

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

ANA CRISTINA ISA



**ANÁLISE MACROSCÓPICA, HISTOMORFOMÉTRICA E TENSIMÉTRICA
DA UTILIZAÇÃO DE TELAS CIRÚRGICAS DE DIFERENTES COMPOSIÇÕES NA
CORREÇÃO DE DEFEITO DA PAREDE ABDOMINAL DE RATOS WISTAR**

CURITIBA
2012

ANA CRISTINA ISA

**ANÁLISE MACROSCÓPICA, HISTOMORFOMÉTRICA E TENSIMÉTRICA
DA UTILIZAÇÃO DE TELAS CIRÚRGICAS DE DIFERENTES COMPOSIÇÕES NA
CORREÇÃO DE DEFEITO DA PAREDE ABDOMINAL DE RATOS WISTAR**

Dissertação apresentada no 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 Eduardo Fouto Matias
Co-orientadora: Prof^a. Dra Célia T. Yamamoto

CURITIBA
2012

Isa, Ana Cristina

Análise macroscópica, histomorfométrica e tensiométrica da utilização de telas cirúrgicas de diferentes composições na correção de defeito da parede abdominal de ratos Wistar / Ana Cristina Isa - Curitiba, 2012.

72 f.

Orientador Prof. Dr. Jorge Eduardo Fouto Matias

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós -Graduação em Clínica Cirúrgica, Setor Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná.

1. Animais de experimentação 2. Telas cirúrgicas
3. Aderências. 4. Colágeno 5. Tensiometria

AGRADECIMENTOS

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

Ao meu Orientador, Prof. Dr. Jorge Fouto Mathias, pela orientação, seu empenho, dedicação, ensino e compromisso a mim destinado.

A Profa. Dra. Célia Toshie Yamamoto, pela sua dedicação, orientação e determinação de cumprir o nosso objetivo, e por acreditar que, acima de tudo, fomos guiado por uma força maior.

Ao Prof. Dr. Júlio U. C. Coelho pelos ensinamentos e oportunidade concedida.

Ao Dr. Paulo Roberto Sbaraini, pela generosidade de ceder e permitir entrar no trabalho, sem o que não seria possível a minha titulação.

À 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.

Aos meus pais Isam e Maha pela minha formação e por quem sou e por tudo que alcancei.

A minha irmã Rosana pela ajuda e dedicação na realização do experimento prático do trabalho.

“A todos os que desempenharam papel fundamental na minha vida, o meu sincero e profundo reconhecimento, pelo que os faço constar nesta página.

Meu especial agradecimento a Deus, que criou os seres vivos, e aos animais utilizados na cirurgia experimental”.

“Aprender é a única coisa de que a mente nunca se cansa, de que nunca tem medo e nunca se arrepende”.

Leonardo da Vinci.

RESUMO

A correção cirúrgica das hérnias da parede abdominal persiste como uma operação frequente. O emprego de telas cirúrgicas na correção desses defeitos tem aumentado. As complicações relacionadas com o uso da telas de polipropileno, tais como formação de aderências, infecções, fístulas, perda de força tênsil e consequente recidivas, justificam a pesquisa por novos materiais. O presente estudo objetivou a análise de desempenho de duas telas cirúrgicas de composições diferentes, durante o processo de cicatrização de defeito de parede abdominal de ratos, através de parâmetros macroscópicos, microscópicos e tensiométricos. Trinta e três ratos *Wistar*, machos adultos foram anestesiados e submetidos à retirada de parede abdominal anterior, exceto pele, com área de 1,5cmx2cm. Dezesete animais tiveram o defeito corrigido pela sutura borda a borda de tela cirúrgica, composta de polipropileno + poliglecaprone (Grupo U - Ultrapro®). Dezesesseis animais tiveram o defeito corrigido de maneira já descrita, mas utilizando tela cirúrgica composta de polipropileno + polidioxanone + celulose (Grupo P - Proceed®). Cada grupo foi dividido em dois subgrupos, de acordo com o momento da eutanásia (sete dias ou vinte oito dias após a operação). Foram analisados parâmetros macroscópicos (hematoma, deiscências, infecções, fístula, aderência e hérnia), microscópicos (células monomorfonucleares, tecido de granulação, fibrose, escore de inflamação subaguda e crônica, e quantificação do colágeno maduro e imaturo); e tensiométricos (tensão máxima e força máxima de ruptura). Houve maior infecção com a tela Proceed® aos 7 dias quando comparada à tela Ultrapro® no mesmo período e também quando comparada a mesma tela aos 28 dias. Houve maior número de monomorfonucleares, maior tecido de granulação e maior escore de inflamação subaguda na análise da tela Ultrapro®, nos 28 dias quando comparado com a mesma tela aos 7 dias. Houve um aumento do colágeno tipo I no grupo Proceed® do período de 7 dias para o de 28 dias, com $p=0,047$. E houve aumento na tensão de ruptura, quando comparados os dois períodos, nas duas telas analisadas. Houve menor tensão de ruptura e deformidade dos tecidos com a tela Proceed® em 7 dias, igualando-se aos 28 dias. As telas conservam semelhanças no resultado final. Mais estudos, com número maior de animais devem ser realizados para melhor avaliação.

Palavras-chave: tela de poliglecaprone; tela de polidioxanona e celulose oxidada regenerada; tensiometria; aderências; hérnia abdominal, picrosirius, hematoxilina-eosina.

ABSTRACT

Surgical repair of abdominal wall hernias remains a frequent operation. The use of surgical meshes in the correction of these defects has increased. Complications related to the use of polypropylene meshes such as adhesions, infections, fistulas, loss of tensile strength and subsequent recurrences, justify the search for new materials. The aim of this study was to analyse the behavior of two surgical meshes of different compositions during the healing process of defect in the abdominal wall of rats through macroscopic, microscopic and tensiometric parameters. Thirty-three adult male Wistar rats were anesthetized and underwent to the removal of the anterior abdominal wall except skin, with an area of 1.5 cmx2cm. Seventeen animals had the defect corrected using the edge to edge suture of the surgical mesh composed of polypropylene + polyglecaprone (U Group - Ultrapro®), and in sixteen animals the defect was corrected by the same technique using polypropylene + polydioxanone + cellulose surgical mesh (Group P-Proceed®). Each group was divided into two subgroups according to the time of euthanasia (seven days or twenty eight days after the operation). Macroscopic parameters (hematoma, dehiscence, infection, fistula, hernia and adhesion), microscopic parameters (mononuclear cells, granulation tissue, fibrosis score of subacute and chronic inflammation, and measurement of mature and immature collagen) and tensiometric parameters (maximal strength and maximal rupture strength) were analyzed. Infection was higher in P group at 7 days compared to U group at same period, and also when compared to the same mesh at 28 days. There were higher mononuclear cells, increased granulation tissue and increased subacute inflammation score in the analysis of the Ultrapro® mesh at 28 days when compared to the same screen at 7 days. There was an increase in collagen type I in P group at 7 days period compared to 28 days, $p = 0.047$. Both meshes showed increased maximal rupture strength when comparing the two periods analyzed. There were lower tensile strength and tissue deformity in the P Group meshes at 7 days, at 28 days both are the same. Meshes showed comparable final results.

Keywords: meshes polyglecaprone; polydioxanone mesh and oxidized regenerated cellulose; tensiometry; adhesions, abdominal hernia, picrosirius, hematoxylin-eosin

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - FLUXOGRAMA	30
FIGURA 2 - ESQUEMA DO CORTE DAS PEÇAS CIRÚRGICAS	34
FIGURA 3 - APLICATIVO PRO-IMAGE-PLUS 4.5® VERSÃO 4.5	39
FOTO MICROGRAFIA 1 DE CORTE HISTOLÓGICO DA RESPOSTA INFLAMATÓRIA JUNTO Á TELA ULTRAPRO®, NO DIA 7º DIA, COLORAÇÃO HE, AUMENTO 400 X.	45
FOTOMICROGRAFIA 1B DE CORTE HISTOLÓGICO DA RESPOSTA INFLAMATÓRIA JUNTO Á TELA ULTRAPRO® NO DIA 28º DIA, COLORAÇÃO HE, AUMENTO 400 X.	45
FOTOMICROGRAFIA 2A- CORTE HISTOLÓGICO DA RESPOSTA INFLAMATÓRIA SUBAGUDO JUNTO Á TELA PROCEED NO 7º DIA, COLORAÇÃO HE, AUMENTO 400 X.	45
FOTOMICROGRAFIA 2B- CORTE HISTOLÓGICO DA RESPOSTA INFLAMATÓRIA SUBAGUDO JUNTO Á TELA PROCEED® NO 28º DIA, COLORAÇÃO HE, AUMENTO 400X.....	45
FOTOMICROGRAFIA 3- IMAGEM DO COLÁGENO TIPO I GRUPO ULTRAPRO®,28 DIA,COLORAÇÃO DE PICROSIRIUS.....	47
FOTOMICROGRAFIA 4- IMAGEM DO COLÁGENO TIPO III GRUPO PROCEED®, 28 DIAS, COLORAÇÃO PICROSIRIUS	47
FOTO 1 - ANIMAL NA CAMPÂNULA DE VIDRO EM VAPORIZAÇÃO ISOFLURANO.....	31
FOTO 2 -SUTURA DA TELA ULTRAPRO® EM PAREDE ABDOMINAL DE RATO	32
FOTO 3 -SUTURA DA TELA PROCEED® EM PAREDE ABDOMINAL DE RATO.....	32
FOTO 4- EUTANÁSIA DE RATOS EM CÂMARA DE GÁS.....	33
FOTO 5- INFECÇÃO NA FERIDA COM TELA DE ULTRAPRO®.....	35
FOTO 6- ABSCESSO NA FERIDA ABDOMINAL.....	35
FOTO 7- ADERÊNCIAS GRAU III COM TELA DE ULTRAPRO®. 28 DIAS DE PO.....	36
FOTO 8- MICROSCÓPIO OPTICO NIKKON®.....	39
FOTO 9 – FRAGMENTO TECIDUAL FIXO NO TENSÍMETRO.....	41

FOTO 10-FRAGMENTO TECIDUAL SUBMETIDO A TENSÃO DE RUPTURA TENSÍMETRO EMIC DL30000N (PERTO)	41
FOTO 11 E 12 - ADERÊNCIAS DENTRO DA CAVIDADE ABDOMINAL NO GRUPO ULTRAPRO® 28 DIAS.....	43

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1- CLASSIFICAÇÃO E ATRIBUIÇÃO DE ÍNDICES AOS ACHADOS HISTOLÓGICOS DE HEMATOXILINA-EOSINA (HE).....	37
QUADRO 2 -CARACTERIZAÇÃO DA FASE DO PROCESSO INFLAMATÓRIO DE ACORDO COM O ESCORE FINAL DE CADA GRUPO	38

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – COMPARAÇÃO DA VARIAÇÃO DO PESO (g) ENTRE OS SUBGRUPOS DO ESTUDO.....	42
TABELA 2 – ACHADOS MACROSCÓPICOS ENTRE OS SUBGRUPOS DO ESTUDO.....	43
TABELA 3 - ACHADOS MICROSCÓPICOS ENTRE OS SUBGRUPOS DO ESTUDO.....	44
TABELA 4 - COMPARAÇÃO DA QUANTIFICAÇÃO DE COLÁGENO TIPO I E III (PIXELS) ENTRE OS SUBGRUPOS DO ESTUDO.....	47
TABELA 5 - COMPARAÇÃO DA DEFORMIDADE MÁXIMA DO TECIDO (DMT) E DA TENSÃO DE RUPTURA (TR)ENTRE OS SUBGRUPOS DO ESTUDO.....	48

LISTA DE ABREVIATURAS

ACA	Aderência dentro da cavidade abdominal
COR.....	Celulose Oxidada Regenerada
COBEA	Colégio Brasileiro de Experimentação Animal
DMT	Deformidade máxima dos tecidos
Dp	Desvio padrão
H	Hora
HE.....	Hematoxilina e Eosina
HV	Hérnia visceral
μ	Micrômetro
p	Teste de significância estatística
PDS.....	Polidioxanona
PSR	Picrosiurus Red F3BA
RGB	Red,, Blue, Green
TR	Tensão de ruptura
UFPR	Universidade Federal do Paraná

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	14
1.1 OBJETIVOS	15
2. REVISÃO DA LITERATURA	17
2.1 Breve histórico das telas cirúrgicas.....	17
2.2 Estudo das telas cirúrgicas.....	20
3. MATERIAL E MÉTODOS	29
3.1 Animais.....	29
3.2 Meio Ambiente.....	29
3.3 Desenho Experimental.....	29
3.4 Anestesia	31
3.5 Procedimento cirúrgico.....	31
3.6 Controle da dor pós-operatória	32
3.7 Eutanásia.....	32
3.8 Coleta de amostras.	33
3.9 Parâmetros clínicos	34
3.9.1 Variação do peso.....	34
3.9.2 Avaliação macroscópica das cicatrizações.....	34
3.10 Processamento histológico	36
3.10.1 Análise microscópica das lâminas.....	36
3.10.2 Escores de inflamação	37
3.10.3 Análise quantitativa do colágeno	38
3.11 Tensiometria.....	40
3.12 Tratamento estatísticos de dados	41
4. RESULTADOS	42
4.1 AVALIAÇÃO CLINICA	42
VARIAÇÃO DO PESO	42
4.2 MACROSCOPIA.....	42
4.3 MICROSCOPIA.....	44
4.3.1 Processo inflamatório (HE)	44
4.3.2 Quantificação do colágeno (PSR)	46
4.4 TENSIOMETRIA	47

5. DISCUSSÃO	49
5.1 ANIMAL DE EXPERIMENTAÇÃO	49
5.2 TELAS CIRÚRGICAS	50
5.3 MACROSCOPIA.....	51
5.4 MICROSCOPIA.....	55
5.5 TENSIOMETRIA.....	58
6. CONCLUSÕES	60
REFERÊNCIAS	61
ANEXO	71
APROVAÇÃO DO COMITE DE ÉTICA EM PESQUISA.....	72

1. INTRODUÇÃO

Desde há muito tempo, a cirurgia busca soluções adequadas para a correção duradoura de processos herniários e defeitos de parede abdominal com perda de substância. Na presença de grandes defeitos da parede abdominal, aproximar as bordas do defeito é impraticável e desaconselhável. Ao longo do tempo, têm surgido diferentes propostas para a correção de tais defeitos, desde a utilização de tecidos originários de várias topografias do próprio paciente até o uso de próteses desenvolvidas de material sintético capaz de resistir à tensão.

Tais próteses têm sofrido incremento tecnológico importante nos últimos anos, objetivando melhores resultados sob o ponto de vista de resistência a longo prazo, reação inflamatória reacional e biocompatibilidade, WEISSMAN,(1992).

Quando ocorre uma solução de continuidade, existe um processo de reparo no tecido, na tentativa de reconstituição das estruturas. As malhas cirúrgicas foram criadas para auxiliar este processo; porém atuam como corpo estranho, desencadeando desde uma reação inflamatória leve, até uma resposta exacerbada, como rejeição e infecção.

O avanço na tecnologia em materiais de síntese ocorre no intuito de oferecer mais opções, com resultados mais satisfatórios e um tecido cicatricial mais resistente com maior flexibilidade e com grau mínimo ou ausente de aderências. Com isso se objetiva guardar semelhança com a fisiologia e a dinâmica da parede abdominal, conservando assim, a qualidade de vida no período pós-operatório. O surgimento de malhas cirúrgicas tem beneficiado o processo de reparo, tanto nos casos de perda de substância orgânica, como na fragilidade da parede abdominal, entre outros. As malhas cirúrgicas estão sendo aperfeiçoadas para melhor aceitação do organismo, com relação a cicatrização e sua resposta inflamatória. BELLÓN ET AL, 2001, BELLÓN ET AL, 2002, BELLÓN ET AL, 2007.

