



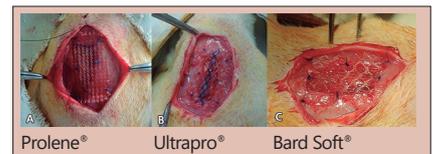
# DENTRE AS TELAS PROLENE<sup>®</sup>, ULTRAPRO<sup>®</sup> E BARD SOFT<sup>®</sup> QUAL APRESENTA MELHOR DESEMPENHO NO REPARO DA PAREDE ABDOMINAL?

*Between Prolene<sup>®</sup>, Ultrapro<sup>®</sup> and Bard Soft<sup>®</sup> meshes which presents the best performance in the repair of the abdominal wall?*

Carlos Alberto Lima **UTRABO**<sup>1</sup>\*, Nicolau Gregori **CZECZKO**<sup>2</sup>\*, Cesar Roberto **BUSATO**<sup>1</sup>\*, Mário Rodrigues **MONTEMÓR-NETTO**<sup>2</sup>\*, Leandro **LIPINSKI**<sup>2</sup>\*, Osvaldo **MALAFIA**<sup>2</sup>\*

**RESUMO – Racional:** Na definição da tela a ser utilizada na correção das hérnias deve-se considerar a porosidade, quantidade de material absorvível e polipropileno ou inabsorvível nas diversas fases da cicatrização. **Objetivo:** Avaliar a reação inflamatória das telas macro e microporosas de alta e baixa gramatura no reparo de defeito da parede abdominal de ratos. **Método:** Foram utilizados 90 ratos da raça Wistar (*Rattus norvegicus albinus*). Os animais foram submetidos a procedimentos cirúrgicos semelhantes, com lesão da parede abdominal ventral, mantendo a integridade do peritônio parietal e correção utilizando as telas Prolene<sup>®</sup>, Ultrapro<sup>®</sup> e Bard Soft<sup>®</sup>. Realizou-se a eutanásia aos 30, 60 e 120 dias de pós-operatório. Os segmentos da parede abdominal foram submetidos à análise histológica com H&E, tricômio de Masson, imunoistoquímica, picrossirius red e análise tensiométrica. **Resultado:** No 120<sup>o</sup> dia a análise tensiométrica mostrou superioridade da tela microporosa Ultrapro<sup>®</sup>. O escore do processo inflamatório demonstrou prevalência significativa de processo subagudo no início e no final do estudo. As telas microporosas mostraram encapsulamento em bloco e as microporosas encapsulamento predominantemente filamentar. **Conclusão:** A tela Ultrapro<sup>®</sup> mostrou melhor desempenho em relação às demais na cicatrização da parede abdominal.

**DESCRIPTORIOS:** Tela de polipropileno. Hérnia abdominal. Imunoistoquímica. Colágeno.



## Mensagem central

A quantidade de polipropileno é o fator mais importante na estrutura de uma tela na correção de hérnias incisionais ou inguinais. A Ultrapro<sup>®</sup>, com poro entre 3 e 4 mm<sup>2</sup>, após absorção do poliglicaprone, mantém metade do peso inicial com menor reação inflamatória e boa incorporação no tecido reparado, mostrando ter melhor desempenho em relação às demais na cicatrização da parede abdominal.

**ABSTRACT - Background:** In the definition of the mesh to be used to correct hernias, porosity, amount of absorbable material and polypropylene should be considered in the different stages of healing process. **Aim:** To evaluate the inflammatory reaction in the use of macro and microporous meshes of high and low weight in the repair of defects in the abdominal wall of rats. **Methods:** Ninety Wistar rats (*Rattus norvegicus albinus*) were used. The animals were submitted to similar surgical procedures, with lesion of the ventral abdominal wall, maintaining the integrity of the parietal peritoneum and correction using the studied meshes (Prolene<sup>®</sup>, Ultrapro<sup>®</sup> and Bard Soft<sup>®</sup>). Euthanasia was performed at 30, 60 and 120 days after surgery. The abdominal wall segments were submitted to histological analysis using H&E, Masson's trichrome, immunohistochemistry, picrossirius red and tensiometric evaluation. **Results:** On the 120<sup>th</sup> day, the tensiometric analysis was superior with Ultrapro<sup>®</sup> microporous mesh. The inflammatory process score showed a significant prevalence of subacute process at the beginning and at the end of the study. Microporous meshes showed block encapsulation and in microporous predominance of filamentous encapsulation. **Conclusion:** The Ultrapro<sup>®</sup> mesh showed better performance than the others in healing process of the abdominal wall.

