

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA - CIRURGIA

**Comparação entre o Uso de Fio Inabsorvível (Polipropileno) e Fio
Absorvível (Poliglactina 910) na Fixação de Prótese de Polipropileno
em Correção de Defeitos Músculo-Aponeuróticos da Parede
Abdominal – Estudo Experimental em Ratos**

ÁLVARO GIANLUPI

Porto Alegre, 2002

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA - CIRURGIA

**Comparação entre o Uso de Fio Inabsorvível (Polipropileno) e Fio
Absorvível (Poliglactina 910) na Fixação de Prótese de Polipropileno
em Correção de Defeitos Músculo-Aponeuróticos da Parede
Abdominal – Estudo Experimental em Ratos**

ÁLVARO GIANLUPI

Coordenador: Prof. Dr. Luiz Rohde

Orientador: Prof. Dr. Manoel Roberto Maciel Trindade

Dissertação apresentada à
Universidade Federal do Rio Grande do Sul -
Faculdade de Medicina - para obtenção do
Título de Mestre em Medicina - Cirurgia

Porto Alegre, 2002

À Ana Paula, minha querida esposa, pela sua compreensão, dedicação e valiosa ajuda; aos meus pais, Angelo e Noely; e as minhas irmãs, Adriane, Elisa, Caroline e Angela, pelo estímulo e apoio.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor MANOEL ROBERTO MACIEL TRINDADE, Professor Adjunto do Departamento de Cirurgia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, pelos preciosos ensinamentos e conselhos, pelo exemplo, pela oportunidade e amizade;

Ao Professor Doutor CARLOS THADEU SCHMIDT CERSKI, Professor Adjunto do Departamento de Patologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, pela colaboração na avaliação histológica;

Ao Professor Doutor VINÍCIUS DUVAL DA SILVA, Professor Adjunto do Departamento de Patologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, pela ajuda na utilização do método videomorfométrico;

Ao Professor Doutor LUIS FERNANDO MOREIRA, Professor do Programa de Pós-Graduação em Medicina – Cirurgia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, pelas sugestões e ensinamentos na elaboração do trabalho;

Aos Estatísticos do Grupo de Pesquisa e Pós-Graduação do Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Professora VÂNIA NAOMI HIRAKATA e Professor MÁRIO WAGNER, pelo auxílio no processamento estatístico;

As funcionárias GENI FERNANDES DA SILVA e MÁRCIA IZABEL BITTENCOURT, do Centro de Reprodução e Experimentação de Animais de Laboratório do Instituto de Ciências Básicas da Saúde - UFRGS, e ao acadêmico JOEL CRISTIANO WESTPHAL CORRÊA, pela ajuda na técnica operatória;

Ao meu PAI, pelo auxílio na revisão ortográfica e às minhas irmãs CAROLINE e ANGELA pela ajuda na digitação;

Ao Dr. ROBERTO MÜLLER pelo auxílio na documentação fotográfica;

A Pró-Reitoria Adjunta de Pós-Graduação da UFRGS e a CAPES, pela concessão da bolsa;

A Fundação de Incentivo a Pesquisa e Eventos (FIPE-HCPA) pelo financiamento do projeto;

Ao Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina da UFRGS, ao Serviço de Anatomia Patológica do Hospital de Clínicas de Porto Alegre, ao Centro de Reprodução e Experimentação de Animais de Laboratório do Instituto de Ciências Básicas da Saúde - UFRGS e a Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação da UFRGS, por proporcionarem condições básicas para a execução do experimento;

A todos os que me auxiliaram, tornando possível este trabalho.

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. OBJETIVO.....	4
3. REVISÃO DA LITERATURA.....	5
4. MÉTODO	34
5. RESULTADOS	43
6. DISCUSSÃO.....	64
7. CONCLUSÕES.....	70
8. REFERÊNCIAS	71
RESUMO	87
SUMMARY	88
ANEXOS.....	89

1. INTRODUÇÃO

A hérnia incisional é definida como protrusão do conteúdo abdominal através de orifícios ou áreas na parede abdominal que foram enfraquecidas devido a intervenções cirúrgicas anteriores. É também conhecida como eventração, laparocèle, hérnia cicatricial ou hérnia pós-operatória. É a única hérnia da parede abdominal que pode ser considerada iatrogênica por natureza. Representa a falência da síntese dos planos parietais seccionados para o acesso à cavidade peritoneal e compreende de 1% a 20% de todos os tipos de hérnias abdominais (1-3).

Assume papel relevante na cirurgia da parede abdominal pelas suas características anatomopatológicas, bem como pelo seu crescente aumento, à medida em que as operações abdominais se tornam mais freqüentes, mais demoradas e um número maior de pacientes idosos e debilitados são operados, havendo já na literatura relatos de casos de hérnias incisionais em cirurgias laparoscópicas (4, 5).

Representa fonte significativa de morbidade e perda de tempo de atividade produtiva, pois muitos pacientes alteram seus hábitos, com o uso de suporte elástico de contenção, para não exacerbarem a protrusão da parede abdominal. Essa mudança pode reduzir, ou até mesmo eliminar a capacidade laborativa do paciente, bem como alterar a sua qualidade de vida. Nesse contexto, o impacto econômico do distúrbio é incalculável. Além disso, se as hérnias não forem tratadas, têm tendência de aumentar de tamanho progressivamente, provocando sensação de peso e desconforto ou levando a encarceramento da hérnia em 6% a 15% ou a estrangulamento em 2% dos casos. Essas situações, em especial a última, elevam de maneira considerável a morbidade da doença herniária, geralmente decorrente das conseqüências destas

complicações, como a obstrução intestinal, a peritonite, o abscesso e a fístula enterocutânea, podendo até mesmo determinar a morte do doente em 5% a 30% dos casos (6). Além destas complicações, a hérnia pode levar a desvios de coluna lombar com lombalgia, pela modificação do centro de gravidade do abdomen, úlceras de pele, infecção cutânea, ruptura herniária, alterações musculares e circulatórias e insuficiência respiratória, esta última decorrente basicamente da queda da pressão intra-abdominal (7).

A incidência de hérnias incisionais oscila entre 7,4% e 13,2% das operações abdominais em geral, sendo que nas cirurgias contaminadas os valores vão de 15% a 31%, evidenciando a importância do fator infecção na etiologia desta complicação (8, 9). Fatores como hipoproteinemia, aumento da pressão abdominal, obesidade e hipotrofia da musculatura da parede abdominal facilitam o seu aparecimento (3, 10).

A busca do tratamento tem como justificativa a sua elevada prevalência e o fato de atingir todas as raças, sexos, faixas etárias e condições sócio-econômicas. Além disso, trata-se de afecção de domínio integral do cirurgião, por não depender, na quase totalidade das vezes, de outros recursos diagnósticos que não a anamnese e o exame físico do paciente, e ainda por não existir outra alternativa terapêutica válida que não a cirurgia.

A reparação da parede abdominal, reconstituindo sua anatomia, seria o modo ideal, porém este procedimento fica reservado apenas para as hérnias de pequeno porte. Quando a hérnia incisional é de médio ou grande porte, há considerável número de proposições técnicas, muitas das quais com a utilização de enxertos ou próteses. A prótese pode ser colocada como reforço após reaproximação

dos folhetos aponeuróticos, como ponte (a prótese fica em contato com o saco herniário) ou preenchendo o espaço de incisões relaxadoras (11).

As taxas de recidiva da correção das hérnias incisionais variam de 10% a 50% após reparo primário (12, 13) e de 3% a 17% após uso de próteses (14, 15). Os melhores resultados para tratamento de hérnias complexas são obtidos com reforço de prótese (2, 16-18).

Dentre as próteses sintéticas, o polipropileno (Marlex[®]), que foi introduzido no Brasil por Falci (19), é o material mais usado em nosso meio, principalmente quando se deseja evitar tensão excessiva na linha de sutura das bordas aponeuróticas (20, 21). A maioria dos autores preconizam, para fixar a tela na aponeurose, o uso de fios inabsorvíveis, apesar destes causarem problemas em alguns pacientes, como granulomas de corpo estranho, fios palpáveis em pacientes magros, etc (22-24). Visando a evitar esses problemas, alguns cirurgiões têm usado fios de absorção lenta como poliglactina 910 (Vicryl[®]) na fixação da tela (25-27).

Procurando responder esta questão que surge na prática diária, este trabalho tem como objetivo comparar a fixação da tela de polipropileno (Marlex[®]) com fio inabsorvível (polipropileno) e fio absorvível (poliglactina 910), na correção de defeitos músculo-aponeuróticos da parede abdominal, em ratos.

2. OBJETIVO

2.1 GERAL

Comparar a fixação de tela de polipropileno (Marlex[®]) com fio inabsorvível (polipropileno) e fio absorvível (poliglactina 910) na correção de defeitos músculo-aponeuróticos da parede abdominal, em ratos.

2.2 ESPECÍFICOS

- I - Avaliar a incidência de hérnia pós-operatória;
- II - Avaliar a fibrose induzida pelos fios;
- III - Avaliar a resposta inflamatória;
- IV - Avaliar o tempo de absorção do fio (poliglactina 910)

3. REVISÃO DA LITERATURA

As causas mais freqüentes do desenvolvimento da hérnia incisional são a obesidade, a infecção no local das feridas operatórias e as falhas na técnica operatória (28, 29). Cerca de 60% de tais pacientes são obesos (30, 31). O excesso de peso interfere na cicatrização da parede abdominal através de diversos mecanismos: aumenta a suscetibilidade às infecções, diminuiu a função ventilatória pulmonar, aumenta a pressão intra-abdominal e determina a hipotrofia das camadas músculo-aponeuróticas. A infecção propicia a lise do colágeno, retardando sua síntese, além de determinar necrose supurativa, que destrói os tecidos, afrouxando os pontos de reaproximação das bordas aponeuróticas. Numerosos autores sugeriram que o fator preponderante no surgimento da hérnia incisional é a infecção pós-operatória da ferida (32, 33). Bucknall (8), em estudo de 1129 procedimentos abdominais, relatou que a operação original havia sido complicada por infecção pós-operatória da ferida em 48% dos pacientes que subseqüentemente desenvolveram hérnia incisional. Nesse estudo, a presença de infecções pós-operatórias da ferida esteve associada ao aumento de cinco vezes no risco de manifestar-se uma hérnia (23%), em comparação com os pacientes com feridas sem infecção (4,5%). Achados semelhantes já haviam sido relatados por Blomstedt e Welin-Berger (34). Segundo Riou (35), a infecção da ferida operatória é capaz de aumentar 20 vezes a incidência de deiscência da ferida abdominal. Na maioria dos casos de infecção de parede abdominal, o estudo bacteriológico revela a presença de flora polimicrobiana na ferida cirúrgica. Essa flora é formada por bactérias aeróbicas e anaeróbicas oriundas da patologia de base, principalmente nos casos das peritonites graves. Entre essas bactérias podemos citar: *E.coli*; *Klebsiella sp*; *Proteus sp*; *Bacterioides fragilis* e outras. Contudo, na população

de pacientes submetidos à cirurgia de grande porte estudada por Riou, o *Stafilococcus aureus* foi a bactéria mais isolada das feridas infectadas.

A infecção da ferida cirúrgica causada por *Stafilococcus aureus* diminui a resistência tênsil da cicatriz (36). Entretanto, quando as infecções são causadas por *E.coli* e *Proteus sp*, na forma de infecção moderada, os resultados experimentais demonstraram aceleração do processo cicatricial, além de produzir cicatrizes mais resistentes (37). Todavia, essas características cicatriciais não foram encontradas nas feridas dos animais que apresentavam processos infecciosos graves causados por aquelas bactérias, com grandes supurações. Estudos mais recentes demonstraram que a presença de processo inflamatório com infiltrado celular do tipo agudo é capaz de diminuir a resistência à tração dos tecidos suturados (38).

A característica do processo inflamatório agudo é a presença de neutrófilos na área traumatizada. Essas células inflamatórias são ricas em lisossomos, contendo enzimas proteolíticas, tais como elastase, catepsina G e collagenases verdadeiras. Quando essas enzimas são liberadas, ativam o processo colageolítico na ferida, capazes de degradarem até mesmo as fibras colágenas, normalmente existentes nos tecidos adjacentes. Nos casos em que ocorre infecção, existe grande afluxo de neutrófilos em direção à ferida, com liberação abundante dessas enzimas proteolíticas. Na primeira semana o afrontamento das margens da ferida depende da capacidade de ancoragem do tecido normal, e esse da quantidade de colágeno do tecido. Disso pode-se deduzir a importância do processo inflamatório agudo gerado pela infecção da ferida. Essa atividade enzimática exacerbada pode ser facilmente reconhecida na clínica, pela semelhança com “manteiga” que as margens da ferida adquirem, não permitindo a ancoragem dos pontos de sutura.

Afecções pulmonares, ocasionando tosse, e os esforços físicos exagerados durante os primeiros meses após a cirurgia são outros fatores que podem levar à deiscência das suturas. Cerca de 40% dos pacientes com hérnia incisional não tem quaisquer fatores etiológicos evidentes (9).

As hérnias incisionais podem ser classificadas de acordo com a área anatômica onde elas ocorrem, como mediana, paramediana, transversa ou oblíqua. As hérnias medianas são as mais comuns e respondem por 75% a 80% do total. Essa frequência reflete o fato de a incisão mediana ser a mais comumente utilizada pelos cirurgiões (26).

A hérnia incisional pode localizar-se em qualquer ponto da parede abdominal, porém sua incidência é maior nas incisões verticais em relação às horizontais, visto que as últimas tendem a obedecer às linhas de força da parede abdominal. As considerações anatômicas específicas sugerem que as incisões abdominais transversas comportam menor risco de hérnia pós-operatória. As fibras fasciais da parede abdominal anterior encontram-se em uma orientação transversa. Portanto, uma incisão vertical teria que seccioná-las, e o fechamento por suturas destas feridas verticais acabaria colocando o material de sutura entre as fibras. A contração da parede abdominal poderia causar tensão orientada lateralmente sobre o fechamento e faria com que o material de sutura fosse responsável pelo corte através da separação das fibras orientadas transversalmente. Em contraste, a incisão transversal abre a fáscia ao longo das fibras de forma que o fechamento coloca o material de sutura ao redor das fibras fasciais. Por ocasião da contração, as fibras estão em aposição e o material de sutura iria acarretar tensão mínima orientada lateralmente. Portanto, não é de surpreender que numerosos estudos concluíssem que a

hérnia incisional é mais comum após as incisões medianas em oposição as incisões transversas (21, 34, 39). Entretanto, convém assinalar que estes estudos não levaram em conta o processo patológico e, assim, convém ter cautela nestas interpretações. Ainda mais, como já foi assinalado por Ellis (40), a incisão mediana é mais versátil e usada freqüentemente nos casos urgentes de hemorragia, traumatismo ou sepse abdominal. Essas condições podem exercer uma maior influência sobre o surgimento das hérnias incisionais do que o tipo de incisão usada. Essa opinião é enfatizada por ensaio prospectivo envolvendo procedimentos abdominais não urgentes, realizado por Ellis (41) que não demonstrou qualquer diferença significativa na taxa de formação de hérnias nos pacientes operados com incisões medianas, paramedianas ou transversas.

Outras preocupações relacionadas com o tipo de fechamento da parede abdominal têm a ver com o uso de suturas contínuas *versus* interrompidas e fechamento em massa *versus* por planos. Novamente, apesar de estes argumentos poderem ser intuitivamente atraentes, os estudos randomizados não conseguiram demonstrar que qualquer destes fatores sejam capazes de alterar de maneira significativa a incidência das hérnias incisionais (42).

Os objetivos do fechamento das incisões laparotômicas são o restabelecimento da continuidade e da forma anatômica do abdômen e o ganho de resistência tênsil músculo-aponeurótica, capaz de conter as vísceras abdominais em seu domicílio.

Muito embora haja multiplicidade de estudos teóricos, experimentais e clínicos a respeito dos métodos de fechamento, persiste a incidência significativa de deiscências da ferida laparotômica e de hérnias incisionais (43). A insistência de consenso em torno do método específico de sutura ou do tipo de fio utilizado sugere

que tanto um como o outro não são os principais responsáveis pelas deiscências ou hérnias incisionais. Excluindo o categute simples, o material de que é constituído o fio e a técnica de sutura (em pontos separados ou contínuos) em condições normais parece pouco influir em termos de resistência tênsil. Mesmo, porém, em situações especiais, como nos grandes obesos, suturas com qualquer das técnicas e utilizando fios absorvíveis sintéticos ou fios inabsorvíveis, mostraram igual índice de hérnias incisionais (44).

O sucesso do fechamento da parede abdominal parece decorrer, na realidade, da multiplicidade de fatores (45), tais como do tipo e da localização da incisão praticada, das circunstâncias em que foi realizada (urgência ou eletiva), da lesão anátoma-patológica tratada, da operação feita e de eventos pós-operatórios, das condições nutricionais e doenças associadas, da idade e do biotipo do paciente, além de depender também da textura de suas aponeuroses e de cuidados técnicos. Entre estes, destacam-se a criteriosa aposição dos diversos planos, a resistência e qualidade dos fios (escolha adequada do tipo de fio, sua correta utilização nas suturas e na execução dos nós), o traumatismo reduzido dos tecidos e a ausência de condições que favoreçam a infecção (espaços mortos, hematomas, excesso de corpos estranhos, como tecidos desvitalizados, fios excessivamente grossos, cotos longos nas ligaduras, uso abusivo da eletrocoagulação e contaminação grosseira). Deve-se ainda considerar a notável variação individual da mesma estrutura aponeurótica com relação à resistência tênsil, motivada por alguns dos fatores acima (46).

O fechamento da parede abdominal deve ser confiável e, idealmente, deveria ser deixada tão resistente quanto anteriormente à operação (43). A função das suturas é de manter a aposição dos tecidos até que a cicatrização da ferida torne este

suporte artificial desnecessário. Por este motivo, deve-se evitar o uso de fios que percam o seu poder de retenção, enquanto a cicatriz não for suficientemente resistente.

A seleção do material de sutura para fechamento da parede abdominal baseia-se em grande parte na preferência e experiência de cada cirurgião. Em estudo relatado no ano de 1952, Douglas (47) delineou o ritmo com que as incisões na parede abdominal recuperam sua resistência funcional. Os dados deste primeiro estudo sugeriram que, praticamente, nenhuma resistência tensional é recuperada dentro da primeira semana após a cirurgia, mas que ocorre aumento rápido na resistência tensional nos próximos 70 dias com recuperação de 90% por volta de um ano. Durante a fase inicial de cicatrização da ferida, parece, portanto, que o material de sutura desempenha, de fato, papel importante no sentido de manter a integridade do fechamento. O material de sutura permanente comporta a vantagem teórica de manter sua resistência tensional durante toda a existência da ferida. Entretanto, a sutura permanente tem funcionado ocasionalmente como fonte de irritação e pode agir como ninho para a infecção. O material de sutura ideal deveria possuir três características importantes: retenção de alta resistência funcional, estrutura monofilamentar para que as bactérias não possam esconder-se dentro de seus interstícios e qualidades absorvíveis para que o material seja eliminado finalmente como fonte de infecção ou como corpo estranho.

Quando a sutura é feita com fios inabsorvíveis, a maioria das deiscências da aponeurose são causadas pelo esgarçamento de suas bordas no local dos pontos (48). Só raramente, as deiscências ocorrem por ruptura ou dissolução do fio (49). Por este motivo, a utilização de fios muito resistentes, embora diminua a incidência, não evita a deiscência quando há aumento exagerado da pressão intra-abdominal, como a

que ocorre no esforço da tosse. A ruptura do fio ocorre quando seu calibre é muito fino, sofreu manuseio inadequado ou ainda por dissolução, como é o caso do fio de categute em feridas infectadas. A constatação de nós defeitos revela grave erro técnico. No caso de fios inabsorvíveis, o maior inconveniente parece ser a necessidade de grande número de nós (pelo menos cinco) no início e ao término da sutura, os quais podem agir como corpo estranho na manutenção de eventual trajeto fistuloso (50) ou ocasionando indisfarçável saliência na cicatriz de pessoas muito magras (51). Outras vantagens atribuídas à sutura contínua seriam a melhor distribuição da tensão que se faria sobre uma área maior, tornando a necrose tecidual menos provável e a maior rapidez na sua execução (52). No entanto, a segurança de toda a sutura se baseia apenas nos nós das extremidades (53). Com relação ao tipo de fios, embora os sintéticos absorvíveis e os inabsorvíveis tenham igual eficácia em prevenir deiscências da ferida cirúrgica, os fios absorvíveis determinariam maior incidência de hérnias (54). Isso se deve ao fato de que no início do processo de cicatrização estes fios manteriam sua resistência tênsil, o que não ocorreria em fases mais tardias. Realmente os fios absorvíveis perdem 80% a 90% de sua resistência tênsil em duas a três semanas, época em que a ferida aponeurótica atingiu apenas 20% de sua resistência pré-operatória (54, 55).

Jack Abrahamson (22) cita que o processo de cicatrização das hérnias em geral leva aproximadamente um ano. Envolve a produção de colágeno e sua maturação e remodelamento de forma que a maioria das fibras fiquem paralelas às linhas de tensão da ferida operatória. No final dos primeiros seis meses, a ferida operatória adquiriu aproximadamente 80% de sua resistência tênsil. Portanto, supõe-se que a ferida seja “protegida” durante este período. Qualquer material de sutura que não suporte a cicatriz por, no mínimo, seis meses não é adequado para o reparo das

hérnias. O fio de *catgut* e os novos fios de sutura absorvíveis sintéticos perdem de 50% a 80% de sua resistência tênsil em 14 dias e se desintegram dentro de poucas semanas e, por isso, não são adequados para o reparo herniário (22).

Além disso, materiais biológicos como seda, algodão ou linho perdem 40% de sua resistência em seis semanas, começam a se desintegrar em três meses, causam muita reação tecidual, perpetuam a infecção e se comportam como corpos estranhos, causando fístulas crônicas em feridas infectadas e tornam-se a principal causa de deiscência e recidiva da hérnia. Mesmo os fios modernos feitos de poliéster e nylon podem conter organismos e perpetuar infecção quando trançados ou torcidos. Questiona ainda o referido autor a razão de alguns cirurgiões insistirem em usar fios absorvíveis para o reparo de hérnias incisionais, mesmo considerando os novos fios como poliglactina, ácido poliglicólico e polidioxanona. Não existe vantagem na desintegração e desaparecimento do fio de sutura, nem desvantagem em usar fios não absorvíveis permanentes. Considerando as próteses de metal ou plásticas que são usadas rotineiramente, não há razão para temer o uso de fios não-absorvíveis no reparo das hérnias. Existe sim risco de que a absorção precoce dos fios absorvíveis deixe a ferida operatória sem o suporte necessário, resultando na recorrência da hérnia, enquanto que com o uso dos fios não-absorvíveis este risco não acontece (22).

Um estudo sobre cicatrização afirmou que a incisão na fáscia de cachorros obteve 100% de resistência em 20 dias (56). Posteriormente, investigadores (57, 58) praticaram incisão paramediana em coelhos e concluíram que a resistência da ferida variava de 40% a 70%, na comparação com o tecido íntegro. Houve aumento da resistência entre os dias 7 e 14 de pós-operatório. A resistência das feridas atingiu um

platô entre 40% a 80% do tecido íntegro em torno de três a seis semanas e aumentou muito pouco nos três meses seguintes.

Douglas (47) constatou que a incisão na aponeurose lombar do coelho recuperou 20% de sua resistência tênsil, em duas semanas, e esta aumentou para 50% em um mês e atingiu um platô entre 60% a 80% em seis meses.

A cicatrização da aponeurose é variável nesses modelos de animais, mas algumas generalizações podem ser feitas: feridas não sustentadas têm muito pouco ganho de resistência na primeira semana de cicatrização; um rápido ganho de resistência ocorre após a primeira semana até em torno da quarta a sexta semana quando a resistência da ferida atinge 50%. O ganho de resistência após esta fase inicial é gradual e a resistência final nunca chega a 100% do tecido íntegro (59).