A tela Ultrapro® é composta por fios monofilamentares de baixa densidade, parcialmente absorvível, com macroporos no tamanho de 3-4 mm, desenvolvida com uma combinação de partes iguais de polipropileno, material não absorvível, e poliglecaprone, material absorvível (Ultrapro®, Johnson&Johnson, USA). A tela Proceed® é composta por multicamadas separadora de tecidos, formada por fios

monofilamentares, com macroporos, e por tela de polipropileno de baixa densidade situada entre duas lâminas de polidioxanona, uma camada de celulose oxidada regenerada (COR), matéria-prima de origem vegetal, e polidioxanona absorvível (Proceed®, Johnson&Johnson, USA). Esta tela tem superfície especificamente desenvolvida para o contato com vísceras, objetivando o desenvolvimento de taxas de aderências significativamente menores em comparação com telas desprovidas desta tecnologia. Entretanto, nenhum incremento tecnológico responsável por menor contração de aderências deve resultar em comprometimento dos outros parâmetros de desempenho de uma tela cirúrgica, tais como resistência oferecida, biocompatibilidade, taxa de complicações. PUNDEK, (2009).

O propósito deste estudo é analisar comparativamente as duas telas descritas acima, documentando seus desempenhos em modelo experimental de defeito parietal.

1.1 OBJETIVOS

OBJETIVO GERAL

Documentar o desempenho objetivo das telas cirúrgicas Ultrapro® e Proceed® quando utilizadas na sutura bordo a bordo como método de correção cirúrgica de defeito de parede abdominal experimentalmente produzido em ratos adultos.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar, em dois momentos distintos do processo de cicatrização (7º e 28º dias pós-operatório), o desempenho das telas de polipropileno/poliglecaprone (Ultrapro®) e polipropileno/polidioxanona/celulose oxidada regenerada (Proceed®) através destes parâmetros macroscópicos: formação de hematoma, presença de deiscência, infecção, fístula, aderência e hérnia.
- Comparar, em dois momentos distintos do processo de cicatrização (7º e 28º dias pós-operatório), o desempenho das telas de polipropileno/poliglecaprone (Ultrapro®) e polipropileno/polidioxanona/celulose oxidada regenerada

(Proceed®) através dos seguintes parâmetros microscópicos: quantificação do colágeno tipo I e III, escore de inflamação, presença de fibrose, tecido de granulação e monomorfonucleares.

- Comparar, em dois momentos distintos do processo de cicatrização (7º e 28º dias pós-operatório), o desempenho das telas de polipropileno/poliglicaprone (Ultrapro®) e polipropileno/polidioxanona/celulose oxidada regenerada (Proceed®) frente aos parâmetros tensiométricos: distensão máxima do tecido e tensão de ruptura.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Na primeira fase da cicatrização, ou fase inflamatória, ocorre: hemostasia, quimiotaxia leucocitária, diapedese, fagocitose e liberação de fatores de crescimento. A inflamação aguda é a resposta imediata, quando ocorre exsudação de líquidos e proteínas plasmáticas e migração de leucócitos, principalmente neutrófilos, realizando a *diapedese*, transmigração para o interstício. A lesão causa sangramento e a resposta é a hemostasia, formando coágulo. SPRINGER,(1994).

Na segunda fase, de proliferação celular, ocorre: angiogênese, proliferação fibroblástica e epitelização. Na terceira fase, formação do tecido conjuntivo de granulação, pela presença de fibroblastos, que produzem matriz extracelular, colágeno e glicosaminoglicanos. A quarta fase, da contração, ocorre aproximação das bordas através dos miofibroblastos. Na quinta fase, há remodelação. KOHN, (1992).

Logo, a cicatrização de feridas envolve processo inflamatório pelo ferimento, regeneração, migração e proliferação de células parenquimatosas e conjuntivas, colagenização e aquisição de força pela ferida, WEISSMAN, (1992).

2.1 Breve histórico das telas cirúrgicas:

O primeiro relato na literatura do uso de prótese, no reparo de hérnia, ocorreu em 1894 por PHELPS, que usou uma moeda de prata no canal inguinal. Este material provocou reação por corpo estranho e fibrose aumentando o reforço da parede. WITZEL(1900) e GOEPEL (1928), na Alemanha, desenvolveram a tela de prata, primeira prótese, a ser utilizada no reparo de hérnias. MEYER (1902) e BARTLETT (1903), foram os primeiros a descrevê-la na literatura americana. Esta tela predominou na literatura até meados do século dezenove, tendo sido a prótese que mais tempo sobreviveu até hoje. Devido ao desconforto, endurecimento, reação fibrosa, formação de cistos, líquidos e fístulas, este material foi gradativamente sendo abandonado.

Gaze de tântalo foi introduzido por BURKE em 1940, por ser maleável e apresentar boa resistência tênsil, tornando-se popular em cirurgia de hérnias após os relatos publicados por THROCKMORTON (1948), KOONTZ (1948), DOUGLAS (1948), LAM, SZILAGYI e PUPPENDAHL(1948). Havia bom crescimento do tecido fibroso, infiltrando e incorporando na tela, formando uma nova e resistente parede abdominal no local da hérnia. Nesta época, esta tela era a melhor disponível no mercado; no entanto, devido a fragmentação deste material a longo prazo e à perda da resistência, esta tela foi abandonada.

BABCOOK começou a usar as telas de aço em 1952, com excelentes resultados. PRESTON e RICHARDS (1973), relataram excelente durabilidade e boa resistência tênsil, porém com intensa reação a esta tela, levavam a incorporação tecidual com reperitonização e formação de aderências. Com os modernos biomateriais sintéticos esta tela caiu em desuso.

Em 1959, KOONTZ e KIMBERLY relataram a necessidade em cirurgia de algum material não metálico, não absorvível, que pudesse ser utilizado em suturas e em próteses, sem causar problemas na presença de infecção. Em seus experimentos, eles testaram em cães, tecidos feito de Dacron, tela de Dacron e Nylon, fibra de vidro, tecido de Orlon, polietileno, esponja de polivinil, tela de Teflon, tecido de Teflon e Nylon, e tecido de vinyon-N, em condições assépticas e sépticas. Nenhum destes materiais resistiu à infecção e, como regra, os materiais infectados causavam flutuação da tela.

A técnica do uso da sutura de nylon na base da região inguinal para o reparo de hérnia inguinal, sem tensão, com tela de Nylon foi relatado por MALONEY em 1948.

Em 1984 KRON relatou o uso de tela de nylon Francês em reparos pré-peritoneal; colocando a tela na linha média e extraperitoneal, usou uma abertura na tela para proteger o cordão espermático.

Teflon (politetrafluoroetileno, PTFE) foi desenvolvido pela companhia Dupont de Wilmington, famoso pelo uso em instrumentos de cozinha, por causa de sua

propriedade física de ser impermeável, não aderente e inerte, também foi estudado como biomaterial para uso em cirurgias. Em 1949, LEVEEN e BARBERIA estudaram a reação tecidual do Teflon em cães colocando pequenos objetos revestidos de Teflon na cavidade peritoneal, notou-se após vários intervalos, que os materiais ficaram livres dentro da cavidade, 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. Com base nas pesquisas, algumas aplicações práticas foram propostas para as telas de Teflon, mas boa experiência foi desenvolvida com telas plásticas na cirurgia de defeitos abdominais e a tela de Dacron foi a primeira tela não metálica popular a resistir ao teste do tempo, permanecendo até hoje, embora seu uso tenha diminuído e a tela de polipropileno se tenha tornado mais popular.

O polímero de poliéster de etileno glicol e ácido terefálico foi desenvolvido em 1939 e introduzido nos Estados Unidos em 1946. No final de 1950, este material denominado de Dacron, era fabricado em forma de tela pela Ethicon de Somerville, New Jersey, com o nome de Mersilene, referindo ao mesmo produto, ASKEY e BIGLEY, 1975.

USHER e WALLACE, 1958, introduziram uma nova tela de polietileno chamada de Marlex 50, na série experimental em seu comunicado inicial em 1958 e 1959. Esta tela de plástico tinha muitas vantagens sobre a tela de metal: mais flexível, sem a desvantagem de fragmentação da tela de metal, podendo ser usado na região inguinal sem desconforto para o paciente, mais resistente à infecção. Colocaram várias telas na cavidade abdominal de cães e concluíram que esta nova tela possui alta resistência tênsil, flexibilidade, impermeável a água, resistente a muitos produtos químicos, resistência a temperatura de esterilização, além de não causar problemas, quando implantada nos tecidos, tornando-se infiltrada pelo tecido conectivo.

Em 1959, PONKA testou esta nova tela de polietileno em cães. Achou bom e uniforme em restauração de segmentos da parede do abdome, sem infecção e com pouca evidência microscópica de reação de corpo estranho. Em 1960, USHER, descreveu técnica de implantação da tela de Marlex em pacientes com hérnia inguinal e abdominal, versão melhorada de Marlex, baseado em uma nova trama de

tela de fibra monofilamentar de polipropileno, usada inicialmente como material de sutura. Este material permanece até hoje.

2.2 Estudo das Malhas Cirúrgicas

SHER, POLLACK, PAULIDES e MATSUMOTO em 1980, constataram em seus estudos que o uso de telas colocadas no interior da cavidade peritoneal tinham indicações restritas, sendo aceitas somente nos casos de 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, de três grupos com dez animais. Todos os animais foram submetidos a uma incisão abdominal mediana de 7cm de extensão, com acesso a cavidade peritoneal. Nos animais do grupo 1, foi fixada internamente à parede abdominal uma tela de polipropileno de 6 cm por 1,5 cm de largura; nos animais do grupo 2 repetiram-se os mesmos passos, porém utilizou-se tela de PTFE (polipropileno revestido na face em contato com alças intestinais por politetrafluoretileno); no grupo 3 (controle) realizou-se a laparotomia, sem colocação de nenhum tipo de tela. Dois animais de cada grupo sofreram eutanásia no 14°, 28°, 42°, 56° e 70° dias de pós-operatório. Os autores concluíram que ambas as telas propiciaram semelhante formação de aderências, as aderências tornaram-se mais firmes a partir da sexta semana de pós-operatório.

LAMB, VITALE e KAMINSKI (1983) referem-se ao uso de polipropileno, material amplamente utilizado em nosso meio, demonstrando, também, uma preocupação por uma composição de tela considerada ideal, com as seguintes qualidades: ser de fácil fabricação, não induzir carcinogênese ou atopia, manter a força tênsil dos tecidos e ser incorporada sem causar a formação de aderências.

Foram operados 45 coelhos, realizando uma incisão abdominal transversa, dois defeitos de 2 x 2cm, contralaterais ao músculo reto abdominal, englobando toda a musculatura e o peritônio. No grupo controle, o defeito foi corrigido com um retalho vascularizado do músculo oblíquo externo. No outro grupo, foi corrigido com telas de três diferentes composições: polipropileno, PTFE e poliglactina. Na

eutanásia após três e doze semanas, avaliou-se a histologia e a resistência tênsil dos materiais.

Verificou que a tela de poliglactina apresentou significativamente maior reação inflamatória e de corpo estranho com três semanas de pós-operatório, e com 12 semanas, significativamente menor depósito de colágeno, mantendo sua força tênsil nas três primeiras semanas, e, após, sofreu progressiva hidrólise. Com 12 semanas, apresentava força tênsil significativamente menor. 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 utilizada como substituto fascial por período de tempo prolongado.

MARMON, VINOCUR, STANDIFORD, WAGNER, DUNN e WEINTRAUB (1985) realizaram experimentos com telas de ácido poliglicólico. Operaram 211 ratos *Sprague-Dawley*, nos quais fizeram um defeito de 1,2 x 1,2 cm na porção central da parede abdominal. Os animais foram divididos em dois grupos conforme o tipo de procedimento realizado: no grupo um (96 animais) realizou-se a rafia do defeito com fio de ácido poliglicólico 4.0; no grupo dois (95 animais) se realizou a rafia do defeito com fio de ácido poliglicólico 4.0 e colocação de tela de ácido poliglicólico de 2 x 5 cm sobre a linha de sutura. Ainda foram utilizados 20 ratos como grupo controle, onde não foi realizado nenhum procedimento cirúrgico. A eutanásia foi feita após 1, 2, 3, 4 e 5 semanas do ato cirúrgico e se avaliou a força tênsil. Ao se comparar a resistência tênsil entre o grupo com tela e o grupo com simples rafia, a força tênsil do grupo com tela foi significativamente maior até três semanas de pós-operatório, depois se igualou à do outro grupo. Já a comparação dos dois grupos que sofreram o procedimento com o grupo controle demonstrou que não houve diferenças entre o grupo com tela e o grupo controle; já o grupo com simples rafia só se equiparou ao grupo controle a partir de quatro semanas de pós-operatório. Concluíram que a tela de ácido poliglicólico é totalmente reabsorvida em 90 dias de pós-operatório, tendo uma força tênsil inicial alta, mas que se mantém por apenas cerca de quatro semanas de pós-operatório.

GRECCA, DE PAULA, BIONDO-SIMÕES, COSTA, SILVA, TIME, MANSUR, (2001) compararam duas telas de polipropileno com diferentes porosidades no reparo de defeitos da parede abdominal em cães. Concluíram que a tela com macroporosidade contribui para aumento da forças tênsil do tecido.

BRENT, BROCK, HARRISON, CHARLES, KENT, SING e HENIFORD (2003) compararam as telas cirúrgicas de polipropileno e politetrafluoretileno na formação de aderências intra-abdominais utilizando trinta coelhos. As telas cirúrgicas foram suturadas no peritônio intacto da parede abdominal dos animais; a taxa de formação de aderências foi avaliada através da visualização direta por microlaparoscopia no sétimo dia, três, nove e 16 semanas após a cirurgia. Concluíram que as telas cirúrgicas de polipropileno mostraram uma progressão para formação de aderências num período superior a 16 semanas, e os macroporos da tela de polipropileno promovem a formação de aderências, enquanto que os microporos da tela de politetrafluoretileno atuam como barreira para a formação das mesmas.

KIODELIS, JONCIAUSKIENE, DEDUCHOVAS, RADZIUNAS, MICKEVICIUS, JANCIAUSKAS, PETROVAS, ENDZINAS e PUNDZIUS, (2007) compararam os efeitos de diferentes tipos de malhas cirúrgicas na formação de aderências no pós-operatório em coelhos. Foram utilizadas as malhas cirúrgicas de Prolene®, Mersilene®, Vypro®, Proceed® e Politetrafluoretileno (PTFE), avaliadas trinta dias após sua implantação em parede abdominal acima do peritônio parietal. Os resultados mostraram um grau de aderência significativamente maior com as malhas cirúrgicas Prolene®, Mersilene® e Vypro®, quando comparadas às malhas cirúrgicas Proceed® e Politetrafluoretileno (PTFE). A conclusão foi que as malhas cirúrgicas Prolene®, Mersilene® e Vypro® não são recomendadas para uso intraperitoneal em cirurgia de hérnia, devido ao alto grau de formação de aderências com risco de obstrução 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 filamento

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, RODRIGUEZ, GOMEZ-GIL, GARCIA-HONDUVILLA, BUJAN e BELLÓN (2008) fizeram um estudo experimental com coelhos, provocando uma hérnia ventral em parede anterior dos mesmos, avaliando 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 uma alta expressão genética de colágeno e induziram maior depósito de colágeno tipo III com rápida conversão para colágeno tipo I.

