃO

4.4.1 Processo inflamatório (HE) e escore inflamatório

A análise microscópica do processo inflamatório não mostrou diferenças estatísticas na contagem de monomorfonucleares e tecido de granulação. O processo de fibrose esteve presente em todos os animais, o que impediu a comparação estatística. Quanto ao escore de inflamação, o processo inflamatório subagudo predominou em todos os subgrupos, em ambos os momentos de análise (7 dias e 28 dias) exceto pelo subgrupo 2B (Proceed®, aos 28 dias), que mostrou predomínio de inflamação crônica. Entretanto nenhuma comparação estatística teve significância. Houve aumento do processo inflamatório crônico no vigésimo oitavo dia em relação ao 7º dia em ambos os grupos; porém esta diferença não foi estatisticamente significativa, tendo as duas telas comportamentos muito semelhantes (TABELA 3)

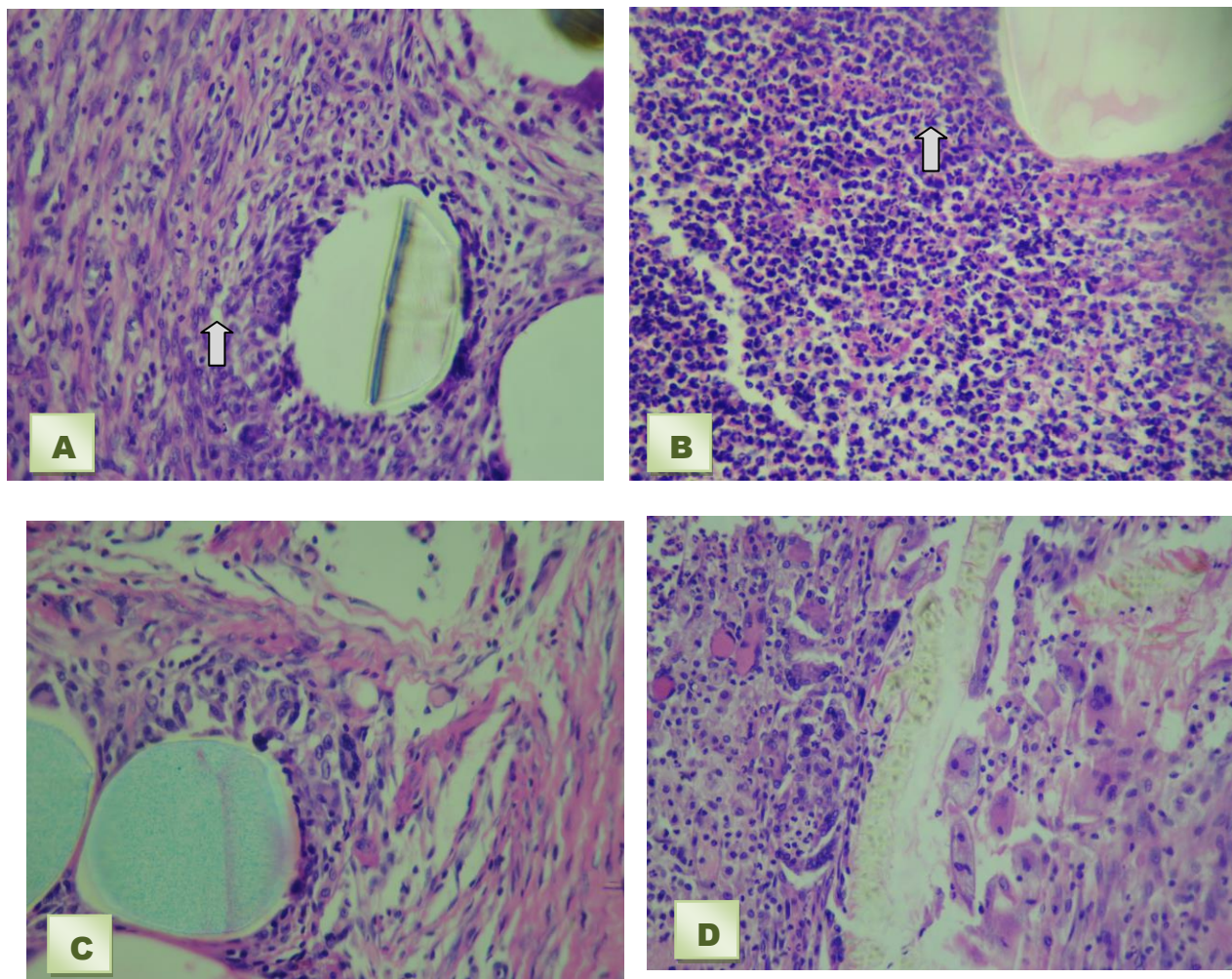
TABELA 3 – ACHADOS MICROSCÓPICOS ENTRE OS SUBGRUPOS DO ESTUDO

PARÂMETRO	ULTRAPRO® (n= 18)		PROCEED® (n= 15)	
	1A (n= 8)	1B (n=10)	2A (n= 7)	2B (n= 8)
MONOMORFONUCLEAR	1	3	1	5
TECIDO DE GRANULAÇÃO	0	3	1	5
FIBROSE	8	10	7	8
ESCORE DE INFLAMAÇÃO				
SUBAGUDO	8' •	7' *	6º •	3º *
CRÔNICO	0	3	1	5

Teste de Fisher $p \geq 0,05$

1AX1B' $p= 0,22$; 2AX2Bº $p= 0,12$; 1AX2A• $p= 0,47$; 1BX2B* $p= 0,34$

A fotomicrografia 1, ilustra o corte histológico de resposta inflamatória subaguda junto à tela Ultrapro® (1) e Proceed® (2), no sétimo dia e no vigésimo oitavo dia do pós-operatório em ambas, na coloração hematoxilina eosina (HE).



FOTOMICROGRAFIA 1- CORTE HISTOLÓGICO DA RESPOSTA INFLAMATÓRIA SUBAGUDA; EM A, TELA DE ULTRAPRO® (1A), NO 7º DIA; EM B, TELA DE PROCEED® (2A), NO 7º DIA; EM C, TELA DE ULTRAPRO® (1B) NO 28º DIA; EM D, TELA DE PROCEED® (2B), 28º DIA, COLORAÇÃO HE, AUMENTO 400 X.

4.4.2 Quantificação do colágeno (PSR)

Quanto a deposição de colágeno nos subgrupos que usaram a tela Ultrapro®, no sétimo dia (1A) observamos média de 8.034 pixels para o colágeno tipo I, e 20834 pixels para o colágeno tipo III. No vigésimo oitavo dia (1B) houve media de 16.492 pixels para o colágeno tipo I e 24.625 pixels para o colágeno tipo III. As comparações entre os dois subgrupos não mostraram significância estatística (TABELA 4).

Quanto a deposição de colágeno nos subgrupos que usaram a tela de Proceed®, no sétimo dia (2A) a média foi de 14.484 pixels para o colágeno tipo I e 12.436 para o colágeno tipo III. No vigésimo oitavo dia (2B) observou-se 2.828 pixels

para o colágeno tipo I e 39.523 pixels para o colágeno tipo III. Na evolução ao longo do tempo entre o sétimo e o vigésimo oitavo dia, quando do emprego da tela de Proceed® houve redução significativa ($p= 0,0003$) do conteúdo do colágeno maduro (tipo I), bem como acréscimo significativo ($p= 0,02$) do conteúdo do colágeno imaturo (tipo III) (TABELA 4).

A comparação entre os subgrupos com avaliação no sétimo dia, mostra depósito significativamente menor ($p= 0,03$) de colágeno tipo I nos animais com tela Ultrapro®. Não houve variações significativas entre as telas estudadas quanto aos conteúdos de colágeno imaturo (tipo III) na avaliação realizada uma semana após o implante das telas.