Estudo desenvolvido com o objetivo de avaliar o aumento da resistência à tração de uma cicatriz cirúrgica, mostrou tratar-se de processo lento, chegando ao final de 12 semanas a 80% da qualidade do tecido intacto (60). Entretanto, estudos mais recentes defendem que chegamos aos mesmos 80% em um ano (61).

Adamsons (62) incisou a linha média de porquinhos-da-índia (guinea pigs) e constatou que a região bioquimicamente ativa da ferida (zona de colagenose e degradação da matriz) compreendia 0,75 cm de cada borda da ferida. Foi constatado que suturas colocadas nessa região poderiam ter menor capacidade de sustentação do que suturas colocadas lateralmente a mesma.

Hogstron (63) testou a capacidade de resistência na linha média de ratos com suturas colocadas 1,5 mm e 3 mm da borda da ferida. As incisões com 3 mm foram três vezes mais resistentes do que as de 1,5 mm. As incisões de 1,5 mm

perderam 50% de sua resistência em 48 horas, mas as incisões de 3 mm mantiveram sua resistência. A explicação da perda de resistência no grupo de 1,5 mm deveu-se a localização da sutura, que estava na região bioquimicamente ativa da ferida. Portanto, deve-se evitar suturas nessa região.

Há controvérsia a respeito da escolha do fio de sutura entre absorvível e inabsorvível e a decisão depende de inúmeros fatores, destacando a velocidade da cicatrização do tecido; a quantidade de tensão que a ferida deverá suportar na cicatrização e se as suturas devem ser temporárias ou dar suporte mecânico permanente. Estudos randomizados não acharam diferença nas taxas de deiscência entre fios absorvíveis e inabsorvíveis (54, 64-68). A escolha do fio passa a ser de preferência pessoal do cirurgião. Após extensa revisão da literatura médica, a grande maioria dos autores preconiza o uso de fios inabsorvíveis para a fixação da tela de Marlex[®] à aponeurose (3, 22-24, 26).

O objetivo do cirurgião é escolher um fio de sutura que perca sua resistência tênsil à medida em que a ferida ganhe resistência durante o processo de cicatrização (69). A velocidade de cicatrização dos tecidos é variável, haja vista que a aponeurose, por exemplo, cicatriza muito mais lentamente do que a pele (47). Estudos experimentais revelaram que os fios de sutura em feridas da parede abdominal pararam de exercer suporte mecânico entre os dias 15 e 28 do pós-operatório (70), e que a aponeurose readquiriu apenas 41% de sua resistência inicial dois meses após ter sido suturada (71), e concluem que fios absorvíveis para aponeurose não devem ser usados, porque perdem sua resistência mais rapidamente do que o ganho de resistência da ferida. Sabendo-se que a velocidade do ganho de resistência das feridas é variável e não há estudos conclusivos mostrando a velocidade de cicatrização de

diferentes tecidos, é importante enfatizar que a maioria das deiscências não são causadas pelo fio de sutura em si, mas pelo esgarçamento do tecido na linha de sutura (49).

A resistência do tecido, bem como o arranjo de fibras influenciam a capacidade de sustentação da aponeurose. Os tecidos mais fortes são a pele e a aponeurose, enquanto que estômago e intestino delgado são mais fracos; bexiga, gordura e epitélio são ainda mais fracos (69, 72).

Tera (46) avaliou a capacidade de sustentação do tecido e dos diferentes tipos de sutura no fechamento da ferida e constatou que a capacidade de sustentação do tecido não aumenta em proporção ao número de suturas usadas.

Os fios absorvíveis sintéticos são muito úteis porque retêm muito de sua resistência até que a absorção se inicie. Um estudo feito com Maxon[®] e PDS[®] mostrou que eles mantêm resistência suficiente para reparar parede abdominal (73). Em contrapartida, Vicryl[®] e Dexon[®] mostraram perder sua resistência completamente em torno do 28^o dia de pós-operatório. Portanto, não são recomendáveis para feridas com cicatrização lenta (74).

A maioria das hérnias incisionais ocorre no primeiro ano de evolução pós-operatória (75). Entretanto, na literatura, há relatos do aparecimento de hérnias incisionais após cinco anos de cirurgia. A experiência sugeriu que as hérnias incisionais podem ser observadas, tanto precocemente após a operação original, como muitos anos depois. Numerosos estudos indicam que a maioria das hérnias incisionais ocorre dentro do primeiro ano de pós-operatório; entretanto, a maioria desses estudos possui acompanhamento limitado e, portanto, pode subestimar a ocorrência de hérnias tardias

(8, 33). Em um ensaio prospectivo de dez anos envolvendo 337 pacientes, Mudge e Hughes mostraram que, de 62 pacientes que desenvolveram uma hérnia incisional, 56% o fizeram após o primeiro ano de pós-operatório e 35% manifestaram sua hérnia após cinco anos (12).

A explicação do enfraquecimento fascial e subsequente formação de hérnia numa ferida aparentemente bem cicatrizada não é fácil. Urshel (76) mostrou que a fáscia, quando submetida ao estresse, realiza maior síntese de ácido desoxiribonucléico e proteína pelos fibroblastos e que isso pode continuar por um longo período de tempo. Este autor admite que a interrupção desse processo num período afastado da cicatrização aparente da ferida pode resultar em fraqueza fascial. Pollock e Evans relataram sua experiência prospectiva com 149 pacientes, cujos resultados indicaram que a separação fascial precoce pode ser indicativa de hérnia incisional subsequente (33). Por ocasião da operação inicial, cliques metálicos foram colocados de ambos os lados da fáscia para marcar a aposição e realizou-se uma radiografia de abdômen trinta dias depois. Dos 18 pacientes que acabaram desenvolvendo hérnias no acompanhamento de 43 meses, 17 (94%) evidenciavam uma separação demonstrável dos cliques em mais de 12 mm nas radiografias feitas um mês após a operação. Em contraste, apenas um dos 131 pacientes, que apresentavam uma separação dos cliques inferior a 12 mm, acabou desenvolvendo hérnia.

A fisiopatologia da hérnia incisional ainda é pouco conhecida, porém, sabe-se que a ação harmônica da parede abdominal é afetada, quando realizada uma laparotomia. A fim de restabelecer o equilíbrio entre a resistência da parede e a pressão intra-abdominal, é necessário que haja posteriormente a síntese dos planos. Não havendo esse equilíbrio, poderá surgir a hérnia incisional.

Estudos feitos no sentido de medir a pressão intra-abdominal e correlacioná-la com a gênese da hérnia incisional mostraram que o conteúdo do abdômen se comporta como se fosse uma coluna hidrostática, cuja densidade é muito próxima a da água (77). No pós-operatório imediato de incisões abdominais em posição supina, a pressão intraperitoneal gira em torno de 8 cm de H₂O, tanto na parte superior quanto na inferior. De pé, a pressão continua a mesma na parte superior, porém, na inferior atinge 20 cm de H₂O. Durante o vômito, a pressão chega a 80 cm de H₂O. Isto mostra que os valores tensionais que a parede recém suturada suporta podem ser elevados, tornando-se fatores predisponentes na formação da hérnia incisional (10).

Nas incisões longitudinais medianas e paramedianas, com a deiscência do plano aponeurótico, existe a tendência para o afastamento lateral dos músculos retos abdominais, creditada a tonicidade normal da potente musculatura lateral do abdômen. A cavidade peritoneal reduz-se progressivamente, sendo parte do conteúdo abdominal, alças intestinais e parte do omento maior, impelidos para dentro do saco herniário. Este, por não haver anteparo mais resistente, aumenta progressivamente, ao mesmo tempo em que o diafragma, não encontrando resistência da pressão intra-abdominal, assume posição mais baixa.

Com a mudança do centro de gravidade, há tentativa de equilíbrio à custa de modificação da curvatura da coluna lombossacra, podendo ocorrer lombalgia, nevralgia, distúrbios funcionais digestivos e complicações respiratórias.

Ao corrigir a hérnia incisional, fazendo retornar o conteúdo abdominal para a cavidade, ocorre desproporção entre o continente e o conteúdo. Além disso, ao

se refazer a linha mediana pela medialização dos músculos retos, reduz-se ainda mais o continente, aumentando a pressão intra-abdominal e a tensão que os tecidos devem suportar ao serem pressionados pelo conteúdo abdominal. Não havendo espaço de tempo suficiente para o diafragma adaptar-se às novas condições, a dinâmica ventilatória pode ser prejudicada e o paciente apresentar quadros graves de insuficiência respiratória (11).

Decorrido determinado tempo, ocorre acomodação das tensões exercidas pela musculatura transversa com o retorno em níveis existentes anteriormente, período no qual a resistência dos tecidos suturados permite manter o restabelecimento anatômico e harmônico da parede abdominal.

Devido às dificuldades e complicações para o tratamento cirúrgico das hérnias incisionais, parece mais importante a procura de métodos profiláticos que impeçam o seu desenvolvimento do que o aprimoramento de técnicas para a sua correção. Franz utilizou o fator de crescimento β_2 (TGF- β_2) com o objetivo de impedir o desenvolvimento de hérnia incisional em modelo experimental com ratos. Verificou-se que nenhuma hérnia formou-se no grupo tratado com fator de crescimento e que o mesmo estimulou a quimiotaxia de macrófagos, linfócitos e fibroblastos e aumentou a produção de colágeno tipo 1 e 3. Uma abordagem biológica pode reduzir a incidência de hérnia incisional e ser uma boa perspectiva para o tratamento desses problemas no futuro (78).

No processo evolutivo das espécies, o homem perdeu a capacidade de regeneração dos tecidos, restando-lhe apenas os tecidos hepático e epitelial com tal propriedade. A sobrevivência das espécies seria impossível após um trauma sem este

complexo processo de reparo denominado cicatrização, que visa a restauração dos tecidos lesados, a fim de preservar suas funções (79).

A cicatrização perfeita é desejada por todos os cirurgiões, pois sem ela as intervenções cirúrgicas representariam verdadeira catástrofe no organismo com resultados imprevisíveis. Apesar dos avanços da biologia molecular terem permitido um melhor entendimento de muitos aspectos da cicatrização, muitos dos mecanismos regulatórios da mesma permanecem indefinidos. Quando a cicatrização não ocorre como planejada, vários fatores contribuem entre eles: a técnica cirúrgica empregada, o cirurgião e o paciente (59).

A cicatrização tem significados diferentes para diferentes especialidades cirúrgicas. O cirurgião geral deseja uma cicatriz resistente, sem bridas intraperitoneais, estenoses e/ou fístulas nas anastomoses; o ortopedista deseja uma boa cicatrização óssea e tendínea e o cirurgião plástico deseja uma cicatriz forte, mas invisível. Além disso, o paciente deseja uma cicatrização rápida e indolor. Nenhum desses objetivos desejados podem ser atingidos a contento.

A agressão cirúrgica desencadeia organizada e completa cascata de eventos celulares e bioquímicos que resultam na cicatrização. Por motivos didáticos, a cicatrização pode ser dividida em três fases, apesar de não haver distinção precisa entre o início e o fim de cada uma delas. A primeira fase é dita inflamatória ou exsudativa, seguida pela fase proliferativa ou fibroblástica e, finalmente, a fase de maturação.

Do prolongamento ou falência de uma das fases pode resultar a demora da cicatrização ou o não fechamento da ferida. A falência da cicatrização permanece como importante problema clínico com largo impacto nos custos de saúde.

Fase inflamatória

Esta fase, que normalmente dura quatro dias, compreende três eventos importantes: a hemostasia, migração de leucócitos e epitelização. A lesão tecidual produzida pelo bisturi ou pelo trauma acidental resulta em hemorragia, seguida de contração dos vasos sanguíneos, coagulação, ativação do complemento tecidual e uma série de respostas inflamatórias. A vasoconstrição transitória (5 a 10 minutos) é seguida de vasodilatação, produzida por mediadores inflamatórios como a histamina, cininas e serotoninas. Leucócitos polimorfonucleares começam a aderir na superfície endotelial dos vasos e a migrar através da parede vascular. Em poucas horas, após o trauma, a ferida está repleta de células inflamatórias, exsudato composto por leucócitos, eritrócitos, proteínas plasmáticas e fibrina (79).

A fibrina e os fibrinopeptídeos ajudam a atrair os macrófagos que iniciam a fagocitose de bactérias e restos celulares. As plaquetas, ativadas pela trombina e pelo colágeno exposto, começam a liberar de suas granulações alfa, os chamados fatores de crescimento. Estes são polipeptídeos capazes de promover a proliferação celular, agindo em células adjacentes ou à distância, ligando-se a um receptor localizado na membrana da célula alvo.

A liberação dos fatores de crescimento estimula de maneira geral o fluxo de neutrófilos e, logo após, de macrófagos para o local da lesão tecidual, onde chegam num intervalo de 48 a 96 horas. Os macrófagos, como as plaquetas, também liberam

fatores de crescimento. Esses fatores estimulam a migração de fibroblastos, células epiteliais e células endoteliais e têm um importante efeito angiogênico, podendo ainda estimular ou inibir a síntese do colágeno (80).

Até pouco tempo, supunha-se que os linfócitos não participavam do processo de cicatrização. Hoje sabe-se que os linfócitos T migram para a ferida logo após os polimorfonucleares e macrófagos. Entre as substâncias produzidas pelos linfócitos está o interferon, que, além da função de modulação antigênica, inibe a proliferação de fibroblastos.

Os neutrófilos, macrófagos e linfócitos predominam durante a fase inflamatória, mas a contribuição de cada tipo de célula para o sucesso da cicatrização é variável. Os macrófagos e linfócitos têm papéis importantes, mas os neutrófilos não são essenciais, visto que não há contaminação bacteriana e também porque sua função na fagocitose e defesa antimicrobiana pode ser feita pelos macrófagos. Os macrófagos são fundamentais em muitos aspectos da cicatrização, tais como, desbridamento, síntese da matriz e angiogênese.

A ativação dos macrófagos leva à liberação de citocinas, as quais estimulam a angiogênese, a fibroplasia e síntese de óxido nítrico, que tem, entre outras funções, propriedades antimicrobianas. Os macrófagos ativados podem ativar outras células como os linfócitos através das citocinas. A ativação de células leva a uma mudança fenotípica em certas populações. Os fibroblastos derivados da ferida são caracterizados por intensa síntese de colágeno, mas com proliferação diminuída quando comparados com fibroblastos da derme (81).

A redução da resposta inflamatória altera profundamente a cicatrização como demonstrado clinicamente e experimentalmente no diabetes e tratamento com

esteróides. No diabetes, a reduzida ativação de células inflamatórias associada com a diminuída quimiotaxia resulta numa diminuição de deposição de colágeno e efeito antibacteriano. A redução de inflamação induzida por esteróides afeta a migração de células, proliferação e angiogênese.

Fase proliferativa

Esta fase inicia-se 48 horas após o trauma e se prolonga por 2 a 3 semanas. Caracteriza-se pela proliferação de fibroblastos (fibroplasia), síntese do colágeno, granulação e finalmente contração da ferida. À medida que as células inflamatórias começam a diminuir na ferida, os fibroblastos, células endoteliais e queratinócitos continuam a sintetizar os fatores de crescimento. Os fibroblastos são a maior fonte de matriz protéica usada na restauração dos tecidos lesados.

Acredita-se que o lactato resultante da hipóxia tissular, como também o lactato produzido pelos macrófagos seja importante estímulo para o início da produção de colágeno. A síntese e a deposição de colágeno se dão paralelamente à neoformação vascular. Os vasos recém formados necessitam de colágeno para resistir à pressão sangüínea. Apesar da hipóxia ser o estímulo inicial para a produção de colágeno, este só pode ser produzido de maneira eficaz na presença de oxigênio.

O colágeno é constituído por três cadeias polipeptídicas, denominadas cadeias alfa, que são constituídas por 1.000 aminoácidos. Estas cadeias estão torcidas sobre si próprias, formando uma hélice tríplice, que somente pode ser formada pela hidroxilação da prolina e da lisina, reação esta catalisada pelas enzimas prolil-hidroxilase e lisil-hidroxilase. O substrato para esta reação é o oxigênio. Outros cofatores importantes são: ferro, ácido ascórbico e o alfacetogluturato. Após a liberação

do colágeno para o espaço extracelular, as moléculas são polimerizadas. Esta etapa também é dependente de oxigênio e de co-fatores como o cobre e piridoxina (Vit. B6).

Ao mesmo tempo em que é formado, o colágeno também é destruído e removido. Os macrófagos e granulócitos secretam enzimas proteolíticas que degradam a matriz protéica velha e nova. Acredita-se que 30% a 50% do colágeno pode ser destruído. Se a síntese não se der de maneira adequada, a proteólise digerirá o tecido recém formado e ocorrerá deiscência da ferida.

Fibroblastos e células endoteliais são as células principais desta fase. Os fibroblastos migram de tecidos vizinhos e as células endoteliais se multiplicam a partir de vênulas intactas perto da ferida e formam novos capilares pelo processo de angiogênese. Os fatores de crescimento e citoquinas responsáveis pela proliferação dos fibroblastos e células endoteliais se originam das plaquetas e dos macrófagos ativadas. Até agora, muito pouco se sabe sobre como esta fase termina. O destino de algumas células após terem completado sua função no processo de cicatrização também permanece desconhecido. Os neutrófilos sofrem apoptose e são ingeridos pelos macrófagos. No modelo de inflamação peritoneal, macrófagos ativados foram drenados por linfonodos locais e não sofreram apoptose, provavelmente para a apresentação de antígeno (79).

Fase de maturação

Inicia-se três semanas após o trauma e perdura por até dois anos. Embora a produção de colágeno diminua com o passar do tempo, o novo colágeno formado é mais maduro e organizado do que aquele formado na fase proliferativa. Esta fibra confere à ferida uma maior resistência. Acredita-se que uma ferida cutânea

completamente cicatrizada apresenta 80% da resistência normal da pele íntegra antes do traumatismo.

Outros componentes importantes do tecido cicatricial são os glicosaminoglicanos, responsáveis pelo direcionamento, organização e deposição das fibras colágenas. Os glicosaminoglicanos são de dois grupos: os não sulfatados, entre os quais se incluem o ácido hialurônico, a condroitina e a fibronectina e os sulfatados, responsáveis pelos elementos fibrilares do tecido conectivo. Entre estes estão os queratosulfatos, e heparanos-sulfatos e a condroitina sulfatada.

A principal característica desta fase é a deposição de colágeno na ferida. Do ponto de vista clínico, é a mais importante porque a velocidade, qualidade e quantidade total de deposição da matriz determina a resistência da cicatriz. Muitas das deficiências de cicatrização se tornam clinicamente manifestas devido a uma deposição pobre de colágeno, embora a causa possa variar (no diabetes, por exemplo, é devida a inflamação diminuída). Por outro lado, pode ocorrer a síntese excessiva de colágeno, como na cicatriz hipertrófica e no quelóide.

A derme intacta é composta predominantemente de colágeno tipo 1 (80% a 90%) e tipo 3 (10% a 20%). No tecido de granulação, o colágeno tipo 3 é aumentado (30%), enquanto na cicatriz madura o colágeno tipo 3 é baixo (10%). O aparecimento precoce do colágeno tipo 3 coincide com o aparecimento da fibronectina e foi sugerido que a desnaturação do colágeno com fibronectina facilita sua fagocitose. Entretanto, o papel da deposição precoce do colágeno tipo 3, que não contribui significativamente para a resistência da ferida permanece uma incógnita. A síntese de colágeno é aumentada por, pelo menos, quatro a cinco semanas após a agressão inicial. Os fibroblastos são as principais células sintetizadoras de colágeno e o aumento da

produção de colágeno durante a cicatrização é devido não somente ao aumento do número de células, mas também aumento da taxa de produção de colágeno por célula (59).

A estrutura da matriz também muda com o tempo. A derme normal apresenta padrão entrelaçado, enquanto que na cicatriz as fibras de colágeno estão dispostas paralelas à pele. Estas fibras gradualmente vão se espessando e se organizando paralelas à linha de tensão da ferida. Essa mudança é acompanhada pelo aumento da resistência tênsil da cicatriz, indicando correlação positiva entre o espessamento e orientação das fibras com a resistência tênsil. Bioquimicamente, o colágeno encontrado no tecido de granulação é diferente do colágeno da pele normal, com maior hidroxilação e glicosilação dos resíduos de lisina. Apesar de longa fase de remodelação (mais de um ano), as fibras de colágeno na cicatriz nunca se tornarão tão organizadas quanto na derme intacta, assim como a resistência da cicatriz nunca se igualará à da pele intacta. Após uma semana, a ferida tem apenas 3% e, após três semanas, 20% de sua resistência final. Após três meses, chega a 80%, sem acréscimos posteriores.

Fios de sutura

O fio de sutura começou a ser usado para o fechamento das feridas 3.500 anos antes de Cristo, no Egito (82), e até hoje o ato de suturar continua o método mais comum para reaproximação das bordas das feridas cirúrgicas. A seleção do material de sutura deve ser baseada nas propriedades biológicas dos tecidos a serem aproximados, nas características físicas e biológicas dos fios e nas condições da ferida a ser fechada. Mesmo com o avanço atual da tecnologia, permanece verdadeira a idéia de que nenhum fio de sutura tem todas as características que o classifiquem como o fio

ideal, entre as quais: resistência adequada, mínima reação tecidual, não se degradar em produtos tóxicos, não facilitar infecção e permanecer estável na sua presença, calibre e resistência constantes, coeficiente de atrito adequado, capacidade de manter a resistência até quando necessário, velocidade de absorção não afetada pelos líquidos corporais, ser de fácil manuseio com nó fácil e firme, elasticidade adequada, não ser alterado com esterilização, ter baixa capilaridade, não ser alergênico e nem mutagênico e ser de baixo custo (83).

Os fios de sutura podem ser classificados de acordo com vários parâmetros que dizem respeito a sua estrutura, origem do material e permanência nos tecidos. Assim, quanto à degradação que eles sofrem *in vivo* são classificados em duas grandes categorias como absorvíveis e inabsorvíveis, ambas com fios que são fabricados de fibras naturais ou de materiais sintéticos. Embora os fios de fibras naturais tenham sido usados por muito tempo e até hoje o são com bons resultados, os fios sintéticos mais modernos são considerados mais adequados. Entre outras razões, pela reação tecidual mais baixa quando comparados com os fios naturais ou orgânicos. Os fios de sutura podem também ser caracterizados por sua configuração física. Aqueles constituídos de um único filamento são ditos monofilamentares e os formados por múltiplas fibras, trançadas ou torcidas são chamadas multifilamentares. O nylon e o aço são exemplos de fios disponíveis tanto como monofilamentares quanto multifilamentares (83).

A decisão do uso de fio absorvível, inabsorvível, monofilamentar ou multifilamentar depende de uma série de fatores. Há que se considerar o tempo necessário para a ferida cicatrizar, a tensão suportada pelos tecidos durante o processo de cicatrização e a questão da necessidade temporária ou permanente do fio

de sutura para garantir o suporte mecânico. A complexa dinâmica das estruturas músculo-aponeuróticas da parede abdominal, bem como a sua suscetibilidade a hérnias incisionais e deiscências, têm provocado discussões a respeito da escolha do melhor fio de sutura a ser usado.

As variações no comportamento dos diferentes tipos de materiais de sutura têm sido amplamente estudadas *in vivo*, *in vitro*, experimental e clinicamente. Em geral, os fios monofilamentares são apontados como mais vantajosos, pois os multifilamentares proporcionam condições propícias para o desenvolvimento de infecção, uma vez que colônias bacterianas são formadas nos espaços entre os filamentos (72). O aparecimento dos fios absorvíveis sintéticos foi muito promissor por vários motivos: desencadeiam reações inflamatórias significativamente menores que os absorvíveis naturais; mantêm muito da sua resistência até que o processo de absorção tenha início e se complete; são disponíveis com tempos de absorção curto, médio e longo, dando oportunidade para o cirurgião escolher o fio adequado para cada caso; a qualidade mecânica dos nós é a mesma para todos os fios absorvíveis sintéticos testados (84).