SCHUG-PASS, TAMME, SOMMERER, TANNAPFEL, LIPPERT e K (2008) estudaram a biocompatibilidade das telas de baixa densidade em cirurgia endoscópica de reparação de hérnia em porcos. Os resultados mostraram biocompatibilidade e propriedades elásticas ótimas, com uma tendência mínima de encolhimento das telas, demonstrando que estas características auxiliam em resultados melhores com menores taxas de complicações e recorrência.

BARONCELLO, CZECZKO, MALAFAIA, MARCONDES RIBAS FILHO, NUNES NASSIF e DIETZ em 2008, compararam as telas Parietex® e Surgisis® em 16 coelhas. Foram realizados defeitos de 2 por 2,5 cm na parede abdominal dos animais, envolvendo musculo, aponeurose e peritônio nos flancos abdominais; no direito usou-se a tela de Parietex® e no esquerdo a tela de Surgisis®. 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 e não houve diferença estatística nos 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.

ARAÚJO, CZECZKO, RIBAS FILHO, MALAFAIA, BUDEL, BALDERRAMA, ZIMMERMANN E DIETZ (2009) avaliaram duas telas cirúrgicas colocadas em

cavidade peritoneal em 16 coelhos, com eutanásia em 30 dias e 60 dias de pós-operatório. 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 são semelhantes quanto ao reparo dos defeitos cirúrgicos da parede abdominal ventral do abdome em coelhos.

ATTILA, YASEMIN, BILENSOY, YORGANCI, ÇALIS, SARIBAS e KAYNAROGLU, em 2009, estudaram as infecções que ocorrem com o uso das telas. Foram utilizados 32 ratos, em quatro grupos de oito animais. No primeiro grupo foi usada somente a tela de polipropileno, no segundo grupo, polipropileno e antibiótico (teicoplanina); no terceiro grupo, polipropileno com Triclosam; no quarto grupo, polipropileno com Triclosan e Chitosam. Chitosam é um gel que libera medicamentos por sete dias, com ação hemostática estimulando o sistema imune, antiviral e antibacteriana, contra bactérias gram positivas e negativas. As telas foram contaminadas antes da cirurgia com suspensão de *S. aureus*. Incisão de um cm na região inguinal e a tela era colocada abaixo do oblíquo externo e fixada com polipropileno 4-0 o peritônio não era aberto. A seguir, a pele era suturada. No oitavo dia, os animais eram sacrificados, sendo retirada a tela que era macerada e colocada em material de cultura. Nenhuma morte foi detectada. Macroscopicamente; encontrou-se infecção nos grupos 1 (pus) e 3 (pus e necrose). No grupo 2, foi verificado infecção na tela em 62% dos animais. Não houve infecção no grupo 4. Como conclusão, os autores constataram ser efetivo o uso de Chitosam e Triclosan na redução da aderência das bactérias à tela de polipropileno, e na prevenção das infecções, sendo dispensável o uso profilático de antibióticos.

PUNDEK (2009) comparou o uso da tela de Ultrapro® com Proceed® em defeitos abdominais em ratos, analisados em 15 e 30 dias após. O fechamento total dos bordos da sutura foi maior no grupo Ultrapro® com 15 dias, já com 30 dias foi igual nos dois grupos. Não encontraram diferenças significativas quanto às demais variáveis da macroscopia. Os dois grupos nos dois momentos tiveram a mesma proporção de casos na fase crônica; mas houve maior escore de inflamação do Ultrapro® com 15 dias do que com 30 dias. O grupo Ultrapro® mostrou força de

ruptura maior que o grupo Proceed® em 15 dias, mas em 30 dias não houve diferença. Ultrapro® mostrou força de ruptura igual para os dois momentos; mas Proceed® mostrou força de ruptura maior aos 30 dias. Concluíram que, devido às poucas diferenças encontradas, as malhas conservam semelhanças no resultado final e mais estudos deveriam ser realizados para melhor avaliação.

GROMMES, BINNEBOSEL, KLINK, VON TROTHA, JUNGE, CONZE (2010) estudaram a influência dos métodos de fixação da tela de Ultrapro® em porcos. Realizaram suturas na porção posterior do reto abdominal comparando o uso de Prolene®, Vicryl®, selante de fibrina(Quixil®) e outro grupo sem sutura. Não detectaram nenhum deslocamento ou migração da tela. Não houve diferença na tensão de ruptura entre os grupos.

DIAZ-GODOY, GARCIA-UREÑA, LÓPEZ-MONCLÚS, RUÍZ, MONTES, AGURTO (2010) analisaram três diferentes telas de polipropileno: muito largo poro, largo poro e médio poro, em incisões cirúrgicas infectadas. Concluíram que as de largo poro, baixo peso, apresentaram melhor desempenho na cicatrização de feridas contaminadas.

PEREIRA-LUCENA, ARTIGIANI-NETO, LOPES-FILHO, FRAZAO, GOLDENBERG, MATOS e LINHARES (2010), compararam a resposta inflamatória e a deposição de colágeno com o uso de telas de polipropileno, polipropileno+poliglactina e polipropileno+titânio em ratos. Não encontraram diferenças nos níveis de citocinas entre os grupos. Nos animais que usaram polipropileno+poliglactina, houve maior processo inflamatório com menor deposição de tecido maduro e colágeno. A tela de polipropileno mostrou menor resposta inflamatória com maior deposição de colágeno e maior maturação.

MUFTUOGLU, GUNGOR, ODABASI, EKINCI, TEYYARECI, SEKMEN e SAGLAM (2010) compararam telas de alto e baixo peso em hérnias incisionais em ratos. Utilizaram-se de telas de polipropileno e poliéster (alto peso), polipropileno+poliglactina (baixo peso), grupo sem tela. Concluíram que as telas de alto peso apresentaram maior resistência tênsil.

ZINTHER, WARA e FRIIS-ANDERSEN (2010) analisaram o grau de aderências no uso de telas de poliéster e polipropileno em hérnias incisionais, com fixação intraperitoneal das telas. Concluíram que o poliéster causa mais reação de corpo estranho e maior retração da tela.

MELMAN, JENKINS, HAMILTON, BENDER, BRODT, DEEKEN, GRECO, FRISELLA, MATTHEWS (2011) avaliaram telas de alto peso molecular de polipropileno (Bard®), baixo peso de polipropileno (Ultrapro®) e monofilamentar de politetrafluoretileno (Gore® Infnit), comparando aspectos biomecânicos e histológicos no reparo de hérnias incisionais em porcos. Concluíram que a força máxima de tensão foi diminuindo com o tempo nas três diferentes telas utilizadas. A resposta inflamatória também diminuiu, mostrando a necessidade de novos materiais que apresentem máxima duração e mínimas complicações.

SABERSKI, ORENSTEIN e NOVITSKY (2011) avaliaram o potencial anisotrópico (elasticidade) entre diferentes tipos de telas de polipropileno (Trelax®, Prolite®, Ultrapro®), poliéster (Parietex®), e PTFE (Dualmesh®, Infnit). Concluíram que todas as telas apresentam vários graus de anisotropia. A exata implicação clínica ainda é incerta, eles acreditam que o comportamento mecânico da implantação da tela depende da orientação da tela durante o reparo.

BELLOWS, WHEATHEY, MOROZ, ROSALES e MORICI (2012) estudaram as telas biológicas em feridas contaminadas. Foram utilizados 18 ratos, divididos em três grupos de seis. No primeiro grupo foi usada a tela de derme humana acelular (ADM). No segundo grupo a tela de submucosa de intestino delgado de porcos (SIS), sendo os dois grupos contaminados com *Pseudomonas aeruginosa*, por inoculação desta bactéria na ferida operatória. No terceiro grupo foi colocado uma das telas e se colocou soro fisiológico, sendo este grupo, o grupo controle. As telas foram colocadas no dorso dos animais. Após 10 e 20 dias as telas foram retiradas e analisadas as mudanças histológicas e bacteriológicas, assim como a resistência dos tecidos. As telas ADM e SIS, colonizadas pela bactéria *P.aeruginosa*, mostraram um aumento da resposta inflamatória, com menor formação de neovascularização e, como consequência, menor quantidade de

células, no vigésimo 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 exerce 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 (2012) estudaram três telas biológicas: AlloDerm®,(derivado da derme humana de cadáver), Permacol® (derivada da matrix dérmica de porcos), CollaMend® (derivado da matrix dérmica de porcos). Foram formados quatro grupos de 6 animais e criado um defeito na parede abdominal de 1x3 cm sendo corrigido com as telas citadas acima. Os animais foram submetidos a eutanásia com 3, 7, 14, 30, 90, e 180 dias e a tela foi retirada para exame histológico, além da avaliação macroscópica e da tensiometria. No grupo controle (quarto grupo), o defeito na parede foi suturado com prolene 1-0. Dos ratos que receberam a tela AlloDerm®, 40% desenvolveram seromas, já no grupo de Permacol® 33%, e no grupo CollaMend® 83%. Todos estes ratos foram tratados com punção, com bons resultados. No estudo histológico, foi encontrada, no terceiro dia, uma resposta inflamatória aguda em todos os animais. A infiltração celular foi mais rápida no grupo AlloDerm®, moderada no grupo Permacol®, e lenta no grupo CollaMend®. A formação de cápsula ocorreu no grupo CollaMend®. Na tensiometria houve redução gradativa da resistência do primeiro ao sexto mês; a tela CollaMend® apresentou maior resistência, seguida da tela Permacol® e com menor resistência a tela de AlloDerm®. Conclui-se que as três telas têm diferentes padrões de permeabilidade celular e vascular, sendo mais rápida na tela de AlloDerm®, seguida da tela de Permacol® e lenta no grupo CollaMend®.

JACOB, SCHUG-PAB, SOMMERER, TANNAPFEL, LIPPERT e KÖCKERLING (2012) estudaram as telas de baixo peso (36 gramas/m²) e poros largos (1 mm) de polipropileno (Optilene®) e a tela de politetrafluoretileno de médio peso (70 gramas/m²), e com poros de 2-3 mm(Infnit Mesh®). Foram utilizados 20 porcos, divididos em dois grupos. Foi colocado uma tela, em cada animal, por laparoscopia, de 9x6, na região inguinal, de maneira semelhante às hérnias inguinais, pela técnica extraperitoneal. Após 94 dias, os animais sofreram eutanásia

e foram avaliados pela macroscopia, histologia e imunohistoquímica. Neste estudo não houve grupo controle. Como resultado a tela de Optilene® apresentou uma redução de 14,2% e a tela de Infnit® de 24,7%. A quantidade de células inflamatórias foi de 11,2% na tela Optilene®, e de 13,9% para a tela de Infnit®, sendo esta quantidade de reação inflamatória, considerada mínima. A quantidade de CD68 foi maior na tela de Infnit® (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 encontraram biocompatibilidade semelhantes nas telas, com boa adesão. A tela de politetrafluoretileno (Infnit®) apresentou maior encolhimento; este fator deverá ser levado em consideração, quando se usar este produto. Os autores referem que a escolha da tela é um fator importante no sucesso da cirurgia.

3. MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo foi realizado no Biotério da Universidade Positivo e no Departamento de Biologia Celular da Universidade Federal do Paraná.

Foram adotadas as Normas para Apresentação de Documentos Científicos da Universidade Federal do Paraná (2007) e utilizadas a *Nomina Anatomica Veterinaria* (1983). A execução da pesquisa só foi realizada após ter sido submetida à apreciação ética do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Positivo. O trabalho foi estruturado nos princípios da experimentação animal, determinados pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA) e segundo o Canadian Council on Animal Care.

3.1 Animais

Os animais foram pesados e divididos de forma randomizada em grupos e subgrupos. Todos foram identificados individualmente e mantidos em gaiolas, no máximo em cinco.

A amostra foi constituída de 33 ratos Wistar (*Rattus norvegicus albinus*) machos, com peso corpóreo entre 200g e 300g, de 20 a 30 dias de vida, obtidos no Biotério da Universidade Positivo, em Curitiba.

3.2 Meio ambiente

Os animais foram mantidos no ambiente de experimentação quinze dias antes do início do experimento. Ficaram em salas climatizadas com controle digital, com temperatura variando de 18 °C a 20°C, umidade relativa do ar de 65% e em foto período de 12 horas no escuro. Receberam ração comercial peletizada Nuvilab-CR1® (Nuvital-Curitiba/PR) *ad libitum*.

3.3. Desenho experimental

O numero total de animais foi de 33 ratos, sendo divididos em um grupo de 17 animais e outro de 16 animais, três subgrupos de 8 e um subgrupo com 9 ratos.

Grupos de animais:

- Grupo (n=33) – receberam tela de 1,5x2 cm sobre o defeito criado na parede abdominal de 1,5x2 cm
- Grupo U (n=17) – utilizaram tela cirúrgica de polipropileno e poliglicaprone (Ultrapro®)
- Grupo P (n=16) - utilizaram tela mista de polipropileno, PDS (polidioxanona absorvível) e COR (camada de celulose oxidada regenerada) = (Proceed®)
- Grupo U 7 (n=9) – foram submetidos a eutanásia com 7 dias após a cirurgia
- Grupo U 28 (n=8) – foram submetidos a eutanásia com 28 dias após a cirurgia
- Grupo P 7 (n=8) – foram submetidos a eutanásia com 7 dias após a cirurgia
- Grupo P 28 (n=8) – foram submetidos a eutanásia com 28 dias após a cirurgia

Segue o fluxograma.