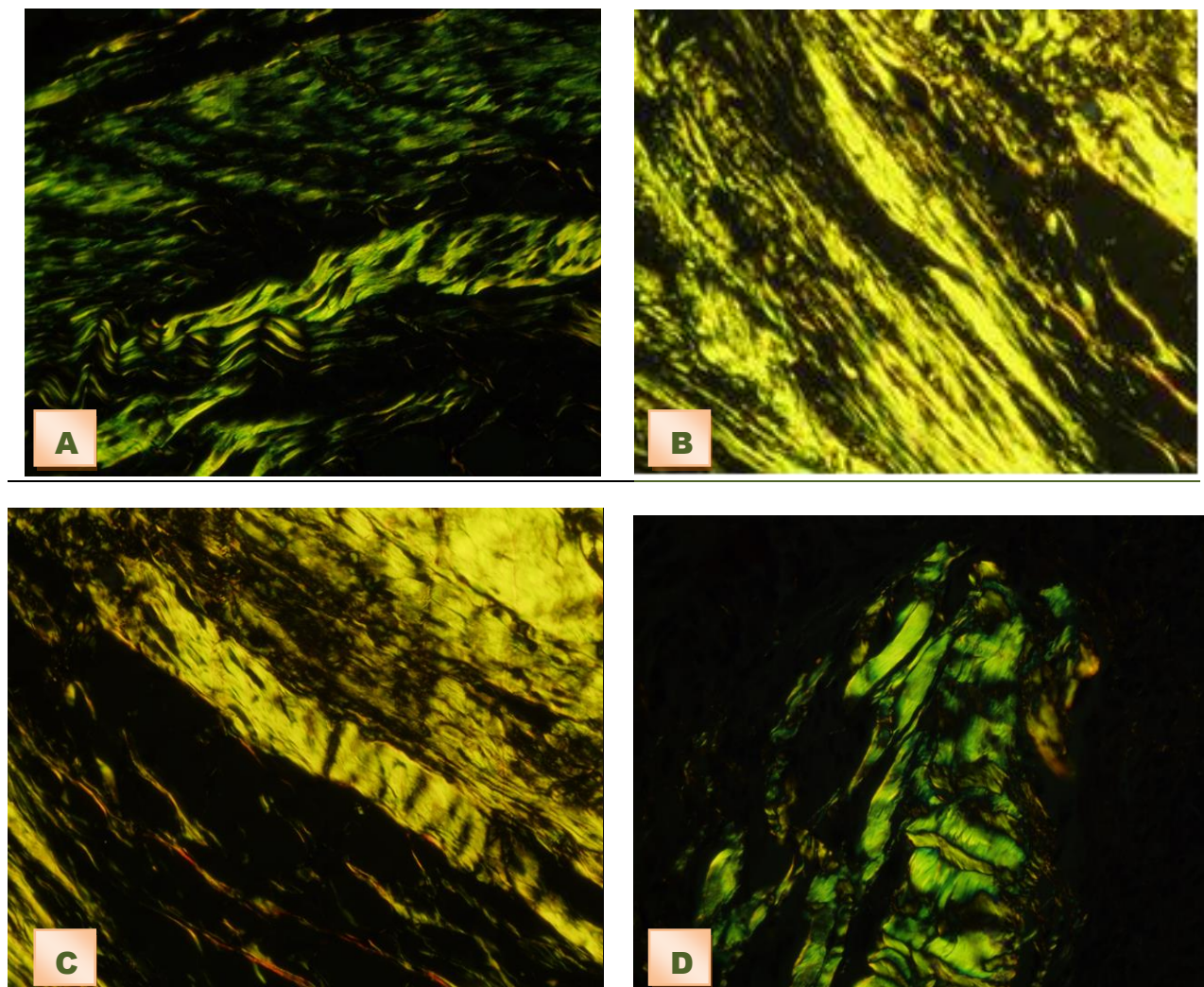
A comparação, entre os subgrupos com avaliação no vigésimo oitavo dia, mostra conteúdo de colágeno maduro (tipo I) significativamente menor ($p= 0,002$), nos implantes de tela Proceed® do que com a tela Ultrapro®. Esta mesma comparação quanto ao conteúdo de colágeno imaturo (tipo III), não foi significativamente diferente (TABELA 4).

TABELA 4 – COMPARAÇÃO DA QUANTIFICAÇÃO DE COLÁGENO TIPO I E III (PIXELS) ENTRE OS SUBGRUPOS DE ESTUDO

COLÁGENO	ULTRAPRO® (n=17)		PROCEED® (n=15)	
	1A	1B	2A	2B
TIPO I	8034± 5270 ^{''}	16492 ± 12461 [']	14484 ± 6550 ^{'''}	2828 ± 2808 ^{* '}
TIPO III	20839 ± 12102	24625 ± 13774	12436 ± 4395 ^o	39523 ± 36127 ^o

Colágeno tipo I: 1AX1B; $p= 0,08$ 2AX2B* $p= 0.0003$; 1AX2A^{''} $p= 0,03$; 1BX2B' $p= 0,002$
 Colágeno tipo III: 1AX1B $p= 0,27$ 2AX2B^o $p= 0,02$; 1AX2A $p= 0,06$; 1BX2B $p= 0,44$
 Teste de Mann-whitney

Imagens das fibras de colágeno tipo I e tipo III, nos grupos Ultrapro® e Proceed®, com coloração de Picrosirius, são mostrados na fotomicrografia 2.



FOTOMICROGRAFIA 2 A: IMAGEM DO COLÁGENO TIPO I, SUBGRUPO 1A, COM TELA DE ULTRAPRO®, 7º DIA. B: IMAGEM DE COLÁGENO TIPO III, SUBGRUPO 1B, COM TELA ULTRAPRO®, 28º DIA. C: IMAGEM DO COLÁGENO TIPO I, SUBGRUPO 1A, COM TELA DE PROCEED®, 7º DIA. D: IMAGEM DE COLÁGENO TIPO III, DO SUBGRUPO 2B, COM TELA DE PROCEED®, 28º DIA, TODOS COM COLORAÇÃO PICOSSIURUS RED.

4.5 AVALIAÇÃO TENSIONOMETRICA DA CICATRIZAÇÃO

4.5.1 Deformidade máxima dos tecidos (DMT) e tensão de ruptura (TR)

No subgrupo 2B, durante a retirada do material para a análise da tensiometria, a tela não foi encontrada, em um rato; por este motivo, não foram realizados os testes tensiométricos, ficando o subgrupo com sete animais.

Durante a tensiometria, analisou-se a deformidade máxima do tecido e a tensão de ruptura (FOTO 21).

A força tênsil para atingir a deformidade máxima do corpo de prova foi significativamente maior ($p= 0,03$) aos 28 dias do que aos 7 dias nos animais com implante da tela Ultrapro® (TABELA 5).

De maneira análoga, a força necessária para romper totalmente o corpo de prova aos 28 dias foi significativamente superior ($p= 0,03$) á força empregada para o mesmo fim, aos 7 dias, nos animais com implante de tela Proceed® (TABELA 5).

Quando da análise das comparações entre os subgrupos notamos valores significativamente mais elevados ($p= 0,01$) de Tensão de Ruptura no sétimo dia para a tela Ultrapro® em relação a tela de Proceed® (TABELA 5).

Ao vigésimo oitavo dia a tela de Ultrapro® mostra valores de deformidade máxima significativamente superiores ($p= 0,05$), aos valores encontrados com a tela de Proceed® (TABELA 5).

TABELA 5 – COMPARAÇÃO DE DEFORMIDADE MÁXIMA DO TECIDO (DMT) E DA TENSÃO DE RUPTURA (TR) ENTRE OS SUBGRUPOS DE ESTUDOS

PARÂMETRO	ULTRAPRO® (n= 18)		PROCEED® (n= 15)	
	1A (n= 8)	1B (n=10)	2A (n = 7)	2B (n= 8)
DMT (N/cm ²)	20,57± 5,94*	28,81 ± 11,50* ¹	17,00± 8,74	20,26± 8,89 ¹
TR (N/cm ²)	12,43± 5,46 ^{''}	16,81± 5,16	7,07± 3,03 ^{0''}	14,34 ± 6,99 ⁰

DMT: 1AX1B* $p= 0,03$; 2AX2B $p= 0,30$; 1AX2A $p= 0,16$; 1BX2B' $p= 0,05$
 TR: 1AX1B $p= 0,11$; 2AX2B⁰ $p= 0,03$; 1AX2A^{''} $p= 0,01$; 1BX2B $p= 0,30$
 Teste de Mann-Whitney

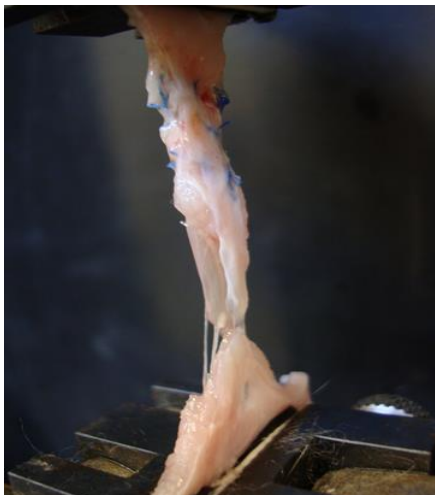


FOTO 19 - CORPO DE PROVA DO SUGRUPO ULTRAPRO® (1B), 28º DIA, SUBMETIDO.
À TENSIOMETRIA

5. DISCUSSÃO

5.1 O ANIMAL DE EXPERIMENTAÇÃO

A escolha do animal empregado neste estudo deveu-se a facilidade do manuseio, boa resistência à infecção, ganho de peso satisfatório quando alimentados adequadamente e fácil obtenção nos biotérios. Trata-se do animal mais utilizado em centros de pesquisa experimental, em estudo de cicatrização (CRONIN et al., 1968; JIBORN et al., 1978a; JIBORN et al., 1978b; GOTTRUP, 1980; SHER et al., 1980; VAN'T RIET et al., 2003; KAPAN et al., 2003; e BURGER et al., 2006). Outros autores preferem o coelho, (KIUDELIS et al., 2007; ARAÚJO et al., 2009; AYDOS et al., 1999; NIVITSKY et al., 2007), devido à força de contração da região ventral, ocorrendo similaridade com seres humanos, com a formação de hérnia incisional, determinando uma dinâmica e fisiologia da acomodação da tela na parede abdominal (BALLANTYNE, 1983; LAMB et al., 1983; BELLÓN et al., 2002; ALPONAT et al., 1997; BELLÓN et al., 2005; BELLÓN et al., 2007; HARRELL et al., 2007; PASCUAL et al., 2008).