Poliglactina 910 (Vicryl®)

Multifilamentar, é formado por 90% de ácido glicólico e 10% de ácido láctico. Cerca de 50% é absorvido por hidrólise após o 28º dia de pós-operatório e 100% após o 70º dia (74, 85). A absorção é feita por hidrólise em contato com os fluidos teciduais – somente água é necessária para quebrar as cadeias dos polímeros, por isso exhibe diminuído grau de reação tissular. Cerca de 60% de sua resistência tênsil original permanece por 14 dias e 30% de resistência tênsil aos 21 dias (86). Quando comparado com a polidioxanona (PDS®) em suturas intradérmicas quanto à

presença de eritema, endureção, infecção e cicatriz hipertrófica, não houve diferença significativa (85). Usado em pieloplastia experimental em coelhos, revelou-se o fio mais adequado em comparação com outros fios absorvíveis naturais e sintéticos (87).

Os materiais de sutura interagem com células imunocompetentes, podendo afetar a imunidade do hospedeiro. Em trabalho experimental foi estudada a influência de fatores solúveis de vários fios de sutura sobre a função dos macrófagos. Verificou-se que a capacidade de fagocitose, de aderência, de produção de lisozima e de fator de necrose tumoral foi significativamente mais afetada pela poliglactina, em comparação com os demais fios (88).

Polipropileno (Prolene®)

Fio monofilamentar, disponível na cor azul, biologicamente inerte mesmo na presença de infecção. É de fácil manuseio, o nó é firme, tem elasticidade adequada e grande resistência química a ácidos, álcalis e enzimas. Sua resistência à tensão permaneceu imutável em testes realizados após vários anos de implantação nos tecidos. O polipropileno apresenta grande resistência à ruptura, embora possa com facilidade ser fraturado pelo porta-agulhas, como ocorre freqüentemente com os fios monofilamentares. A alta resistência, aliada à adequada elasticidade, faz dele um fio adequado para anastomoses vasculares, de tendões e para suturas da parede abdominal. Estudos com fios inabsorvíveis mostraram que embora o aço seja mais resistente que o prolene, este último tem mais resistência a ruptura e a sua maior elasticidade torna-o um fio ideal para o fechamento da parede abdominal (70).

Biomateriais

Considera-se biomaterial qualquer tecido de origem animal (humano ou não), sem pedículo (enxerto), ou material sintético utilizado na substituição ou como reforço de tecidos vivos. Com o decorrer dos anos, numerosos biomateriais foram testados e, muitos deles, descartados à medida em que surgiam outros com características mais próximas das ideais. A tendência atual é a utilização de biomateriais sintéticos, pois anos de experiência demonstraram sua resistência, tolerância biológica e a quase ausência de efeitos adversos quando implantados no organismo (89). Por este motivo, hoje a escolha de biomaterial de prótese para a correção das hérnias está limitada aos sintéticos, sendo três deles os mais freqüentemente utilizados: polipropileno, poliéster e o politetrafluoroetileno expandido.

As características consideradas ideais são várias, entre elas ser quimicamente inerte, resistente aos esforços mecânicos, fabricado com a forma desejada, esterilizável e resistente à infecção. Não deve ser modificado pelos líquidos teciduais, provocar reações inflamatórias ou de corpo estranho, desencadear reações alérgicas ou de hipersensibilidade, provocar aderências na cavidade abdominal e produzir tecido fibroso em excesso ou ser encapsulado. No entanto, dentre os materiais atualmente disponíveis para a confecção de próteses, nenhum preenche todas estas condições ou é isento de problemas (89). Além disso, por melhores que sejam suas qualidades, não exclui a obrigatoriedade, por parte do cirurgião de ter o pleno conhecimento da anatomia e etiopatogenia das hérnias e de respeitar os princípios da técnica cirúrgica consagrados pelo tempo.

As próteses podem ser tricotadas ou tecidas, elásticas ou inelásticas, flexíveis ou rígidas e ter porosidade de grau variado.

Polipropileno (Marlex®)

As próteses de polipropileno são compostas por fios monofilamentares dispostos em forma de malhas (tricotadas). São semi-rígidas, ligeiramente elásticas bidirecionalmente e com memória plástica; sua superfície é áspera, o que dificulta a migração sobre os tecidos. É o material mais utilizado na correção das hérnias seja por via anterior, retroperitoneal ou laparoscópica. Atuam como estrutura de sustentação permanente e sua macroporosidade permite a rápida migração dos fibroblastos e colágeno, e com isso sua integração aos tecidos do paciente. Tem elevada tolerância à infecção (90).

Em 1958, Usher mostrou resultado favorável com malha de plástico que foi denominada Marlex®. Tratava-se de um novo polietileno de alta densidade, mais flexível e mais resistente do que o polietileno convencional de baixa densidade. Estudos experimentais em cães, seguidos de meticolosas observações clínicas, revelaram, desde logo, expressiva superioridade deste material sobre todos os demais plásticos até então usados. Comparado com o Nylon®, Orlon®, Dacron® e o Teflon®, o Marlex® demonstrou excelente resposta fibroblástica, melhor integração no organismo, sinais mínimos de reação a corpo estranho e completamente inerte diante da infecção.

Entretanto, as telas de Marlex® usadas inicialmente apresentavam o inconveniente de não poderem ser autoclavadas; já que seu ponto de fusão era de 121° C. Em estudos posteriores (1962), Usher relatou resultados favoráveis com a utilização do polipropileno monofilamentado, por ele designado “o novo material de sutura biologicamente inerte”.

Este novo material plástico derivado do gás propano, termoestável, com ponto de fusão de 168° C, poderia, assim, ser esterilizado em autoclave, não somente uma vez, mas repetidas vezes. Preparada uma rede de malha desse monofilamento, seu uso em animais e na clínica, demonstrou os excelentes resultados obtidos com a rede de Marlex[®] anteriormente utilizada, acrescido da vantagem de ser autoclavado sem provocar danos ao material.

Usher introduziu uma nova tela plástica de polietileno chamada Marlex[®] 50 numa série de estudos experimentais em 1958 e 1959 (91, 92). Esta tela de material plástico tinha muitas vantagens sobre a tela de metal usada naquela época. Era de fácil manipulação e facilmente inserida em defeito de qualquer tamanho, sem a desvantagem da fragmentação da tela de metal e podia ser colocada na virilha sem desconforto para o paciente. Além disso, essa tela parecia suportar melhor a infecção na ferida operatória do que a tela de metal e estudos experimentais de Usher com animais mostraram que o tecido de granulação crescia através da tela mesmo na presença de infecção purulenta sem deslocamento da tela ou formação de trajetos fistulosos.

Em 1960, Usher (93) descreveu uma técnica de colocação de tela de Marlex[®] em pacientes com hérnias inguinais e incisionais, mostrando que a tensão poderia ser evitada no reparo de grandes hérnias incisionais, usando a prótese como uma ponte entre as duas bordas da aponeurose. Nesse trabalho, ele apresentou a técnica de tela de dupla camada.

Em 1962, Usher (14) apresentou uma revisão de 541 casos de reparo de hérnia com tela de Marlex[®]. A tela foi usada somente para hérnias grandes e difíceis, com alto risco de recidiva e 240 casos tiveram o segmento mínimo de um ano. A taxa

de recidiva foi de 10,2% para hérnias incisionais e 5,95% para hérnias inguinais, com índice de complicação de 15% e 4,3%, respectivamente. Em 6 casos de 358 de hérnias incisionais, a tela teve que ser retirada devido à infecção. Isto não foi necessário em nenhum dos 183 reparos de hérnias inguinais.

O uso dessa nova tela de polietileno cresceu rapidamente e, em 1962, Adler (94) mostrou, numa revisão com os cirurgiões gerais dos Estados Unidos, que 20% estavam usando-a como reparo de hérnia complicada. Em 1963, uma nova versão da tela de Marlex[®] foi apresentada por Usher, baseada numa fibra monofilamentar de polipropileno trançada, usada inicialmente como material de sutura é a tela usada atualmente, patenteada por C. R. Bard (91, 93).

A tela de polipropileno teve um enorme impacto na cirurgia nos últimos 40 anos e inúmeros pacientes tiveram sua sobrevida aumentada ou melhorada por sua aplicação em inúmeros problemas cirúrgicos. É, sem sombra de dúvida, a prótese de tela mais utilizada para implante cirúrgico.

No momento atual, as próteses mais freqüentemente utilizadas pelas grandes escolas cirúrgicas envolvidas com o problema da hérnia são: as redes de Nylon[®], defendidas por Fruchaud; as telas de Dacron[®], largamente utilizadas por dois grupos franceses Rives e Stoppa; e o Marlex[®] que tem a mais ampla aceitação pelos cirurgiões americanos, notadamente, Usher, Nyhus e Condon. Baseados nas diversas informações colhidas na literatura médica mundial, pode-se deduzir que entre as próteses de material plástico mais usadas, o Nylon[®], o Dacron[®] e o Marlex[®] são capazes de atender aos objetivos desejados pelo cirurgião.

Entretanto, é necessário ressaltar que o Nylon[®] apresenta o inconveniente de poder determinar uma reação alérgica, comprometendo sua força tênsil e está também sujeito a uma hidrólise ou deterioração química.

O Dacron[®] é considerado uma prótese de excelente qualificação, apresentando, porém, particular vulnerabilidade diante da infecção, fato que, uma vez estabelecida, resulta em sua espontânea e completa eliminação.

O Marlex[®] representa, seguramente, uma etapa superior na evolução dos acontecimentos tecnológicos, tendo seu uso uma aceitação universal. A experiência clínica acumulada durante mais de trinta anos, permite concluir tratar-se de um extraordinário progresso no tratamento cirúrgico nas hérnias (95, 96).

A utilização de próteses não é totalmente inócua podendo determinar complicações entre as quais infecção, coleções serosas ou sanguíneas, aderências peritoneais e fistulização em vísceras ocas em torno de 0,7% dos casos (97-104).

4. MÉTODO

4.1. DELINEAMENTO

Estudo experimental controlado, randomizado.

4. 2. AMOSTRA

Foram utilizados 84 ratos albinos, machos, da linhagem Wistar (*Ratus norvegicus albinus*), com idade aproximada de 90 dias e peso variando entre 180 a 220 g, oriundos do Centro de Reprodução e Experimentação de Animais de Laboratório do Instituto de Ciências Básicas da Saúde – UFRGS. Os animais foram divididos, aleatoriamente, em 2 grupos de 42 ratos. O procedimento cirúrgico foi realizado em sala especial no referido biotério, seguindo as normas técnicas e diretrizes internacionais de pesquisa em animais (105-107). Os animais estavam alojados em gaiolas de plástico com as dimensões de 40 x 30 x 16 centímetros, com no máximo 5 ratos em cada unidade, recebendo ração e água *ad libitum*. O jejum pré-operatório foi de 12 horas. A manutenção dos animais ocorreu em uma sala do referido biotério, em ambiente com fluxo de ar contínuo, livre de barulho e em temperatura ambiente.

4. 3. PROCEDIMENTO

Realizou-se anestesia inalatória, em câmara fechada, com algodão embebido em éter etílico. Após foi ministrada a complementação anestésica com fentanil (50 mcg/ml) e droperidol (2,5 mg/ml) na dose de 2ml/kg - IM. Não foi feita a tricotomia da região abdominal do animal. Foi realizada a antissepsia com álcool iodado a 2%. Em prancha cirúrgica para pequenos roedores, imobilizava-se o animal, em decúbito dorsal horizontal, com contenção elástica das patas dianteiras e traseiras. Colocavam-se os campos fenestrados e esterilizados e, mediante técnica asséptica, foi realizada uma incisão mediana, abaixo do apêndice xifóide na pele do animal com 6cm de extensão, seguida de divulsão do tecido subcutâneo por cerca de 4 cm de cada lado e exposição da camada músculo-aponeurótica .

Seguiu-se a exérese de um segmento elipsóide na linha média, que incluía a camada músculo-aponeurótica e peritônio, com 3 cm de eixo longitudinal e 2 cm de eixo transversal, para criar um defeito músculo-aponeurótico. Para hemostasia foi realizada sutura contínua da borda com fio de poliglactina 910 (Vicryl®) 4-0. Este defeito músculo-aponeurótico foi corrigido com a colocação da tela de polipropileno com 4 cm de eixo longitudinal e 3 cm de eixo transversal, sendo fixada com 8 pontos em “U”, separados e eqüidistantes, nos seus bordos com fios de polipropileno (Prolene®) 4-0, agulhados e atraumáticos, com 5 nós em cada ponto, no grupo Prolene®, e com fios de poliglactina 910 (Vicryl®) 4-0, agulhados e atraumáticos, com 5 nós em cada ponto, no grupo Vicryl®. A pele foi fechada com sutura contínua, com fio de nylon (Mononylon®) 4-0. Os animais, após a operação, se recuperavam em poucos

minutos. Eram mantidos nas gaiolas em observação diária, com acesso a ração e água.

Foi realizado exame macroscópico nos ratos, para identificação de abaulamento na parede abdominal, imediatamente antes da eutanásia, quando eram pesados.

Os animais foram submetidos à eutanásia após 90 dias de pós-operatório por parada respiratória induzida por hipercapnia. Após a constatação do óbito, o animal foi colocado em mesa de dissecação cirúrgica para pequenos animais, incisou-se a pele no local da cicatriz prévia e foi feito o descolamento do tecido subcutâneo por cerca de 5cm de cada lado da linha média para ampla exposição da parede abdominal e tela. A parede abdominal foi aberta junto à região inguinal esquerda. Pela abertura examinou-se a cavidade e foram desfeitas as aderências entre o omento maior e/ou alças com a tela. Completou-se a exérese do conjunto músculo-aponeurótico mais tela com uma margem de 3 cm além do perímetro da tela. As peças foram distendidas sobre placas de isopor e fixadas em formalina tamponada (solução tamponada de formaldeído a 10%).

A orientação macroscópica dos cortes foi feita transversalmente às telas. As amostras foram incluídas em parafina, cortadas em quatro micrômetros de espessura e coradas pelos métodos de hematoxilina-eosina (HE) e picrossírius. A técnica de picrossírius utilizada foi a descrita por Montes e Junqueira (108).

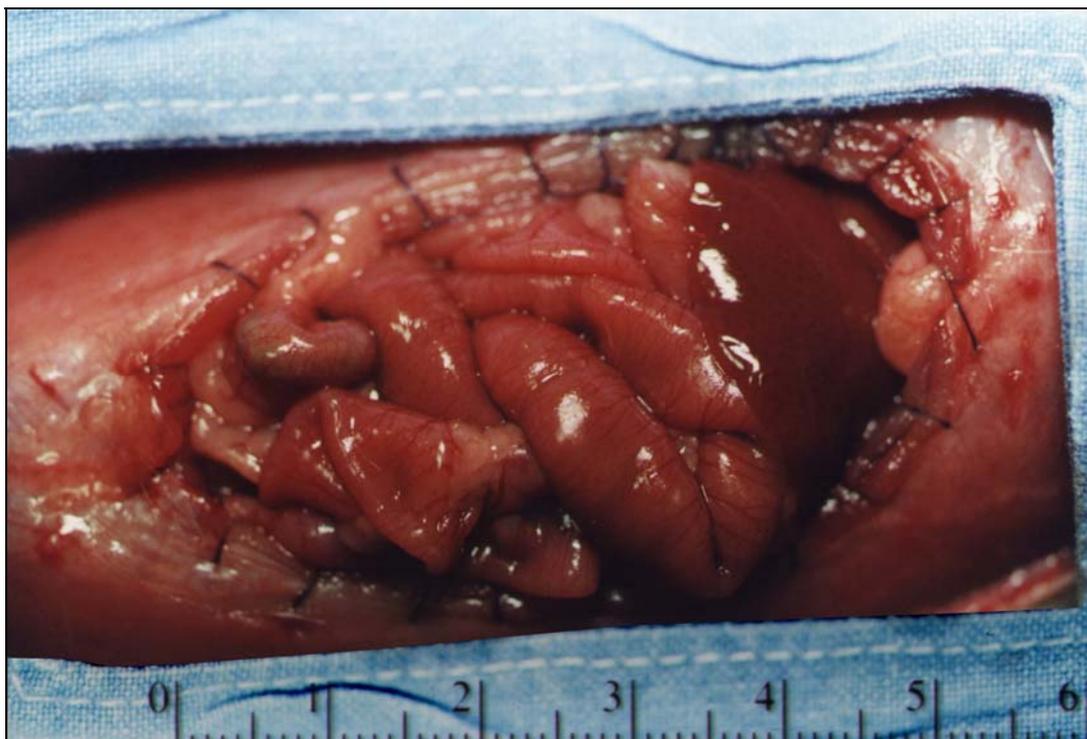


Figura 1 - Defeito Músculo-Aponeurótico.

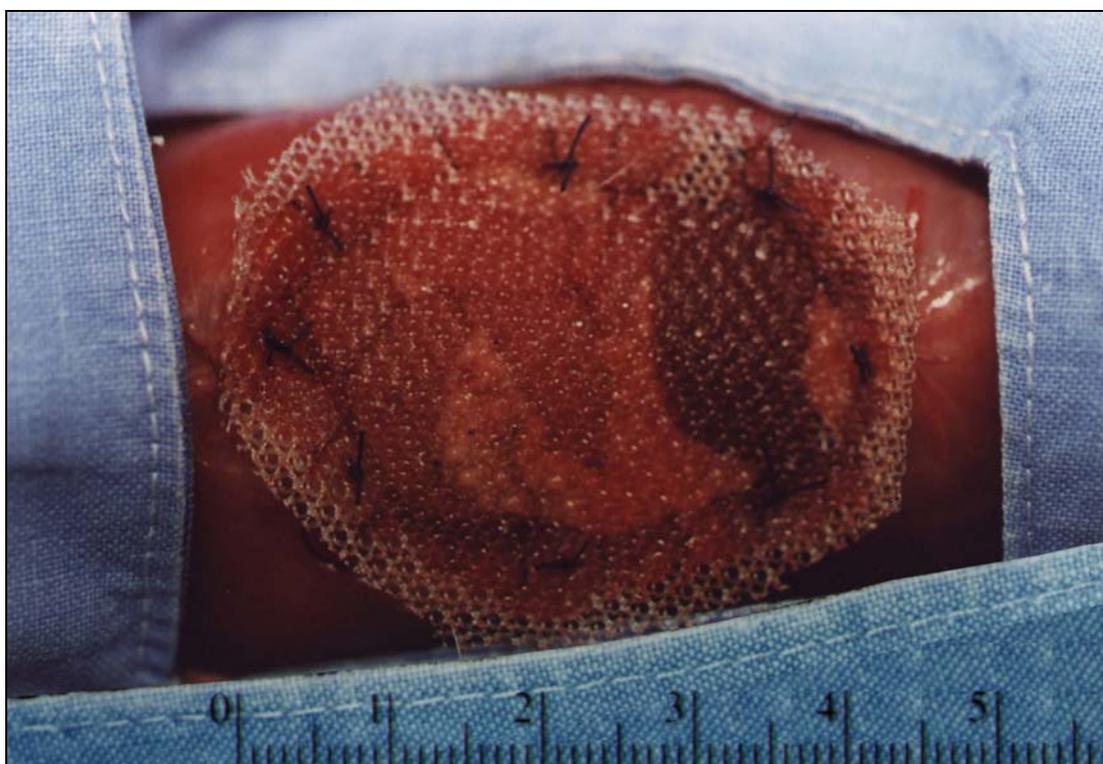


Figura 2 - Tela de Marlex[®] fixada com Vicryl[®].

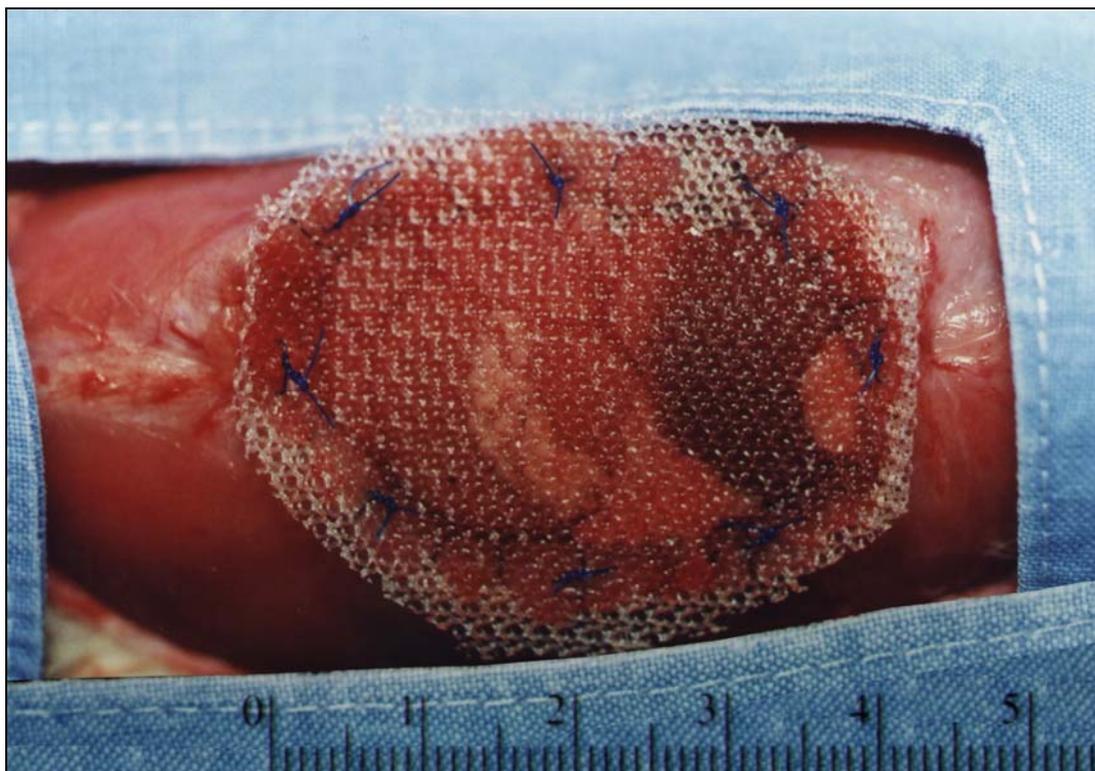


Figura 3 – Tela de Marlex[®] fixada com Prolene[®].

4. 4. ESTUDO HISTOLÓGICO

As lâminas foram avaliadas pelo patologista, conforme o protocolo abaixo. Para a avaliação das variáveis, foram utilizados apenas os fios da tela cortados transversalmente. Os cortes oblíquos e tangenciais foram desprezados. O patologista desconhecia o fio utilizado.

a) Resposta inflamatória - presença ou ausência de neutrófilos.

b) Infiltrado de macrófagos:

- ausente;
- leve (não circunda totalmente o fio da tela);
- moderado (circunda totalmente o fio da tela);
- intensa (circunda totalmente o fio da tela, numa espessura 2 a 3 vezes maior que a anterior).

c) Infiltrado de gigantócitos:

- ausente;
- leve (de 1 a 2 gigantócitos ao redor do fio da tela);
- moderado (de 3 a 5 gigantócitos ao redor do fio da tela);
- intenso (mais de 5 gigantócitos ao redor do fio da tela).

d) Infiltrado de linfócitos:

- ausente;
- leve (de 1 a 2 linfócitos ao redor do fio da tela);
- moderado (de 3 a 5 linfócitos ao redor do fio da tela);
- intenso (mais de 5 linfócitos ao redor do fio da tela).

e) Fibrose:

- ausente;
- leve (não circunda totalmente o fio da tela);
- moderada (circunda totalmente o fio da tela);
- intensa (circunda totalmente o fio da tela numa espessura 2 a 3 vezes maior que a anterior).