**HEADINGS:** Polypropylene mesh. Abdominal hernia. Immunohistochemistry. Collagen.

## Perspectiva

O desenvolvimento de telas com menor quantidade de polipropileno para manutenção estrutural do tecido reparado, com porosidade adequada, incorporação mais fisiológica do material utilizado e consequente redução do processo inflamatório, faz aumentar a maleabilidade do tecido corrigido reduzindo a dor local. A tela Ultrapro<sup>®</sup> apresentou melhor resultado na correção de hérnia incisional do que a Bard Soft<sup>®</sup> e Prolene<sup>®</sup>.

## INTRODUÇÃO

O procedimento padrão na correção cirúrgica de hérnias incisionais é aquele utilizando telas. O material mais aplicado é o polipropileno que provoca rápida resposta inflamatória aguda seguida de reação crônica de corpo estranho persistente por meses e anos após o procedimento<sup>2</sup>.

Desde o primeiro uso da tela de polipropileno e a evolução para o método de Liechtenstein como método livre de tensão na hernioplastia, tornou-se comum o procedimento cirúrgico com o uso de milhões de telas implantadas a cada ano. A de polipropileno é a mais utilizada no reparo da parede abdominal, devido ao baixo custo, não ser biodegradável, e ter boa incorporação tecidual<sup>11</sup>.

Os parâmetros mais importantes para a seleção das telas são a matéria prima, parâmetros estruturais e mecânicos, os quais devem combinar com as condições fisiológicas. Os estruturais, especialmente a porosidade, são os mais importantes preditores do desempenho da biocompatibilidade das telas sintéticas. Aquelas com grandes poros exibem menos infiltrado inflamatório, tecido conjuntivo e pontes cicatriciais, os quais permitem crescimento de tecido mais maleável. Telas sintéticas, monofilamentares e com grandes poros, mostram vantagens<sup>27</sup>.

Uma vez implantada na parede do receptor, a incorporação com revestimento tecidual deveria imitar as propriedades biomecânicas da parede abdominal sadia. Estudos demonstraram que a permanência da tela de alto peso causa persistente reação inflamatória na interface tela-tecido por meses, e até anos após o implante<sup>7</sup>.

Para evitar exagerada reação de corpo estranho deve-se limitar a quantidade de polipropileno na tela ou utilização de material absorvível que proporciona resistência inicial e rapidamente é reabsorvida, diminuindo a inflamação local<sup>19</sup>.

A utilização das telas na reparação das hérnias induz a diversas complicações, como a parestesia, dor crônica, granuloma espermático, formação de fístula, e seroma em 30-50%. Os novos desenhos provocaram a classificação das telas como alto, médio e baixo peso, respectivamente de acordo com a densidade, valores acima de 80g/m<sup>2</sup>, entre 50-80g/m<sup>2</sup> ou abaixo de 50g/m<sup>2</sup>. Alguns autores definem como ultraleve o material com densidade abaixo de 35g/m<sup>2</sup>.

A incorporação dos biomateriais causa reação inflamatória de maior ou menor persistência durante toda a vida do implante. Está demonstrado em estudos anteriores que o tamanho do poro das telas cirúrgicas impacta na interface da formação da cicatriz, e o uso de tela com redução de material está acompanhado da atenuação da inflamação e da fibrose e com o decréscimo da proliferação de células apoptóticas. A tela de polipropileno mais comumente utilizada para o reparo da parede abdominal é a de polipropileno<sup>21</sup>.

Tentativas para reduzir a quantidade de corpo estranho têm sido voltadas para o desenho dos macroporos e para os componentes absorvíveis e inabsorvíveis das telas. O tamanho do poro é fator importante para novos desenhos, bem como o desenho dos filamentos e sua distribuição espacial<sup>10</sup>.

A tela mista de polipropileno/poliglicaprone representa um novo membro no grupo de telas de baixo peso com grandes poros. Essa tela é constituída de um monofilamento com baixo peso e poros grandes, com mais de 3 mm, de polipropileno, com a adição de um componente absorvível Monocryl® (polyglicaprone 25) que otimizam o implante aumentando a resistência da parede corrigida nas primeiras semanas após o reparo. Ele é totalmente absorvido sem o aumento da celularidade, processo inflamatório e reação fibrótica intensa entre 84 e 140 dias.

A tela parcialmente absorvível quando sofre absorção de parte de seus componentes reduz a quantidade de material estranho persistindo a cicatrização sem comprometer a resistência biomecânica da mesma<sup>16</sup>.

É de conhecimento que telas de polipropileno provocam precoce e persistente fibrose. A redução da fibrose é diretamente

proporcionada pela redução do seu peso. A formação das pontes de fibrose é inversamente proporcional ao tamanho dos poros<sup>17</sup>.