5.2 AS TELAS CIRÚRGICAS

O uso de telas nos defeitos da parede abdominal iniciou com a tela de prata em 1894 por PHELPS, e evoluiu até as telas de polipropileno, introduzidas por USHER em 1958, aperfeiçoada, em 1973, sendo esta a mais utilizada atualmente (GRECCA et al., 2004; BARONCELLO et al., 2008; ZINTHER et al., 2010a).

A tela ideal deve ser inerte, ter permeabilidade, integridade mecânica, biocompatibilidade, manter oclusão adequada e permanente do defeito da parede abdominal, baixas taxas de infecção, boa aderência e não induzir à formação de aderências intrabdominal e de fístulas enterocutâneas. Os poros devem ser maiores que 50 μ , pois a bactéria tem em média 1 μ e os macrófagos e neutrófilos têm em média 10 μ , e os fibroblastos 50 μ . As telas multifilamentares tem espaço intersticial menor de 10 μ , servindo de abrigo para bactérias (ELLIS, 1982; JENKINS et al., 1983; TYRELL et al., 1989; GREENE et al., 1993; VRIJLAND et al., 2000). Telas com poros menores que 75 μ propiciam seu encapsulamento, e a formação de seromas (GOLDSTEIN, 1999; GRECCA et al., 2001; MELMAN et al., 2011).

As telas não absorvíveis são preferidas no reparo de defeitos de parede abdominal, enquanto as absorvíveis no reparo temporário de defeitos de parede abdominal infectada, até que haja resolução da infecção, devido a alta incidência de recorrência.

Entretanto, a tela é um corpo estranho, sendo causa importante de formação de aderência peritoneal, particularmente se for de uso intraperitoneal. A tela não absorvível apresenta ainda risco maior de inflamação como fator de risco adicional (MARMON et al., 1985; TYREL et al., 1989; GREENE et al., 1993; BAYCAL et al., 1997). Com o avanço da tecnologia de fabricação, produção e a procura da tela ideal, a indústria tem lançado telas de material inabsorvível, associado com materiais absorvíveis, possibilitando menor aderência, quando em contato com as vísceras abdominais, uma cicatrização mais eficiente, boa resistência tênil e interação com os tecidos (VRIJLAND et al., 2000; Le BLANC et al., 2002; BURGER et al., 2006). Entre elas a tela Proceed®, composta de polipropileno, polidioxanona e celulose regenerada oxidada, e tela Ultrapro®, composta de polipropileno e poliglicaprone (FERRANDO et al., 2002; MATHEWS et al., 2003; CONZE et al., 2004; BELLÓN et al., 2005; BELLÓN et al., 2007).

Portanto, foram escolhidos para este estudo, dois exemplos de telas modernas, suficientemente diferentes, a ponto de se indagar se tais características eram capazes de induzir comportamento distintos destas próteses frente aos parâmetros de estudos realizados.

5.3 VARIAÇÃO DE PESO DOS ANIMAIS

Os animais de ambos os grupos tiveram perda de peso quando avaliados no sétimo dia, após o implante das telas, sem variação significativa, entre os grupos.

Tal perda se deve á agressão anestésico-cirúrgica sofrida pelos animais, cujo impacto ainda não foi revertido após 7 dias da operação.

Como era esperado, houve recuperação e aumento do peso corporal significativo em ambos os grupos, quando da avaliação, no vigésimo oitavo dia, novamente sem diferença significativa entre grupos e subgrupos.

5.4 AVALIAÇÃO MACROSCÓPICA DA CICATRIZAÇÃO

Os dados deste trabalho foram colhidos por observadores independentes, para dar maior fidedignidade aos resultados obtidos.

As avaliações dos hematomas neste trabalho mostraram a presença de dois hematomas, ambos no sétimo dia, um em cada subgrupo. No vigésimo oitavo dia não houve hematomas. Não houve diferença entre as telas. É provável que pequenos hematomas tenham sido absorvidos, tanto no sétimo dia como no vigésimo oitavo dia. A presença de hematoma não é frequente na literatura, como vemos no trabalho de BORRAZZO et al. (2004), que estudou três tipos de telas em porcos, e encontrou apenas um hematoma, JUNGE et al. (2005 e 2006), testaram a tela de polipropileno e compararam com a tela de polipropileno revestida com titânio, não encontrando nenhum hematoma. PUNDEK (2009) também estudou as telas de Ultrapro® e Proceed®, e encontrou um hematoma no décimo quinto dia de pós-operatório.

A união da tela com a aponeurose, neste trabalho, se fez de maneira satisfatória, com apenas uma deiscência parcial, em cada tipo de tela. GRECCA et al. (2001) estudaram dois tipos de telas, encontraram duas deiscências parciais. PUNDEK (2009) estudou as telas de Ultrapro® e Proceed® implantados em ratos, com avaliação no décimo quinto e trigésimo dia, sem encontrar diferença entre as telas, com boa aderência destas, nos bordos da ferida.

A infecção da ferida foi mais frequente no sétimo dia, do que no vigésimo oitavo dia, com a tela de Ultrapro®. Esta mesma comparação feita entre os subgrupo com a tela de Proceed®, não apresentou diferença, embora tenha sido menor no vigésimo oitavo dia. A comparação entre as telas não apresentou diferença. A menor frequência de infecção no vigésimo oitavo dia, em ambos os subgrupos, mostra a boa resistência dos animais, neste modelo experimental.

O fato de estas telas apresentarem macroporos e fibras monofilamentar permite boa defesa do organismo, no controle do processo inflamatório, e infeccioso. BORRAZZO et al. (2004) estudando três tipos de telas, a de polipropileno, polipropileno revestido com carboximetilcelulose, e a tela de politetrafluoretileno expandido, colocadas por laparoscopia em porcos, não encontraram infecção após 28 dias de observação. O autor justifica seu resultado pela técnica de laparoscopia apresentar menor índice de infecção. DEMIR (2005) estudou a tela de polipropileno

e encontrou três infecções em um grupo de dez animais. GROMMES et al. (2010) encontraram dois casos em trinta e seis porcos, nos quais foi implantada a tela de Ultrapro®. JUNGE et al. (2005 e 2006) estudando as telas de polipropileno e a tela de polipropileno revestida com titânio, não encontraram infecção. PUNDEK (2009) estudou as telas de Ultrapro® e de Proceed® em ratos não encontrou diferença entre os grupos, quanto ao quesito de infecção. Em nosso estudo os dados foram concordantes com a literatura independente da metodologia ou da prótese utilizada (ELLIS et al., 1982; BAYCAL et al., 1997). O emprego de técnicas de antisepsia, no pré e intra-operatório, são importantes para evitar a contaminação. A infecção da ferida operatória é um dos fatores que prejudicam as diversas fases da cicatrização, quer seja nos mecanismos celulares, quer nos humorais, sendo a cicatrização deficiente a causa de hérnias. (BELLÓN et al., 2001; BÉLLON et al., 2002; KAPAN et al., 2003; BELLÓN, et al., 2005; BELLÓN et al., 2007).

A fístula é um problema que preocupa muito os cirurgiões quando necessitam deixar telas em contato com alças. Ocorrem aderências, e em alguns casos este processo evolui para fístulas que são de difícil tratamento (JENKINS et al., 1983). Daí o aparecimento de telas revestidas com produtos absorvíveis e que deveriam causar menos inflamação e aderências. Em nosso trabalho este produto é a camada de celulose oxidada regenerada, da tela de Proceed®. Podemos constatar que mesmo com esta tela, continua a se formarem, tanto aderências, como fístulas (TABELA 2). Este produto não resolve, em definitivo, o problema. PUNDEK (2009) estudou as mesmas telas, não encontrou fístulas, na sua avaliação inicial que foi por ocasião do décimo quinto dia, o dobro do tempo em relação ao nosso estudo. Outros também não evidenciaram fístulas nos seus estudos (JENKINS et al., 1983; VRIJLAND et al., 2000; LE BLANC et al., 2002). NAGY et al. (1997), VIPOND et al. (1990) e EVANS et al. (1993) registram fístulas com o uso de telas de polipropileno. Os autores concluíram que as telas, para serem usadas intraperitonealmente, devem conter alguma barreira protetora, para evitar a formação de fístulas. GREENE et al. (1993) em estudo clínico de fechamento de laparotomias com o uso de tela de ácido poliglicólico, tela esta absorvível, obtiveram índices de 13% de formação de fístulas.