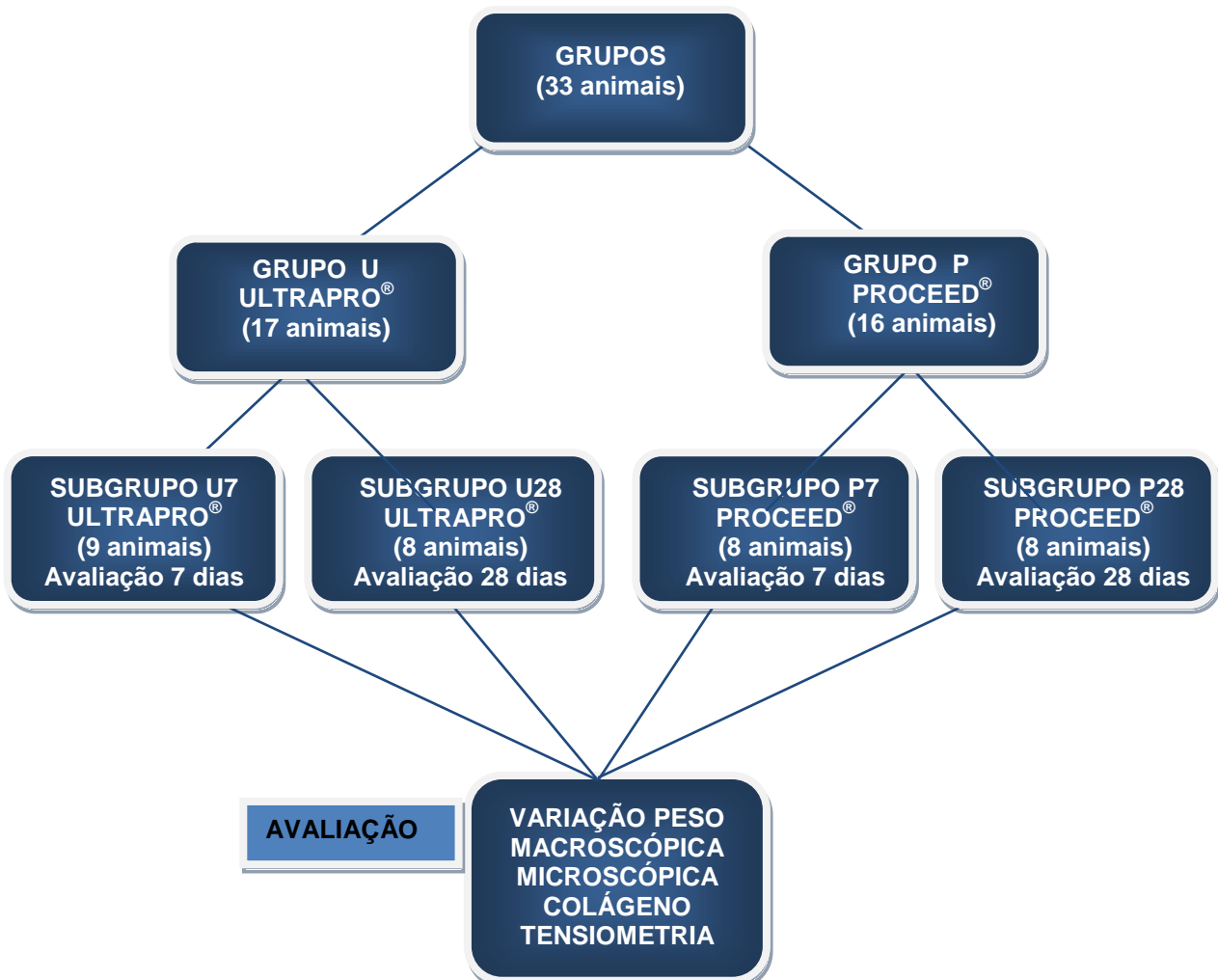


FIGURA 1. FLUXOGRAMA

3.4 Anestesia

Os ratos foram sedados através de vaporização de Isoflurano em campânula de vidro (ilustrado na Foto 1). Após a sedação, o animal recebeu uma associação de 100mg/Kg de cloridrato de quetamina a 10% e 10 mg/Kg de Cloridrato de Xilazina a 2% por via intramuscular. Uma vez alcançado o plano anestésico, o rato foi posicionado em decúbito dorsal na mesa cirúrgica. O controle da dor durante a operação foi obtido pela administração intramuscular de 2,5 mg/Kg de sulfato de morfina. No período de pós-operatório este mesmo esquema analgésico foi empregado durante os três primeiros dias seguido de manutenção com paracetamol via oral na dose de 20 gotas para 500 ml de água consumida. (CRONIN et al. (1968); SHER et al. (1980); GOTTUP (1980); MARMON (1985); ZEDERFELDT (1990); VANT et al. (2003); KAPAN et al. (2003), BURGER et al. (2006).



FOTO 1 - ANIMAL EM CAMPÂNULA DE VIDRO
EM VAPORIZAÇÃO DE ISOFLURANO

3.5 Procedimento cirúrgico

Após a instalação do plano anestésico, os animais foram posicionados em decúbito dorsal. A depilação da região abdominal foi feita por arrancamento dos pêlos seguida pela limpeza/asepsia da pele com solução de iodo polivinilpirrolidona (PVPI).

A técnica cirúrgica utilizada:

- a) Incisão longitudinal xifopúbica da parede abdominal, com bisturi de lâmina nº15 PARAMOUNT, cauterização dos vasos sangrantes da parede.
- b) Dissecção romba e com tesoura entre a pele e a aponeurose e músculo reto abdominal.

c) Exérese de tecido da parede abdominal, envolvendo aponeurose, músculo e peritônio parietal no tamanho de 1,5x2cm.

d) Sutura da tela cirúrgica de dimensões idênticas à do defeito criado, bordo a bordo, com fio de polipropileno nº 4-0 em sutura contínua, ilustrados nas fotos 2 e 3.

e) Fechamento da pele com sutura contínua entrelaçada com fio de prolipropileno nº 3-0.

Ambos os grupos foram submetidos à mesma técnica cirúrgica executada pelo mesmo operador.

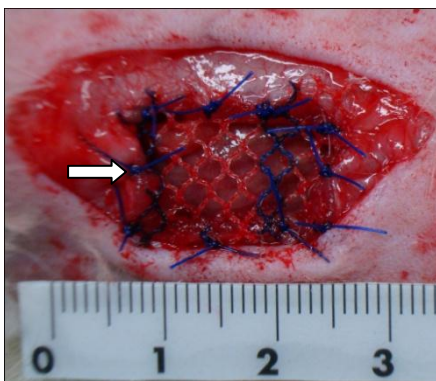


FOTO 2 – SUTURA DA TELA ULTRAPRO®
EM PAREDE ABDOMINAL DE RATOS

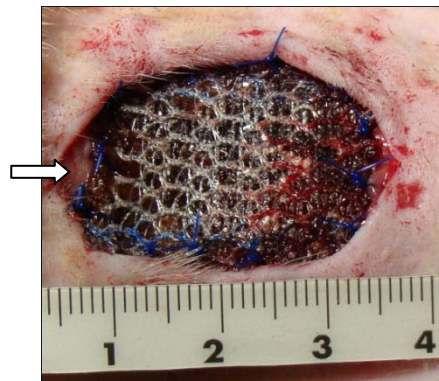


FOTO 3 – SUTURA DA TELA PROCEED®
EM PAREDE ABDOMINAL DE RATOS

3.6 Controle da dor pós-operatória

Para analgesia pós-operatória foi administrada 2,5 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 digerida, segundo o protocolo do Biotério da Universidade Positivo.

3.7 Eutanásia

Os animais foram mortos em câmara de gás (CO₂) após sete e vinte oito dias de pós-operatório, demonstrado na foto 4.

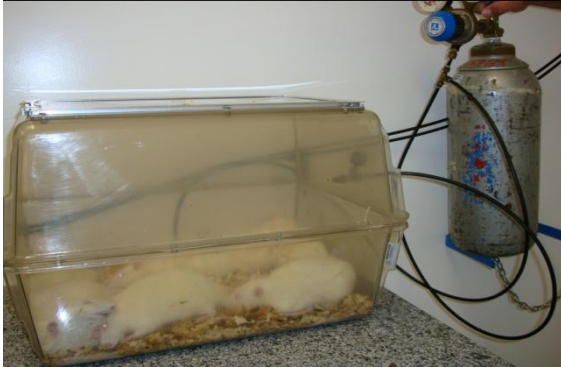


FOTO 4 – EUTANÁSIA DE RATOS EM CÂMARA DE GÁS

3.8 Coleta de amostras

Uma vez cumprido o tempo de cada grupo (7 dias e 28 dias), os animais foram avaliados e fotografados. Os animais do grupo U 7 e P7 foram submetidos à eutanásia no 7º dia pós-operatório; já os animais do grupo U28 e P28 foram submetidos no 28º dia pós-operatório em câmara de gás (CO₂). Depois de constatada a morte, foi avaliado o aspecto externo da cirurgia. A seguir, com incisão em forma de U, com uso de bisturi, número 3 e lâmina nº15 PARAMOUNT, para avaliação macroscópica da cavidade abdominal, sendo retirada a tela com o tecido da parede, e seccionado no tamanho de 7x1 cm, sendo as extremidades em forma de trapézio, no sentido transversal, conforme esquema do corte na figura 2. As amostras foram colocadas em frasco com soro fisiológico, com a identificação do animal e encaminhadas imediatamente ao Departamento de Mecânica da Universidade Positivo onde foram submetidas à prova de tensão de ruptura e realizadas as medidas de valor em Newton/cm² para estudo de tensiometria. O outro fragmento foi estendido sobre uma tira de papel de cartolina branca e colocado em frasco com solução de Bouim devidamente identificado com data, nome do pesquisador e identificação do animal, sendo encaminhado ao Laboratório de Biologia Celular do Departamento de Ciências Biológicas da UFPR.

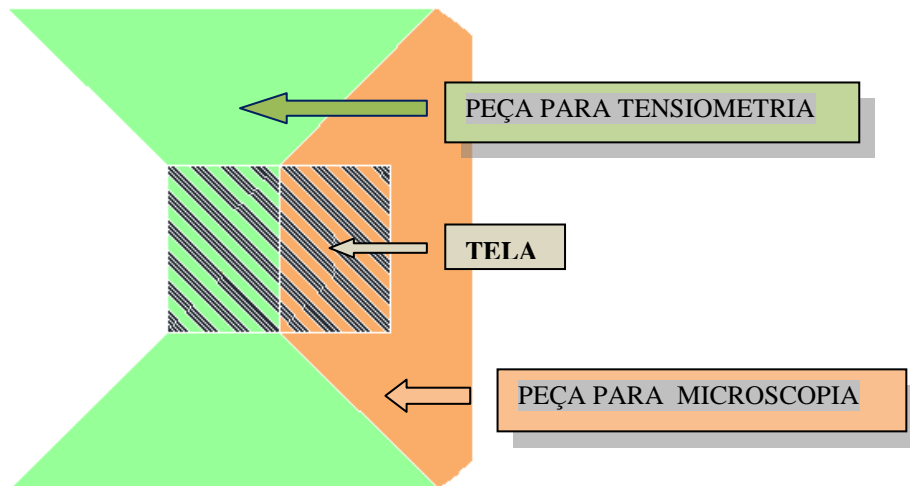


FIGURA 2. ESQUEMA DO CORTE DAS PEÇAS CIRURGICAS

3.9 Parâmetros clínicos

3.9.1 Variação do peso

Submeteu-se à pesagem os animais no dia do procedimento cirúrgico e no dia da avaliação (sétimo ou vigésimo oitavo dia de pós-operatório), sendo calculada a variação entre os períodos, através da subtração de peso dos animais no dia da avaliação do peso do dia da operação.

3.9.2 Avaliação macroscópica das cicatrizações

Para avaliação das cicatrizações foi estabelecida uma análise clínica, e as mesmas fotografadas com Câmera digital SONY DSC-W300.

Alguns critérios foram estabelecidos com a finalidade de uma avaliação objetiva e criteriosa para todas as cicatrizações, (COTRAN et al, 2000).

No sétimo e vigésimo oitavo dia de pós-operatório:

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

grau 0 = ausente

grau 1 = presente

b) União entre a tela cirúrgica e a borda cirúrgica da ferida abdominal sendo:

grau 0 = unidas

grau 1 = deiscência parcial

grau 2 = deiscência total

c) Presença de infecção no sítio cirúrgico, mostrado na foto 5.

grau 0 = ausente

grau 1 = infecção discreta

grau 2 = abscesso, conforme ilustrado na foto 6.

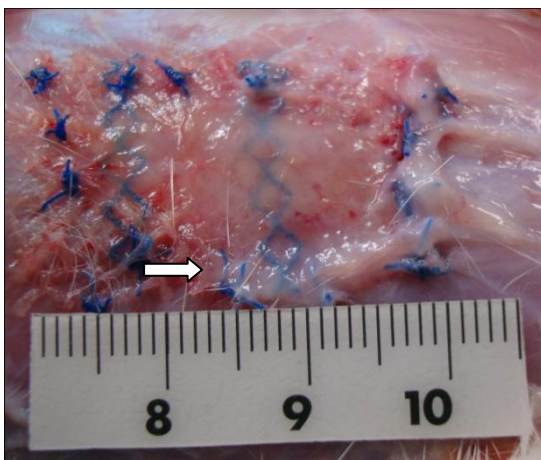


FOTO 5- INFECÇÃO NA FERIDA
COM TELA DE ULTRAPRO®

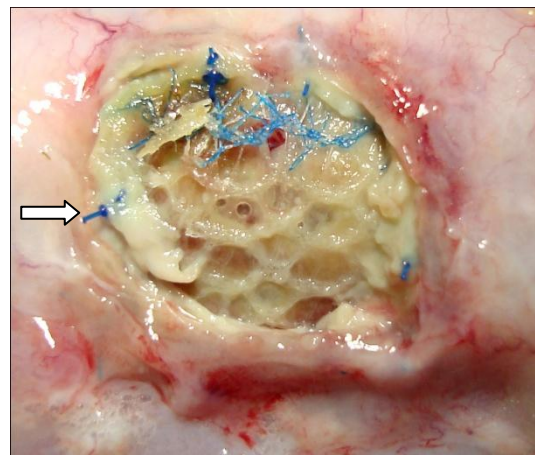


FOTO 6 - ABSCESSO NA FERIDA ABDOMINAL

d) Presença de fístulas de vísceras com a tela cirúrgica sendo:

grau 0 = ausente

grau 1 = presente

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

- grau 0 = ausência completa de aderência;
- 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;
- grau 3 = mais de duas aderências entre órgãos entre si ou com a parede abdominal; ou uma massa de aderências generalizada do intestino sem aderir à parede abdominal, demonstrados na foto 7 .

- grau 4 = aderências generalizadas entre órgãos e a parede abdominal .

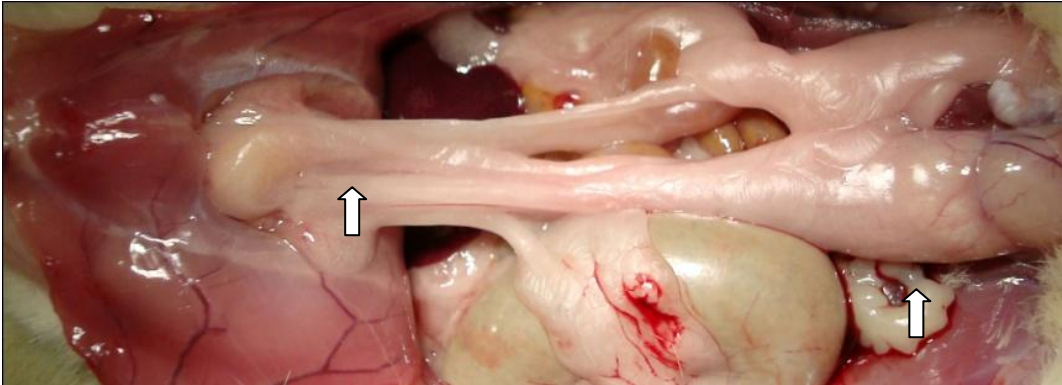


FOTO 7- ADERÊNCIAS GRAU III COM TELA DE ULTRAPRO® 28 DIAS PO

f) Presença de hérnia visceral

grau 0= ausente

grau 1= presente

3.10 Processamento histológico

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 seguiu para microtomia, cortes na ordem de 4µm de espessura . Depois de 12 h de secagem foi submetido às técnicas de coloração, uma lâmina de Hematoxilina-Eosina (HE) e outra para Picrosirius-red F3BA(PSR).

Foram analisados cortes histológicos corados com HE através de microscópio biológico óptico marca *Nikkon*® - 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 (SOUZA, 1994, OLIVEIRA, 1995, e VIZZOTTO JUNIOR, 2001).

3.10 .1 Análise microscópica das lâminas

Os parâmetros inflamatórios foram usados para se caracterizar a fase do processo inflamatório no sétimo dia e no vigésimo oitavo dia de pós-operatório:

- 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

Os dados foram classificados em acentuado, moderado, discreto e ausente, de acordo com a intensidade em que foram encontrados, e transformados em variáveis quantitativas através da atribuição de índice aos achados histológicos. O edema, a congestão e o exsudato neutrofílico foram indicativos de processo inflamatório agudo; já o tecido de granulação, a fibrose e o exsudato monomorfonuclear, 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 mostra o quadro 1.