O aparecimento de novos materiais, com poros de área maior veio a melhorar os resultados, melhorando a elasticidade e reduzindo a fibrose local. A utilização de telas para a correção de hérnias vem sendo intensificada desde a década de 1950, após os estudos preliminares que mostraram a validade de se utilizar o polietileno na produção de telas. Já está comprovado o aumento de resistência da parede corrigida, porém a alta porosidade da tela de polipropileno induz intensa reação inflamatória, com formação de fibrose, que reduz a elasticidade da parede<sup>8</sup>.

Estudo de telas compostas por biomateriais de baixo peso, utilizando duas próteses não absorvíveis Parietene® e OptileneElastic®, e duas próteses parcialmente absorvíveis Vypro II® e Ultrapro®, observaram que a formação de aderências na superfície peritoneal das telas era significativamente menos extensas nas com componentes absorvíveis aos 90 dias pós-implante. As telas parcialmente absorvíveis mostravam maior proporção de macrófagos (devido aos vestígios de material absorvível em sua estrutura) do que as telas não absorvíveis aos 90 dias, embora as diferenças não fossem significativas. Aos 90 dias a tensão de ruptura era semelhante em todas as telas avaliadas. Concluiu-se que os achados sugerem que as telas de baixo peso com material parcialmente absorvível podem oferecer vantagens sobre as de baixo peso de material inabsorvível, uma vez que menos material estranho persiste no receptor possibilitando melhora na parede abdominal<sup>3</sup>.

Este estudo teve por objetivo avaliar a cicatrização de defeito produzido na parede abdominal ventral de ratos, comparando-se o reparo com as telas de polipropileno microporosa (Prolene®), polipropileno macroporosa (Bard Soft®) e polipropileno/poliglicaprone (Ultrapro®) e as reações microscópica e tensiométrica da parede abdominal no período de 30, 60 e 120 dias do pós-operatório.

## MÉTODO

O projeto de pesquisa foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética de Uso de Animais da Universidade Estadual de Ponta Grossa, Ponta Grossa, PR, Brasil, processo nº 037/2014. Foram utilizados 90 ratos da raça Wistar (*Rattus norvegicus albinus*), machos, adultos jovens, com três meses com peso variando de 280-300 g. Eles foram distribuídos em três grupos de 30 (G1, G2 e G3). Todos os grupos foram submetidos a procedimentos cirúrgicos semelhantes usando três tipos de telas: G1, tela monofilamentar de alta gramatura, inabsorvível, com microporos de dimensão aproximada de 0,9 mm<sup>2</sup> de polipropileno (Prolene®) peso estimado de 100g/m<sup>2</sup>; G2, tela monofilamentar de baixa densidade, parcialmente absorvível, com peso estimado de 28 g/m<sup>2</sup>, macroporos de dimensão entre 3-4 mm (Ultrapro®) constituída pela combinação de partes iguais de polipropileno e poliglicaprone; G3, tela monofilamentar de baixa densidade, inabsorvível, com peso estimado de 44 g/m<sup>2</sup> com macroporos de dimensão aproximada de 6,29 mm<sup>2</sup>, composta de polipropileno (Figura1).

Cada grupo foi dividido em três subgrupos de 10 ratos e avaliado aos 30, 60 e 120 dias de pós-operatório (Tabela 1).

**TABELA 1** - Animais por grupo, tela utilizada e período de observação

Grupos	Período	Subgrupos
G1 - Polipropileno microporoso	30 dias	G1 30
	60 dias	G1 60
	120 dias	G1 120
G2 - Polipropileno/poliglicaprone	30 dias	G2 30
	60 dias	G2 60
	120 dias	G2 120
G3 - Polipropileno macroporoso	30 dias	G3 30
	60 dias	G3 60
	120 dias	G3 120

### Telas cirúrgicas

Foram utilizados três tipos: Prolene®, Ultrapro® e Bard Soft® (Figura 1).