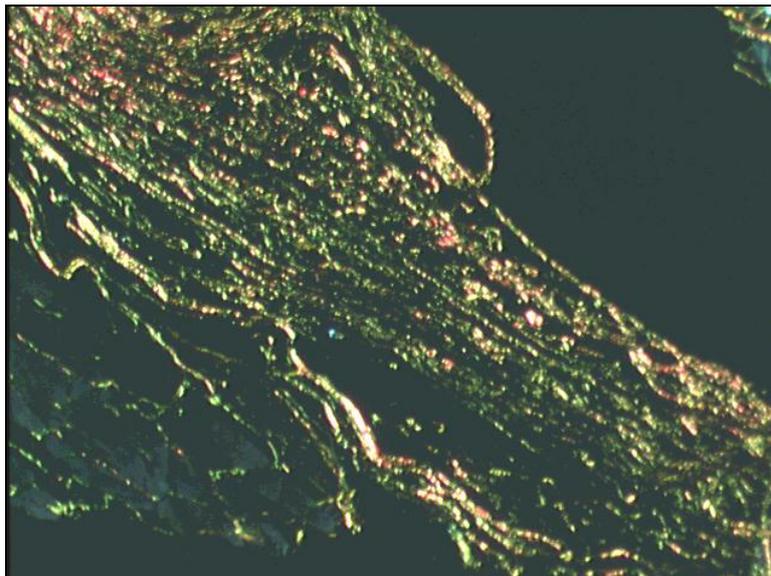
f) Fio: absorvido ou não absorvido.

Para a compilação dos dados e análise estatística, os grupos ausente e leve do protocolo de análise histológica foram agrupados, bem como os grupos moderado e intenso.

4.5 ANÁLISE DE IMAGEM (VIDEOMORFOMETRIA)

A contagem da área birrefringente corada pelo picrossírius foi realizada através de um sistema de análise de imagem de vídeo Image-Pro Plus versão 4.1 (Media Cybernetics, Silver Spring, EUA). Foi utilizado microscópio Zeiss Axiostar com ótica corrigida ao infinito (Zeiss, Oberkochen, Alemanha) e uma objetiva plano-acromática de 4 aumentos, fornecendo imagens com magnificação final de 40 aumentos e resolução de 1 pixel por micrômetro. A esse microscópio foi adicionado um sistema polarizador. As imagens foram digitalizadas através de uma videocâmera Sony DC14 S (Sony Corp., Tóquio, Japão) acoplada a microcomputador padrão IBM-PC equipado com placa de captura Image Pro Plus Capture Kit de 640 X 480 pixel, cores de 24 bits.

A contagem foi realizada de forma automática através do sistema de análise de imagem com avaliação da área dos objetos birrefringentes sob luz polarizada.



**Figura 4 – Fotomicrografia (Picrossírius) 100x.
Parede abdominal de rato examinada com luz
polarizada.**

4.6 ESTUDO ESTATÍSTICO

Cálculo do tamanho da amostra: para testar uma diferença de efeito maior ou igual a 20% (10% x 30%) foi estimado um tamanho amostral de pelo menos 40 animais em cada grupo (EPI-INFO 6). Este tamanho amostral também foi considerado adequado para a avaliação das variáveis qualitativas e quantitativas estudadas, com poder estatístico de 80% e nível de significância de 5%.

Para a análise das variáveis qualitativas foram aplicados o teste exato de Fisher e o teste qui-quadrado (χ^2) com correção de Yates, juntamente com o cálculo do risco relativo (RR) e intervalo de confiança de 95%. Para a análise das variáveis quantitativas foi aplicado o teste t de Student (14, 15). O nível de significância foi fixado em 5% ($\alpha = 0,05$), para rejeição da hipótese de nulidade.

5. RESULTADOS

As variáveis estudadas estão apresentadas nas tabelas nº 1 e nº 2.

Foram verificadas três hérnias no grupo Prolene® (7%) e sete no grupo Vicryl® (18%), localizadas na interface da prótese com o tecido músculo-aponeurótico. Essa diferença não foi estatisticamente significante ($p=0,194$). Em dois ratos do grupo Vicryl® foram achadas hérnias nos dois lados da prótese. O local mais freqüente da hérnia era junto à parede lateral. Não havia encarceramento, nem saco herniário. Os anéis herniários apresentavam forma oval, com diâmetro menor que 1 cm.

Tabela 1 – Variáveis Quantitativas

Variáveis	Prolene®	Vicryl®	DM	IC – 95%	P
	n = 41	n = 40			
	m ± dp	m ± dp			
Peso (g)	424.56 ± 50.92	439.18 ± 45.75	14,62 *	- 6,81 a 36,05	0,1784 ♦
% fibrose	16,62 ± 5,72	17,47 ± 5,99	0,85 *	- 1,70 a 3,40	0,5185 ♦

* Diferença de médias (IC de 95%)

♦ Teste t de Student ($\alpha = 0,05$)

Tabela 2 – Variáveis Qualitativas

Variáveis	Prolene®	Vicryl®	RR	IC – 95%	P
	n = 41	n = 40			
	n (%)	n (%)			
Fibrose	27 (66)	10 (25)	2,6	1,5 a 4,7	0,0005 [∇]
Neutrófilos	3 (7)	5 (13)	0,59	0,15 a 2,29	0,4820 [#]
Macrófagos	18 (44)	7 (18)	2,51	1,18 a 5,35	0,020 [∇]
Gigantócitos	3 (7)	1 (3)	2,93	0,32 a 6,97	0,6155 [#]
Linfócitos	2 (0,82)	0 (0)			0,494 [#]
Hérnia	3 (7)	7(18)	0,42	0,12 a 1,50	0,194 [#]

∇ Teste qui-quadrado (χ^2)

Teste Exato de Fisher

Não houve diferença entre os grupos Prolene® e Vicryl® quanto ao peso (p=0,17).

O percentual de fibrose medido pela técnica videomorfométrica não mostrou diferença entre os grupos (p=0,51), diferindo da avaliação histológica da

fibrose, que evidenciou maior fibrose no grupo Prolene® (66% x 25%), diferença essa que apresentou significância ($p=0,0005$).

Na avaliação de neutrófilos ($p=0,48$), gigantócitos ($p=0,61$) e linfócitos ($p=0,49$) não houve diferença entre os grupos.

Houve predomínio de macrófagos no grupo Prolene® (44% x 18%), diferença que apresentou significância ($p=0,02$).

Com 90 dias de pós-operatório, ambos os fios foram identificados na análise histológica.

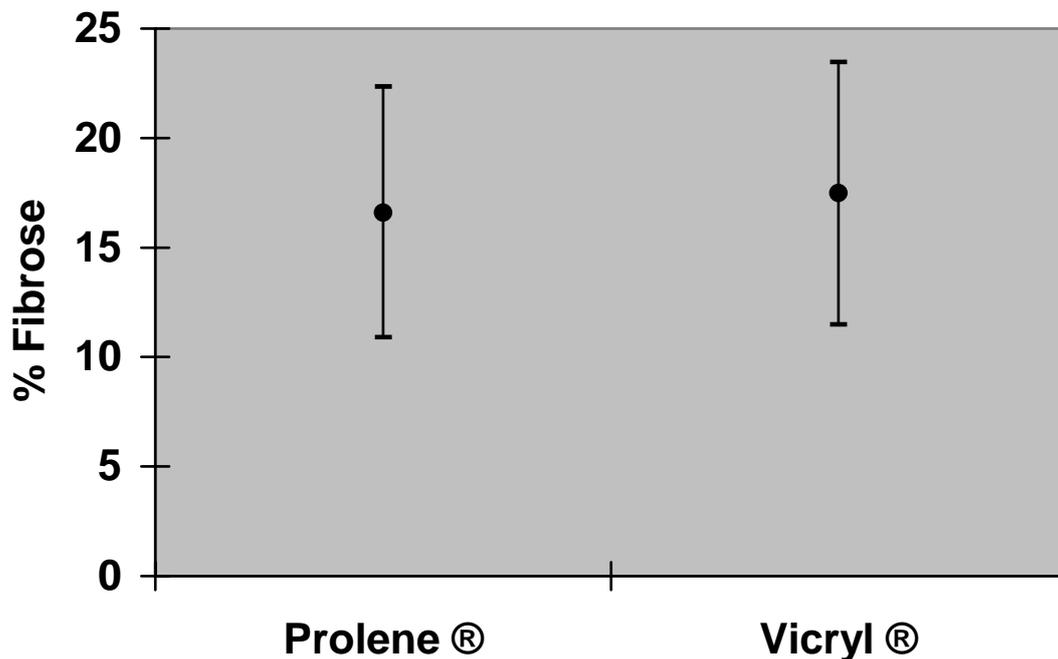


Figura 5 - Distribuição da % de fibrose avaliada pela técnica videomorfométrica ($p=0,51$) – teste t de Student.

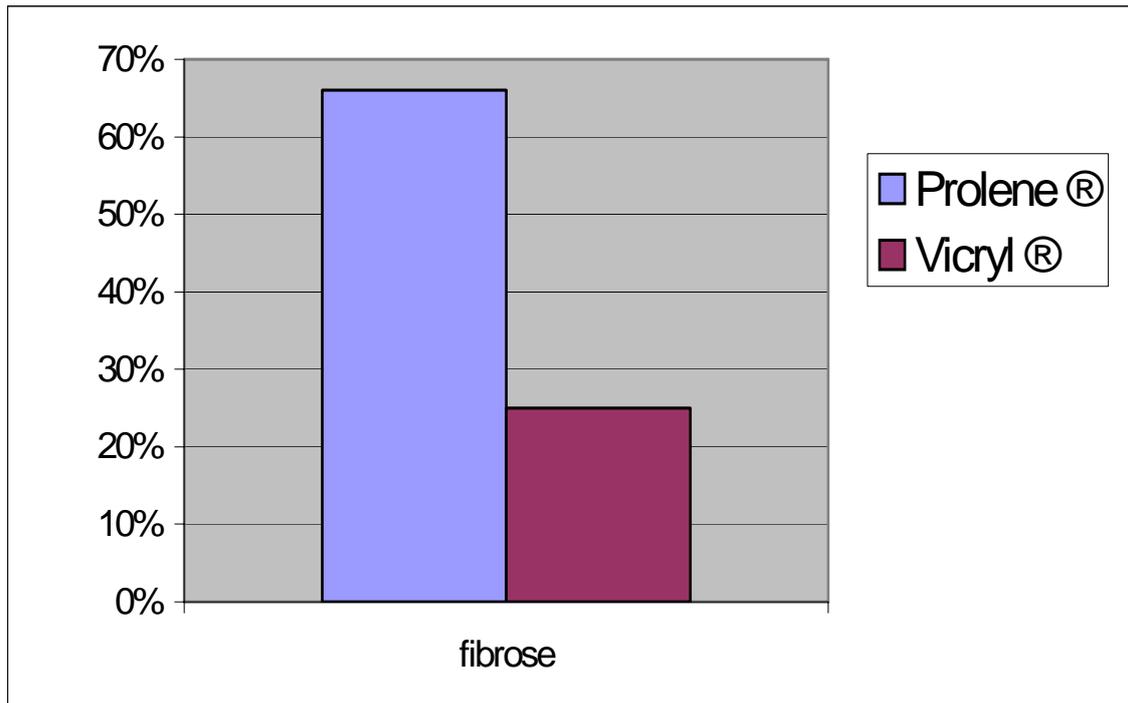


Figura 6 - Distribuição da fibrose avaliada pela análise histológica (p=0,0005) – teste qui-quadrado (χ^2).

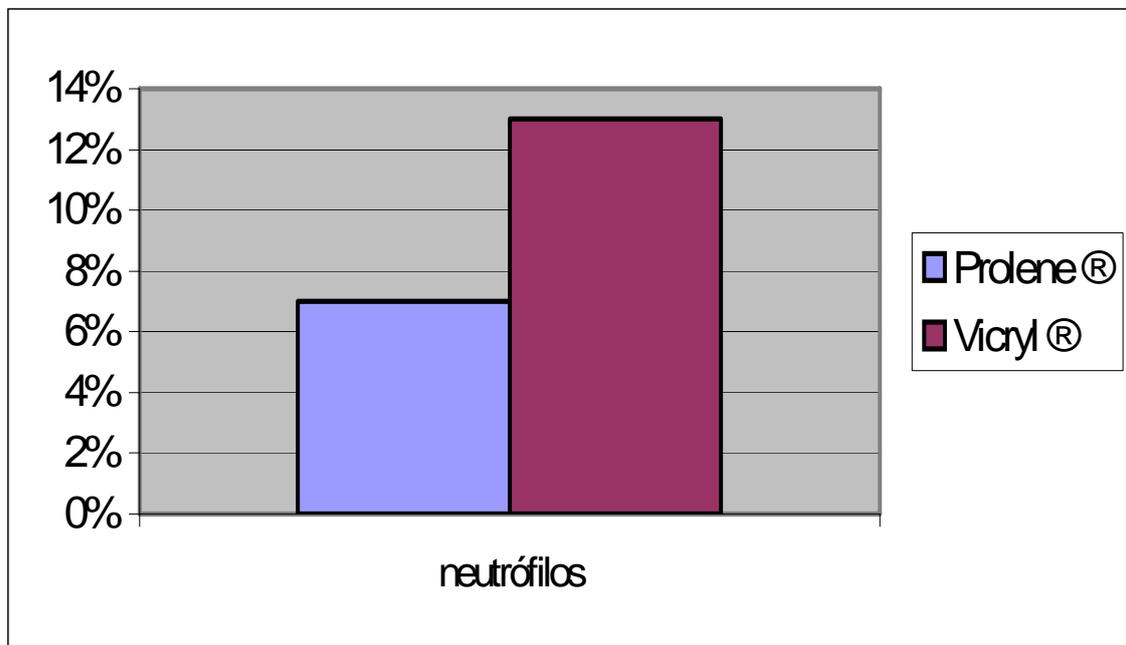


Figura 7 - Distribuição dos neutrófilos (p=0,48) – teste exato de Fisher.

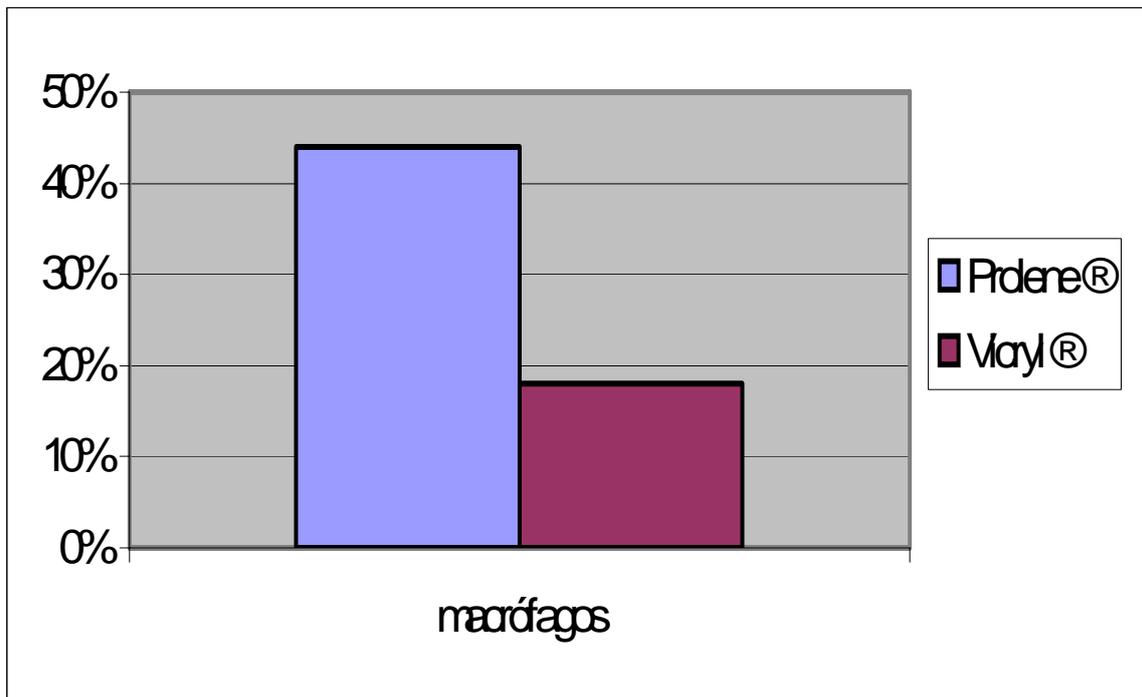


Figura 8 - Distribuição dos macrófagos ($p=0,02$) – teste qui-quadrado(χ^2).

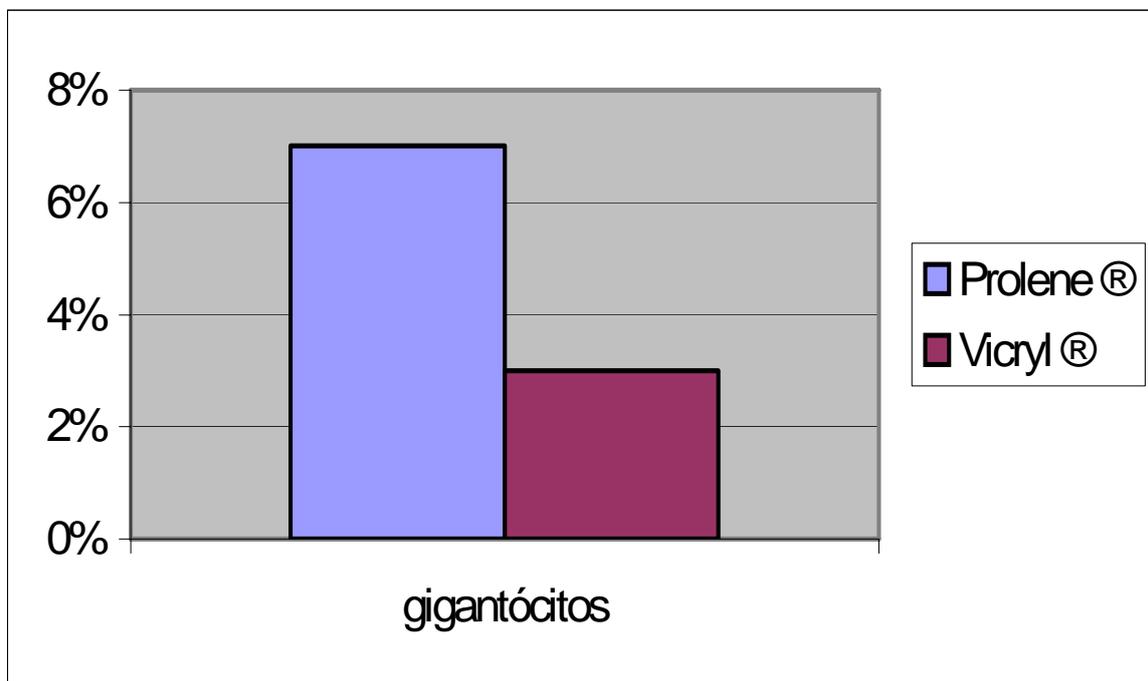


Figura 9 - Distribuição dos gigantócitos ($p=0,61$) – teste exato de Fisher.

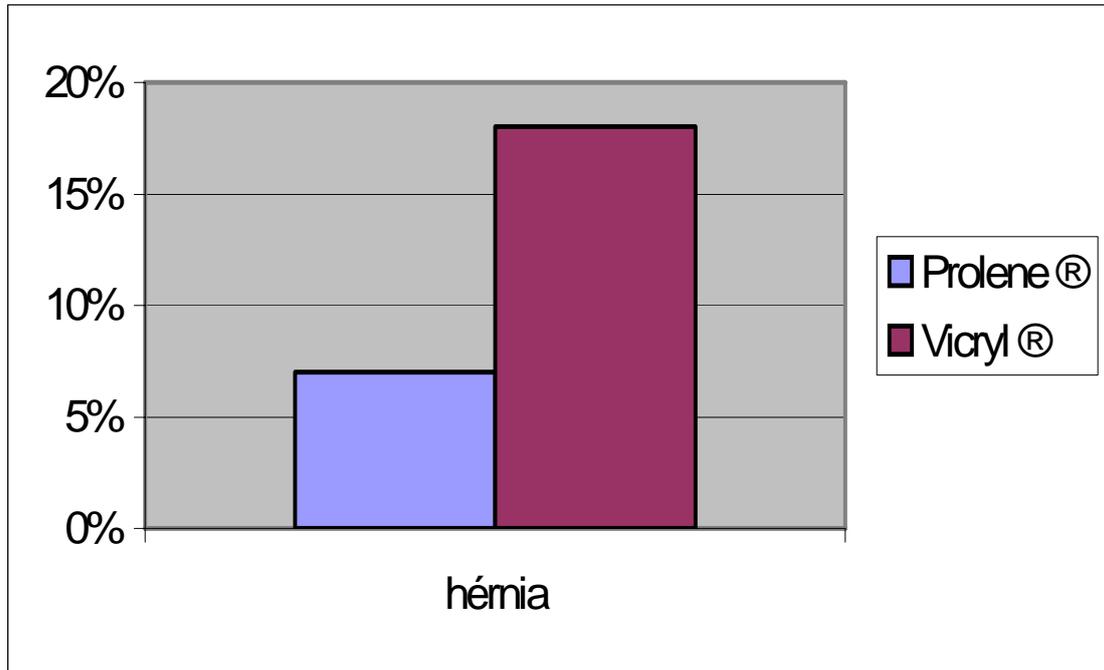


Figura 10 - Distribuição das hérnias ($p=0,194$) – teste exato de Fisher.



Figura 11 – Tela de Marlex® fixada com Vicryl® após 90 dias.