Parâmetros inflamatórios	Intensidade			
	Acentuada	Moderada	Discreta	Ausente
Neutrófilos	-3	-2	-1	0
Edema	-3	-2	-1	0
Congestão	-3	-2	-1	0
Monomorfonucleares	3	2	1	0
Tecido de granulação	3	2	1	0
Fibrose				

QUADRO 1- CLASSIFICAÇÃO E ATRIBUIÇÃO DE ÍNDICES AOS ACHADOS HISTOLÓGICOS DE HEMATOXILINA-EOSINA (HÉ)

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

As lâminas foram avaliadas de acordo com o protocolo a seguir:

3.10.2 Escores de inflamação

A) Resposta inflamatória aguda:

Neutrófilos: ausência (0); discreta (-1); moderada (-2); acentuada (-3)

Edema: ausência (0); discreta (-1); moderada (-2); acentuada (-3)

Congestão: ausência (0); discreta (-1); moderada (-2); acentuada (-3)

B) Resposta inflamatória crônica:

Monomorfonucleares: ausência (0); discreta (1); moderada (2); acentuada (3)

Tecido de granulação: ausência (0); discreta (1); moderada (2); acentuada (3)

Fibrose: ausência (0); discreta (1); moderada (2); acentuada (3)

Em seguida, 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
Sub-agudo	-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

3.10.3 Análise quantitativa do colágeno

O método do PSR consiste na identificação e quantificação das fibras colágenas maduras (tipo I) e imaturas (tipo III), através de microscópio óptico *Olympus®*, *Japan*, com fonte de luz polarizada, conforme foto 8. As imagens foram captadas por uma câmera fotográfica *Sony®* CCD Íris *Japan*, transmitidas a um monitor colorido, congeladas e digitalizadas por meio de placas. Portanto, através desse sistema, foi possível a quantificação da área ocupada por cada tipo de colágeno em cada campo predeterminado de corte histológico (JUNQUEIRA, et al., 1978).



FOTO 8 - MICROSCÓPIO OPTICO NIKKON®

As imagens são transmitidas em um computador *Pentium IV*® calibrado previamente, calibrado em 18 *pixels*), com monitor colorido congeladas e digitalizadas por meio de placas, Oculus TCX® (coreco). A seguir é realizada a leitura por um programa *image Pro-plus* versão 4.5 (Mídia Cibernética, São Paulo, Brasil). na foto 19, (análise morfométrica computadorizada). Em aumento de 400x, a calibração do sistema foi realizada pela leitura de área cicatricial normal pelo examinador, baseada na densidade ótica dos pontos de resolução (*pixels*) que formam a imagem, conforme a ilustração da figura 3.

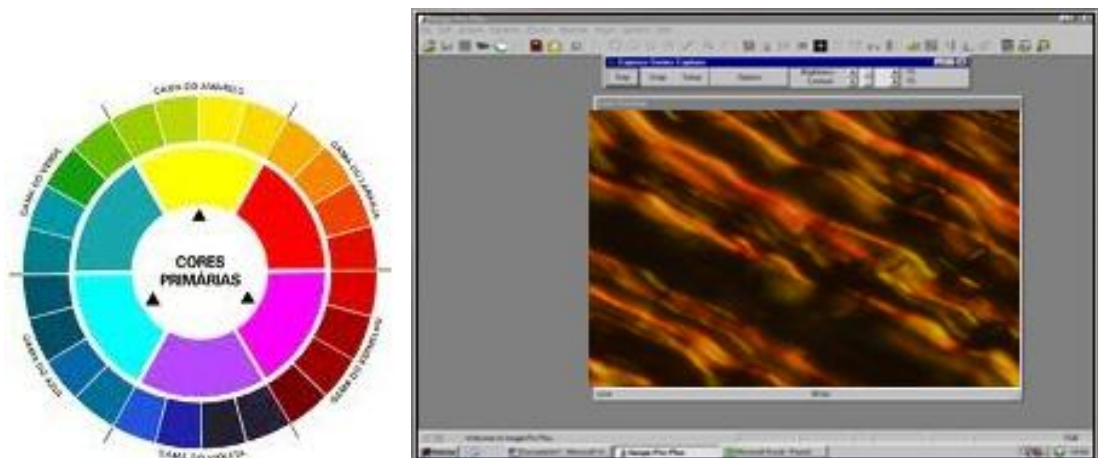


FIGURA 3 - APLICATIVO IMAGE – PRO –PLUS 4.5® VERSAO 4.

Foram realizadas três medidas de colágeno em cada campo longitudinal e três medidas em cada campo transversal.

Com o mesmo aplicativo *Pro-Image Plus*, analisou-se a área total (em pixels) e as porcentagens de colágeno do tipo I e do tipo III. No sistema RGB (*Red, Blue, Green*), considerou-se as fibras colágenas mais espessas e fortemente birrefringentes, coradas em tons de vermelho e laranja, como colágeno maduro (tipo I) e as fibras mais finas, mais dispersas, francamente birrefringentes, coradas em tons de verde como colágeno imaturo (tipo III).

Obteve-se uma média dessas porcentagens em cada corte histológico

Toda a substância não colágeno foi corada de preto, o colágeno maduro ou tipo I foi corado de amarelo, vermelho-alaranjado e vermelho, enquanto o tipo III ou imaturo foi corado de verde.

3.11 Tensiometria

Foi realizada a avaliação tensiométrica da resistência do tecido suturado com a malha cirúrgica no sétimo e vigésimo oitavo dia de pós-operatório. Após a retirada da peça cirúrgica contendo a malha suturada e tecido adjacente, ela foi cortada com tesoura reta em sentido transversal, formando duas unidades iguais; uma unidade foi encaminhada ao Laboratório de Biologia Celular para análise microscópica e outra submetida à avaliação da medida de deformidade máxima do tecido e da tensão de ruptura em Newton/cm^2 , usando o extensômetro da marca EMIC DL30000N fabricado no Brasil (São José dos Pinhais) do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Positivo. A peça cirúrgica foi inserida no aparelho de tensiometria e submetida à força tênsil com uma célula de carga de 50Kg. A apreensão das duas extremidades da peça é feita próximo à sutura com a malha cirúrgica no tensiômetro, e submetida a uma força de tensão constante, com velocidade de aceleração de 5mm/minuto, até a deformidade e a ruptura do material. Todo o procedimento foi registrado no microcomputador em gráfico através do programa de software Tesc versão 1.10 onde se demonstrou o valor em N/cm^2 da força máxima alcançada no momento da deformação e ruptura, DIETZ e DEBUS, (2002), conforme ilustrado na foto 9.

Tensão máxima foi denominada a quantidade máxima de força suportada pelo tecido, por unidade de secção (Kg/cm^2), variável dependente das dimensões

de tecido ressecado, as quais foram padronizadas. Força máxima consiste na maior força suportada pelo tecido durante todo o tempo do teste, VAN WINKLE, (1969), conforme demonstrado na foto 10.

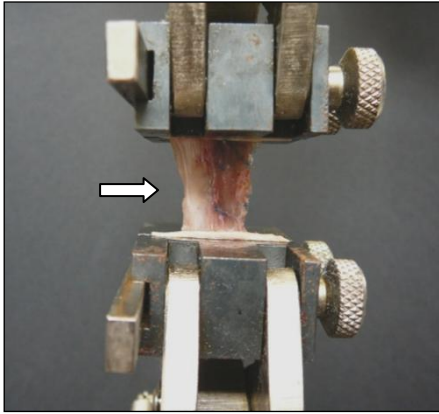


FOTO 9 – FRAGMENTO TECIDUAL
FIXO NO TENSÍMETRO

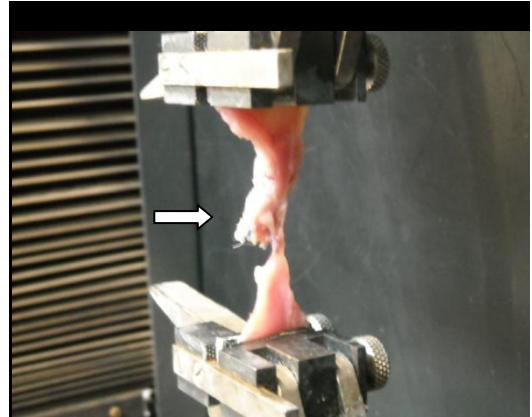


FOTO 10 - FRAGMENTO TECIDUAL SUBMETIDO
A TENSÃO DE RUPTURA

3.12 Tratamento estatístico de dados

Os resultados obtidos no estudo foram expressos por frequências e percentuais (variáveis qualitativas) ou por médias, 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. As 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.

4. RESULTADOS

4.1. AVALIAÇÃO CLÍNICA

VARIAÇÃO DO PESO

Os animais, de modo geral, quando avaliados em 7 dias após a operação, tiveram variação negativa de peso independente do grupo. Os animais, quando avaliados após 28 dias da operação, mostraram evidente ganho de peso, também independentemente do tipo de tela empregado (tabela 1).

TABELA 1 – COMPARAÇÃO DA VARIAÇÃO MÉDIA DE PESO (1G) ENTRE OS SUBGRUPOS DO ESTUDO

Grupos	7 dias	28 dias	p*
ULTRAPRO®	n=9 Δg ± dp	n=8 Δg ± dp	
	-21,88 ± 12,23	29,38±13,21	0,0004
PROCEED®	n=8 Δg ± dp	n=8 Δg ± dp	
	-28,75 ± 17,27	23,88 ± 10,71	0,00005
ULTRAPRO® X PROCEED®	p* = 0,21	p*=0,40	

*Mann-Whitney

U7 = -21,88 ± 12,23

U28 = 29,38 ± 13,21

P7 = -28,75 ± 17,27

P28 = 23,88 ± 10,71

4.2. MACROSCOPIA.

A incidência de hematoma, deiscência, fístula e hérnia foi muito reduzidas em todos os subgrupos, resultando em inexistência de significância estatística nas comparações intra ou intergrupos. (Tabela 2).

Registraram-se presença de aderências em todos os animais de todos os subgrupos, evidenciando uma similaridade entre as telas empregadas no estudo quanto a induzir aderências teciduais.

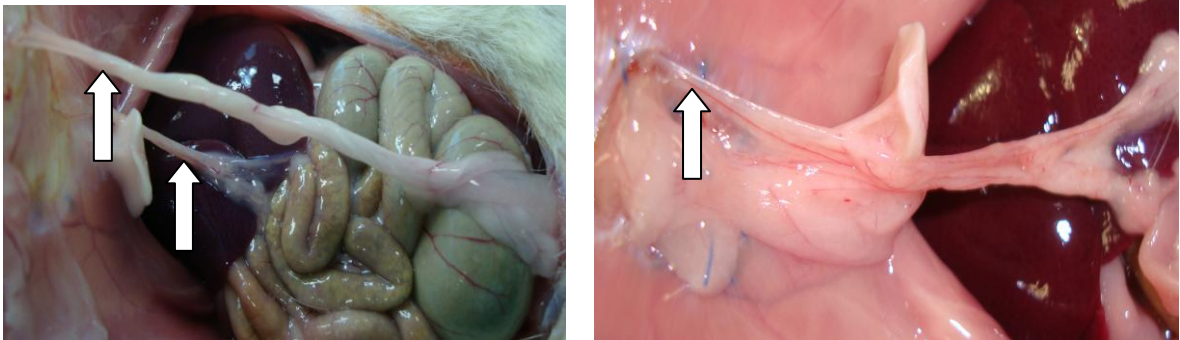
Quanto à presença de infecção no sétimo dia, observou-se prevalência importante no grupo Proceed®, sendo significativamente maior que a encontrada nos 28 dias com o uso da mesma tela, e significativamente maior do que a encontrada ao sétimo dia do uso da tela de Ultrapro® (tabela 2)

TABELA 2 – ACHADOS MACROSCÓPICOS ENTRE OS SUBGRUPOS DO ESTUDO

PARÂMETRO	ULTRAPRO® (n= 17)		PROCEED® (n=16)	
	U7 (n=9)	U28 (n=8)	P7 (n=8)	P28 (n=8)
HEMATOMA	1	0	1	0
DEISCÊNCIA	0	0	0	0
INFECÇÃO	3 ⁺	1	7*	0
FÍSTULA	0	0	1	0
ADERÊNCIAS	9	8	8	8
HÉRNIA	1	0	1	0

*P7 X P28 $p= 0,001$; ⁺U7 X P7 $p= 0,05$
(Teste de Fisher)

As fotografias 11 e 12 ilustram a presença de aderências ocorridas no grupo Ultrapro® após 28 dias da inserção da tela.



FOTOGRAFIAS 11 E 12 : ADERÊNCIAS DENTRO DA CAVIDADE ABDOMINAL NO GRUPO ULTRAPRO® 28 DIAS

4.3 MICROSCOPIA

4.3.1 Processo inflamatório (HE)

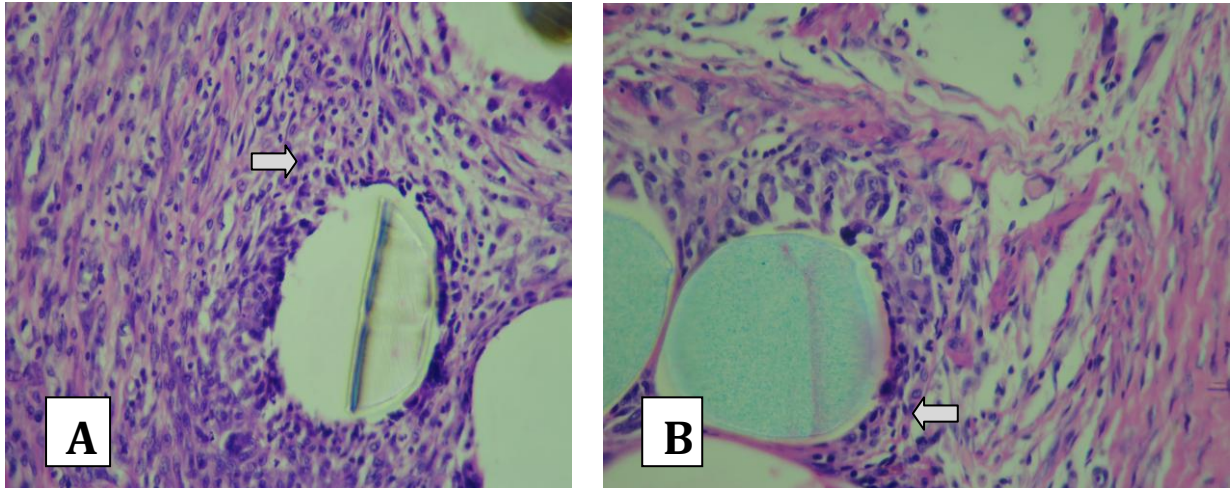
Pôde-se observar maior número de monomorfonucleares ($p=0,0009$), maior tecido de granulação ($p=0,03$) e menor escore de inflamação subaguda ($p=0,03$) no subgrupo U28, quando comparado com o subgrupo U7. Apesar de dados semelhantes terem ocorrido com a tela Proceed ® nos mesmos parâmetros, não houve diferença estatisticamente significativa nos testes comparativos com esta tela (tabela 3). Nota-se ainda a prevalência universal de fibrose em todos os subgrupos de ambas as telas (tabela 3).