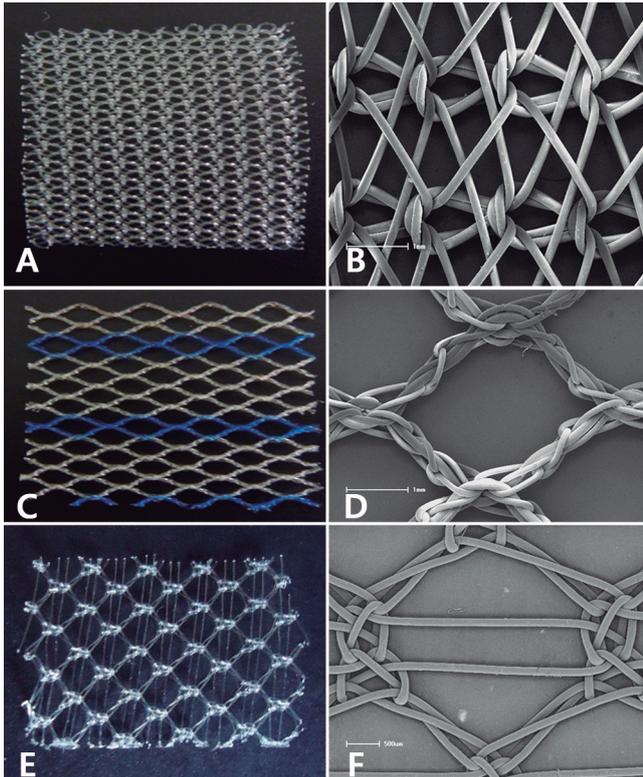


FIGURA 1 – Telas utilizadas: A) Prolene®; B) Prolene® (microscopia eletrônica de varredura); C) Ultrapro®; D) Ultrapro® (microscopia eletrônica de varredura); E) Bard Soft®; F) Bard Soft® (microscopia eletrônica de varredura)

Os ratos foram submetidos ao jejum pré-operatório de 12 h e anestesiados com aplicação de sulfato de atropina (0,05 mg/kg de peso) intraperitoneal, e após 10 min, a aplicação da mistura de cloridrato de xilazina 2% (10 mg/kg de peso corporal) e cloridrato de ketamina 10% (25 mg/kg de peso corporal), ou seja, foi administrado 0,2 ml/100 g de peso da solução, via intraperitoneal. Quando necessário repetiu-se metade da dose após 20-30 min. Foram submetidos à analgesia pós-operatória com paracetamol via oral na dose de 40 gotas para cada 500 ml de água ofertada nos primeiros dois dias. Eutanásia realizou-se no 30°, 60° e 120° dia pós-operatório, sendo realizada avaliação macroscópica da ferida operatória e da cavidade peritoneal.

### Procedimento cirúrgico

Foi produzido um defeito de 1x2 cm na parede abdominal preservando-se a integridade do peritônio parietal. A correção do defeito foi realizada com a utilização das telas com área de 1,5x2,5 cm fixadas na posição extraperitoneal, através de quatro pontos separados de fio Prolene® 5-0 fixando os ângulos na aponeurose da parede abdominal 0,5 cm da borda da lesão, e quatro pontos separados intercalados aos primeiros, fixando a tela nas bordas da lesão (Figura 2). A pele foi suturada com ponto intradérmico utilizando fio mononáilon 5-0.

### Manipulação pós-operatória

Fragmentos da parede foram divididos em um corte mediano originando um fragmento cranial e outro caudal. O segmento contendo tela e musculatura (cranial), sem a pele, foi submetido aos testes tensiométricos. Os fragmentos caudais foram mantidos em solução de formalina a 10% e utilizados para análise microscópica e os craniais colocados em frascos com solução salina isotônica e mantidos em frascos com gelo. Para a tensiometria utilizou-se tensiômetro modelo AG-1 (Shimadzu, Japão) com software

Trapezium 2, onde foram registrados os dados da área e espessura do tecido e os resultados obtidos. Os testes foram realizados em temperatura de 24° C. O aparelho foi calibrado para velocidade de 50 mm/min. Os resultados foram expressos em Newton (N). O fragmento cranial foi fixado no tensiômetro pelos tecidos musculares junto ao local da sutura.

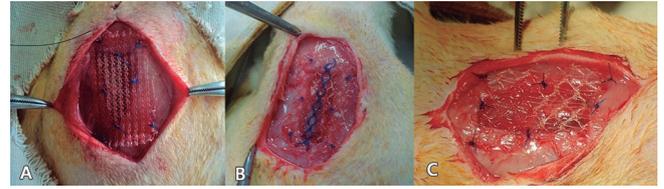


FIGURA 2 – Telas: A) Prolene®, B) Ultrapro® e C) Bard Soft®

### Análise microscópica

Foi utilizada coloração H&E para análise do processo inflamatório, picosirius red para os colágenos tipos I e III<sup>13</sup>. Para a análise quantitativa dos parâmetros inflamatórios utilizou-se a tabela de Vizzotto Junior<sup>25</sup>.

Na imunistoquímica utilizou-se o marcador anti-MMP9 antibody (EP 1254) ab76003 da ABCAN®. Foi utilizada a técnica TMA (tissue micro array) para a confecção do bloco a ser processado no micrótomo com inclusão das amostras coletadas pelo punch, representando os nove grupos, e posterior confecção da lâmina<sup>11</sup>.