As aderências ocorreram em todos os animais neste estudo, mostrando que os materiais utilizados para evitar esta complicação, não foram efetivos; não evitando a formação de aderências, quando a tela é colocada em contato com o

conteúdo intra-abdominal. ALPONAT et al. (1997) referem ser inevitável a formação de aderências, após o reparo das hérnias incisionais, a celulose regenerada oxidada não previne a formação de aderências. AYDOS et al. (1999) encontraram 86.67% de aderências com a tela de polipropileno e de 40% com a tela de politetrafluoretileno expandido. BARONCELLO et al. (2008) também encontraram 100% de aderências com as telas Parietex® e Surgisis®. BAYKAL et al. (1997) estudaram as telas de ácido poliglicólico, produto absorvível, e de polipropileno, inabsorvível, também encontraram 100% de aderências. BORRAZO et al. (2004) e CARBAJO et al. (1999) estudaram telas colocadas por laparoscopia, em porcos, tiveram 100% de aderências, com a tela de polipropileno. em dois de sete animais não havia aderências com a tela de politetrafluoretileno expandido, assim como em seis de sete animais com a tela de polipropileno revestida com carboximetilcelulose. NOVITSKY et al. (2007) não encontraram aderências com a tela de politetrafluoretileno expandido, mas com a tela de polipropileno encontraram 80% de aderências. BURGER et al. (2006), estudaram vários tipos de telas, encontraram mais aderências na tela de Ultrapro® que na tela de Proceed®, o que não coincide com nosso achado de ausência de diferença entre estas telas no tocante á aderências. CONZE et al. (2010) estudaram as telas de polipropileno com poros de diversos tamanhos, encontraram maior aderências nas telas com poros de tamanho menores. DEMIR et al. (2005) analisaram aderências com o uso de três tipos diferentes de telas observaram que a tela de polipropileno, apresentou 100% de aderências. Com a tela de politetrafluoretileno, encontrou 70% de aderências, e 60% de aderências com a tela de polipropileno com a superfície recoberta por celulose regenerada oxidada. BUTLER et al. estudou telas com colágeno para proteção de aderências, com bons resultados. DUFFY et al. (2004) estudaram as telas poliéster revestida com colágeno e a tela de politetrafluoretileno expandido revestida com polipropileno em porcos, encontraram aderências em todos os animais. GONZALEZ et al. (2004) compararam diversos tipos de telas tratadas e não tratadas para evitar aderências, encontraram 100% de aderências para a tela de polipropileno; 8,3% para a tela Parietex Composite®; 25% de aderências para a tela Parietene Composite®; 41% de aderências para a tela Bard Composix®; 0 % de aderências para a tela Gore-tex Dual Mesh®, e 91,7% de aderências para a tela Sepramesh®. KAPAN et al. (2003) estudaram as telas de politetrafluoretileno, pericárdio bovino, e de fáschia lata, não encontraram diferença quanto a formação de aderências.

KIUDELIS et al. (2007) estudaram vários tipos de tela em coelhos, encontraram 50% de aderências na tela de politetrafluoretileno expandido; 100% de aderências na tela de Proceed®, Prolene® e Vypro®; 99% de aderências na tela de Mersilene. TYRELL et al. (1989) e BAYKAL et al. (1997) citaram a formação de aderência mais intensa com a tela de ácido poliglicólico, contendo fina membrana para evitar o contato das alças intestinais, quando comparada com a de polipropileno.

Ocorreu a formação de duas hérnias em nossa avaliação no sétimo dia,: uma com a tela de Ultrapro®, a outra com a tela de Proceed®, inexistindo portanto diferença entre os grupos. Nos grupos deste estudo a borda da tela fazia sobreposição de 5 mm, sobre os tecidos, na borda do defeito criado.. Não há consenso na literatura quanto a sobreposição das bordas. A tendência da literatura parece ser cada vez telas mais sobrepostas, principalmente com os trabalhos de retração destes materiais. PUNDEK (2009) encontrou também um caso de hérnia com a tela de Proceed®. ALPONAT et al. (1997) encontraram quatro hérnias em um grupo de cinco animais, em trabalho no qual usou a tela de polipropileno revestido com carboximetilcelulose. BORRAZZO et al. (2004) estudaram telas colocadas por laparoscopia em porcos, não encontraram hérnias em seu estudo. DUFFY et al. (2004) estudaram telas de poliéster recobertas com fibrina, e telas de politetrafluoretileno expandido com polipropileno, colocadas na parede abdominal de porcos por laparoscopia, não encontraram nenhuma hérnia.

5.5 AVALIAÇÃO MICROSCÓPICA DA CICATRIZAÇÃO

A análise histológica pela coloração Hematoxilina e Eosina mostrou boa proliferação fibroblástica. A análise microscópica comparativa de cada um dos fatores, como a quantidade de neutrófilos, edema, congestão vascular, monomorfonucleares, fibrose, o tecido de cicatrização não mostrou diferença estatística entre os grupos. ALPONAT et al. (1997), BURGER et al. (2006), BORRAZZO et al. (2004), BARONCELLO et al. (2008), DEMIR et al. (2005), estudaram vários tipos de telas e não encontraram diferença histológica entre os grupos. DEMIR et al. (2005) e LAW (1990) estudaram as telas de polipropileno, politetrafluoretileno expandido, e polipropileno revestido com celulose oxidada regenerada. Neste último grupo encontrou menos colágeno, menos célula gigante e menos granuloma. GRECCA et al. (2001) estudaram as telas de polipropileno com

tamanho de poros diferentes, e não encontraram diferença na reação inflamatória. JUNGE et al. (2005) testaram as telas de polipropileno e de polipropileno revestida com titânio, e não encontraram diferença entre os grupos.

Não houve nenhum achado de reação inflamatória aguda nos dois grupos deste trabalho, á semelhança de PUNDEK (2009). Também não houve diferença entre as fases subagudas e crônicas, para as duas telas testadas.

SHER et al. (1980) e LAMB et al. (1983), estudaram dois grupos de telas cirúrgicas, sendo o primeiro grupo com tela de polipropileno, material mais amplamente utilizado em nosso meio, com pouca reação inflamatória e o outro grupo com tela de PTFE. Após duas e dez semanas avaliou-se a histologia e a resistência tênsil dos materiais. Verificaram que a malha de polipropileno teve significativamente maior reação inflamatória, e mais desorganizada. Concluíram que a tela de politetrafluoretileno expandido é adequada para ser usada como substituto fascial por período de tempo prolongado.

5.5.1 Estudo do colágeno – coloração Picrosirius Red

A avaliação quantitativa do colágeno existente na face da tela em contato com a cavidade peritoneal foi feita mediante o uso da coloração histológica picrosíríus. Este método proporciona informações sobre as fibras colágenas, como a densidade de sua formação e o tipo específico de fibras formadas no tecido cicatricial. As moléculas alongadas do picrosíríus se fixam às fibras de colágeno de forma paralela e axial longa, de maneira que esta relação entre as moléculas resulta em uma birrefringência assaz aumentada. Nesta coloração as fibras colágenas mais espessas ou maduras são fortemente birrefringentes ao microscópio e apresentam coloração vermelho-alaranjada (colágeno tipo I), ao passo que as fibras mais finas e dispersas ou imaturas são fracamente birrefringentes na leitura microscópica e apresentam coloração esverdeada (colágeno tipo III).

Neste trabalho, a quantidade de colágeno apresentou aumento significativo no grupo com tela de Ultrapro®. Com a tela de Proceed®, houve uma redução do colágeno tipo I, e aumento do colágeno tipo III, no 28º dia de avaliação. BINNEBÖSEL et al. (2010) compararam a tela de polipropileno com a tela de Ultrapro® não encontraram diferença no colágeno tipo I e III. GRECCA et al. (2001) estudaram telas de polipropileno com poros de tamanho diferentes e não

encontraram diferença no colágeno tipo III, mas encontraram diferença no colágeno tipo I com maior quantidade para a tela com poros maiores, que 4 mm. GROMMES et al. (2010) analisaram tipos de fixação das telas encontraram aumento progressivo da relação colágeno tipo VIII, no sétimo, décimo quarto e quinquagésimo sexto dia. JUNGE et al. (2005 e 2006) relataram que muitos pacientes, apesar de possuírem telas para reforço da parede, voltam a formar novas hérnias. Estudando a cicatrização em ratos usaram tela de poliéster impregnada com doxiciclina, ácido hialurônico, Fator de Crescimento Transformador β , hidrogenioaspartato de zinco, ácido ascórbico na tentativa de melhorar o processo cicatricial, assim como a deposição de colágeno; não houve melhora da cicatrização, ou da qualidade da cicatriz.

De maneira geral, os resultados deste trabalho podem ser comparados aos de outros autores como SIMMERMACHER et al. (1994) e DEMIR et al. (2005), os quais observaram que telas com barreiras anti-aderência propiciam menor depósito de colágeno. Justificaram isto pelo fato dos microporos destas telas induzirem uma inadequada reação inflamatória, com pouco aporte de tecido fibrocolagenoso. Estes achados também foram descritos por MURPHY et al. (1989), estes autores observaram que nas telas com barreiras anti-aderência a reação inflamatória é focal com poucos fibroblastos e predomínio de células gigantes.

5.6 AVALIAÇÃO TENSIOMETRICA DA CICATRIZAÇÃO

Neste trabalho, a tensiometria mostrou aumento da deformidade máxima dos tecidos e da tensão de ruptura no vigésimo oitavo dia, em relação ao sétimo dia do pós-operatório. Com a tela de Ultrapro®, a deformidade máxima dos tecidos apresentou significância, quando se comparou o sétimo e o vigésimo oitavo dia. Na tela de Proceed® a tensão de ruptura foi significativamente maior no vigésimo oitavo dia quando comparado com o sétimo dia. No sétimo dia a tela de Ultrapro® apresentou maior Tensão de ruptura que a tela de Proceed®. Esta diferença se deve a quantidade menor de polipropileno por cm^2 , desta tela; com poros maiores propiciam uma deformidade semelhante, porém de menor resistência à tensão de ruptura. No vigésimo oitavo dia, tanto a tensão de ruptura como a deformidade máxima dos tecidos tendem a ser semelhantes, quando se compara duas telas.

PUNDEK (2009) estudou também as telas de Ultrapro®, e de Proceed®, não encontrou diferença entre os grupos, na avaliação de trinta dias.