TABELA 3 – ACHADOS MICROSCÓPICOS ENTRE OS SUBGRUPOS DO ESTUDO

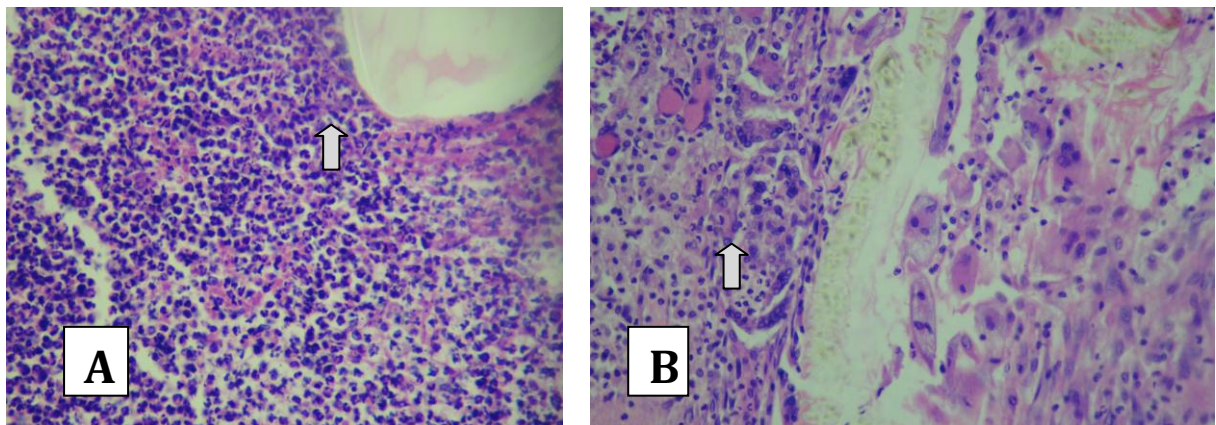
PARÂMETRO	ULTRAPRO® (n= 17)		PROCEED® (n=16)	
	U7 (n=9)	U28 (n=8)	P7 (n=8)	P28 (n=7)
MONOMORFONUCLEAR	0	5*	0	3
TECIDO DE GRANULAÇÃO	0	4*	1	3
FIBROSE	9	8	8	7
ESCORE DE INFLAMAÇÃO	SUBAGUDO	9	4*	8
	CRÔNICO	0	4	0

* $p < 0,05$ comparado com U7 (Teste de Fisher)

As fotomicrografias 1 e 2 mostram cortes histológicos corados por hematoxilina-eosina, em 400 aumentos, para avaliação da resposta inflamatória junto à tela, no 7º e 28º dias, nos grupos Ultrapro® e Proceed® respectivamente.



FOTOMICROGRAFIA 1- CORTE HISTOLÓGICO PARA AVALIAÇÃO DA RESPOSTA INFLAMATÓRIA NO GRUPO ULTRAPRO®. RESPOSTA INFLAMATÓRIA SUBAGUDA JUNTO À TELA (SETAS) NO 7º DIA (A) E NO DIA 28º DIA (B). COLORAÇÃO HE, AUMENTO 400 X.



FOTOMICROGRAFIA 2- CORTE HISTOLÓGICO PARA AVALIAÇÃO DA RESPOSTA INFLAMATÓRIA NO GRUPO PROCEED®. RESPOSTA INFLAMATÓRIA SUBAGUDA JUNTO À TELA (SETAS) NO 7º DIA (A) E NO DIA 28º DIA (B). COLORAÇÃO HE, AUMENTO 400 X.

4.3.2 Quantificação do colágeno (PSR)

Na comparação entre os subgrupos Ultrapro® podemos observar que no sétimo dia o colágeno tipo I apresentou a média de 14003 pixels, enquanto o colágeno tipo III teve média de 34985 pixels. Aos 28 dias notou-se redução não significativa de colágeno tipo I ($p= 0,16$) e incremento significativo de colágeno tipo III com $p= 0,01$ (Tabela 4).

As comparações entre os subgrupos Proceed® mostra média de 20355 pixels no sétimo dia para o colágeno tipo I; 46470 pixels para o colágeno tipo III. No vigésimo oitavo dia houve incremento não significativo ($p= 0,20$); de colágeno tipo I, e redução com diferença estatística para o colágeno tipo III com $p= 0,047$ (tabela 4).

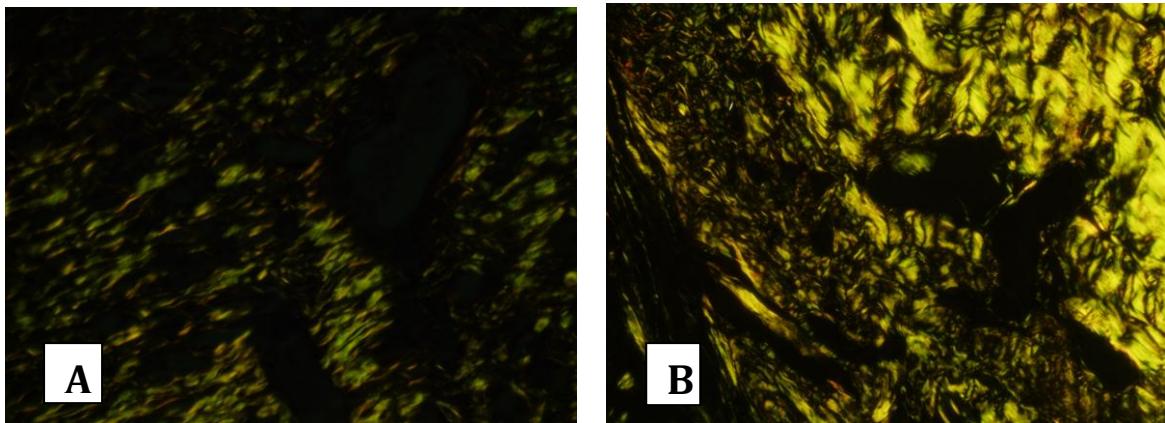
Não houve diferenças estatisticamente significativas nas comparações intergrupos, quando analisadas no período de 7 dias, tanto para o colágeno do tipo I quanto para o do tipo III.

Entretanto, após vinte e oito dias de inserção das telas, havia quantidades de colágeno do tipo I significativamente ($p=0,03$) maiores ao redor das telas Proceed® (30431) do que ao redor das telas Ultrapro® (8264). Já a quantidade de colágeno do tipo III, ao redor das telas Ultrapro® (62669) avaliado no mesmo período, era significativamente muito superior ($p=0,0003$) à quantidade do mesmo tipo de colágeno ao redor das telas Proceed® (38873) (tabela 4).

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

COLÁGENO	ULTRAPRO® (n= 17)		PROCEED® (n=16)	
	U7	U28	P7	P28
TIPO I	14,003 ± 13,406	8,264 ± 9,775 ^o	20,355 ± 17,048	30,431 ± 20,281
TIPO III	34,985 ± 24,201	62,669 ± 12,507*•	46,470 ± 11,031	38,873 ± 7,180 ⁺

*p = 0,01 comparado com U7; + p= 0,047 comparado c/ P7; ^o p= 0,03 comparado com P28; • p=0,0003 comparado c/ P28. (Teste Mann-Whitney)



FOTOMICROGRAFIA 3 e 4 – EXEMPLOS DE LÂMINAS COM CORTES DE PEÇAS CORADOS PELA COLORAÇÃO PICSIRIUS PARA QUANTIFICAÇÃO DOS COLÁGENOS TIPO I E III. **A**- IMAGEM DO GRUPO ULTRAPRO® 28 DIAS. **B**- IMAGEM DO GRUPO PROCEED® 28 DIAS.

4.4 TENSIOMETRIA

Caracteristicamente foi possível observar que os dois parâmetros monitorados na avaliação tensiométrica dos corpos de prova (Deformidade Máxima do Tecido e Tensão de Ruptura) tiveram comportamento similar, tanto nas comparações intragrupos como nos intergrupos.

Ficou comprovado um acréscimo significativo de resistência à linha de sutura (interface tela-parede abdominal) dos corpos de prova ao longo do tempo (de 7 para 28 dias), caracterizado pela elevação estatisticamente significativa nos níveis aferidos, tanto de Deformidade Máxima quanto de Tensão de Ruptura entre o sétimo e o vigésimo oitavo dia e para ambos os tipos de telas empregadas neste experimento (tabela 5).

Apesar disso, a tensiometria mostra diferenças interessantes entre as telas utilizadas no estudo. Houve significativa diferença entre a tela Ultrapro® e Proceed®

nos dois parâmetros tensiométricos mensurados no sétimo dia. Tanto Deformidade Máxima quanto Tensão de Ruptura tiveram índices significativamente inferiores no sétimo dia, nos corpos de prova onde se empregou a tela de Proceed® (tabela 5). Esta mesma comparação no vigésimo oitavo dia não mostra diferença estatisticamente significativa. Portanto, os dados de tensiometria testemunham um incremento de resistência da interface tela-parede abdominal ao longo do tempo de estudo, que se acumula mais rapidamente no início com as telas de Ultrapro®; mas, que no final de quatro semanas, as telas de Proceed® atingem desempenho semelhante na tensiometria.

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

PARÂMETRO	ULTRAPRO® (n= 17)		PROCEED® (n=16)	
	U7 (n=9)	U28 (n=8)	P7 (n=8)	P28 (n=7)
DMT (N/cm ²)	16,72 ± 7,71 ^{*o}	24,08 ± 8,37	9,93 ± 4,33 ⁺	21,27 ± 4,43
TR (N/cm ²)	9,05 ± 3,85 ^{*o}	14,82 ± 3,00	3,31 ± 1,86 ⁺	12,35 ± 5,59

*p <0,05 comparado com U28; + p < 0,05 comparado com P28; ° p < 0,05 comparado com P7

5. DISCUSSÃO

5.1 ANIMAL DE EXPERIMENTAÇÃO

A escolha do rato como animal de experimentação para o estudo presente foi devido ao seu porte adequado, fácil manuseio e acomodação, alta resistência física à infecção e agressão anestésico-cirúrgica, além de ser a espécie animal mais frequentemente empregada em pesquisas similares, envolvendo o processo de cicatrização.(CRONIN et al. (1968); JIBORN et al. (1978a e 1978b); GOTTRUP (1980); SHER et al. (1980); VAN'T RIET et al. (2003); KAPAN et al. (2003), BURGER et al. (2006)).Outros autores preferem o coelho, referindo que a força de contração da musculatura da região ventral é semelhante a dos seres humanos na formação de hérnia incisional, determinando uma dinâmica e fisiologia de acomodação da tela na parede abdominal. (BALLANTYNE (1983); LAMB et al. (1983); BELLÓN et al. (2002); BELLÓN et al. (2007); HARRELL et al. (2007), PASCUAL et al. (2008)).

No controle da dor pós-operatória, evitou-se o uso de anti-inflamatórios para que não houvesse interferência na fase inflamatória da cicatrização. (BELLÓN et al. 2001; BELLÓN et al. 2002; BELLÓN et al. 2005; KIUDELIS et al. 2007; HARREL 2007 e PASCUAL et al. 2008).

No período de avaliação pós-operatória também se notou que os animais de um modo geral, independente do grupo, não conseguiram recuperar o peso , durante o período mais curto de observação (7 dias). Isto demonstra, de certo modo, o grau de agressão anestésico-cirúrgica a que foram submetidos os animais, que necessitaram de maior período de tempo (28 dias) para recuperar e superar o peso, corporal aferido no início do experimento. Nenhuma influência do tipo de tela utilizada foi percebida na curva ponderal dos animais durante as 4 semanas nos dois grupos estudados.

Apesar da intervenção nos grupos estudados implicar em implante de material protético, não foi utilizada antibioticoprofilaxia pré-operatória, pois é um consenso na literatura pesquisada de operações com ratos, o fato de que estes animais são extremamente resistentes a infecções, resultando em número reduzido de complicações. CRONIN et al. (1968); JIBORN et al. (1978a e 1978b); GOTTUP

(1980); ZEDERFELDT (1990); VANT et al. (2003); KAPAN et al. (2003), BURGER et al. (2006).

5. 2 Telas cirúrgicas

Nas últimas décadas, vários estudos têm sido realizados para avaliar as diferentes telas cirúrgicas no intuito de se obter as características de uma tela ideal. Telas têm sido usadas com frequência cada vez maior na prática cirúrgica com várias indicações, como reparo de defeitos da parede abdominal ou inguinal, a mais comum indicação. A escolha das telas utilizadas neste estudo é facilmente justificada pela atual procura de telas de dupla composição, quando dispostas no interior da cavidade peritoneal, para evitar a formação de aderências intra-abdominais e, ao mesmo tempo, para fornecer adequada força tênsil à parede abdominal na superfície que fica em contato com a musculatura. (VRIJLAND et al. (2000); Le BLAND et al. (2002), BURGER et al. (2006)).

As telas não absorvíveis são preferidas no reparo de defeitos não contaminados da parede abdominal, enquanto as telas absorvíveis são preferidas no reparo de defeitos infectados de parede abdominal até que haja resolução do processo, quando então poderá ser substituída por um tela não absorvível. 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 infecção, como fator de risco adicional. (TYREL (1989); GREENE (1993); BECKER (1996), BAYCAL et al. (1997)).

A tela ideal mantém oclusão adequada e permanente do defeito da parede abdominal, com baixas taxas de infecção e de aderência, além de não induzir a formação de fístulas. (ELLIS (1982); JENKINS (1983); TYRELL (1989); RAY (1993); GREENE (1993), VRIJLAND et al. (2000)).

Utilizou-se então a tela de polipropileno com polidioxanona e celulose oxidada regenerada (Proceed®), disponível comercialmente, elaborada para situações onde não se possa prevenir ou evitar contato com os órgãos da cavidade abdominal. Ela possui duas camadas absorvíveis que a separam dos tecidos; assim, ele reduz a intensidade e a extensão de formação de aderências, impedindo a colonização de bactérias que eleva o risco de infecção, através da neoperitonização que ocorre na tela.

A outra tela utilizada e também disponível comercialmente (Ultrapro®), foi desenvolvida para dar suporte e reforço à parede abdominal com partes iguais de polipropileno e poliglicaprone, o que estimula uma cicatriz flexível e promove uma elasticidade multidirecional, oferecendo à parede abdominal dinâmica e fisiologia normal; porém não oferece barreira física entre a tela e as vísceras, devendo ser aplicada sobre o peritônio íntegro. Ambas as telas têm em sua composição polipropileno, o material do componente inabsorvível mais frequentemente empregada. (FERRANDO et al. 2002; MATHEWS et al. 2003; CONZE et al. 2004, BELLÓN et al.2007).

5.3 MACROSCOPIA

Apesar das características das telas empregadas relatadas acima, neste estudo nossos resultados com alguns parâmetros macroscópicos empregados foram curiosos e destoante da literatura. Este foi o caso com os parâmetros aderência e infecção. Apesar da tela Proceed® ser, das utilizadas, a única indicada para contato direto com conteúdo intraperitoneal, ambos os tipos de tela foram empregados da mesma maneira na correção de defeito total da parede abdominal produzido em ratos. Ou seja, uma das superfícies dos dois tipos de tela ficou, após correção do defeito, em contato com as vísceras, uma vez que, na confecção do defeito, todas as camadas da parede abdominal foram retiradas com exceção apenas da pele, que ficou em contato com a outra superfície das telas. Observamos que o fenômeno aderência foi universal nos dois tipos de tela nos dois momentos de avaliação (tabela 2), fato também ocorrido com outros autores (DEMIR et al. (2005); D'ACAMPORA et al. (2006), BARONCELLO et al. (2008)). Isto ocorreu apesar de se implantar a superfície de celulose da tela Proceed® voltada para o interior da cavidade peritoneal durante a correção cirúrgica do defeito, o que nos fez concluir que neste caso não houve efeito protetor contra aderências por esta tela, como seria o mais esperado. Ainda observamos incidência significativamente maior de infecção aos sete dias com o emprego da tela Proceed® comparativamente à tela Ultrapro® no mesmo período, mas com igualdade na avaliação comparativa mais tardia, aos 28 dias de implante das telas (tabela 2). Acreditamos que os dois fatos possam estar ligados como causa e efeito. Admitindo-se que a tela Proceed®, portadora de composição e estrutura tridimensional mais complexa que a outra tela empregada,

tenha proporcionado condições mais propícias para a manutenção do inóculo bacteriano operatório, a ponto de, em período precoce de observação (7 dias), se constatar infecção macroscópica em maior grau, cuja reação inflamatória local suscitada, levou a formação de processo aderencial maior do que o esperado para esta prótese.