### Análise estatística

As médias entre os resultados foram submetidas e aprovadas no teste de normalidade de KS (Kolmogorov e Smirnov), sugerindo testes de inferência paramétricos. A partir do teste ANOVA não pareado, foram encontradas evidências de diferenças significativas ao nível de 5% de probabilidade entre os tratamentos com relação à reação inflamatória e análise dos colágenos nas repetições, rejeitando a hipótese nula nestes pontos de observação.

## RESULTADOS

### Tensiometria

Observou-se aumento progressivo da resistência à tensão na tela Ultrapro®, destacando sua maior resistência em relação às outras duas, sendo que a tela Bard Soft® manteve nível de tensão de ruptura sem aumento significativo desde o início do teste. A tela que mostrou menor tensão de ruptura foi a microporosa de polipropileno (Figura 3)<sup>24</sup>.

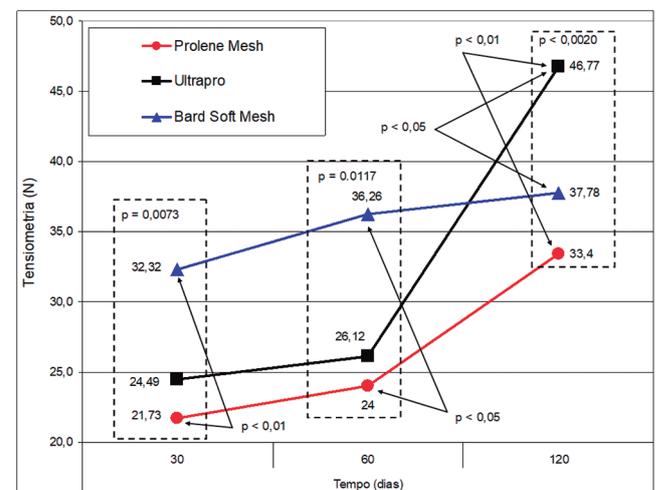


FIGURA 3 - Comparação entre os grupos em cada período com destaque para as diferenças significativas nas fases de testagem tensiométrica

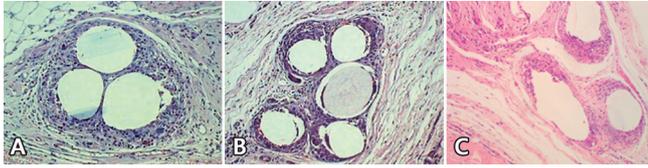
**Avaliação macroscópica**

Nenhum animal apresentou hematoma, infecção, fístula, deiscência da sutura, hérnia incisional, sendo que as bordas das feridas de fixação das telas estavam totalmente coaptados em todos os animais.

**Avaliação microscópica**

*Processo inflamatório*

Observou-se encapsulamento filamental nas telas macroporosas e em bloco na tela microporosa (Figura 4).

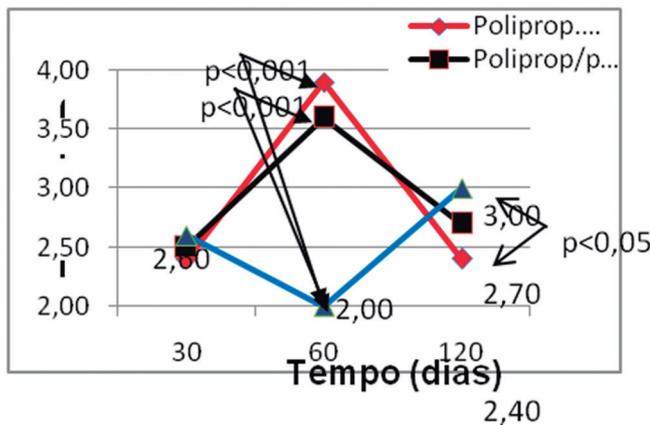


**FIGURA 4** – Resultados aos 30 dias: A) G1 30; B) G2 30; C) G330

As imagens A, B e C (Figura 4) mostram, respectivamente, encapsulamento em bloco na tela Prolene®, encapsulamento filamental na tela Ultrapro® e encapsulamento filamental na tela Bard Soft®.

Aos 30 dias o escore do processo inflamatório demonstrou processo inflamatório subagudo nos subgrupos G1 30, G2 30, e G3 30. Não houve diferença significativamente estatística entre os subgrupos.

Aos 60 dias os subgrupos G1 60 e G2 60 mostraram processo inflamatório em fase subaguda, sendo mais acentuado no subgrupo G3 120, quando comparado ao subgrupo G1 120 (p<0,05, Figura 5).