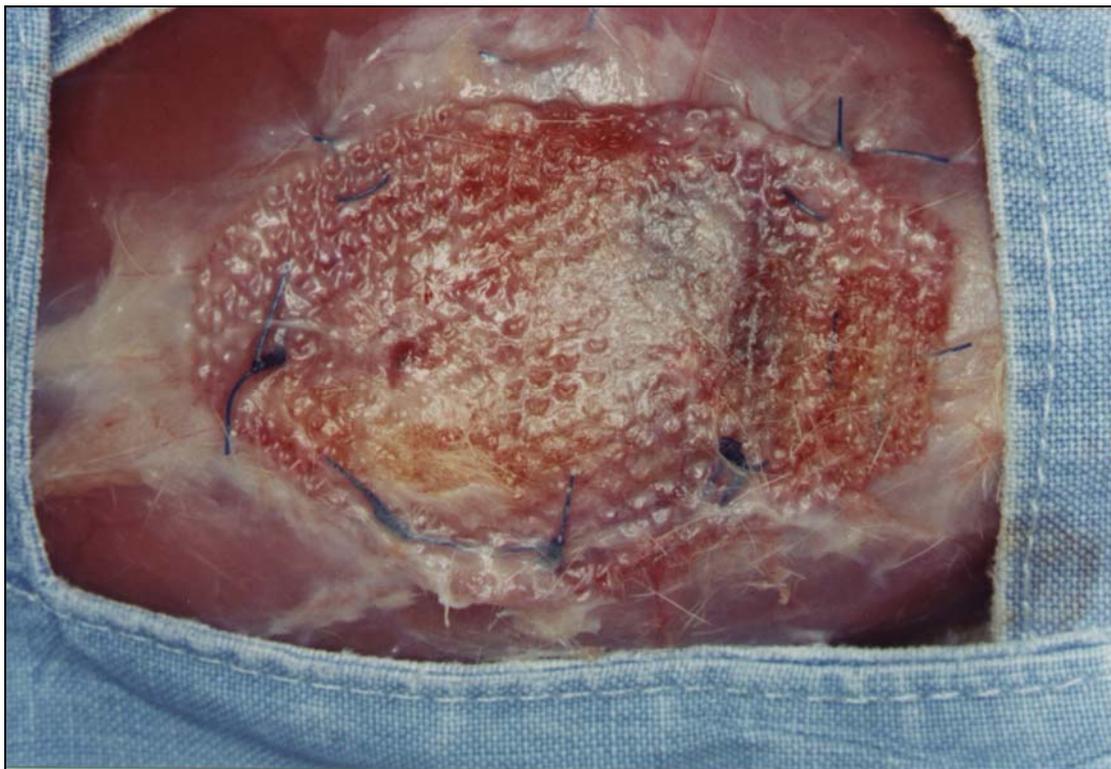
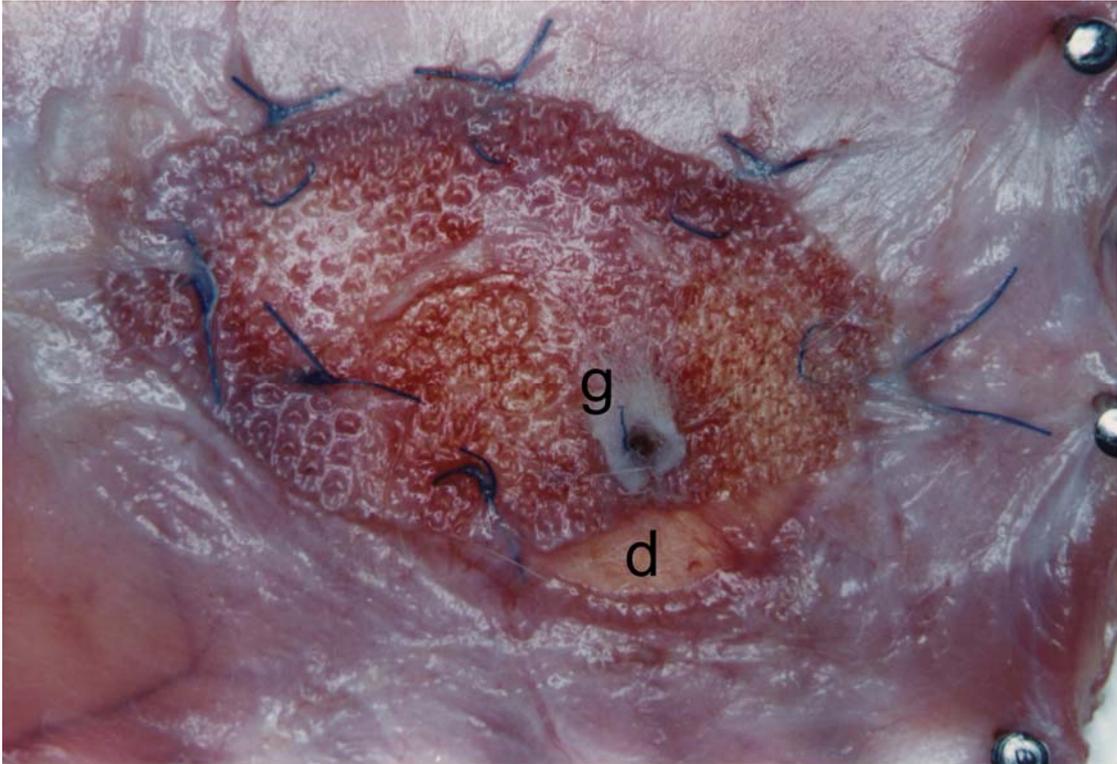


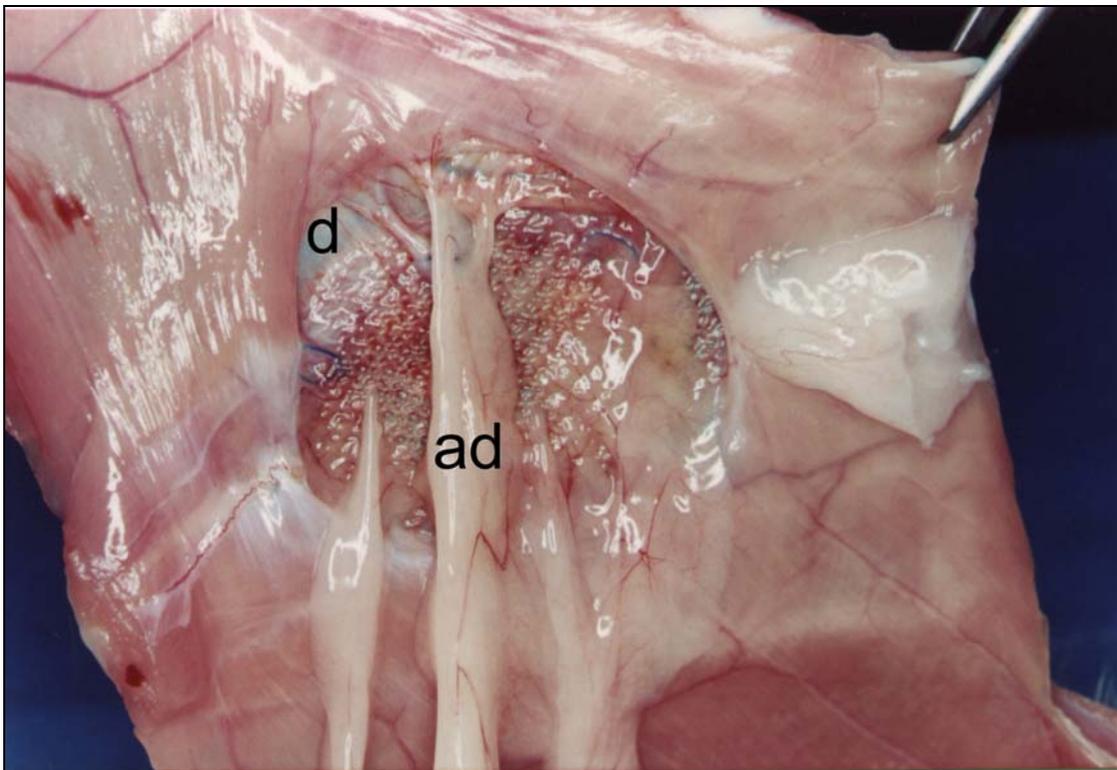
Figura 12 – Tela de Marlex® fixada com Prolene® após 90 dias.



**Figura 13 – Tela de Marlex® fixada com Prolene® após 90 dias.
Granuloma de corpo estranho (g).**



**Figura 14 – Tela de Marlex® fixada com Prolene® após 90 dias.
Granuloma de corpo estranho (g) e defeito (d).**



**Figura 15 – Defeito Músculo-Aponeurótico após 90 dias. Tela fixada com
Prolene®. Defeito (d) e aderências (ad).**



Figura 16 – Defeito Músculo-Aponeurótico após a fixação com formaldeído a 10%. Tela fixada com Vicryl®.

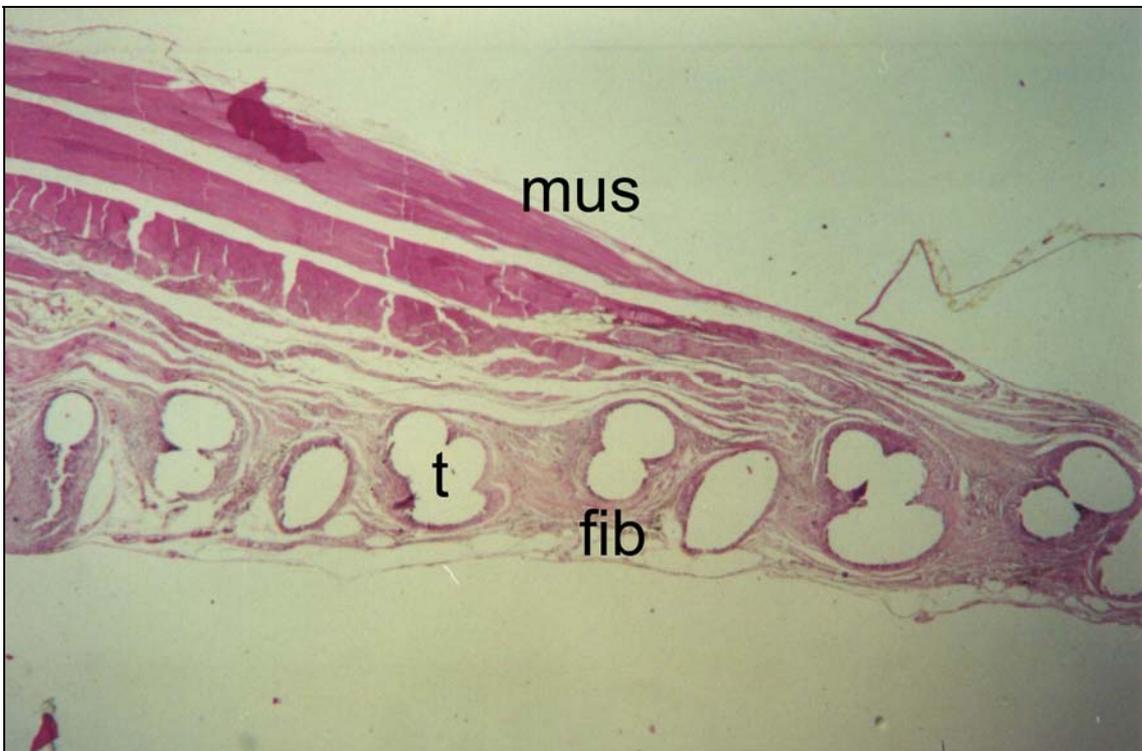


Figura 17 - Fotomicrografia (HE) 40x. Corte transversal da tela. Fios da tela (t), circundados por fibrose (fib). Tecido muscular (mus).

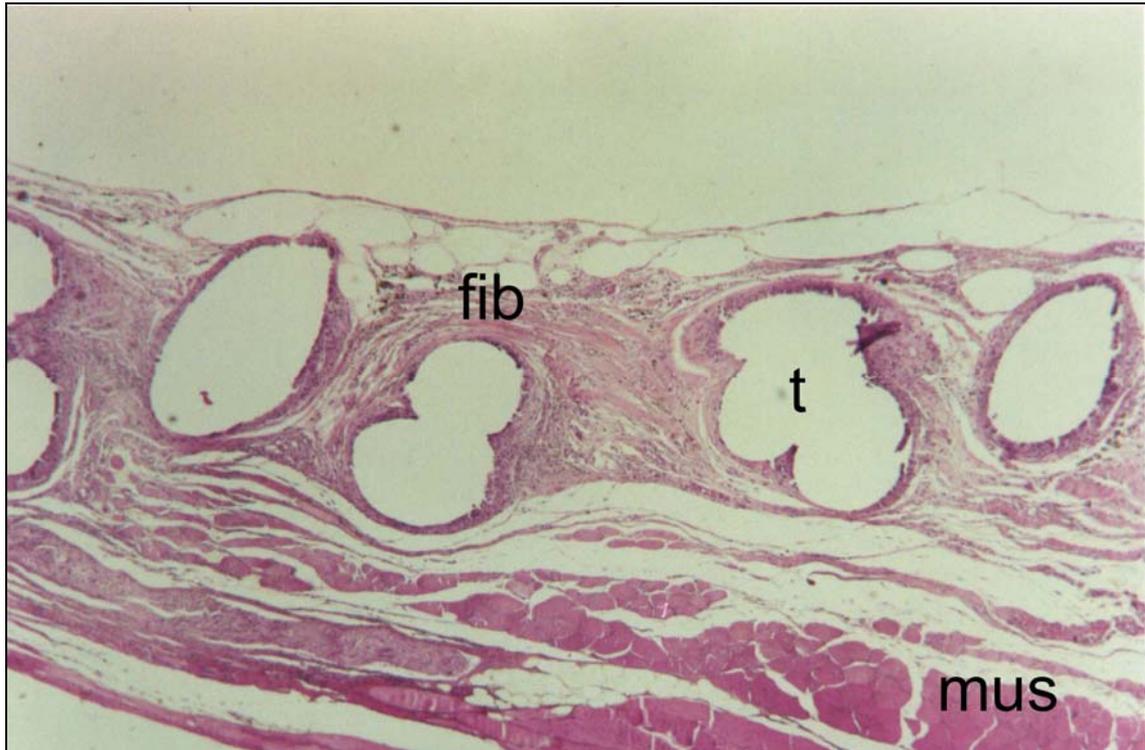


Figura 18 – Fotomicrografia (HE) 100x. Fios da tela (t) circundados por fibrose (fib). Tecido muscular (mus).

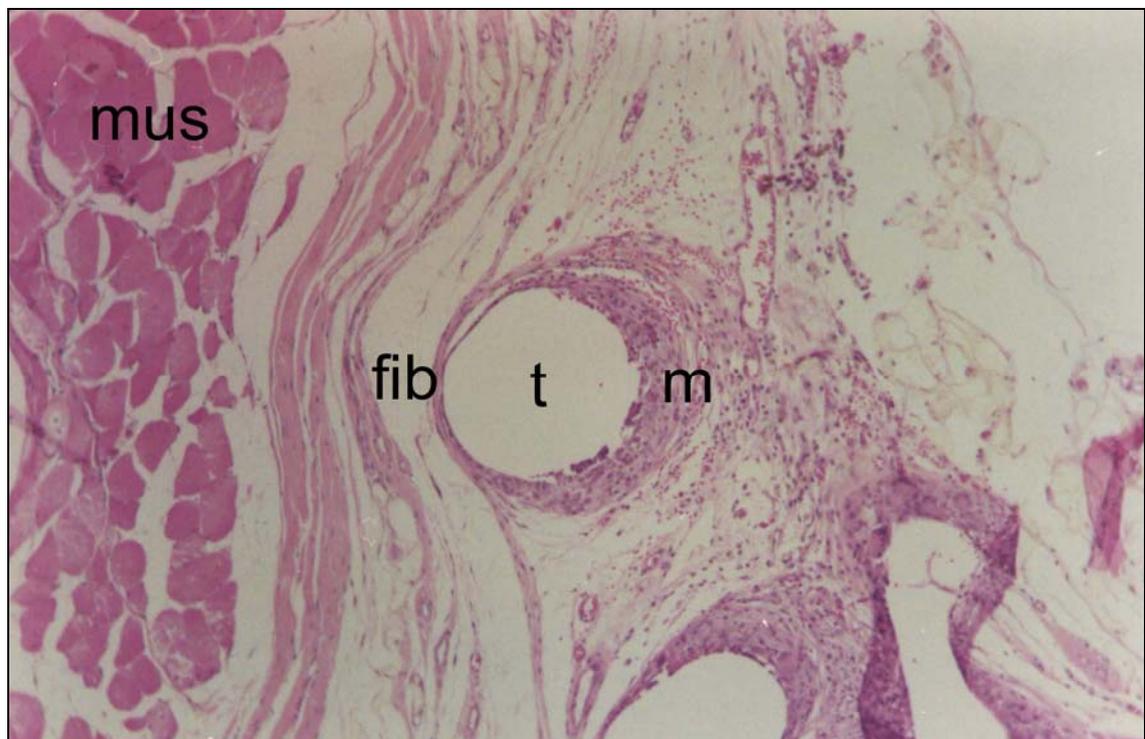


Figura 19 – Fotomicrografia (HE) 40x. Fios da tela (t) circundados por fibrose (fib) e macrófagos (m). Tecido muscular (mus).



Figura 20 – Fotomicrografia (HE) 400x. Fios da tela (t) circundados por fibrose (fib), macrófagos (m), microabscesso (a) e fio de Vicryl® (f).



Figura 21 – Fotomicrografia (HE) 40x. Fios da tela (t) circundados por fibrose leve (fib) e macrófagos em moderada quantidade (m). Tecido muscular (mus).

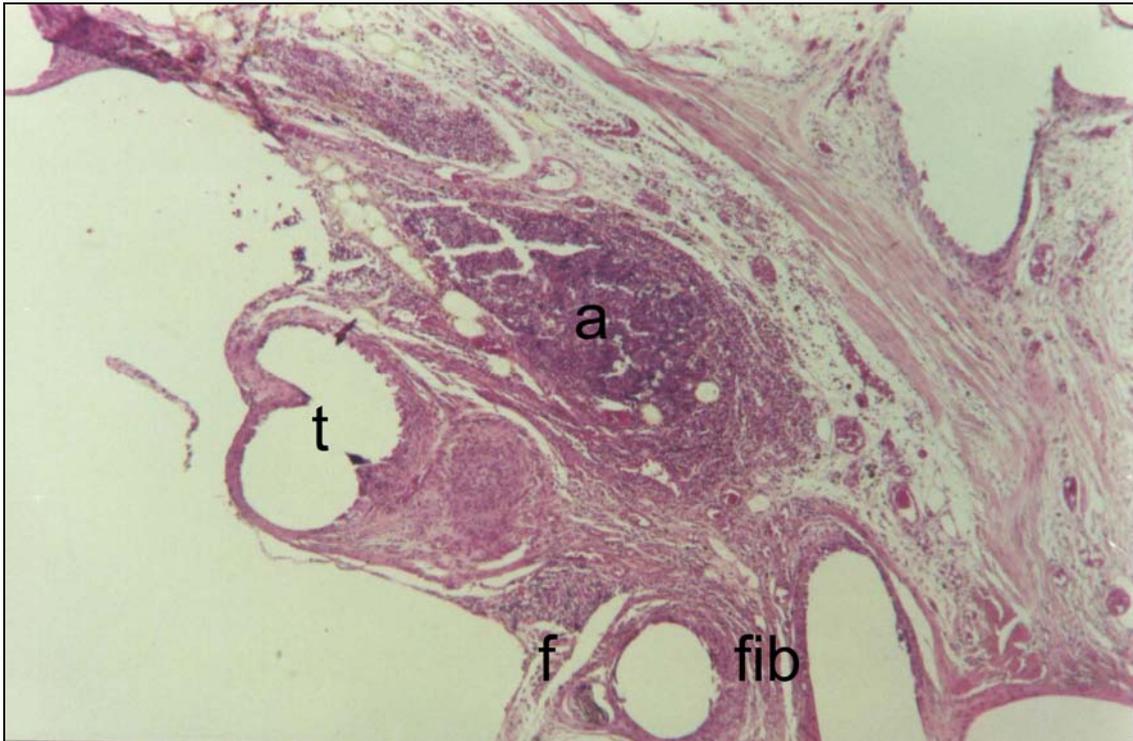


Figura 22 - Fotomicrografia (HE) 100x. Fios da tela (t) circundados por fibrose (fib) e microabscesso (a). Fio de Vicryl[®] (f).



Figura 23 – Fotomicrografia (HE) 400x. Fio de Vicryl[®] (f) circundado por macrófagos (m) e fibrose (fib).

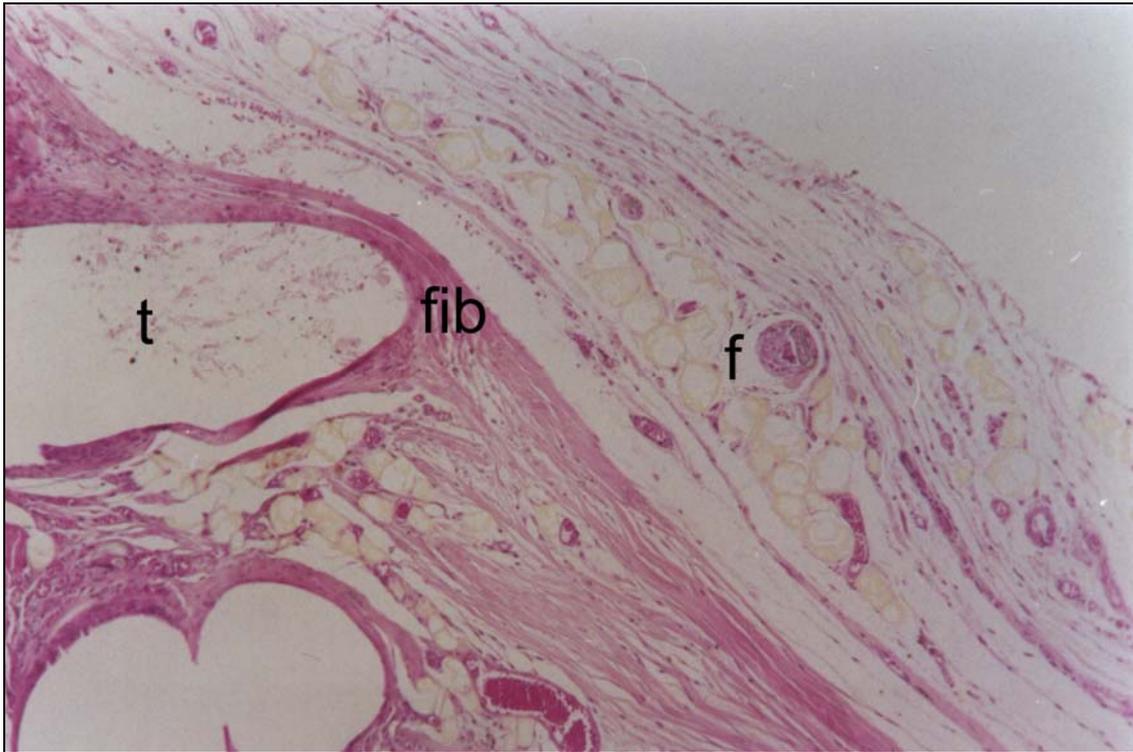


Figura 24 – Fotomicrografia (HE) 100x. Fios da tela (t) circundados por fibrose (fib) e fio de Vicryl® (f).

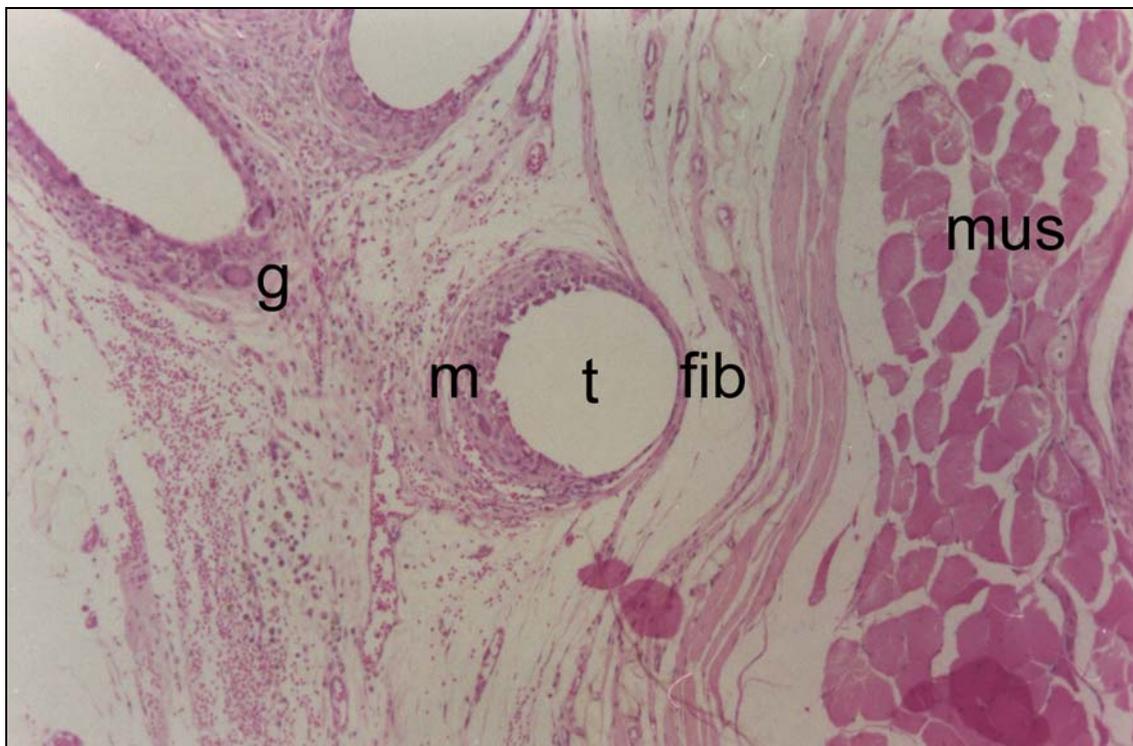


Figura 25 – Fotomicrografia (HE) 100x. Fios da tela (t) circundados por fibrose leve (fib), macrófagos (m) e gigantócitos (g). Tecido muscular (mus).