AYDOS et al. e (1999) BURGER et al. (2006) estudaram as telas de polipropileno e politetrafluoretileno expandido e não encontraram diferença na tensiometria entre os grupos.

DEMIR et al. (2005) estudaram as telas de polipropileno, politetrafluoretileno expandido e tela de polipropileno revestida com celulose regenerada oxidada, encontraram menor tensão de ruptura com a tela de politetrafluoretileno expandido, até o vigésimo dia. As telas tendem a ter a mesma resistência a partir do octogésimo dia.

FERRANDO et al. (2002) estudaram a tela composta de polipropileno e politetrafluoretileno expandido em ratos, encontraram um aumento progressivo da resistência por seis meses, com redução da rigidez do tecido de cicatrização. GRECCA et al. (2001) estudaram dois tipos de telas com poros diferentes (164x96 µm e 3x4 mm), não acharam diferença tensiométrica entre as telas.

Resultados semelhantes foram encontrados por BELLÓN et al. (2002), ao estudarem três tipos de malha (poliéster recoberta com colágeno e polietileno-glicol-glicerol, politetrafluoretileno e polipropileno recoberto com poliuretano), onde a força tênsil foi maior no 14º dia do pós-operatório na segunda tela, mas foi similar entre as três no 90º dia do pós-operatório.

Outros autores fizeram avaliação da resistência tênsil entre malhas diferentes, como no estudo de LAMB et al. (1983), demonstraram que a malha de poliglactina não é adequada para ser utilizada como substituto fascial por períodos prolongados, visto que sua força tênsil diminui após 12 semanas em relação às demais malhas estudadas, polipropileno e politetrafluoretileno expandido.

No estudo de Le BLANC et al. (2002) compararam a tela de polipropileno com duas novas formas de tela de politetrafluoretileno expandido, concluíram que estas promovem maior força tênsil que a tela de polipropileno, com incorporação tecidual precoce e baixo potencial de aderências, sendo mais indicadas para uso em cirurgias abdominais.

BURGER et al. (2006) estudaram as telas de polipropileno, politetrafluoretileno expandido, polipropileno com hialuronato de sódio e carboximetilcelulose, poliéster recoberto com polietileno-glicol-glicerol, polipropileno com poliglecaprone (Ultrapro®), polipropileno com polidioxanona e celulose oxidada

(Proceed®), polipropileno com titânio e pericárdio bovino. Concluíram que no 7º dia do pós-operatório não houve diferença significativa entre as telas em relação à força tênsil, mas no 30º dia pós-operatório, ela foi maior na tela de poliéster com polietileno-glicol-glicerol.

6. CONCLUSÕES

1. Quanto aos parâmetros macroscópicos:

- O implante da tela Ultrapro® suscita reação infecciosa local inicial (7 dias) superior aquela encontrada aos 28 dias.

- Ambas as telas estudadas estão relacionadas com baixos índices de hematomas, deiscências, hérnias e fístulas.

- O revestimento de celulose Regenerada da tela de Proceed® não reduz a formação de aderências do conteúdo peritoneal com a prótese.

2. Quanto aos parâmetros microscópicos:

- Ambas as telas empregadas neste estudo induziram a formação de reação inflamatória local de característica e intensidade semelhantes, quanto ao infiltrado monomorfonuclear, tecido de granulação, fibrose e escore de inflamação;

- A tela Proceed® induz maturação precoce, (7dias) das fibras colágenas, superior a tela de Ultrapro®, porém com fase de remodelação mais prolongada caracterizada por redução do conteúdo de fibras colágenas maduras e incremento de fibras colágenas imaturas apos 28 dias de implante.

3. Quanto aos parâmetros tensiométricos:

- A resistência tecidual local aumenta ao longo do tempo do 7° dia para o 28° dia com o emprego de ambas as telas estudadas.

- A resistência tecidual local, quando se emprega a tela Proceed® é inferior à resistência tecidual local, quando se emprega a tela de Ultrapro®, tanto na fase precoce (7 dias), quanto na tardia (28 dias).

REFERÊNCIAS

ABDUL-HUSN, S. The use of polyester mesh in hernia repair. **Leb. Med. J.**, v. 27, p. 437, 1974.

ALPONAT, A.; LAKSHMINARASAPPA, S. R.; TEH, M.; RAJNAKOVA, A.; MOOCHHALA, S.; GOH, P. M. Y.; CHAN, S. T. F. Effects of Physical barriers in prevention of adhesions: an incisional hernia model in rats. **J. Surg. Res.** v. 68, p. 126-132. 1997.

ARAÚJO, U. R. M. F.; CZECZKO, N. G.; RIBAS FILHO, J. M.; MALAFAIA, O.; BUDEL, V. M.; BALDERRAMA, C. M. S. R.; ZIMMERMANN, E.; DIETZ, A. U. Reparo intraperitoneal de defeitos da parede ventral do abdome com telas de poliéster com colágeno e polipropileno com ácido poliglicólico. **Rev Col Bras Cir.**, Rio de Janeiro, vol. 36, n. 3, 2009.

ARSLANI, N.; PATRLJ, L.; KOPLJAR, M.; RAJKOVIC, Z.; ALTARAC, S.; PAPES, D. Advantages of new materials in fascia transversalis reinforcement for inguinal hernia repair. **Hernia.** v. 14. p. 617-621. 2010.

ATTILA, Ç.; YASEMIN, Ç.; BILENSOY, E.; YORGANCI, K.; ÇALIS, S.; SARIBAS, Z.; KAYNAROGLU. Antibacterial activity of Triclosan chitosan coated graft on hernia graft infection model. **Int. J. Pharm.**, vol. 381, p.214-219, 2009.

AYDOS, R. D.; SILVA, I. S.; GOLDENBERG, S.; GOLDENBERG, A.; SIMÕES, M. J.; TAKITA, L. C.; NIGRO, A. J. T. Estudo comparativo do efeito das telas de politetrafluoretileno expandido e de polipropileno, colocadas por laparoscopia, em hérnias ventrais produzidas em coelhos. **Acta Cir Bras**, v. 14(2), p.59-64, 1999.

BABCOOK, W.W., The range of usefulness of commercial stainless steel cloths in general and special forms of surgical practice. **Ann Western Med Surg**, v.6.p.15, 1952

BALLANTYNE, G. H. Intestinal suturing; review of the experiment foundations for traditional doctrines. **Dis Colon Rectum**, Chicago, v.26, p.836-843, 1983.

BARONCELLO, J. B.; CZECZKO, N. G.; MALAFAIA, O.; RIBAS-FILHO, J. M.; NASSIF, P. A. N.; DIETZ, A. U. O uso de telas Parietex® e Surgisis® na correção de defeitos produzidos na parede abdominal de coelhos. **Arq Gastroenterol**, São Paulo, v. 45, n. 4, 2008

BARTLETT, W., An improved filigree for repair of large defects in the abdominal wall. **Ann Surg**, v.38, p. 47, 1903

BAUER, J.J.; SALKY, B.A.; GELERNT, I.M.; KREEL, I. Repair of large abdominal wall defects with expanded polytetrafluoroethylene (PTFE). **Ann Surg**, 206:765-769, 1987

BAYCAL, A.; ONAT, D.; RASA, K.; RENDA, N.; SAYEK, I. Effects of polyglycolic acid and polypropylene meshes on postoperative adhesion formation in mice. **World J Surg**, Turkey, v. 21, p. 579-83, 1997.

BELLÓN, J.M.; GARCÍA-HONDUVILLA, N.; JURADO, F.; GARCÍA-CARRANZA, A.; GARCÍA-MORENO, F.; CARRERA-SAN MARTÍN, A.; BUJÁN, J. Use of composite prostheses in the repair of defects in the abdominal wall: prosthetic behaviour at the peritoneum. **Eur J Surg** , 167:666-671, 2001

BELLÓN, J. M.; JURADO, F.; GARCÍA-MORENO, F.; CORRALES, C.; CARRERA-SAN MARTÍN, A.; BUJÁN, J. Healing process induced by three composite prostheses in the repair of abdominal wall defects. **J Biomed Mater Res**, v. 63, p.182-190, 2002.

BELLÓN, J.M.; GARCÍA-HONDUVILLA, N.; SERRANO, N.; RODRIGUEZ, M.; PASCUAL, G.; BUJÁN, J. Composite prostheses for the repair of abdominal wall defects: effect of the structure of the adhesion barrier component. **Hernia**, 9:338-343, 2005

BELLÓN, J.M.; RODRÍGUEZ, M.; GARCÍA-HONDUVILLA, N.; PASCUAL, G.; BUJÁN, J. Partially absorbable meshes for hernia repair offer advantages over nonabsorbable meshes. **Am. J. Surg.**, United States, v. 194(1), p. 68-74, 2007

BELLOWS, C. F.; WHEATLEY, B.; MOROZ, K.; ROSALES, S.; ORICI, L. A. Histologic and biomechanical evaluation of biologic mesh following colonization with *Pseudomonas Aeruginosa*. **J. Surg. Res.** v. 175, p. 35-42, 2012

BERLINER, S. V. Clinical experience with an inlay expanded polytetrafluorethylene soft tissue patch as an adjunct in inguinal hernia repair. **Surg. Gynecol. Obstet.**, v. 176 p. 323, 1993.