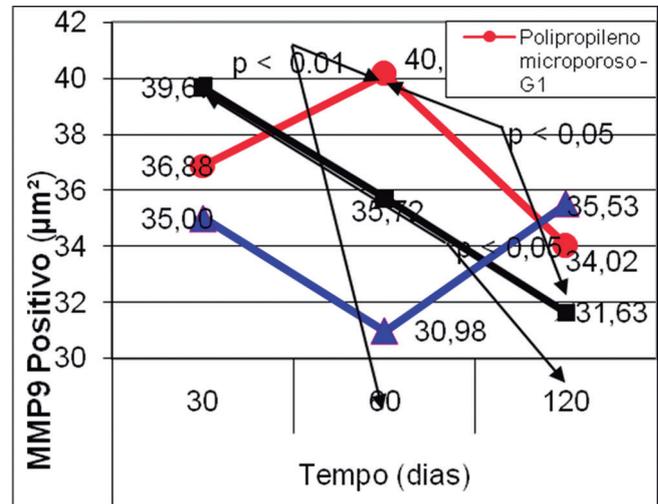


**FIGURA 5** - Comparação entre os grupos em cada período com destaque para as diferenças significativas nas fases do processo inflamatório

*Imunoistoquímica*

Na análise individual dos resultados da imunoistoquímica com o marcador MMP9, verificou-se que no G1 houve discreto aumento entre os 30 e 60 dias (sem diferença estatística significativa), com redução acentuada entre os 60 e 120 dias (p<0,05). No G2 a redução do marcador foi progressiva dos 30 aos 120 dias (p<0,05). O G3 apresentou redução do marcador entre 30 e 60 dias, com retorno aos níveis iniciais aos 120 dias, sem diferença estatística significativa entre os períodos.

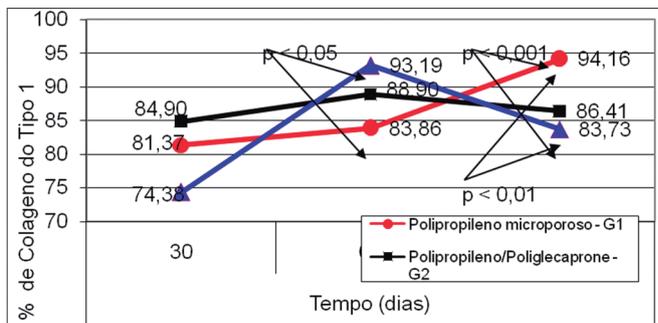
Na comparação entre os subgrupos G1 60 e G3 30 a presença do marcador foi mais acentuada no subgrupo G1 60 (p<0,01), onde o processo inflamatório foi mais acentuado (Figura 6).



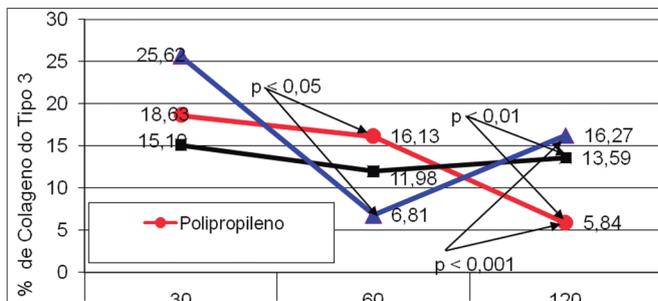
**FIGURA 6** - MMP9 comparação entre os grupos em cada período (30, 60 e 120 dias) destacando as diferenças significativas

*Picosirius red*

Foram analisados os colágenos tipos I e tipo III. Aos 30 dias na análise do tipo I não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Aos 60 dias o G1 apresentou menor quantidade de colágeno tipo I quando comparado ao G3 (p<0,05) enquanto aos 120 dias o G1 teve maior quantidade do colágeno tipo I relação aos grupos G2 e G3 (p<0,01, Figura 7). O G1 apresentou aumento significativo da quantidade do colágeno tipo I aos 120 dias em relação às duas primeiras observações de 30 e 60 dias. O G3 apresentou aumento significativo da quantidade de colágeno tipo I aos 60 dias em relação aos 30. Aos 60 dias G1 apresentou maior quantidade de colágeno tipo III em relação ao G3 (p<0,05). Aos 120 dias os grupos G2 e G3 apresentaram maior quantidade de colágeno tipo III em relação ao G1 (p<0,001). No mesmo período (120 dias) o G3 mostrou quantidade discretamente maior de colágeno tipo III quando comparado ao G2 (Figuras 7A e B).



**A**



**B**

**FIGURA 7** – Resultados no colágeno: A) tipo I significativos na comparação entre os grupos em cada período (30, 60 e 120 dias); B) tipo III significativos na comparação entre os grupos em cada período (30, 60 e 120 dias)

## DISCUSSÃO

### Telas cirúrgicas

A evolução das próteses de polipropileno revolucionou a cirurgia para correção de defeitos da parede abdominal. A criação da prótese de baixo peso, teoricamente induziu menor reação de corpo estranho, resultando na melhora da parede abdominal, com menor contração da tela e proporcionando melhor incorporação da tela na parede abdominal<sup>6,9,15</sup>.