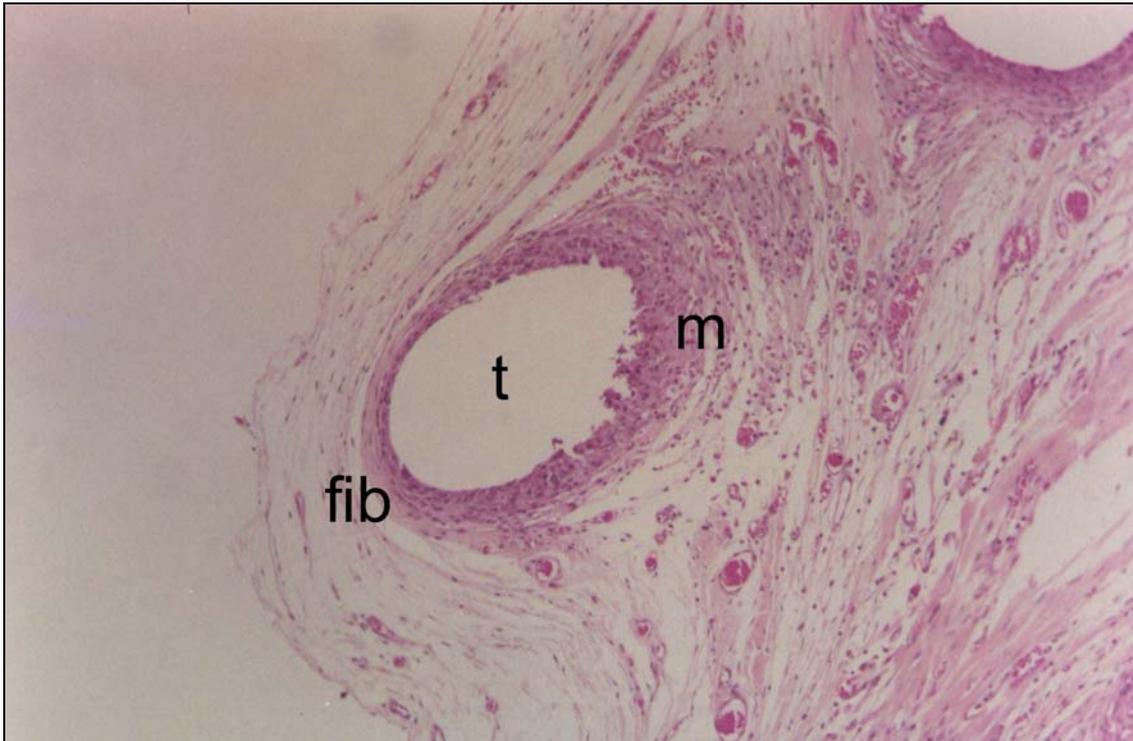


Figura 26 – Fotomicrografia (HE) 100x. Fios da tela (t) circundados por fibrose leve (fib) e moderada quantidade de macrófagos (m).

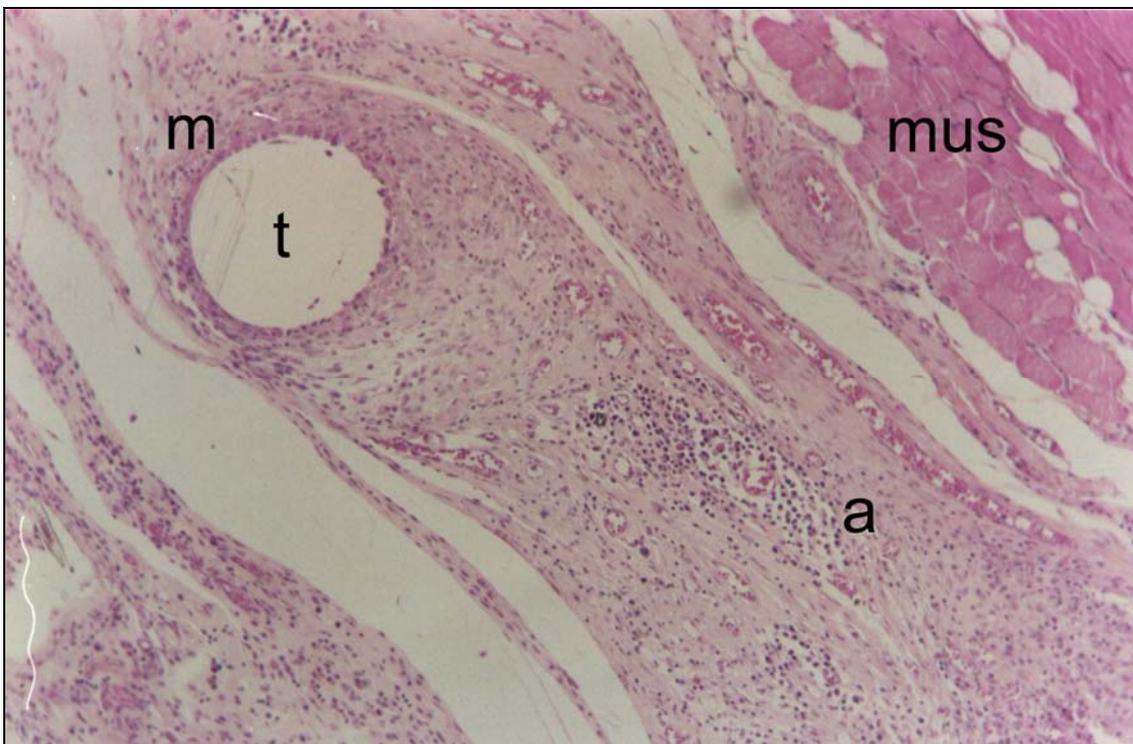


Figura 27 – Fotomicrografia (HE) 100x. Fios da tela (t) circundados por moderada quantidade de macrófagos (m) e microabscesso (a). Tecido muscular (mus).



Figura 28 – Fotomicrografia (HE) 100x. Fios da tela (t) circundados por intensa quantidade de macrófagos (m).



Figura 29 – Fotomicrografia (HE) 100x. Fios da tela (t) circundados por leve quantidade de macrófagos (m) e fibrose (fib). Fios de Vicryl® (f) e tecido muscular (mus).

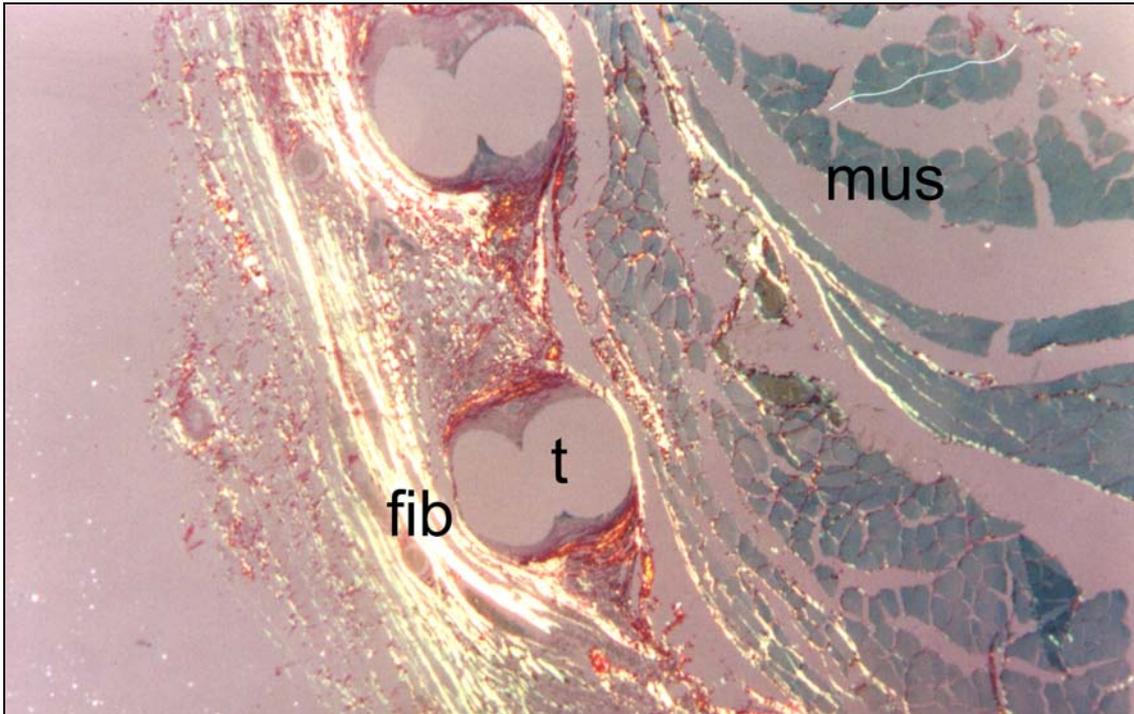


Figura 30 – Fotomicrografia (Picrossírius) 40x e luz polarizada. Fios da tela (t) circundados por fibrose (fib). Tecido muscular (mus).



Figura 31 – Fotomicrografia (Picrossírius) 40x. Fios da tela (t) circundados por fibrose intensa (fib).

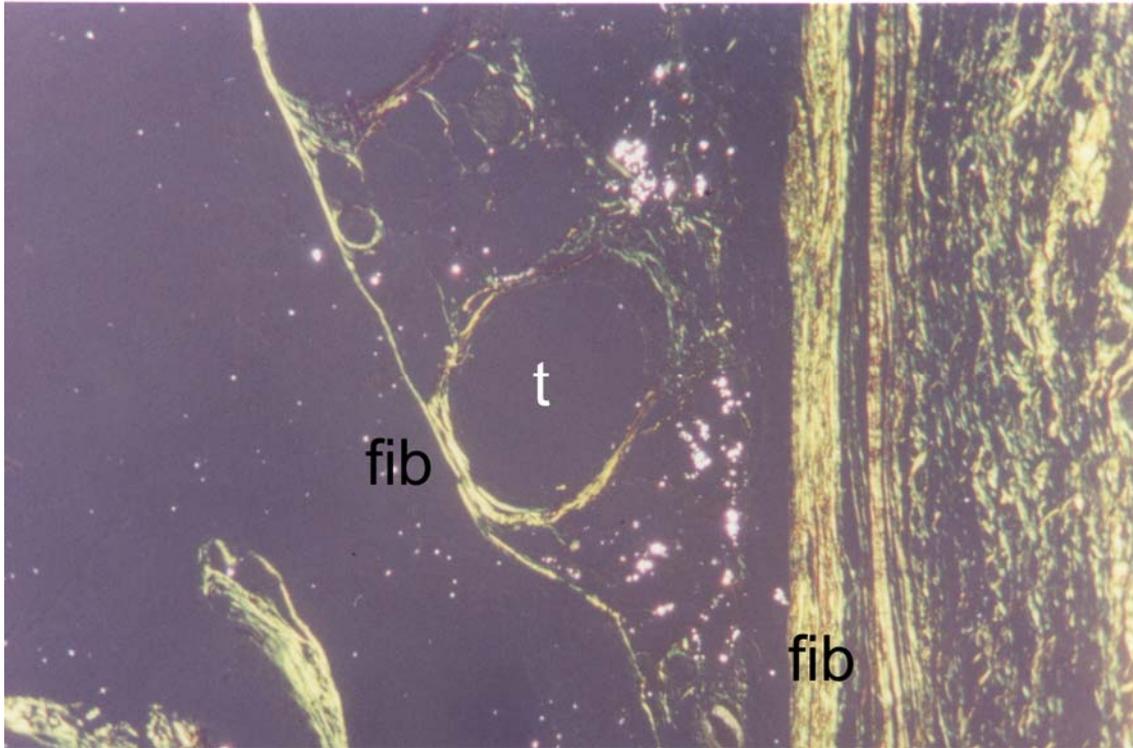


Figura 32 – Fotomicrografia (Picrossírius) 40x e luz polarizada. Fios da tela (t) circundados por fibrose leve (fib).

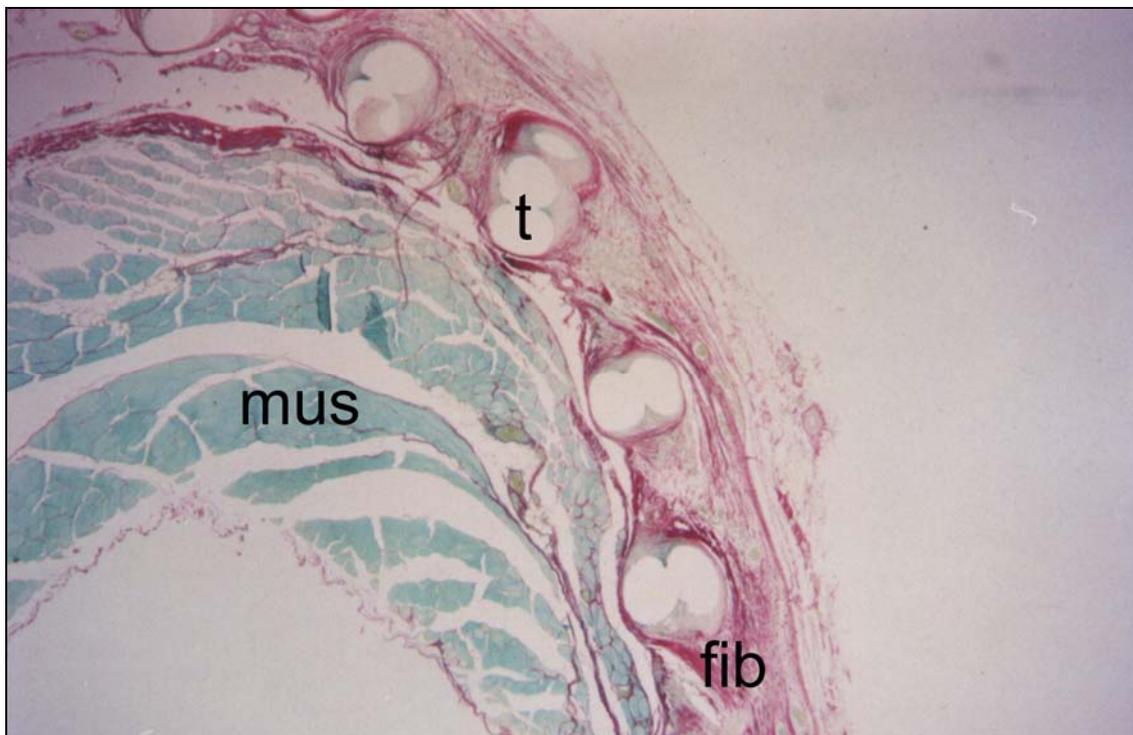


Figura 33 – Fotomicrografia (Picrossírius) 40x. Fios da tela (t) circundados por fibrose moderada (fib). Tecido muscular (mus).



Figura 34 – Fotomicrografia (Picrossírius) 100x e luz polarizada. Fios da tela (t) circundados por fibrose intensa (fib).

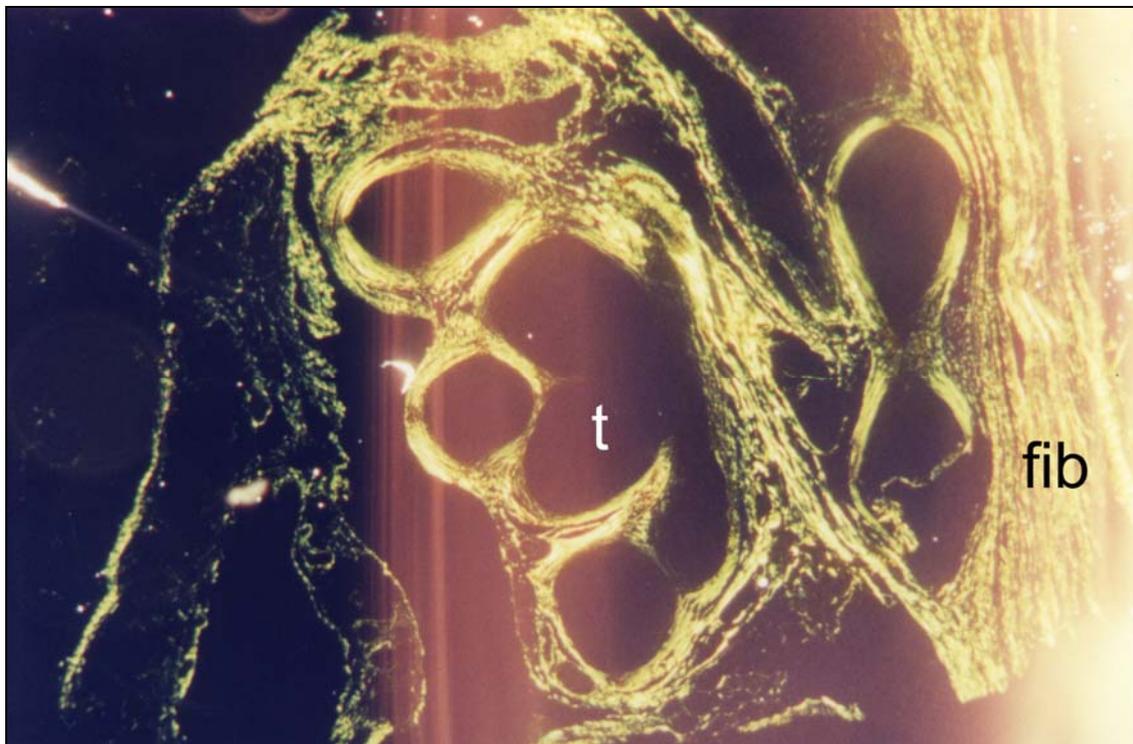


Figura 35 – Fotomicrografia (Picrossírius) 100x e luz polarizada. Fios da tela (t) circundados por fibrose intensa (fib).

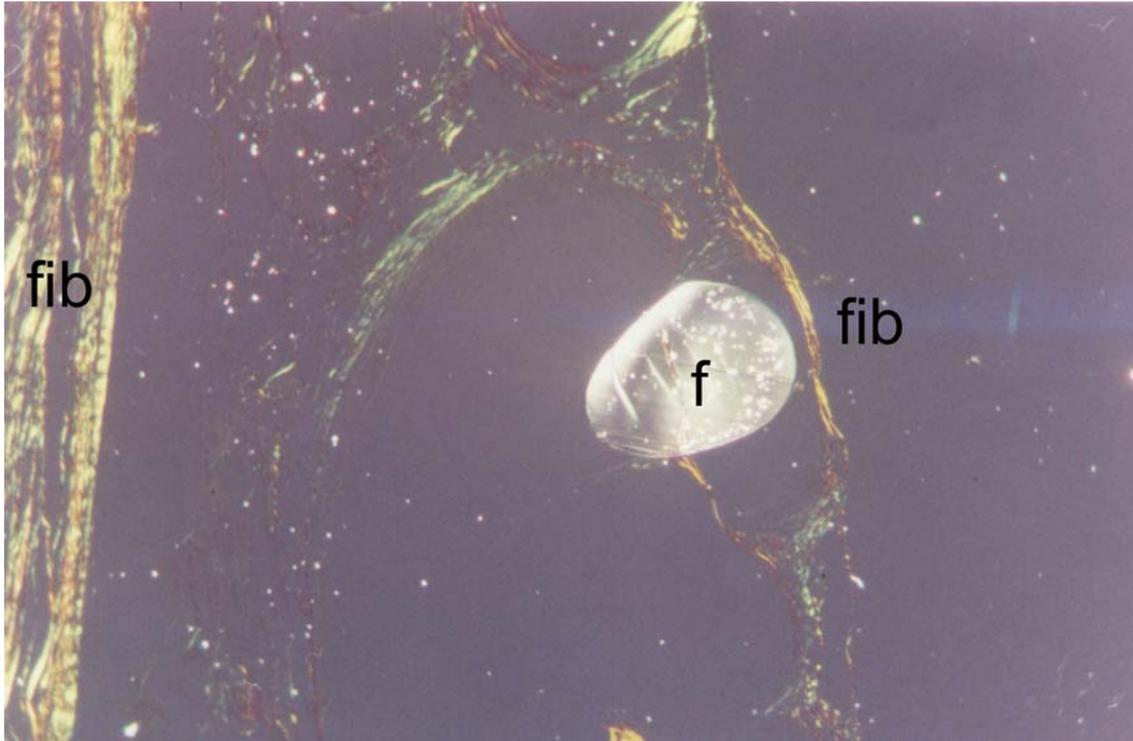


Figura 36 – Fotomicrografia (Picrossírius) 400x e luz polarizada. Fio de Prolene[®] (f) circundado por fibrose (fib).

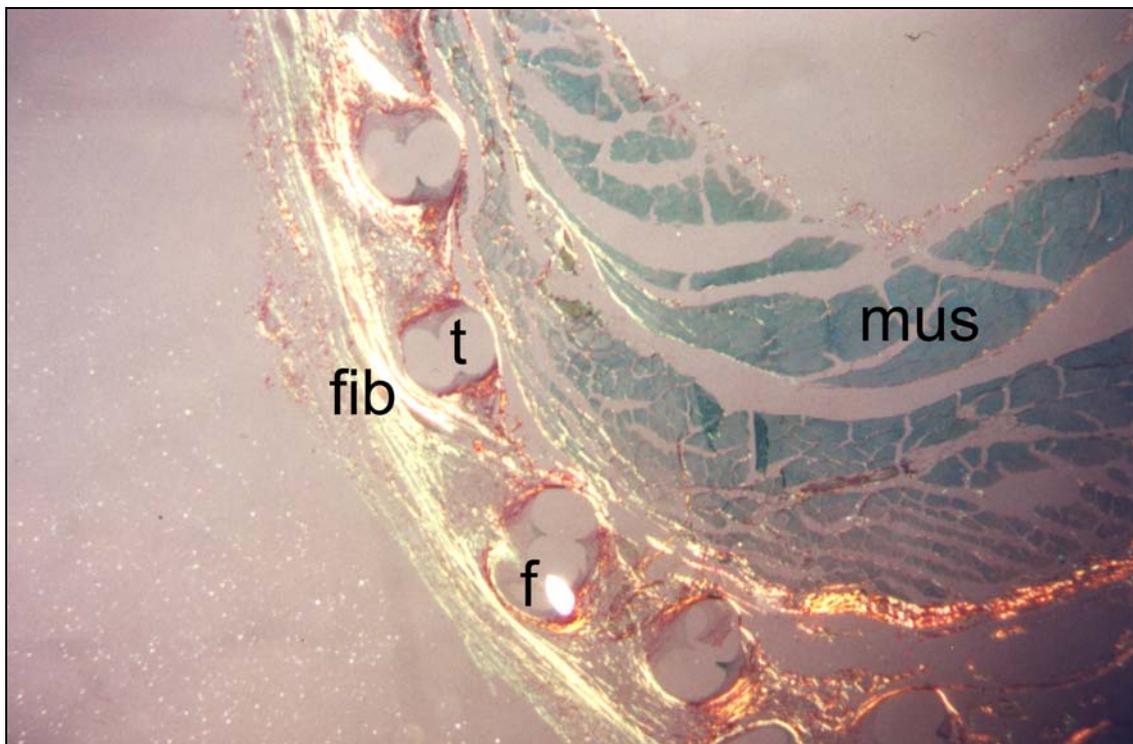


Figura 37 – Fotomicrografia (Picrossírius) 100x e luz polarizada. Fios da tela (t) circundados por fibrose (fib) e fio de Prolene[®] (f). Tecido muscular (mus).