BINNEBÖSEL, M.; KLINK,C, D.; OTTO, J.; CONZE,J.; JANSEN, P. L.; ANUROV, M.; SCHUMPELICK, V.; JUNGE, K. Impacto f mesh positioning on foreign body reaction modelo for open incisional hernia repair. **Hernia**. v. 14, p. 71-77. 2010.

BORRAZZO, E. C.; BELMONT, .[M. F.; BOFFA, D.; FOWLER, D. L. Effect of prosthetic material formation after laparoscopic ventral hernia in repair a porcine model. **Hernia**. v. 8, p. 108-112. 2004.

BRENT, D. M.; BROCK, L. P.; HARRISON, S. P.; CHARLES, L. B.; KENT, W. K.; SING, R. F.; HENIFORD, B. T. Assessment of adhesion formation to intra-abdominal polypropylene mesh and polytetrafluoroethylene mesh. **J. Surg. Res.**, North Carolina, v. 114, p. 126-132, 2003.

BRODERICK. G.; MCINTYRE, J.; NOURY, M.; STROM, H. M.; PSOINOS, C.; CHRISTAKAS, A.; BILLIAR, K.; HURWITZ, Z. M.; LALIKOS, J. F.; IGNOTZ, R. A.; DUNN, R. M. Dermal collagen matrices for ventral repair: comparative analysis in a rat model. **Hernia**, v 16(3), p. 333-343, 2012.

BURGER, J. W. A.; HALM, J. A.; WIJSMULLER, A. R.; TEN RAA, S.; JEEKEL, J. Evaluation of new prosthetic meshes for ventral hernia repair. **Surg Endosc**, v 20, (8), p.1320-1325, 2006.

BURKE, G.L., Corrosion of metals in tissues and an introduction to tantalum. **Can Med Assoc J**, V 43, P.125, 1940

BUTLER, C. E.; NAVARRO, F. A.; ORGILL, D. P. Reduction of abdominal adhesions using composite collagen-GAG implants for ventral hernia repair. **J Biomed Mater Res**, v. 58(1), p. 75-80, 2001.

CARBAJO, M. A.; MARTÍN del OLMO, J. C.; BLANCO, J. I.; CUESTA, C. de la; TOLEDANO, M.; MARTIN, F.; VAQUERO, C.; INGLADA, L. Laparoscopic treatment open surgery in the solution of major incisional and abdominal wall hernias with mesh. **Surg. Endosc.**, Spain, v. 13, p. 250-2, 1999

COLÉGIO BRASILEIRO DE EXPERIMENTAÇÃO ANIMAL – COBEA. **Princípios Éticos e práticos do uso de animais de experimentação**. São Paulo: UNIFESP-EPM/AFIP/FAPESP, 2000. Disponível em: <http://www.cobea.org/principios.htm>..

CONZE, J.; ROSCH, R.; KLINGE, U.; WEISS, C.; ANUROV, M.; TITKOWA, S.; OETTINGER, A.; SCHUMPELICK, V. Polypropylene in the intra-abdominal position: influence of pore size and surface area. **Hernia**, 8 (4):365-372, 2004

CONZE, J. Different methods of mesh fixation in open retromuscular incisional hernia repair: a comparative study in pigs. **Hernia**. v. 14, p. 623-627, 2010.

COTRAN,R.S.; **Endothelial cells**. In KELLEY, W.N., *et al.* (eds.): Textbook of Rematology, 4 ed. Philadelphia, W.B. Saunders Co., p. 327-336, 1993

COTRAN,R.S.; KUMAR, R.; COLLINS, T. **Patologia estrutural e funcional**, 6. ed. Rio de Janeiro; Guanabara Koogan S.A., 2000

CRONIN, K.; JACKSON, D. S.; DUNPHY, J. E. Changing bursting strength and content of the healing colon. **Surg Gynecol Obstet**, Chicago, v.126, p.747-753, 1968.

D'ACAMPORA, A. J.; JOLI, F. S.; TRAMONTE, R. Expanded polytetrafluorethylene and polypropylene in the repairing of abdominal wall defects in Wistar rats. Comparative study. **Acta Cir Bras**. São Paulo, v. 21, n. 6, 2006

DANINO, A. M.; MALKA, G.; REVOL, M.; SERVANT, J. M. A scanning electron microscopical study of the two sides of polypropylene mesh (Marlex) and PTFE (Gore Tex) mesh 2 years after complete abdominal wall reconstruction. A study of 15 cases. **Br J Plast Surg**, v. 58(3), p. 384-388, 2005.

DEMIR, U.;MIHMANLI, M.; COSKUN,;BDILEGE, E.; KALYONCU, A.; ALTINLI, E.; GUNDUZ,B.; YILMAZ, B. Comparison of prosthetic materials in incisional hernia repair. **Surg Today**. v. 35, p. 223-227. 2005

DIETZ, U. A., DEBUS, E. S. **Tecnicas of resection and reconstruction in abdominal surgery.** Textbook and atlas of the biofragmentable anastomosis. Kaden Verlag: Heidelberg, 2002.

DOUGLAS, D., M. Repair of large hernia with tantalum gauze, **Lancet**, v.1, p.938, 1948

DUFFY, A. J.; HOGLE, N. J.; LAPERLE, K.M.; FOWLER, D. L. Comparison of two composite meshes using two fixation devices in a porcine laparoscopic ventral hernia abdominal repair model. **Hernia**. v. 8, p. 358-364. 2004

ELLIS, H. The causes and prevention of intestinal adhesions. **Br J Surg**, v. 69(5), p. 241-3, 1982.

EVANS, D. M.; Mc AREE, K.; GUYTON, D. P.; HAWKINS, N.; STAKLEFF, K. Dose dependency and wound healing aspects of the use of tissue plasminogen activator in the prevention of intra abdominal adhesions. **Am. J. Surg.**, v. 165, p. 229-232, 1993.

FERRANDO, J. M.; VIDAL, J.; ARMENGOL, M.; GIL, J.; MANERO, J. M.; HUGUET, P.; SEGARRA, A.; QUILES, M. T.; SCHWARTZ, S.; ARBÓS I VIA, M. A. Experimental evaluation of a new layered prosthesis exhibiting a low tensile modulus of elasticity; long-term integration response within the rat abdominal wall. **World J Surg**, v. 26, p. 409-415, 2002.

GOEPEL, R. Der Verschluss von Nabel und Bauchwand hernieen unter Verwendung gegliederter Silberdrahtnetze. **Munch Med Wochenschr**, v.75, p.127, 1928

GOLDSTEIN, H.S. Selecting the right meshes. **Hernia**. v. 3, p. 23-26. 1999.

GONZALEZ, R.; RODEHEAVER, G. T.; MOODY, D. L.; FORESMAN, P. A.; RAMSHAW, B. J. Resistance to adhesion formation: A comparative study of treated and untreated mesh products placed in the abdominal cavity. **Hernia**, v.8, p.213-19, 2004.

GORE, R. W; US Patent 3,953.566 (to W.L. Gore and association), April 27, 1976.

GOTTRUP, F. Healing of incisional wounds in stomach and duodenum. A biomechanical study. **Am J Surg**, New York, v.140, p.296-301, 1980.

GRECCA, F. H.; DE PAULA, J. B.; BIONDO-SIMÕES, M. L. P.; DA COSTA, F. D.; DA SILVA, A. P. G.; TIME, S.; MANSUR, A. The influence of differing poro size on the biocompatibility of two polypropylene meshes in the repair of abdominal defects. **Hernia**. v.5, p. 59-64. 2001.

GRECCA; F.H.; NORONHA; L., BENDHAK; M., FERES; A., SOCCOL; A., DUDA; JR. Use of small intestine submucosa as ureteral allograft in pigs. **Intern Braz J Urol**, v30, f.4, p327-325, 2004

GREENE, M. A.; MULLINS, R. J.; MALANGONI, M. A.; FELICIANO, P. D.; RICHARDSON, J. D.; POLK JR., H. C. Laparotomy wound closure with absorbable polyglycolic acid mesh. **Surg Gynecol Obstet**, v.176(3), p.213-218, 1993.

GROMMES, J.; BINNEBÖSEL, M.; KLINK, C. D.; VON TROTHA, K. T.; JUNGE, K.; CONZE, J. Different methods of mesh fixation in open retromuscular incisional hernia repair: a comparative study in pigs. **Hernia**. v. 14, p. 623-627, 2010

GRUBER-BLUM, S.; PETTER-PUCHNER, A. H.; BRAND, J.; FORTELENY, R.H.; WALTER, N.; OEHLINGER,W.; KOENIG,F.; REDL, H. Comparison of the separate antiadhesive barriers for intraperitoneal onlay mesh hernia repair in an experimental model. **Br. J. Surg.**. V.98 (3). p. 442-449, 2011.

HARRELL, A. G.; NOVITSKY, Y. W.; CRISTIANO, J. A.; GERSIN, K. S.; NORTON, H. J.; KERCHER, K. W.; HENIFORD, B. T. Prospective histologic evaluation of intra-abdominal prosthetics four months after implantation in a rabbit model. **Surg Endosc**, Germany, v. 21 (7), p. 1170-4, 2007.