Numerosas modificações nos desenhos das próteses têm sido investigadas para a redução das complicações relacionadas à cicatrização. Alteração da arquitetura da tela aumento da área do poro, tela de baixo peso são os mais importantes preditores do desempenho da biocompatibilidade das telas sintéticas. Telas com poros largos mostram menos infiltrado inflamatório, tecido conjuntivo e pontes de fibrose<sup>27</sup>.

As próteses foram escolhidas baseadas na ampla utilização do polipropileno na atualidade e considerando que existem poucos estudos comparando as telas de baixa e alta densidade utilizadas no espaço extraperitoneal no período acima dos 100 dias.

Greca et al.<sup>9</sup> mostraram na comparação das telas de polipropileno de baixo e alto peso para correção de defeito de parede abdominal de cães incluindo o peritônio, incidência de 20% de seroma em ambas as telas, 5% de infecção na de prolene de alto peso, deiscência em 9,1% nas telas de baixo peso e 4,6% nas de alto peso, e não houve incorporação da tela em 5% do grupo de alto peso. Neste estudo não houve ocorrência de hematoma, deiscência da sutura, hérnia incisional, infecção de parede, abscessos, fístulas ou seroma.

Na tensiometria verificou-se ruptura tecidual sempre fora da linha de sutura, resultado também obtido por Aydos et al.<sup>1</sup>, Pundek et al.<sup>20</sup> e Utrabo CAL<sup>23,24</sup>. Quando comparadas as telas do subgrupo G2 e G1 não se verificou diferença significativa, resultado coincidente com o trabalho Biondo-Simões et al.<sup>4</sup>

Já foi relatado que após o implante de tela de alto e baixo peso houve aumento significativo de colágeno tipo I na tela com poros maiores e de baixo peso<sup>6</sup>. Estudo similar avaliou a tela de polipropileno de alto peso com poros menores que 1 mm e a de baixo peso com poros maiores que 3 mm (Vypro®) com componente absorvível. A de poros largos integrou-se com deposição frouxa de fibrose intercalada com tecido gorduroso. Ao contrário, a com poros menores que 1 mm foi incorporada inteiramente com granulomas perifilamentares e tecido cicatricial, formando pontes entre os poros. Ficou comprovado que a grande distância entre os filamentos evita a formação dessas pontes.

O tamanho dos poros da tela tem importante influência na biocompatibilidade do corpo estranho após o implante.

Os resultados deste estudo mostraram que apesar de fixação da prótese com apenas quatro pontos separados na aponeurose e quatro intercalados fixando a prótese no bordo da lesão, a incorporação foi suficiente para evitar a deiscência da sutura. Os resultados deste estudo mostraram também que aos 120 dias existe maior resistência da parede corrigida com a prótese Ultrapro® que possui poros com diâmetro maior que 3 mm<sup>2</sup> e peso de aproximadamente 28 g/m<sup>2</sup>, em relação às próteses Prolene®, cujos poros são de diâmetro menor que 1 mm<sup>2</sup> e peso aproximado de 100 g/m<sup>2</sup> e Bard Soft®, com poro de aproximadamente 6,29 mm<sup>2</sup>, porém com peso aproximado de 44 g/m<sup>2</sup>. Esse aumento de resistência mostra-se mais elevado mesmo quando é feita a comparação da resistência do tecido com a implantação da prótese de Bard Soft® em 30 e em 60 dias, que possui poro com diâmetro maior que as demais telas do estudo confirmando os achados nos estudos de Greca et al.<sup>9</sup> e Pascual et al.<sup>18</sup>

Aydos et al.<sup>1</sup> realizando teste no tensiômetro apenas com as telas, verificou que elas apresentaram força de ruptura maior que no tecido da parede abdominal tratada com ela e que o teste no tecido sem a tela a tensão de ruptura foi menor que a no tecido receptor da tela.

Este estudo mostrou que utilizando prótese de baixo peso, parcialmente absorvível o resultado foi satisfatório considerando que a tensão para a ruptura da Ultrapro® no 30° dia tem valor semelhante à tensão de ruptura da Prolene®. A Bard Soft® mostrou maior resistência no 60° dia, apesar da menor quantidade de polipropileno na malha em relação ao subgrupo G3, tela microporosa. No 120° dia a parede corrigida com Ultrapro® demonstrou maior resistência em relação às demais.