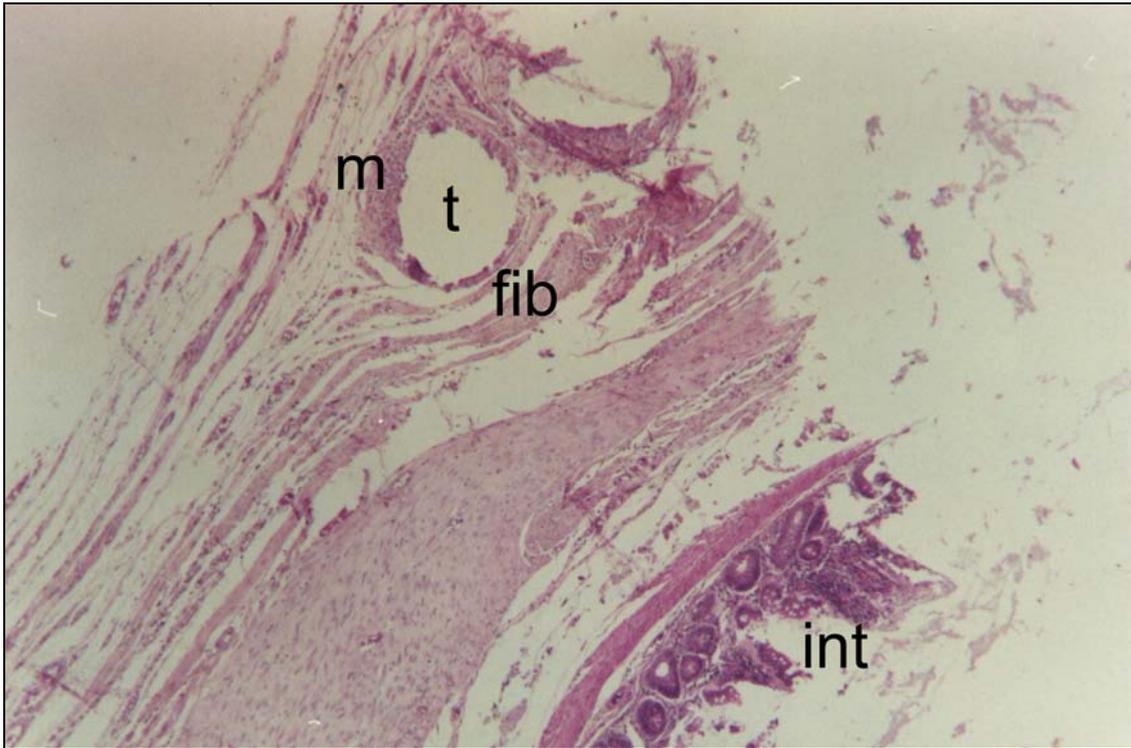


Figura 38 – Fotomicrografia (HE) 100x. Fios de tela (t) circundados por fibrose (fib) e macrófagos (m). Intestino delgado (int).

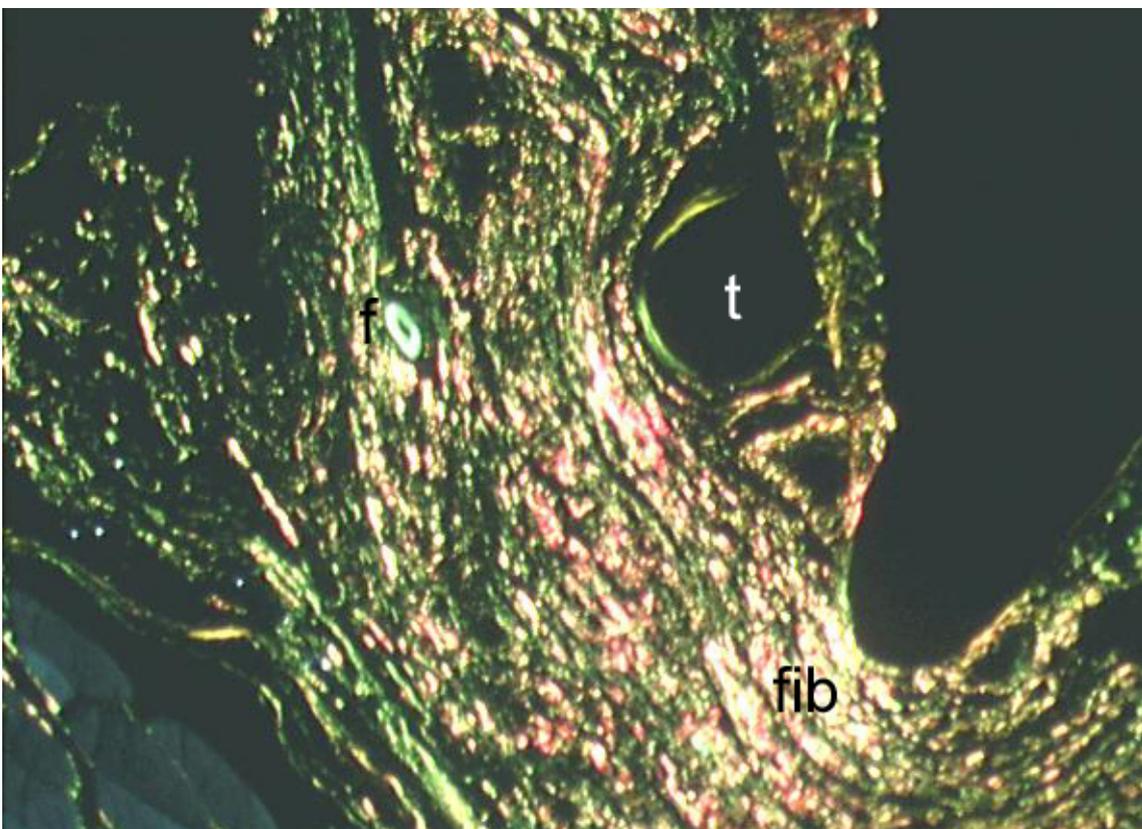


Figura 39 – Fotomicrografia (Picrossírius) 400x e luz polarizada. Fios de tela (t) circundados por fibrose (fib) e fio de Vicryl® (f).

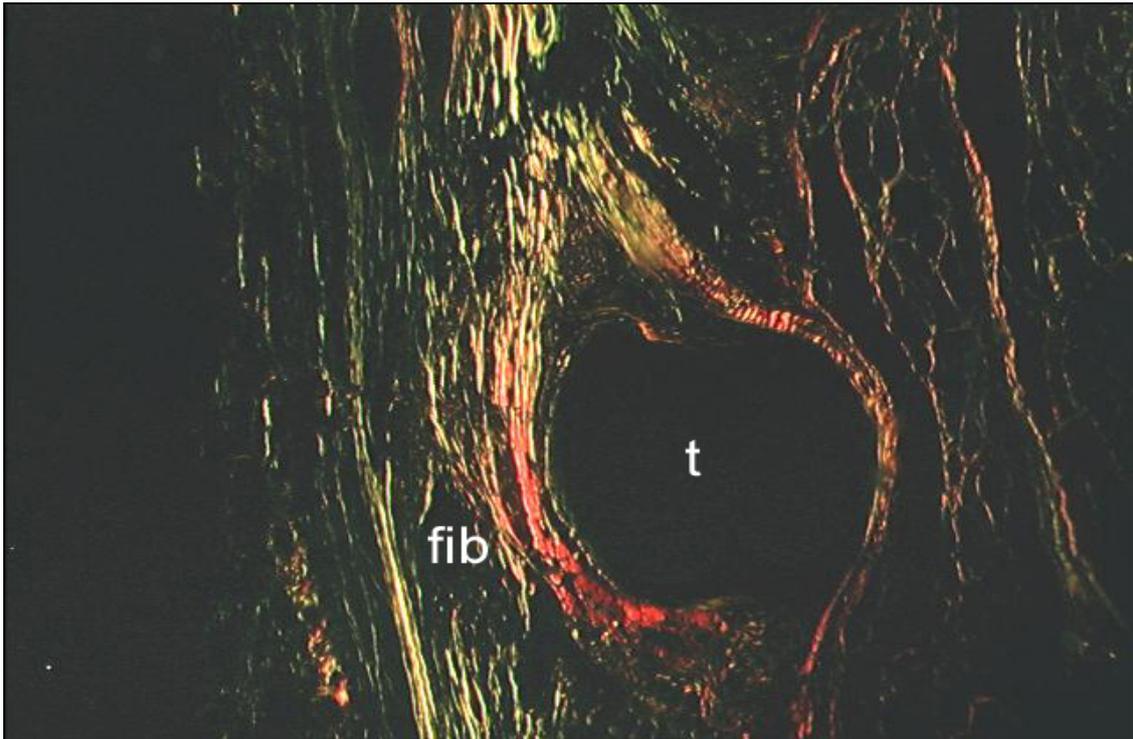


Figura 40 – Fotomicrografia (Picrossírius) 400x e luz polarizada. Fios de tela (t) circundados por fibrose (fib).



Figura 41 – Fotomicrografia (Picrossírius) 400x. Fios de tela (t) circundados por fibrose (fib) e fio de Vicryl® (f).

6. DISCUSSÃO

Estudou-se neste trabalho, a comparação entre fio inabsorvível (polipropileno) e fio absorvível (poliglactina 910) na fixação de tela de polipropileno em defeitos músculo-aponeuróticos da parede abdominal de ratos. A literatura é quase unânime em sugerir o uso de fio inabsorvível para a fixação de tela de polipropileno na correção de hérnias incisionais, apesar dos problemas acarretados pela permanência por tempo indefinido do fio na aponeurose, como granulomas de corpo estranho, saliência e incômodo pela persistência do fio e dos nós na pele de pacientes magros e problemas infecciosos (50, 51). Em contrapartida, os autores têm obtido bons resultados, na prática clínico-cirúrgica, há pelo menos uma década, utilizando fio absorvível para fixação de tela de polipropileno na correção de hérnias incisionais.

Não foi possível identificar na literatura até o presente, nenhum experimento sobre o tema em questão. Eis a razão deste estudo, que tem o propósito de tentar preencher essa lacuna.

A função do fio de sutura é a de manter a aposição dos tecidos e suportar as pressões intra abdominais nas diferentes situações como tosse, evacuação e vômitos, a partir do pós-operatório imediato, até que a cicatriz adquira resistência tênsil suficiente. Vários trabalhos na literatura sobre o assunto mostraram que a cicatriz adquire 40% da resistência tênsil ao redor de 6 semanas e vai aumentando gradativamente até atingir 80% por volta de 6 meses e nunca chegará a atingir os 100% do tecido intacto (47, 59, 70). Passado este período, o fio não tem mais função e só acarretará problemas para o paciente, ora albergando bactérias se for multifilamentar, provocando a formação de infecções, abscessos e fístulas, ora dando origem a reações inflamatórias de corpo estranho, na tentativa de isolar e expulsar o

fio (109). O material de sutura ideal deveria possuir três características importantes: retenção de alta resistência funcional, estrutura monofilamentar para que as bactérias não possam esconder-se dentro de seus interstícios e qualidades absorvíveis para que o material seja eliminado finalmente como fonte de infecção.

Modelos experimentais de hérnia incisional tem sido descritos em coelhos, cães e ovelhas (110-113). Reith (114) e Franke (115) produziram hérnias abdominais em ratos, retirando um fragmento da parede abdominal e reparando-as com prótese. Este modelo de hérnia abdominal em ratos tem sido usado por vários autores para estudo de correção de hérnia incisional com diferentes tipos de próteses, imediatamente após o defeito ser produzido.

Os ratos foram escolhidos devido a facilidade de manuseio, disponibilidade no Centro de Reprodução e Experimentação de Animais de Laboratório do Instituto de Ciências Básicas da Saúde - UFRGS, alta resistência a infecção e é um modelo experimental muito utilizado (116, 117). A anestesia utilizada promoveu um relaxamento adequado ao procedimento realizado além da simplicidade do método e segurança. A indução foi feita por via inalatória com éter etílico e a anestesia com fentanil (50mcg/ml) e droperidol (2,5mg/ml) na dose de 2 ml/kg IM (107).

Para todo o experimento foram utilizados 84 ratos. Houve um óbito no grupo Prolene® e dois óbitos no grupo Vicryl®. Os animais não foram submetidos a necropsia. Constatou-se que nenhum animal apresentou sinal de infecção ou rejeição da prótese.

Para a avaliação da fibrose e fibras colágenas foi utilizada a coloração com picrossírius e observação com luz polarizada. Este método apresentado por

Constantine e Mowry tem sido largamente empregado em pesquisas sobre colágeno com resultados confiáveis (108, 118-120).

O percentual de fibrose medido pela técnica videomorfométrica não mostrou diferença entre os grupos ($p=0,51$), diferindo da avaliação histológica, que evidenciou maior fibrose no grupo Prolene[®] (66% x 25%), diferença essa que apresentou significância ($p=0,0005$). Este grupo teve 2,6 vezes maior probabilidade de apresentar fibrose em relação ao grupo Vicryl[®]. Segundo Cohen, este valor de risco relativo reflete um risco de magnitude moderada (121). Foi utilizado o processo de captação de imagens para vídeo e mensuração videomorfométrica por computador (120, 122). Com relação a análise videomorfométrica, que não mostrou diferença entre os grupos, quanto ao percentual de fibrose, cabe ressaltar que o programa utilizado capta a fibrose em toda a lâmina e não apenas em campos amostrais, pois não é seletivo. Este fato, no entender dos autores, foi determinante ao não mostrar diferença entre os grupos.

Na avaliação de neutrófilos, gigantócitos e linfócitos não houve diferença entre os grupos ($p=0,48$; $p=0,61$; $p=0,49$). O fato de que a avaliação dos gigantócitos e linfócitos, que representam a intensidade do processo inflamatório crônico (Reação Inflamatória Crônica de Corpo Estranho), não ter mostrado diferença, sugere que a tela de polipropileno teve a mesma influência em ambos os grupos.

Houve predomínio de macrófagos no grupo Prolene[®] (44% x 18%), diferença que apresentou significância ($p=0,02$). Este grupo teve 2,5 vezes maior probabilidade de apresentar macrófagos em relação ao grupo Vicryl[®]. Segundo Cohen, esse valor de risco relativo reflete um risco de magnitude moderada (121).

Em estudo histológico descritivo, observou-se presença de malha da tela ou dos espaços correspondentes à mesma, sendo que cada malha era formada por vários filamentos. As malhas estavam rodeadas por numerosos macrófagos, que às vezes uniam-se, formando células gigantes de corpo estranho (gigantócitos). Estes conjuntos (tela e reação de corpo estranho) eram envolvidos por tecido conjuntivo fibroso, entremeado de células adiposas e por inúmeros vasos sangüíneos. Havia faixas intermitentes de peritonização e em alguns locais notava-se a presença de aderências com a parede intestinal. A tela de Marlex[®] induziu reação inflamatória crônica e inflamação granulomatosa tipo corpo estranho em ambos os grupos.

As células inflamatórias e fibroblastos representam os principais componentes celulares da cicatrização, bem como os seus dois estágios. Enquanto as células inflamatórias podem ser consideradas o reflexo da tolerância do hospedeiro ao biomaterial (prótese de polipropileno), os fibroblastos representam o padrão histológico correspondente à resistência mecânica da cicatriz. A presença de maior fibrose, bem como de maior quantidade de macrófagos no grupo Prolene[®], pode ser explicada pela manutenção do corpo estranho por um período indeterminado, já que este fio não é absorvido. A presença do mesmo tende a aumentar a reação de corpo estranho ao fio, podendo levar a eliminação ou desenvolvimento de trajeto fistuloso, especialmente em feridas contaminadas (50, 51, 109).

Mazzini e Mantovani comparando telas de Vicryl[®] e Marlex[®] em ratos como sobreposição ao fechamento de parede abdominal com afastamento parcial das bordas, concluíram que na avaliação microscópica do processo inflamatório, houve superioridade do Vicryl[®] em relação ao Marlex[®] no aspecto da reação inflamatória

crônica e da inflamação granulomatosa tipo corpo estranho, mostrando ser o Vicryl® mais inerte devido a sua absorção (117).

O Vicryl®, pela análise histológica, não havia sido absorvido com 90 dias de pós-operatório, apesar da literatura citar 100% de absorção após 70 dias ou absorção completa entre 60 e 90 dias (74, 85).

Com relação à presença de hérnia incisional, houve maior número no grupo Vicryl® (18%), quando comparada ao grupo Prolene® (7%). Essa diferença não foi estatisticamente significativa ($p = 0,194$).

As questões mais importantes na correção de defeitos da parede abdominal são a técnica empregada e a escolha do material, se o objetivo primário é restaurar a integridade, resistência e o contorno da parede abdominal. O material usado para a correção deve ser resistente o suficiente para evitar hérnia ou recidiva herniária (123, 124).

A introdução da tela de prolipropileno, no final dos anos cinquenta, por Usher e colaboradores (93), foi um grande passo no tratamento definitivo das hérnias. As características da tela de prolipropileno incluem todas as propriedades necessárias para os biomateriais, descritos por Cumberland (125) e Scales (126). A principal característica da tela de Marlex® é ser inerte na presença de infecção e a manutenção da resistência tênsil, não verificada em outros biomateriais disponíveis naquela época, tais como Nylon®, Orlon® e Dacron®. Nos anos subsequentes, a tela de prolipropileno foi usada em diferentes situações, para reforço ou substituição da parede abdominal, em cirurgias eletivas ou emergenciais. Desde os resultados preliminares de Usher, com uso da tela de Marlex®, os resultados de uma experiência clínica mundial estão agora

disponíveis. Muitas complicações foram relatadas, tais como seromas, fístulas crônicas, cistos fibrosos, expulsão da tela e fístula fecal (97-99, 102, 103). Essas complicações reforçaram o receio de usar material protético nas cirurgias de parede abdominal. Atualmente, sabe-se que a maioria destas complicações estão relacionadas a erros técnicos no posicionamento da tela e fixação da tela com fios multifilamentares inabsorvíveis (18, 27).

Read e Yoder, em uma revisão de 232 pacientes submetidos a herniorrafia incisional em um período de 10 anos relataram o aparecimento de hérnias tardias (após 12 meses de pós-operatório), pequenas, múltiplas e excêntricas a cicatriz mediana, na bainha do músculo reto abdominal, causadas pelo uso de sutura contínua com fio inabsorvível (hérnia em casa de botão) e sugerem o uso de fios sintéticos de absorção lenta para evitar este tipo de hérnia (39, 48).

Os resultados deste trabalho indicam que, apesar da maioria dos autores preconizarem o uso de fios inabsorvíveis na fixação da tela de Marlex[®], os fios absorvíveis podem ser usados com sucesso para este fim.

7. CONCLUSÕES

1. – O aparecimento de hérnia incisional em ratos independe do tipo de fio usado para a fixação da tela de polipropileno com 90 dias de pós-operatório.

2. – Ocorreu maior fibrose, detectada apenas histologicamente, no grupo Prolene[®].

3. -- Com relação à avaliação dos gigantócitos, neutrófilos e linfócitos não houve diferença entre os grupos. O grupo Prolene[®] apresentou maior percentagem de macrófagos.

4. -- O Vicryl[®] não havia sido absorvido até 90 dias de pós-operatório.

5. – A fixação de tela de polipropileno, na correção de defeitos músculo-aponeuróticos em ratos, pode ser feita com êxito, usando-se fios absorvíveis, como a Poliglactina 910 (Vicryl[®]).

8. REFERÊNCIAS

1. da Silva AL. Plástica com o saco herniário na correção das hérnias incisionais. Hospital 1971;79:129-34.
2. Santora TA, Roslyn JJ. Incisional hernia. In: Rutkow IM, editor. Hernia Surgery - Surg Clin North Am: W. B. Saunders Co.; 1993. p. 593-608.
3. Israelsson LA. Wound Failure and Incisional Hernia: Mechanisms and Prevention. In: Greenburg AG, editor. Nyhus and Condon`s Hernia. fifth ed: Lippincott Williams and Wilkins; 2002. p. 327-40.
4. Montz FJ, Holschneider CH, Munro MG. Incisional hernia following laparoscopy: a survey of the American Association of Gynecologic Laparoscopists. Obstet Gynecol 1994;84(5):881-4.
5. Azurin DJ, Arroyo LR, Kirkland ML. Trocar site herniation following laparoscopic cholecistectomy and the significance of an incidental preexisting umbilical hernia. Am Surg 1995;61(8):718-20.
6. Rasslan S. Obstrução Intestinal. In: Rasslan S, editor. Afecções Cirúrgicas de Urgência. 2a ed: Robe Editorial; 1995. p. 121-38.
7. Salomão Paulo DN, da Silva AL. Repercussões respiratórias funcionais da hernioplastia incisional abdominal longitudinal. Rev Col Bras Cir 1994;22(1):33-41.

8. Bucknall TE, Cox PJ, Ellis H. Burst abdomen and incisional hernia: A prospective study of 1129 major laparotomies. *Br Med J* 1982;284:931-3.
9. Carlson MA, Condon RE, Ludwig KA. Ventral hernia and other complications of 1,000 midline incisions. *South Med J* 1995;88:450-9.
10. Kather Neto JM. Análise de 90 pacientes portadores de hérnia incisional operados pela técnica de Lázaro da Silva. *Rev Col Bras Cir* 1993;20(5):251-5.
11. Kather Neto JM. Hérnia Incisional. In: da Silva AL, editor. *Hérnias da Parede Abdominal*: Atheneu; 1997. p. 81-93.
12. Mudge M, Hughes LE. Incisional hernia: a 10 year prospective study of incidence and attitudes. *Br J Surg* 1985;72(1):70-5.
13. Hesselink VJ, Luijendijk RW, de Wilt JH, Heide R, Jeekel J. An evaluation of risk factors in incisional hernia recurrence. *Surg Gynecol Obstet* 1993;176(3):228-34.
14. Usher FC. Hernia repair with Marlex mesh. *Arch Surg* 1962;84:325-8.
15. George CD, Ellis H. The results of incisional hernia repair: a twelve year review. *Ann R Coll Surg Engl* 1986;68(4):185-7.
16. Langer S, Christiansen J. Long-term results after incisional hernia repair. *Acta Chir Scand* 1985;151(3):217-9.

17. Usher FC. The repair of incisional and inguinal hernias. *Surg Gynecol Obstet* 1970;131:525-30.
18. Amid PK. Classification of biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery. *Hernia* 1997;1:15-21.
19. Falci F. Reparação da hérnia incisional com prótese de Marlex. *J. Bras. Med* 1969;17:15-20.
20. Lichtenstein IL, Shulman AG, Amid PK, Montllor MM. The tension-free hernioplasty. *Am J Surg* 1989;157(2):188-93.
21. Stoppa RE. The treatment of complicated groin and incisional hernias. *World J Surg* 1989;13(5):545-54.
22. Abrahamson J. Hernias. In: Ellis H, editor. *Maingot's Abdominal Operations*. tenth ed: Appleton and Lange; 1997. p. 548-80.
23. Condon RE. Ventral Abdominal Hernia. In: Fischer JD, editor. *Mastery of Surgery*. thirth ed: Little,Brown and Company; 1997. p. 1877-81.
24. Skandalakis LJ. Incisional hernias. In: Skandalakis JE, editor. *Modern Hernia Repair - The embryological and anatomical basis of surgery: The Parthenon Publishing Group*; 1996. p. 1010-23.