BRENT et al. 2003 e GONZALEZ et al. (2004), obtiveram resultados de aderência semelhantes comparando telas, mostrando que os materiais utilizados equivaliam-se entre si quanto à efetividade na prevenção de aderências. Já KAPAN et al. (2003) e BURGER et al. (2006), concluem que deve haver uma barreira visceral entre a tela e as alças intestinais que dure no mínimo uma semana, pois este é o período de formação das aderências. BAYCAL et al. (1997) e NOVITSKY et al. (2007) observaram que mesmo as telas com barreira de proteção causam aderências, o que também foi verificado no atual estudo. VAN'T RIET et al., em seu estudo em 2003, demonstrou que a infusão intraperitoneal de substâncias líquidas juntamente com a colocação da tela com o intuito de formar uma barreira física, não preveniu a formação de aderências.

Quando quantificadas pela escala de classificação de NAIR et al. (1974), neste estudo a grande maioria das aderências foram classificadas como grau I e grau II, demonstrando que estas eram em pequena quantidade. Portanto, ambas as composições de tela que ficaram em contato com as alças intestinais foram efetivas para impedir a firme adesão das telas aos órgãos intra-abdominais. Estes dados coincidem com os de VAVRIK et al. (2000) e de ZIEREN et al. (2002) que demonstraram em seus estudos com telas microporosas, induzindo levemente a colonização celular, reação inflamatória, e conseqüentemente a formação de aderências. Outros autores como GONZALEZ et al. (2004), DANINO et al. (2005) e BELLÓN et al. (2005) encontraram resultados semelhantes ao usar essas telas em contato com a cavidade peritoneal. Eles concluíram que estas telas apresentam uma estrutura mais laminar, permitindo depósito mais regular e organizado das células mesoteliais, formando neoperitônio e diminuindo a formação de aderências. Também de acordo com os bons resultados deste trabalho na prevenção da formação de aderências, boa parte dos estudos comparativos de telas com as chamadas barreiras anti-aderência com telas sem esta proteção, demonstraram significativamente menor formação de aderências no primeiro grupo (MURPHY et al. 1989; GONZALEZ et al. 2004; DEMIR et al. 2005, BURGER et al. 2006). Uma das

exceções foi o estudo de SHER et al. (1980) que, em desacordo com o presente estudo e com a maioria da literatura estudada, não encontrou diferença significativa na prevenção da formação de aderências com o uso de telas com barreiras anti-aderência. Já o outro tipo de tela, cujo material fica em contato com a cavidade peritoneal, foi o ácido poliglicólico, sendo este considerado como uma tela protetora contra a formação de aderências tendo mesma capacidade da tela de Parietex® na prevenção da formação de aderências. Estes resultados discordaram dos achados dos estudos de , TYRELL et al. (1989), BAYKAL et al. (1997), AMMATURO e BASSI (2004), estes pesquisadores encontraram a formação de aderências significativamente mais severas e intensas com a tela de ácido poliglicólico quando comparada com a de polipropileno.

Apesar da utilização de modelo animal (rato), que não permite cuidados com a ferida operatória na superfície ventral do abdome, e da não utilização de antibioticoprofilaxia, a maioria dos trabalhos que emprega tal metodologia não relata taxas preocupantes de infecção ou repercussão sistêmica dos casos ocorridos. (ELLIS et al. (1982), BAYCAL et al. (1997), HOLMDAHL et al. (1997).

No presente estudo, observou-se maior número de infecções com a tela de Proceed® quando comparada à tela de Ultrapro® ao final da primeira semana (tabela 2). Tal achado pode estar na origem do comportamento verificado com os parâmetros da tensiometria ao final da primeira semana nos corpos de prova com tela de Proceed® em comparação com os corpos de prova com Ultrapro®, quando foi evidenciado presença de força tênsil nitidamente inferior associado à tela Proceed® (tabela 5). Adicionalmente, o grupo Proceed® apresenta escore de inflamação subaguda aferido ao sétimo dia duas vezes superior ao aferido ao vigésimo oitavo dia (tabela 3). Tais achados sugerem que a tela composta por polipropileno, polidioxanona e celulose oxidada regenerada suscita do organismo reação inflamatória aguda precoce cuja intensidade pode ter impacto sobre a taxa de infecção local e acúmulo de resistência tecidual com repercussão na sua performance analisada no final da primeira semana.

Em humanos, a infecção de ferida operatória é um dos fatores que prejudicam as diversas fases da cicatrização, quer seja nos mecanismos celulares ou humorais, sendo causa de recidiva da hérnia. (BELLÓN et al 2001).

No presente trabalho a presença de hematoma nos bordos da sutura da tela cirúrgica na parede abdominal teve baixa incidência, dois animais, no período de 7

dias de pós operatório. Estes dados se assemelham aos estudos de PUNDEK (2009) e BORRAZZO et al (2004). Estes últimos, estudando três tipos de telas em porcos encontraram apenas um hematoma. Utilizando tela de polipropileno e tela de polipropileno revestida com titânio, JUNGE et al não encontraram hematomas. (JUNGE et al (2005) e JUNGE et al (2006).

Quanto à presença de fístulas na cavidade abdominal, em apenas um caso este fato foi observado, encontrando dados semelhantes na literatura. Identificam-se os mesmos resultados nos trabalhos de JENKIN et al. (1983); VRIJLAND et al. (2000); LEBLANC (2002) e PUNDEK (2009). Os resultados confirmam a eficácia de ambas as telas na prevenção de formação de aderências firmes com os órgãos intra-abdominais, podendo levará á erosão da tela para a mucosa do órgão e determinar o aparecimento da fístula. Esses resultados são coincidentes com a grande literatura revisada, provavelmente porque a maioria dos estudos experimentais tenham um período relativamente curto de seguimento pós-operatório. Em estudos clínicos retrospectivos, cujo tempo de seguimento é bem maior, autores discordam destes dados. NAGY et al. (1997); VIPOND et al. (1990), EVANS et al. (1993) verificaram que telas de polipropileno provocavam índices de fístulas em torno de 75%, dados bem diferentes do presente estudo. Contudo, a tela por eles utilizada não possuía nenhum tipo de barreira anti aderência; além disso, foi empregada para o fechamento temporário da parede abdominal, o que pode ter sido a causa de números tão elevados de complicações. Os próprios autores concluíram que a tela para ser usada intraperitoneal deve ser não erosiva para evitar a formação de fístulas. GREENE et al. (1993), também em estudo clínico retrospectivo, obtiveram índices de 13% de formação de fístulas com o uso da tela de ácido poliglicólico. São dados também discordantes do presente estudo, principalmente, em se tratando de tela totalmente reabsorvível. Neste caso, fica mais evidente a possível correlação entre a formação de fístulas e o tempo mais prolongado de evolução pós-operatória.

Houve apenas dois casos de formação de hérnia visceral, uma hérnia com a tela de Ultrapro® e outra com a Proceed®, semelhante ao trabalho de PUNDEK (2009) em que se verificou apenas um caso de hérnia visceral do grupo da tela Proceed® no 15º dia pós-operatório. ALPONAT et al. (1997) encontraram quatro hérnias, usando telas de polipropileno revestida com carboximetilcelulose.

Tal fato comprova que ambas as telas se equivaleram na efetividade de manutenção da força tênsil e integridade da parede ventral. BELLÓN et al. (2002) concordaram com seu presente estudo, afirmando que a tela de poliéster se equivale à de polipropileno na manutenção da força tênsil. Estes autores, bem como BELLÓN et al. (2005) e BURGER et al. (2006) afirmam que a porosidade da tela é importante na integração dos tecidos. Telas macroporosas (polipropileno e poliéster) devem ficar em contato com a musculatura para atuar com o objetivo de manter a força tênsil da parede ventral, isto ocorre porque a colonização celular e a reação inflamatória estão diretamente relacionadas à porosidade do material. Outro fator que também deve ser considerado para evitar a recidiva da hérnia é a não utilização exclusivamente de material absorvível. LAMB et al. (1983); LAW (1990); NAGY et al. (1996); CARBAJO et al. (1999); BAUER et al. (1999) e BUTLER et al. (2001) concluíram que ao se comparar a tela de polipropileno com telas de material absorvível, estas últimas acabam por provocar significativamente menor força tênsil na parede ventral e recidiva da hérnia.

5.4 MICROSCOPIA

Na primeira fase da cicatrização, inflamação aguda é a resposta imediata quando ocorre exsudação de líquidos e proteínas plasmáticas e migração de leucócitos principalmente neutrófilos, realizando a *diapedese*, transmigração para o interstício. A lesão causa sangramento e a resposta é a hemostasia, formando coágulo, EVANS et al. (1993), SPRINGER (1994).

Na segunda fase, de proliferação celular, ocorrem: angiogênese, proliferação fibroblástica e epitelização. Na terceira fase, há formação do tecido conjuntivo de granulação, pela presença de fibroblastos, que produzem matriz extracelular, colágeno e glicosaminoglicanos. Na quarta fase, da contração, ocorre aproximação das bordas através dos miofibroblastos. Na quinta fase há remodelação (KOHN, 1992). Logo a cicatrização de feridas envolve processo inflamatório pelo ferimento, regeneração, migração e proliferação de células parenquimatosas e conjuntivas, colagenização e aquisição de força pela ferida, WEISSMAN (1992); EVANS et al. (1993), HERING et al. (1993). Ocorrendo a injúria no tecido conjuntivo, estímulos endógenos e exógenos, ocorre vasodilatação, aumentando o fluxo sanguíneo, mediada por histamina, serotonina, bradicinina, prostaglandinas e óxido nítrico,

edema e dor (pela vasodilatação que aumenta pressão hidrostática). Virchow acrescentou um quinto sinal clínico: perda de função, (COTRAN, 1993; COTRAN; KUMAR; COLLINS, 2000).

Encontrou-se neste trabalho, intensa proliferação fibroblástica, como nos trabalhos de ALPONAT et al. (1997), BORRAZZO et al. (2004), BARONCELLO et al. (2004). DEMIR et al. (2005) também encontraram uma boa proliferação fibroblástica, estudando vários tipos de telas não encontraram diferença histológica entre elas.

Não houve nenhum achado de reação inflamatória aguda nos dois grupos para cada um dos momentos de avaliação (7 dias e 28 dias), sendo a proporção de casos na fase crônica do processo inflamatório é igual nos dois momentos de avaliação (7 e 28 dias). Semelhantemente ao trabalho de PUNDEK (2009) os resultados indicaram que, em relação aos dois momentos de avaliação, o escore de inflamação no grupo Ultrapro é maior no 7º dia do que no 28º dia, mas no grupo Proceed é igual nos dois momentos, e em relação aos dois grupos de avaliação, o escore de inflamação foi igual nos dois momentos.

SHER et al. (1980) e LAMB et al. (1983) citavam o grupo de tela com polipropileno sendo material mais amplamente utilizado em nosso meio, de pouca reação inflamatória. No outro grupo o defeito foi corrigido com telas de três diferentes composições: polipropileno, PTFE e poliglactina. Após três e doze semanas avaliou-se a histologia e a resistência tênsil dos materiais. Verificaram que a tela de poliglactina teve significativamente maior reação inflamatória e de corpo estranho com três semanas de pós-operatório, concluíram que a tela de poliglactina não é adequada para ser usada como substituto fascial por período de tempo prolongado.

TYRELL et al. (1989) e de BAYKAL et al. (1997) citam a formação de aderências mais intensas com a tela de ácido poliglicólico quando comparadas com a de polipropileno, maior reação inflamatória causada durante a reabsorção da tela de ácido poliglicólico, uma fina membrana justamente para evitar o contato das alças intestinais com a tela de polipropileno a ela sobreposta.

HARRELL et al. (2007) utilizou a tela Proceed® (com polipropileno de baixa densidade), implantada no peritônio intacto de coelhos, comparada com a tela de PTFE expandida (DualMesh®), PTFE com polipropileno (Composix®, polipropileno de alta densidade), polipropileno e celulose oxidada regenerada e

polipropileno (Marlex®, polipropileno de alta densidade). A biocompatibilidade foi semelhante; já a formação da placa cicatricial foi menor na tela DualMesh® que nas telas Composix® e Marlex®. Houve maior número de células inflamatórias ao redor da tela DualMesh®. A tela Proceed® apresentou maior potencial de aceitação em relação às demais.

A coloração com picrossírius permite a quantificação da presença de colágeno maduro (tipo I) e de colágeno imaturo (tipo III). CONSTANTINE e MOWRY (1968), comparando diversos métodos de coloração para análise do colágeno, demonstraram que a coloração com picrossírius é de fácil execução e interpretação, sendo específica para o estudo do colágeno tecidual. SWEAT e PUTCHTLER (1964); eles demonstraram que, na coloração com picrossírius, a quantidade de corante aderido é proporcional à quantidade da proteína presente, possibilitando o seu uso para a quantificação de colágeno.

Verificou-se, neste trabalho, que o grupo de tela Ultrapro® determinou aumento do colágeno tipo III, e diminuição do colágeno tipo I, quando comparados os períodos de sete e vinte e oito dias. Nos grupos de uso da tela Proceed® verificou-se um aumento na média do colágeno tipo I e diminuição do colágeno tipo III quando comparados no sétimo e vigésimo oitavo dias de avaliações, sem trabalhos semelhantes na literatura.

GROMMES (2010) estudando tipos de fixação das telas, encontrou aumento progressivo do índice colágeno tipo I/III, no sétimo, décimo quarto e quinquagésimo sexto dia, semelhantemente aos estudos de JUNGE et al. (2005), JUNGE et al. (2006).

BINNEBÖSEL et al. (2010) estudando a tela de polipropileno comparada com a tela de Ultrapro®, não encontraram diferença no colágeno tipo I e III. GRECCA et al. (2001) estudando telas de polipropileno com poros de tamanho diferentes não encontraram diferença no colágeno tipo III, mas encontraram diferença no colágeno tipo I com maior quantidade para a tela com poros maiores de 4 mm.

Acreditamos que a quantificação do colágeno tipo I e tipo III, quando avaliada e mensurada pela unidade empregada neste estudo, deixaram de ter confiabilidade mínima para que pudéssemos assumir como reais as diferenças evidenciadas pelo tratamento estatístico empregado. Valores elevados de desvio-padrão, às vezes de mesma grandeza que a própria média, testemunharam uma heterogeneidade impeditiva de conclusões válidas nas leituras dos resultados obtidos.

5.5 TENSIOMETRIA

Quando se avaliou a tensiometria com as duas telas, verificou-se que o grupo Ultrapro® apresentou força tênsil maior que o grupo Proceed® no 7º dia, mas se igualaram no 28º dia. Resultados semelhantes foi encontrado por BELLÓN et al.(2001), BELLÓN et al. (2002), BELLÓN et al. (2007) ao estudarem três tipos de tela (poliéster recoberta com colágeno polietileno-glicol-glicerol, politetrafluoretileno e polipropileno recoberto com poliuretano) onde a força tênsil foi maior no 14º dia pós-operatório na segunda tela mas foi similar entre as três telas no 90º dia pós-operatório. Outros autores fizeram avaliação da resistência tênsil entre telas diferentes, como no estudo de LAMB, VITALE e KAMINSKI (1983), e obtiveram resultado diverso do anterior, demonstrando que a tela 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 telas estudadas (polipropileno e politetrafluoretileno).