HERING, F.L.; GABOR, S.; ROSENBERG. **Bases técnicas e teóricas de fios de sutura**, 1ª ed. São Paulo: Roca, 1993

INTERNATIONAL COMMITTEE ON VETERINARY GROSS ANATOMICAL NOMENCLATURE. **Nomina Anatomica Veterinaria**. 3rded. Ithaca; World Association of Veterinary Anatomists, 1983, 216p

JACOB, B. P.; HOGLE, N. J.; DURAK, E.; KIM, T.; FOWLER, D. L. Tissue ingrowth and bowel adhesion formation in an animal comparative study: polypropylene versus Proceed versus Parietex Composite. **Surg Endosc**, Germany, v. 21(4), p. 629-33, 2007

JACOB, D.A.; SCHUG-PAB, C. S.; SOMMERER, F.; TANNAPFEL, A.; LIPPERT, H.; KÖCKERLING, F. Comparison of a lightweight polypropylene mesh (Optilene® LP) and a large-pore Knitted PTFE mesh(GORE® INFINIT® mesh)- Biocompatibility in a standardized endoscopic extraperitoneal hernia model. **Langenbecks Arch Surg** , v 397, p. 283-289, 2012.

JENKINS, S. D.; KLAMER, T. W.; PARTEKA, J. J.; CONDON, R. E. A comparison of prosthetic materials used to repair abdominal wall defects. **Surgery**, v. 94(2), p. 392-8, 1983.

JIBORN, H.; AHONEN, J.; ZEDERFELDT, B. Healing of experimental colonic anastomoses; the effect of suture technique on collagen concentration in the colonic wall. **Am J Surg**, New York, v.135, p.333-40, 1978a.

JIBORN, H.; AHONEN, J.; ZEDERFELDT, B. Healing of experimental colonic anastomoses; bursting strength of the colon after left colon resection and anastomoses. **Am J Surg**, New York, v.136, p.587-94, 1978b.

JUNGE, K.; ROSCH, R.; KLINGE, U.; SAKLAK, M.; KLOSTERHALFEN, B.; PEIPER, C.; SCHUMPELICK, V. Titanium coating of a polypropylene mesh for hernia repair: Effect on biocompatibility. **Hernia**. v. 9, p. 115-119. 2005.

JUNGE, K.; ROSCH, R.; ANUROV, M.; TITKOVA, S.; ÖTTINGER, A.; KLINGE, U.; SCHUMPELIK, V. Modification of collagen formation using supplemented mesh materials. **Hernia**. v. 10, p. 492-497. 2006.

JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, J. Tecido Conjuntivo. In:__. **Histologia básica**. Guanabara-Koogan, 9a edição, Rio de Janeiro, RJ, 72-97, 1999.

KAPAN, S.; KAPAN, M.; GOKSOY, E.; KARABICAK, I.; OKTAR, H. Comparison of PTFE, pericardium bovine and fascia late for repair of incisional hernia in rat model, experimental study. **Hernia**, v.7, p. 39-43, 2003.

KIUDELIS, M.; JONCIAUSKIENE, J.; DEDUCHOVAS, O.; RADZIUNAS, A.; MICKEVICIUS, A.; JANCIAUSKAS, D.; PETROVAS, S.; ENDZINAS, Z.; PUNDZIUS, J. Effects of different kinds of meshes on postoperative adhesion formation in the New Zealand White rabbit. **Hernia**, France, v.11 (1), p. 19-23, 2007

KOHN, S. **Structural basis of hyperpermeability of tumor blood vessels**. Lab. Invest., v. 67, p. 596, 1992

KOONTZ, A. R. Preliminary report on the use of tantalum mesh in the repair of ventral hernia. **Ann. Surg.** v., 127 p. 1079, 1948.

KOONTZ, A. R., KIMBERLY, R., C. Further experimental work on prostheses for hernia repair. View record in scopus/cited by scopus. **Surg. Gynecol. Obstet.**, v.109, p. 321, 1959

LAM, C. R., SZILAGYI D. E., PUPPENDAHL, M. Tantalum gauze in the repair of large postoperative ventral hernias **Arch Surg.** 57 p. 234, 1948

LAMB, J. P.; VITALE, T.; KAMINSKI, D. L. Comparative evaluation of synthetic meshes used for abdominal wall replacement. **Surgery**, v. 176, p. 271-76, 1983

LAW, N.W. A comparison of polypropylene mesh, expanded polytetrafluoroethylene patch and polyglycolic acid mesh for the repair of experimental abdominal wall defects. **Acta Chir Scand** 156:759-762, 1990

Le BLANC, K. A.; BELLANGER, D.; RHYNES, K. V.; BAKER, D. G.; STOUT, R. W. Tissue attachment strength of prosthetic meshes used in ventral and incisional repair. **Surg Endosc**, New York, v. 16, p. 1542-46, 2002.

LEMOS, ICMC. **Influência da desnutrição intrauterina na cicatrização intrauterina na cicatrização da parede abdominal de ratos lactentes avaliada mediante estudo Tensiométrico e da morfometria do colágeno**. Curitiba, 2002. Tese de Doutorado – Setor das Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná

LEVEEN, H., H., BARBERIA, J., R. Tissue reaction to plastics used in surgery with special reference to Teflon. **Ann Surg**, v.129, p.74, 1949

MARMON, L. M.; VINO CUR, C. D.; STANDIFORD, S. B.; WAGNER, C. W.; DUNN, J. M.; WEINTRAUB, W. H. Evaluation of absorbable polyglycolic mesh as a wound support. **J Pediatric Surg**, v. 20(6), p.737-742, 1985.

MATHEWS, B. D.; PRATT, B. L.; POLLINGER, H. S.; BACKUS, C. L.; KERCHER, K. W.; SING, R. F.; HENIFORD, B. T. Assessment of adhesion formation to intra-abdominal polypropylene mesh and polytetrafluoroethylene mesh. **J Surg Res**, v. 114(2), p.126-132, 2003.

MELMAN, L.; JENKINS, E. D.; HAMILTON, N. A.; BENDER, L. C.; BRODT, M. D.; DEEKEN, C. R.; GRECO, S. C.; FRISELLA, M. M.; MATHEWS, B. D. Histologic and biomechanical evaluation of a novel macroporous polytetrafluoroethylene knit mesh compared to lightweight and heavyweight polypropylene mesh in a porcine model of ventral incisional hernia repair. **Hernia**, v. 15 (4), p- 423-431, 2011.

MEYER, W., The implantation of silver filigree for the closure of large hernia apertures, **Ann. Surg.** 36 p. 767 1902

MILLER, J.M. Evaluation of a new surgical suture (Prolene). **Am. Surg.**, Atlanta, v. 39, p.31-39, 1973

MURPHY, J.L.; FREEMAN, J.B.; DIONNE, P.G. Comparison of marlex and gore-tex to repair abdominal wall defects in the rat. **Can J Surg**, v. 32(4), p. 244-247, 1989.

NAGY, K.K.; FILDES, J.J.; MAHR, C.; ROBERTS, R.R.; KROSNER, S.M.; JOSEPH, K.T.; BARRETT, J. Experience with three prosthetic materials in temporary abdominal wall closure. **Am Surg**, 62(5):464-466, 1997.

NAIR, S. K.; BHAT, A. L.; AURORA, A. L. Role of proteolytic enzyme in the prevention of postoperative intraperitoneal adhesions. **Arch Surg**, v. 108, p. 849-853, 1974

NOVITSKY, Y. W.; HARRELL, A. G.; CRISTIANO, J. A.; PATON, B. L.; NORTON, H. J.; PEINDL, R. D.; KERCHER, K. W.; HENIFORD, B. T. Comparative evaluation of adhesion formation, strenght of ingrowth, and textile properties of prosthetic meshes after long-term intra-abdominal implantation in a rabbit. **J Surg Res**, United States, v. 140 (1), p. 6-11, 2007

OLIVEIRA, P.G. **Efeito da peritonite por Cândida abicas na cicatrização de anastomoses colônicas: estudo experimental em ratos.** Ribeirão Preto, 1995. Tese de Doutorado. Faculdade Médica de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ORENSTEIN, S. B.; SABERSKI, E. R.; KLUEH, U.; KREUTZER, D. L.; NOVITSKY, Y. W. Effects of mast cell modulation on early host response to implanted synthetic meshes. **Hernia**, v. 14, p. 511-516, 2010.

OSHIGE S.: Japanese Patent No. 42 – 13560 (67|13560). August 1967.

PASCUAL, G.; RODRÍGUEZ, M.; GOMEZ-GIL, V.; GARCÍA-HONDUVILLA, N.; BUJÁN, J.; BELLÓN, J.M. Early tissue incorporation and collagen deposition in lightweight polypropylene meshes: bioassay in an experimental model of ventral hernia. **Surgery**, United States, v. 144 (3), p. 427-35, 2008

PEACOCK JR., E. E. Here we are: Behind again. **Am J surg** v. 157, p. 187, 1989.

PHELPS, A. M. A new operation for hernia. **N. Y. Med J.** 60 p. 291, 1894

PLUNKETT, R., J: US Patent 2.230,657 (to Kinetic Chemicals, Inc). February 4. 1941.

PONKA, J., L. WYLIE, J., H., CHAIKOF, L. Marlex Mesh: A new plastic mesh for the repair of hernia. View record in scopus/cited by scopus **Henry Ford Med Bull**, v.7, p.278, 1959

PRESTON, D., J., RICHARDS, C., F. Use of wire mesh prostheses in the treatment of hernia. View record in scopus/cited by scopus **Surg Clin Noth Am**, v.53, p.549, 1973.