25. Birolini C, Mazzucchi E, Utiyama EM, Nahas W, Rodrigues Jr. AJ, Arap S, et al. Prosthetic repair of incisional hernia in kidney transplant patients. A technique with onlay polypropylene mesh. *Hernia* 2001;5(1):31-5.
26. Read RC. Ventral Herniation in Adults. In: Dempsey DT, editor. *Shackelford's - Surgery of the Alimentary Tract*. fifth ed: W.B. Saunders Company; 2002. p. 159-64.
27. Birolini C, Utiyama EM, Rodrigues Jr. AJ, Birolini D. Elective colonic operation and prosthetic repair of incisional hernia: does contamination contraindicate abdominal wall prosthesis use? *J Am Coll Surg* 2000;191(4):366-72.
28. Gislason H, Gronbech JE, Soreide O. Burst abdomen and incisional hernia after major gastrointestinal operations - comparison of three closure techniques. *Eur J Surg* 1995;161(5):349-54.
29. Lamont PM, Ellis H. Incisional hernia in re-opened abdominal incisions: an overlooked risk factor. *Br J Surg* 1988;75:374-76.
30. Sugerman HJ, Kellum JM, Jr., Reines HD, DeMaria EJ, Newsome HH, Lowry JW. Greater risk of incisional hernia with morbidly obese than steroid-dependent patients and low recurrence with prefascial polypropylene mesh. *Am J Surg* 1996;171(1):80-4.
31. Israelsson LA, Jonsson T. Overweight and healing of midline incisions: the importance of suture technique. *Eur J Surg* 1997;163:175-80.

32. Manninen MJ, Lavonius M, Perhoniemi VJ. Results of incisional hernia repair. A retrospective study of 172 unselected hernioplasties. *Eur J Surg* 1991;157(1):29-31.
33. Pollock AV, Evans M. Early prediction of late incisional hernias. *Br J Surg* 1989;76(9):953-4.
34. Blomsted B, Welin-Berger T. Incisional hernias. *Acta Chir Scand* 1972;138:275-8.
35. Riou JA, Cohen J, Johnson H. Factors influencing wound dehiscence. *Am J Surg* 1992;163:324-30.
36. Smith M, Enquist IF. A quantitative study of the impairing healing resulting from infection. *Surg Gynecol Obstet* 1967;125:965-73.
37. Tenorio A, Jidrak K, Weiner M, Bella E, Enquist IF. Accelerated healing in infected wound. *Surg Gynecol Obstet* 1976;142:537-43.
38. Hogstrom H, Haglund U, Zederfeldt B. Tension leads to increase neutrophil accumulation and decrease laparotomy wound strength. *Surgery* 1990;107:215-9.
39. Read RC, Yoder G. Recent trends in the management of incisional herniation. *Arch Surg* 1989;124(4):485-8.
40. Ellis H, Bucknall TE, Cox PJ. Abdominal incisions and their closure. *Curr Probl Surg* 1985;22(4):1-51.

41. Ellis H, Coleridge-Smith PD, Joyce AD. Abdominal incisions - vertical or transverse? *Postgrad Med J* 1984;60(704):407-10.
42. Goligher JC, Irvin TT, Johnston D. A controlled clinical trial of three methods of closure of laparotomy wounds. *Br J Surg* 1975;62:823-31.
43. Guillou PJ, Hall T, Donaldson DR. Vertical abdominal incisions - a choice? *Br J Surg* 1980;67:395-9.
44. Cleveland RD, Zitsch RP, Lauis HL. Incisional closure in morbid obese patients. *Am J Surg* 1989;55:61-3.
45. Lehman Jr JA, Cross FS, Partington PF. Prevention of abdominal wound disruption. *Surg Gynecol Obstet* 1968;126:1235-41.
46. Tera H, Aberg C. Tissue strength of structures involved in musculoaponeurotic layer sutures in laparotomy incisions. *Acta Chir Scand* 1976;142:349-55.
47. Douglas DM. The healing of aponeurotic incisions. *Br J Surg* 1952;40:79-84.
48. Krukowski ZH, Matheson NA. 'Button hole' incisional hernia: a late complication of abdominal wound closure with continuous non-absorbable sutures. *Br J Surg* 1987;74(9):824-5.

49. Poole GV. Mechanical factors in abdominal wound closure :the prevention of fascia deiscence. *Surgery* 1985;97:631-9.
50. Richards PC, Balch CM, Aldrete JS. Abdominal wound closure. *Ann Surg* 1983;197:238-42.
51. Gallup DG, Talledo OE, King LA. Primary mass closure of midline incisions with a continuous running monofilament suture in ginecologic patients. *Obstet Gynecol* 1989;73:675-7.
52. Knigth CD, Griffen FD. Abdominal wound closure with a continuous monofilament polypropilene suture. *Arch Surg* 1983;118:1305-8.
53. Archie Jr JP, Feldman RW. Primary wound closure with permanent continuous running monofilament sutures. *Surg Gynecol Obstet* 1981;153:721-2.
54. Lewis RT, Wiegand FM. Natural history of vertical abdominal parietal closure: prolene versus dexon. *Can J Surg* 1989;32:196-200.
55. Craigh PH, Williams JA, Davis KW. A biologic comparison of polyglactin 910 and polyglycolic acid synthetic absorbable sutures. *Surg Gynecol Obstet* 1975;141:1-10.
56. Howes EL, Sooy JW, Harvey SC. The healing of wounds as determined by their tensile strenght. *JAMA* 1929;92:42-5.

57. Adamsons RF, Kahan SA. The rate of healing of incised wounds of different tissues in rabbits. *Surg Gynecol Obstet* 1970;130:837-40.
58. Nelson CA, Dennis C. Wound healing: Technical factors in the gain of strength in sutured abdominal wall wounds in rabbits. *Surg Gynecol Obstet* 1951;93:461-5.
59. Carlson MA. Acute Wound Failure. In: Barbul A, editor. *Wound Healing - Surgical Clinics of North America*; 1997. p. 607-36.
60. Mittelstaedt WEM, Andrade ACH, Fontes W, Festa W. Hérnias incisionais: revisão de 228 casos operados no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de São Paulo. *Rev Paul Med* 1986;104(3):117-27.
61. Amid PK, Shulman AG, Lichtenstein IL. A simple stapling technique for prosthetic repair of massive incisional hernias. *Am Surg* 1994;60(12):934-7.
62. Adamsons RJ, Musco F, Enquist IF. The chemical dimensions of a healing incision. *Surg Gynecol Obstet* 1966;123:515-8.
63. Hogstrom H, Haglund U, Zederfeldt B. Suture technique and early breaking strength of intestinal anastomoses and laparotomy wounds. *Acta Chir Scand* 1985;151:441-4.
64. Bucknall TE, Ellis H. Abdominal wound closure - a comparison of monofilament nylon and polyglycolic acid. *Surgery* 1981;89:672-7.

65. Cameron AEP, Gray RCF, Talbot RW. Abdominal wound closure: A trial of Prolene and Dexon. *Br J Surg* 1980;67:487-90.
66. Carlson MA, Condon RE. Polyglyconate (Maxon) versus nylon suture in midline abdominal incision closure: A prospective randomized trial. *Am Surg* 1995;61:980-4.
67. Krukowski ZH, Cusik EL, Engeset J. Polydioxanone or polypropylene for closure of midline abdominal incisions: A prospective comparative clinical trial. *Br J Surg* 1987;74:828-31.
68. Wissing J, van Vroonhoven TJMV, Schattenkerk ME. Fascia closure after midline laparotomy: results of a randomized trial. *Br J Surg* 1987;74:738-42.
69. Van Winkle Jr W. Considerations in the choice of suture material for various tissues. *Surg Gynecol Obstet* 1972;135:113-26.
70. Nilsson T. The relative importance of Vicryl and Prolene sutures to the strength of healing abdominal wounds. *Acta Chir Scand* 1981;147(7):503-7.
71. Lichtenstein IL, Herzikoff S, Shore JM, Jiron MW, Stuart S, Mizuno L. The dynamics of wound healing. *Surg Gynecol Obstet* 1970;130(4):685-90.
72. Reiter D. Methods and materials for wound closure. *Otolaryngol Cl North Am* 1995;28:1069-80.

73. Foresman PA, Edlich RF, Rodeheaver GT. The effect of new monofilament absorbable sutures on the healing of musculoaponeurotic incisions, gastrotomies and colonic anastomoses. *Arch Surg* 1989;124:708-10.
74. Rodeheaver GT, Thacker JG, Edlich RF. Mechanical performance of polyglycolic acid and polyglactin 910 synthetic absorbable sutures. *Surg Gynecol Obstet* 1981;153(6):835-41.
75. Andreollo NA, Brandalise NA, Fagundes JJ, Mantovani M, Leonardi LS. Hérnias incisionais: avaliação do tratamento cirúrgico. *Rev Paul Med* 1984;102:23-7.
76. Urschel JD, Scott PG, Williams HT. Etiology of late developing incisional hernias - the possible role of mechanical stress. *Med Hypotheses* 1988;25(1):31-4.
77. Drye JC. Intraperitoneal pressure in the human. *Surg Gynecol Obstet* 1948;67:472-5.
78. Franz MG, Kuhn MA, Nguyen K, Wang X, Ko F, Wright TE, et al. Transforming growth factor beta(2) lowers the incidence of incisional hernias. *J Surg Res* 2001;97(2):109-16.
79. de Souza Filho ZA, Greca FH. Ferimentos das Partes Moles e Cicatrização. In: Goffi FS, editor. *Técnica Cirúrgica - Bases Anatômicas, Fisiopatológicas e Técnicas da Cirurgia*. 4a ed: Atheneu; 1996. p. 126-34.

80. Browder W, Williams D, Lucore P, Pretus H, Jones E, McNamee R. Effect of enhanced macrophage function on early wound healing. *Surgery* 1988;104(2):224-30.
81. Leibovich SJ, Ross R. The role of the macrophage in wound repair. *Am J Pathol* 1975;78(1):71-88.
82. Snyder CC. On the history of the suture. *Plast Reconstr Surg* 1976;100:401-5.
83. Medeiros AC. Fios de sutura. In: Margarido NF, editor. *Aspectos Técnicos em Cirurgia*: Atheneu; 1999. p. 113-21.
84. Trimbos JB, Niggebruge A, Trimbos R, van Rijssel EJ. Knotting abilities of a new absorbable monofilament suture: poliglecaprone 25 (Monocryl). *Eur J Surg* 1995;161:319-22.
85. Guyuron B, Vaughan C. Comparison of polydioxanona and polyglactin 910 in intradermal repair. *Plast Reconstr Surg* 1996;98:817-20.
86. Conn J, Jr., Oyasu R, Welsh M, Beal JM. Vicryl (polyglactin 910) synthetic absorbable sutures. *Am J Surg* 1974;128(1):19-23.
87. Wainstein M, Andeson J, Eoder JS. Comparison of effects of suture materials on wound healing in a rabbit pyeloplasty model. *Urology* 1997;49:261-4.

88. Uff CR, Scott AD, Pockley AG, Phillips RK. Influence of soluble suture factors on in vitro macrophage function. *Biomaterials* 1995;16:355-60.
89. Wantz GE. Complications of synthetic prostheses in hernia surgery. *Probl Gen Surg* 1995;12:79-83.
90. Berliner SD. Biomaterials in hernia surgery. *Probl Gen Surg* 1995;12:69-74.
91. Usher FC, Ochsner J, Tuttle Jr. LLD. Use of Marlex mesh in the repair of incisional hernias. *Am J Surg* 1958;24:969-72.
92. Usher FC. A new plastic prosthesis for repairing defects of the chest and abdominal wall. *Am J Surg* 1959;97:629-33.
93. Usher FC, Cogan JE, Lowry TI. A new technique for the repair of inguinal and incisional hernias. *Arch Surg* 1960;81:847-54.
94. Adler RH. An evaluation of surgical mesh in the repair of hernias and tissue defects. *Arch Surg* 1962;85:156-9.
95. Law NW, Ellis H. A comparison of polypropylene mesh and expanded polytetrafluoroethylene patch for the repair of contaminated abdominal wall defects - an experimental study. *Surgery* 1991;109(5):652-5.

96. Jenkins SD, Klamer TW, Parteka JJ, Condon RE. A comparison of prosthetic materials used to repair abdominal wall defects. *Surgery* 1983;94(2):392-8.
97. Kaufman Z, Engelberg M, Zager M. Fecal fistula: a late complication of Marlex mesh repair. *Dis Colon Rectum* 1981;24(7):543-4.
98. Taylor SG, O'Dwyer PJ. Chronic groin sepsis following tension-free inguinal hernioplasty. *Br J Surg* 1999;86:562-5.
99. DeGuzman LJ, Nyhus LM, Yared G, Schlesinger PK. Colocutaneous fistula formation following polypropylene mesh placement for repair of a ventral hernia: diagnosis by colonoscopy. *Endoscopy* 1995;27(6):459-61.
100. Voyles CR, Richardson JD, Bland KI, Tobin GR, Flint LM, Polk Jr HC. Emergency abdominal wall reconstruction with polypropylene mesh: short-term benefits versus long-term complications. *Ann Surg* 1981;194(2):219-23.
101. Jones JW, Jurkovich GH. Polypropylene mesh closure of infected abdominal wounds. *Am Surg* 1989;55:73-6.
102. Chew DK, Choi LH, Rogers AM. Enterocutaneous fistula 14 years after prosthetic mesh repair of a ventral incisional hernia: a life-long risk? *Surgery* 2000;127(3):352-3.
103. Leber GE, Garb JL, Alexander AI, Reed WP. Long-term complications associated with prosthetic repair of incisional hernias. *Arch Surg* 1998;133(4):378-82.

104. Morris-Stiff GJ, Hughts LE. The outcomes of nonabsorbable mesh placed within the abdominal cavity: literature review and clinical experience. *J Am Coll Surg* 1998;186:352-67.
105. Canadian Council on Animal Care - Guide to the Care and Use of Experimental Animals. Ottawa; 1984.
106. C.O.B.E.A.(Colegio Brasileiro de Experimentação Animal) - Princípios éticos na experimentação animal. Congresso do Colégio Brasileiro de Experimentação Animal 1991.
107. Manual para Técnicos em Bioterismo do Colégio Brasileiro de Experimentação Animal. 2a ed; 1996.
108. Montes GS, Junqueira LCU. The use of the picosirius-polarization method for the study of biopathology of collagen. *Mem Inst Oswaldo Cruz* 1991;86:1-11.
109. Postlethwait RW, Willigan DA, Ulin AW. Human tissue reaction to sutures. *Ann Surg* 1975;181:144-50.
110. Aydos RD, Silveira IS, Magalhães AM, Goldenberg S. Um modelo de Hérnia Incisional em Coelhos. *Acta Cir Bras* 1997;12(3):189-92.
111. Carvalho ZM, Fagundes DJ, Rodrigues OR, Schmidt Jr. A. Incisional Hernia: an experimental model in rabbits. *Acta Cir Bras* 2001;16(2):124-9.

112. Cataldo MLS, da Silva AL, Guerra AJ. Emprego do Saco Herniário na Correção Cirúrgica das Hérnias Incisionais Longitudinais - Aspectos Experimentais no cão. Col Bras Cir 1981;8:167-70.
113. Johnson-Nurse C, Jenkins DH. The use of flexible carbon fibre in the repair of experimental large abdominal incisional hernias. Br J Surg 1980;67(2):135-7.
114. Reith HB, Dittrich H, Kozuschek W. [Morphology and biological integration of autodermoplasties in large incisional hernias. Results of an experimental study]. J Chir (Paris) 1995;132(5):229-36.
115. Franke A, Reding R, Tessmann D. Electrostimulation of healing abdominal incisional hernias by low frequency, bipolar, symmetrical rectangular pulses. An experimental study. Acta Chir Scand 1990;156(10):701-5.
116. Tsui S, Ellis H. Healing of abdominal incisional hernia in infant rats. Br J Surg 1991;78(8):927-9.
117. Mazzini DL, Mantovani M. Fechamento da Parede Abdominal com afastamento parcial das bordas da aponeurose utilizando sobreposição com telas de Vicryl ou Marlex em ratos. Acta Cir Bras 1999;14(1):1-13.
118. Wolman M. Polarized light microscopy as a tool of diagnostic pathology. A review. J Histochem 1975;23:21-50.

119. Junqueira LCU, Bignolas G, Brentani RR. Picrosirius staining plus polarization microscopy. A sensitive and specific method for collagen detection in tissue sections. *Histochem.J.* 1978;11:447-55.
120. Pickering JG, Boughner DR. Quantitative assessment of the age of fibrotic lesions using polarized light microscopy and digital image analysis. *Am J Pathol* 1991;138(5):1225-31.
121. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences.* 2nd ed. New Jersey; 1988.
122. Inoué S. Video image processing greatly enhances contrast, quality and speed in polarization - based microscopy. *J. Cell.Biol* 1981;89:343-56.
123. Sher W, Pollack D. Repair of abdominal wall defects - Goretex versus Marlex grafts. *Am Surg* 1980;46:618-21.
124. Walker AP, Henderson J, Condon RE. Double-layer prostheses for repair of abdominal wall defects in a rabbit model. *J Surg Res* 1993;55(1):32-7.
125. Cumberland VH. A preliminary report on the use of prefabricated nylon weave in the repair of ventral hernia. *Med J Aust* 1952;1:143-5.
126. Scales JT. Discussion on metals and synthetic materials in relation to soft tissues and tissue reaction to synthetic materials. *Proc R Soc Med* 1953;46:647-52.

RESUMO

O objetivo deste estudo é comparar a fixação da tela de polipropileno na correção de defeitos músculo-aponeuróticos da parede abdominal com fio absorvível (poliglactina 910-Vicryl[®]) e fio inabsorvível (polipropileno-Prolene[®]). Oitenta e um ratos machos da linhagem Wistar, pesando de 180 a 220g, foram submetidos a ressecção longitudinal de um segmento músculo-aponeurótico e peritoneal (3x2 cm) da parede abdominal, seguida por reforço com tela de polipropileno, em forma de ponte sobre a aponeurose. Foram distribuídos em dois grupos de acordo com o fio usado para fixação da tela: grupo Vicryl[®] - fixada com 8 pontos separados e equidistantes em forma de “U” com fio poliglactina 910 4-0; e grupo Prolene[®] - fixada com fio polipropileno 4-0. A pele foi suturada com fio mononylon[®] 4-0. Após 90 dias, os animais foram submetidos à eutanásia e avaliados macroscopicamente, quanto à presença de hérnia e avaliação histológica da reação inflamatória crônica, absorção do fio e percentagem de fibrose pela técnica vídeo-morfométrica assistida por computador. Utilizaram-se as técnicas de coloração de hematoxilina–eosina e picrossírius. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos, quanto à presença de hérnia incisional ($p=0,194$). Constatou-se que houve maior fibrose no grupo Prolene pela avaliação histológica de reação inflamatória crônica, o que não foi verificado quando avaliado pela técnica vídeo-morfométrica ($p=0,0005$). Em relação à reação inflamatória crônica, não houve diferença entre os grupos quando avaliados os gigantócitos, linfócitos e neutrófilos. Houve maior número de macrófagos no grupo Prolene[®] ($p=0,02$). Não houve absorção do Vicryl[®] após 90 dias. Conclui-se que a fixação de tela de polipropileno pode ser feita com êxito com fios absorvíveis como a poliglactina 910 (Vicryl[®]).

SUMMARY

The aim of this study is to assess fixation of a polypropylene mesh in the repair of incisional hernias comparing an absorbable (polyglactin 910) suture and an inabsorbable (polypropylene) one. Eighty-one male rats of the Wistar breed, weighing from 180g to 220g, were submitted to a longitudinally resection of a musculoaponeurotic and peritoneal segment (3x2 cm) of the abdominal wall. Reconstruction was performed by reinforcement with Marlex[®] mesh, overlaid on the aponeurosis. They were distributed in two groups according to the thread used for mesh fixation as follows: (1) Vicryl[®] group, fixed with 8 stitches 4.0 Polyglactin 910 suture; and (2) Prolene[®] group, fixed with 4.0 polypropylene suture. The skin suture was performed with 4.0 mononylon[®] continuous stitches. After 90 days, animals were sacrificed and submitted to macroscopic evaluation for the presence of hernias. Histologic samples were stained for Hematoxylin-Eosine and Sirius-Red and were assessed for signs of cicatrization such as chronic inflammatory reaction, fibrosis, suture absorption and percentage of fibrosis by computer-assisted video morphometric technic. There was no significant difference between the groups studied in relation to hernia formation ($p=0,194$). The histologic study showed significant increase of fibrotic reaction in the Prolene[®] group ($p=0,0005$), but this finding was not confirmed in the video-morphometric evaluation. Considering chronic inflammatory reaction, there was no difference between groups in relation to giant cells, lymphocytes and neutrophils. However, in the Prolene[®] group, macrophages were significantly increased ($p=0,02$). Polyglactin 910 has not been absorbed 90 days after the procedure. The results of this study suggest that the fixation of polypropylene mesh is effective using absorbable sutures in the repair of ventral (incisional) hernias.

ANEXO I

PROTOCOLO

1. Identificação: _____

2. Microscopia Óptica (HE + Picrossírius):

2.1. Resposta Inflamatória:

- infiltrado de neutrófilos: ausente presente

- infiltrado de macrófagos:

ausente 0

leve 0

moderado 0

intenso 0

- infiltrado de gigantócitos: ausente leve (1-2) moderado (3-5) intenso (+5)

- infiltrado de linfócitos: ausente leve (1-2) moderado (3-5) intenso (+5)

2.2. Fibrose

ausente 0

leve 0

moderada 0

intensa 0

3. Fio

absorvido

não absorvido

ANEXO II

		Prolene®	Vicryl®
Neutrófilos	ausente	38	35
	presente	3	5
	total	41	40
Macrófagos	ausente	0	0
	leve	23	33
	moderado	13	7
	intenso	5	0
	total	41	40
Gigantócitos	ausente	2	1
	leve	36	38
	moderado	3	1
	intenso	0	0
	total	41	40
Linfócitos	ausente	0	0
	leve	39	40
	moderado	2	0
	intenso	0	0
	total	41	40
Fibrose	ausente	0	0
	leve	14	30
	moderada	27	10
	intensa	0	0
	total	41	40
Fio	absorvido	0	0
	não absorvido	41	40
	total	41	40

ANEXO III

	Vicryl®		Prolene®		
	Peso (g)	% Fibrose		Peso (g)	% Fibrose
RV 1	460	14,8	RP 1	407	12,6
RV 2	504	24,6	RP 2	412	12,8
RV 3	501	9,9	RP 3	360	9,6
RV 4	440	8,5	RP 4	450	16,2
RV 5	546	16,9	RP 5	420	17,6
RV 6	493	12,8	RP 6	464	14,4
RV 7	520	22,3	RP 7	410	11,0
RV 8	445	17,6	RP 8	416	8,4
RV 9	410	28,8	RP 9	413	18,2
RV 10	426	16,5	RP 10	408	12,3
RV 11	510	18,6	RP 11	468	16,9
RV 12	426	17,2	RP 12	421	18,1
RV 13	437	15,9	RP 13	410	12,3
RV 14	415	22,6	RP 14	404	21,2
RV 15	489	27,2	RP 15	440	25,6
RV 16	430	12,2	RP 16	400	9,8
RV 17	515	23,8	RP 17	390	22,6
RV 18	434	11,9	RP 18	409	23,5
RV 19	418	24,2	RP 19	464	32,5
RV 20	449	22,8	RP 20	360	19,5
RV 21	426	20,9	RP 21	455	16,8
RV 22	404	23,8	RP 22	324	14,5
RV 23	434	22,8	RP 23	404	9,2
RV 24	475	20,2	RP 24	379	20,1
RV 25	343	17,3	RP 25	403	19,8
RV 26	424	15,2	RP 26	493	16,6
RV 27	372	12,6	RP 27	413	21,6
RV 28	400	20,3	RP 28	499	25,3
RV 29	430	25,8	RP 29	369	18,3
RV 30	420	11,5	RP 30	487	19,8
RV 31	475	14,8	RP 31	496	22,6
RV 32	419	10,2	RP 32	488	21,3
RV 33	351	17,5	RP 33	499	12,5
RV 34	378	10,2	RP 34	496	10,5
RV 35	408	9,8	RP 35	411	16,4
RV 36	419	5,5	RP 36	325	18,6
RV 37	443	17,8	RP 37	409	21,9
RV 38	469	28,2	RP 38	412	17,6
RV 39	403	12,8	RP 39	469	16,5
RV 40	406	13,5	RP 40	530	12,8
			RP 41	320	10,7