Já no estudo de LE BLANC et al. (2002), ao compararem a tela de polipropileno com duas novas formas de tela de politetrafluoretileno expandida, concluíram que estas promovem mais 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), ao estudarem as telas de polipropileno, politetrafluoretileno, 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 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, semelhantemente ao trabalho de PUNDEK(2009).

No presente estudo, nota-se nítida diferença entre as telas na velocidade de aquisição de força tênsil quando avaliada pelos parâmetros Deformidade Máxima do Tecido e Tensão de Ruptura ao longo de 28 dias (Tabela 5). Como esperado durante o processo de cicatrização, ao longo do tempo, ambos os grupos mostraram incrementos de força tênsil do 7º para o 28º dia pós-operatório. Porém, na comparação intergrupos do 7º dia, os níveis de força tênsil atingidos pelos corpos de

prova do grupo Ultrapro® superam significativamente os valores atingidos pelos corpos de prova do grupo Proceed®. Tal diferença, ao longo das outras três semanas de observação, perde qualquer valor estatístico na comparação entre os grupos ao término da quarta semana (Tabela 5). Acreditamos que o comportamento do parâmetro tensiometria no grupo Proceed® é explicado pelos fenômenos ocorridos e já descritos em outros parâmetros do estudo atual. Ou seja, o prolongamento da fase inflamatória da cicatrização, induzida pela presença de infecção local de maior monta ao término da primeira semana, leva a consequente retardo na maturação da ferida a ponto de apresentar menor força tênsil em relação ao outro grupo no mesmo momento. Entretanto, com a evolução do tempo e a infecção debelada pelo organismo, ocorre evolução mais favorável do processo cicatricial, com recuperação do atraso de maturação, a ponto de igualar a performance tensiométrica obtida pelo outro grupo ao término do período de observação mais extenso.

Os eventos comprovados neste trabalho ilustram de maneira exemplar e contribuem para o efetivo entendimento da imensa e variada gama de resultados disponíveis na literatura pertinente ao assunto, fato que transparecia ao longo da revisão da literatura apresentada e que ganhou corpo e dimensão através das múltiplas analogias ora construídas neste capítulo.

O acúmulo de novas e variadas evidências ainda se mantém de elevado valor contributivo neste campo profícuo em variáveis que insistem em desafiar a busca de novos conhecimentos na área.

6. CONCLUSÕES

Baseados nos resultados do presente estudo pode-se concluir que:

- 1- A tela de polipropileno/polidioxanona/celulose oxidada regenerada (Proceed®) não previne o processo aderencial apesar de possuir estrutura diferenciada com este objetivo, suscitando aderências com a mesma frequência da tela de polipropileno/poliglecaprone (Ultrapro®).
- 2- A tela de polipropileno/polidioxanona/celulose oxidada regenerada (Proceed®) propicia a instalação de processo infeccioso agudo com maior frequência que a tela de polipropileno/poliglecaprone (Ultrapro®) ao final da primeira semana de operação.
- 3- A tela de polipropileno/poliglecaprone (Ultrapro®) é capaz de induzir, em período de três semanas, redução de processo inflamatório agudo com maior aparecimento de monomorfonucleares e tecido de granulação, quando comparada ao período de uma semana. O mesmo não ocorre com a tela de polipropileno/polidioxanona/celulose oxidada regenerada (Proceed®).
- 4- Não foi possível obter conclusões válidas, com os resultados obtidos da quantificação do colágeno tipo I e III, em ambas as telas.
- 5- O emprego da tela de polipropileno/poliglecaprone (Ultrapro®) determina uma aquisição de força tênsil, no nível da interface tela-parede abdominal com maior intensidade, mais rápido que a tela de polipropileno/polidioxanona/celulose oxidada regenerada (Proceed®), até o final da primeira semana.
- 6- A tela de polipropileno/polidioxanona/celulose oxidada regenerada (Proceed®) é capaz de atingir a mesma intensidade de força tênsil ao nível da interface tela-parede abdominal observada com o uso da tela de polipropileno/poliglecaprone (Ultrapro®) após quatro semanas de operação.

REFERÊNCIAS

- 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
- AMMATURO, C.; BASSI, G. Surgical treatment of large incisional hernias with an intraperitoneal Parietex Composite mesh: our preliminary experience on 26 cases. **Hernia**, v. 8, n.3, p.242-6, 2004.
- 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, n.2, p.59-64, 1999.
- 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**, v.36, n.3, p.12-15, 2009.
- ASKEY, R., S. BIGLEY. Difficult hernia. View record in scopus/cited by scopus. **J Kan Med Soc**, v.76, p.239, 1975.
- 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. **Intern J Pharm**, v. 381, p.214-9, 2009.
- 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**, v.26, p.836-43, 1983.
- BARONCELLO, J. B.; CZECZKO, N. G.; MALAFAIA, O.; RIBAS-FILHO, J. M.; NASSIF, P. A. N.; DIETZ, U. A. O uso de telas Parietex® e Surgisis® na correção de defeitos produzidos na parede abdominal de coelhos. **Arq Gastroenterol**, v. 45, n. 4, p.14-18, 2008.
- BARTLETT, W., An improved filigree for repair of large defects in the addominal wall. **Ann Surg**, v.38, p. 47, 1903.
- 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**, v. 21, p. 579-83, 1997.

BELLÓN, J.M.; CONTRERAS, L.A.; PASCUAL, G.; BUJÁN, J. Evaluation of the acute scarring response to the implant of different types of biomaterial in the abdominal wall. **J Mater Sci Mater Med**, v.11, n.1, p.25-9, 2000.

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** , v.167, p.666-71, 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.182-90, 2002.

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**, v. 194, n.1, p. 68-74, 2007.

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

BINNEBÖSEL, M.; KLINK, C. D.; OTTO, J.; CONZE, J.; JANSEN, P. L.; ANUROV, M.; SCHUMPELICK, V.; JUNGE, K. Impact of mesh positioning on foreign body reaction model of open incisional hernia repair. **Hernia**, v. 14, p. 71-7. 2010.

BORRAZZO, E.C.; BELMONT, M.F.; BOFFA, D.; FOWLER, D.L. Effect of prosthetic material on adhesion formation after laparoscopic ventral hernia repair in a porcine model. **Hernia**, v.8, n.2, p.108-12, 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**, v. 114, p. 126-32, 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, n.3, p. 333-43, 2012.

BURGER, J. W. A.; HALM, J. A.; WIJSMULLER, A. R.; TENRAA, S.; JEEKEL, J. Evaluation of new prosthetic meshes for ventral hernia repair. **Surg Endosc**, v. 20, n.8, p.1320-5, 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, n.1, p. 75-80, 2001.

CANADIAN COUNCIL ON ANIMAL CARE. Ethics of animal Investigation, 1989. Disponível em www.ccac.ca/en/CCAC_Programs/GuidelinesPolicies/POLICIES/ETHICS.HTM.

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 vs open surgery in the solution of major incisional and abdominal wall hernias with mesh. **Surg Endosc**, 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**, v. 8, n.4, p.365-72, 2004.

CONSTANTINE, V. S.; MOWRY, R. W. The selective staining of human dermal collagen. The use of Picosirius Red F3BA with polarization microscopy. **J Invest Derm**, v.50, n.5, p.419-23, 1968.

COTRAN, R.S.; **Endothelial cells**. In KELLEY, W.N., *et al.* (eds.): Textbook of Rheumatology, 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**, v.126, p.747-53, 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**, 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, n.3, p. 384-8, 2005.

DEMIR, U.; MIHMANLI, M.; COSKUN, H.; DILEGE, E.; KALYONCU, A.; ALTINLI, E.; GUNDUZ, B.; YILMAZ, B. Comparison of prosthetic materials in incisional hernia repair. **Surg Today**, v. 35, p.223-7, 2005.

DÍAZ- GODOY, A.; GARCÍA-UREÑA, M.A.; LÓPEZ-MONCLÚS, J.; RUÍZ, V.V.; MONTES, D.M.; AGURTO, N.E. Searching for the best polypropylene mesh to be used in bowel contamination. **Hernia**, v.23, p.34-8, 2010.

DIETZ, U. A., DEBUS, E. S. **Techniques 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 tantalun gauze. **Lancet**, v.1, p.938, 1948.

DUFFY, A.J.; HOGLE, N.J.; LAPERIE, K.M.; FOWLER, D.L. Comparison of two composite meshes using two fixation devices in a porcine laparoscopic ventral hernia repair model. **Hernia**, v.8, n.4, p.358-64, 2004.

ELLIS, H. The causes and prevention of intestinal adhesions. **Br J Surg**, v. 69, n.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. 229-32, 1993.

FERRANDO, J.M.; VIDAL, J.; ARMENGOL, M.; GIL, J.; MANERO, J.M.; HUGUET, P.; SEGARRA, A.; QUILES, M.T.; SCHWARTZ, S.; ARBÓSIVIA, M.A. Experimental evaluation of a new layered prothesis exhibiting a low tensile modulus of elasticity; long-term integration response within the rat abdominal wall. **World J Surg**, v. 26, p.409-15, 2002.

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

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.

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

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

GRECA, 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**, v.30, p.327-335, 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, n.3, p.213-8, 1993.

GROMMES, J.; BINNEBOSEL, 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.623-7, 2010.

HALSTED, W. S. Circular suture of the intestine. An experimental study. **Am J Med Sci**, v.94, p. 436-61, 1887.

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**, v. 21, n.7, p. 1170-4, 2007.

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

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

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

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. 283-9, 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, n.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**, 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**, 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. 115-9, 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. 492-7, 2006.

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

KAPAN, S.; KAPAN, M.; GOKSOY, E.; KARABICAK, I.; OKTAR, H. Comparison of PTFE, pericardium bovine and fascia lata 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**, v.11, n.1, p. 19-23, 2007.

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. **Surg Gynecol**, v.109, p. 321, 1959.

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

KRON, B., Un nouveau materiel et technique simplifiée pour la cure des hernies bilatérales récidivées ou non par voie-peritonéale. **J Chir**, v.121, p.491, 1984.

LAM , C. R.; SZILAGYI D. E.; PUPPENDAHL, M. Tantalum gauze in the repair of large postoperative ventral hernias **Arch Surg**, v.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. 271-6, 1983.

LEBLAND, 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**, v. 16, p. 1542-6, 2002.

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.

MALONEY, W. G.; GILL, W. G.; BARCLAY, R. C. Operation for hernia: technique of nylon darn. **Lancet**, v.2, p.45, 1948.

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, n.6, p.737-42, 1985.

MASSONE, F. Neuroleptoanalgesia e anestesia dissociativa. In:_____. **Anestesiologia veterinária – farmacologia e técnicas**. Guanabara-Koogan, 4ª edição, Rio de Janeiro, RJ, p. 89-93, 2003.

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, n.2, p.126-32, 2003.

MELMAN, L.; JENKINS, E.D.; HAMILTON, N.A.; BENDER, L.C.; BRODT, M.D. DEEKEN, C.R.; GRECO, S.C.; FRISELLA, M.M.; MATTHEWS, 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.23, n.5, p.134-43, 2011.

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

MILLER, J.M. Evaluation of a new surgical suture (Prolene). **Ann Surg**, v. 39, p.31-9, 1973.

MUFTUOGLU, M.A.T.; GUNGOR, O.; ODABASI,M.; EKINCI,O; TEYYARECI, A.; SEKMEN,U.; SAGLAM,A. The comparison of heavyweight mesh and lightweight mesh in an incisional animal model. **Hernia**, v.14, p. 397-400, 2010.

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, n.4, p.244-7, 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**, v. 62, n.5, p. 464-6, 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. 849-53, 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**, v. 140, n.1, p. 6-11, 2007.

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

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**, v. 144, n.3, p. 427-35, 2008.

PEREIRA-LUCENA, C.G.; ARTIGIANI-NETO, R.; LOPES-FILHO, G.J.; FRAZAO, C.V.G.; GOLDENBERG, A.; MATOS, D.; LINHARES, M.M. Experimental study comparing meshes made of polypropylene, polypropylene+ poliglactina e polypropylene+ titanium: inflammatory cytokines, histological changes and morphometric analysis of collagen. **Hernia**, v. 14, p.299-304, 2010.

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

PONKA, J.; L. WYLIE, J., H.; CHAIKOF, L. Marlex Mesh: A new plastic mesh for the repair of hernia. **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. **Surg Clin North Am**, v.53, p.549, 1973.

PUNDEK, M.R.Z. **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.

RIVERA, E.A.B. Anestesia em animais de experimentação. In: ANDRADE, A.; PINTO, S.C.; OLIVEIRA, R.S. **Animais de laboratório – criação e experimentação**. Fiocruz, Rio de Janeiro, RJ, p. 255-262, 2002.

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

SCHILLACI, A.; CAVALLARO, A.; STIPA, S. Comparative results of three different techniques for colonic anastomosis in the dog. **Surg Gynecol Obstet**, v.149, p.238-40, 1979.

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**, v. 22, n.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, n.11, p.618-23, 1980.

SIMMERMACHER, R.K.J.; SCHAKENRAAD, J.M.; BLEICHRODT, R.P. Reherniation after repair of the abdominal wall with expanded polytetrafluoroethylene. **J Am Coll Surg**, v.178, n.6, p.613-6, 1994.

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

SPRINGER, T.A. Adhesion receptors of the immune system. **Nature**, v.346, p. 425-34, 1994.

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

SWEAT, F.; PUCHTLER, H.; ROSENTHAL, S. I.; Sirius red F3BA as a stain for connective tissue. **Arch Pathol**, v. 78, p.69-72, 1964.

TYRELL, J.; SILBERMAN, H.; CHANDRASOMA, P.; NILAND, J.; SHULL, J. Absorbable versus permanent mesh in abdominal operations. **Surg Gynecol Obstet**, v. 168, p. 227-32, 1989.

THROCKMORTON, T. D. Tantalum gauze in the repair of hernias complicated by tissue deficiency. **Surgery**, v. 23, p.32, 1948.

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 and incisional hernias. **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, n.1, p.123-8, 2003.

VAN WINKLE, W. Jr. Wound contraction. **Surg Gynecol Obstet**, v.5, p.125-131, 1967.

VIPOND, M. N.; WHAWELL, S. A.; THOMPSON, J. N.; DUDLEY, H. A. F. Peritoneal fibrinolytic activity and intra-abdominal adhesions. **The Lancet**, v. 335, p. 1120-2, 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 Bras Patol Med Lab**, v. 39, n.2, p. 143-9, 2003.

VRIJLAND, W. W.; BONTHUIS, F.; STEYERBERG, E. W.; MARQUET, R. L.; JEEKEL, J.; BONJER, H. J. Peritoneal adhesions to prosthetic materials. **Surg Endosc**, v. 14, p. 960-3, 2000.

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.

ZEDERFELDT, B. Anastomotic healing. In: EIGLER, F. W.; GROSS, E.; VOGT, E. **Die Anastomose an Gastrointestinathakt**, TM, Verlag Hameln, p.3-16, 1990.

ZINTHER, N.B.; WARA, P.; FRIIS-ANDERSEN, H. Shrinkage of intraperitoneal on lay mesh in sheep: coated polyester mesh versus covered polypropylene mesh. **Hernia**, v.14, p.611-5, 2010.