PUNDEK, MRZ. **Estudo das telas cirúrgicas de polipropileno-poliglicaprone e de polipropileno-polidioxanona-celulose oxidada regenerada na cicatrização de defeito produzido na parede abdominal de ratos.** Curitiba, 2009. Tese de Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Princípios da Cirurgia da Faculdade Evangélica do Paraná- Hospital Universitário Evangélico de Curitiba.

SABERSKI, E.R.; ORENSTEIN, S.B.; NOVITSKY, Y.W. Anisotropic evaluation of synthetic surgical meshes. **Hernia**, v.15, p. 47-52, 2011

SCHUG-PASS, C.; TAMME, C.; SOMMERER, F.; TANNAPFEL, A.; LIPPERT, H.; KÖCKERLING, F. A lightweight, partially absorbable mesh (Ultrapro®) for endoscopic hernia repair: experimental biocompatibility results obtained with a porcine model. **Surg. Endosc.**, Germany, v. 22 (4), p. 1100-6, 2008

SHER, W.; POLLACK, D.; PAULIDES, C. A.; MATSUMOTO, T. Repair of abdominal wall defects: gore-tex vs. marlex graft. **Am Surg**, v. 46(11), p.618-623, 1980.

SIMMERMACHER, R.K.J.; SCHAKENRAAD, J.M.; BLEICHRODT, R.P. Herniation after repair of the abdominal wall with expanded polytetrafluoroethylene. **J Am Coll Surg**, 178(6):613-616,1994

SIEGEL, S. **Estatística não paramétrica para as Ciências do Comportamento;** Editora McGraw-Hill Ltda, São Paulo, páginas 131-144, 1975.

SPRINGER, T.A. Adhesion receptors of the immune system. **Nature**, v.346, p. 425-434, 1994

SOUZA, J.B. **Evolução da cicatrização de anastomose colônicas sob a ação do diclofenaco sódico administrado no período per-operatório: estudo experimental em coelhos.** Ribeirão Preto, 1994. Tese de Doutorado. Faculdade Médica de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

STEICHEN, F.M.; RAVITCH, M.M. History of mechanical devices and instruments for suturing. **Curr. Probl. Surg.**, St. Louis, v.19, p.1-51, 1982

THROCKMORTON, T., D. Tantalum gauze in the repair of hernias complicated by tissue deficiency. View record in scopus/cited by scopus. **Surgery**, V.23, P.32, 1948.

TYRELL, J.; SILBERMAN, H.; CHANDRASOMA, P.; NILAND, J.; SHULL, J. Absorbable versus permanent mesh in abdominal operations. **Surg. Gynecol. Obstet.**, Los Angeles, v. 168, p. 227-232, 1989.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ. **Normas para apresentação de documentos científicos**. Curitiba, PR: Ed. Da UFPR, 2007

USHER, F.C., WALLACE, S., A. Tissue reaction to plastics; comparison of nylon, Orlon, Dacron, and Teflon. **Arch Surg**, v.76, p.997, 1958

USHER, F.C.; COGAN, J.E.; LOWRY, T.I. A new technique for the repair of inguinal incisional hernias. View record in scopus | cited by scopus (20). **Arch Surg**, v.81, p.847, 1960

VAN'T RIET, M.; DE VOS VAN STEENWIJK, P.J.; BONTHUIS, F.; MARQUET, R. L.; STEYERBERG, E. W.; JEEKEL, J.; BONJER, J. Prevention of adhesion to prosthetic mesh: comparison of different barriers using an incisional hernia model. **Ann Surg**, v 237 (1), p.123-128, 2003.

VAN WINKLE; W. Jr. **Wound contraction**. Surg Gynecol Obstet, p.125-131, 1967.

VAVRÍK, J.; FOLTÝNOVÁ, V.; VÍTKOVÁ, I.; ADÁMEK, S.; POUCKOVÁ, P. Changes in abdominal wall after mesh implantation in rats. **Med Sci Monit**, v. 6(3), p. 476-479, 2000.

VIPOND, M. N.; WHAWELL, S. A.; THOMPSON, J. N.; DUDLEY, H. A. F. Peritoneal fibrinolytic activity and intra-abdominal adhesions. **The Lancet**, London, v. 335, p. 1120-22, 1990.

VIZZOTTO Jr. **A influência da cisplatina administrada no pré e pós-operatório sobre a cicatrização de anastomoses colônicas em ratos testada pela força de resistência à tração**. Curitiba, 2001. 91f. Dissertação (Mestrado) – Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná.

VIZZOTTO Jr, A.O.; NORONHA, L.; SCHEFFEL, D. L. H.; CAMPOS, A. C. L. Influência da cisplatina administrada no pré e no pós-operatório sobre a cicatrização de anastomoses colônicas em ratos. **J. Brás. Patol. Med. Lab.**, Rio de Janeiro, v. 39, n.2, p. 143-149, 2003.

VRIJLAND, W. W.; BONTHUIS, F.; STEYERBERG, E. W.; MARQUET, R. L.; JEEKEL, J.; BONJER, H. J. Peritoneal adhesions to prosthetic materials. **Surg Endosc**, the Netherlands, v. 14, p. 960-63, 2000.

ZINTHER, N. B.; WARA, P.; FRIIS-ANDERSEN, H. Intraperitoneal onlay mesh: an experimental study of adhesion formation in a sheep model. **Hernia**. V. 14, p. 283-289, 2010a.

ZINTHER, N.B.; WARA, P.; FRIIS-ANDERSEN, H.; Skrinkage of intraperitoneal onlay mesh in sheep: coated polyester mesh versus covered polypropylene mesh. **Hernia**. v. 14. p. 611-615, 2010b.

WEISSMAN, G. **Inflammation: Historical perspectives**. In Gallin, J.I., *et al.* (eds.): *Inflammation: Basic Principles and Clinical Correlates*, 2 ed. New York, Raven Press, p. 5-13, 1992

WITZEL, O. Ueber den Verschluss von Bauchwunden und Bruchpforten durch versenkte Silberdratnetze (Einheilung von Filingranpelotten), **Centrabl f Chir Leipz**, v.27, p. 257, 1900

ANEXO



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
 Rua Prof. Pedro Viriato Parigot de Souza, 5.300
 Fone: (41) 3317-3260 ou 3317-3290
 Fax: (41) 317-3030
 cep@up.edu.br

CEUA
Protocolo 002/010

**PARECER CONSUBSTANCIADO DE PROJETO DE PESQUISA ANALISADO PELO
 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVERSIDADE POSITIVO**

IDENTIFICAÇÃO
1. Título do Projeto: Avaliação das telas cirúrgicas no processo de cicatrização em ferida de parede abdominal de ratos
2. Professor orientador: Jorge Eduardo Matias
3. Aluno(s) envolvido(s): Paulo Roberto Sbaraini
4. Instituição do pesquisador: Universidade Federal do Paraná
5. Local onde será realizada a pesquisa: Biotério da Universidade Positivo

OBJETIVO
7. Avaliar a ação das telas cirúrgicas no processo de cicatrização de ferida em parede abdominal de ratos mediante análise macroscópica, microscópica e tensiométrica.

SÍNTESE DO PROJETO
8. Serão utilizados 32 ratos Wistar machos, pesando 260 a 280g, mantidos em salas com condições ideais de temperatura, umidade e luminosidade e com livre acesso à água e ração comercial. Os período de aclimação, os animais serão divididos em 2 grupos: Grupo 1 – receberá tela cirúrgica de polipropileno e poliglicaprone; Grupo 2 – receberá tela cirúrgica mista de polipropileno, polidioxanona absorvível e camada de celulose oxidada regenerada. Desses grupos, 8 animais de cada serão eutanasiados ao 15º e ao 30º em câmara de gás. O procedimento cirúrgico será realizado após sedação pela vaporização de Isoflurano em campânula de vidro e anestesia dissociativa de 100 mg/Kg de Cloridrato de Quetamina a 10% com 10 mg/Kg de Cloridrato de Xilazina a 2%. Após incisão da parede abdominal, dissecação romba entre pele e aponeurose e M. reto abdominal, a tela será posicionada de acordo com o grupo com fio de polipropileno 4-0 em sutura contínua. A pele será fechada com sutura contínua entrelaçada com fio de polipropileno 3-0. A dor pós-operatória será controlada pela administração oral de Dipirona na água de bebida. Após o período de 15 e 30 dias, serão coletadas amostras para a prova de tensão de ruptura e para o estudo histopatológico.

COMENTÁRIOS DO RELATOR
1. O projeto proposto tem mérito científico e o protocolo está de acordo com as normas nacionais e internacionais de bem-estar animal.
2. Sugiro garantir melhor controle da dor pós-operatória administrando-se Dipirona injetável de acordo com o peso do animal e, para manutenção da analgesia sem manipulação dos animais, recomendo administrar 80mg de Paracetamol VO 4 vezes ao dia durante 3 dias.

PARECER FINAL		
<input checked="" type="checkbox"/> Recomenda a aprovação	<input type="checkbox"/> Não recomenda a aprovação	<input type="checkbox"/> Em pendência
10. Solicita-se o envio de relatório ou cópia da publicação para encerramento do processo junto ao CEP.		



M. Torres
MARIA FERNANDA TORRES
COORDENADORA