Deve-se destacar que Ultrapro® e BardSoft® têm poros com diâmetro superior a 3 mm<sup>2</sup>, respectivamente 3 a 4 mm<sup>2</sup> e 6,29 mm<sup>2</sup>, porém o peso da Bard Soft® (44 g/m<sup>2</sup>) é superior ao das Ultrapro® (28g/m<sup>2</sup>).

Observa-se que a Bard Soft® apesar de ter poro com diâmetro superior ao da Ultrapro®, apresenta maior densidade em função do desenho da malha, como destacou Bellon<sup>2</sup>.

Este estudo demonstrou ainda que a resistência das telas foi adequada para corrigir o defeito da parede abdominal do rato e manter sua integridade. White et al.<sup>26</sup> descreveram que a completa incorporação da tela no tecido receptor é requisito importante para obter-se reparo sólido. O grau de infiltração do tecido receptor junto ao biomaterial depende do tamanho do poro à incorporação da prótese no tecido receptor que é proporcional ao grau de sua porosidade. A infiltração de fibrócitos e colágeno do tecido receptor na prótese com porosidade adequada ocorrem em aproximadamente um mês. A adequada incorporação exige poros com tamanho entre 75 e 100 µm. A tela com monofilamento de polipropileno, com poro maior que 100 µm produz completa infiltração do tecido receptor incorporando toda a prótese, como foi demonstrado neste estudo o que também foi apontado por outros autores<sup>6,14,18</sup>. Segundo relatos publicados ocorre maior encapsulamento nas telas de alta gramatura e consequente endurecimento da parede corrigida e melhor distribuição da fibrose entre os filamentos da prótese de baixo peso proporcionando melhor elasticidade e maleabilidade da parede corrigida.

## CONCLUSÕES

A tela Ultrapro® mostrou melhor desempenho em relação à Prolene® e Bard Soft® na cicatrização da parede abdominal.

## REFERÊNCIAS

1. Aydos RD, Silva IS, Goldenberg S, Goldenberg A, Simões M J, Takita LC, Nigro AJT. Estudo comparativo do efeito das telas de politetrafluoretileno expandido e de polipropileno, colocadas por laparoscopia, em hérnias ventrais produzidas em coelhos. *Acta Cir. Bras.* 1999; 14(2): 59-64.
2. Bellón JM. Implicaciones de los nuevos diseños protésicos de baja densidade em lamejora de la reparación de defectos herniarios. *Cirugía Española.* 2009;85(5): 268-273.
3. Bellón JM, Rodríguez M, García-Honduvilla N, Gomez-Gil V, Pascual G, Bujan J. Postimplant behavior of lightweight polypropylene meshes in an experimental model of abdominal hernia. *J Invest Surg.* Sep-Oct 2008; 21(5):280-7.
4. Biondo-Simões MLP, Moura PAP, Colla K, Tocchio AFZ, Morais CG, Miranda RA, Robes RR, Ioshii SO. Inflammatory reaction and tensile strength of the abdominal wall after an implant of polypropylene mesh and polypropylene/poliglicaprone mesh for abdominal wall defect treatment in rats. *Acta Cir. Bras.* 2016; 29(1): 45-51.
5. Braghetto, italo et al. hiatal hernia repair: prevention of mesh erosion and migration into the esophagogastric junction. *abcd, arq. bras. cir. dig.*, 2020, vol.33, no.1. issn 0102-6720
6. Cobb WS, Kercher WK, Heniford TB. The Argument for Lightweight Polypropylene Mesh in Hernia Repair. *Surgical Innovation.* March 2005; 12: T1-T7.
7. Cordero, A, Hernández-Gascón, B, Pascual, G. et al. Biaxial Mechanical Evaluation of Absorbable and Nonabsorbable Synthetic Surgical Meshes Used for Hernia Repair: Physiological Loads Modify Anisotropy Response. *Ann Biomed Eng.* Volume 44, Issue 7, pp 2181–2188 [44: 2181, July 2016.
8. D'Acampora JA, Kesterling DM, Soldi MS, Rossi LF. Experimental study comparing the tensile strength of different surgical meshes following aponeurotic-muscle deformity synthesis on Wistar rats. *Acta Cir. Bras.* 2007; 22, 1.

9. Greca FH, de Paula JB, Biondo-Simões MLP, da Costa FD, da Silva APG, Time S, Mansur A. The influence of differing pore sizes on the biocompatibility of two polypropylene meshes in the repair of abdominal defects. *Hernia*. June, 2001; 5: 59-64.
10. Hernández-Gascón B, Peña E, Melero H, Pascual G, Doblaré M, Ginebra MP, Bellón JM, Calvo B. Mechanical behavior of synthetic surgical meshes: finite element simulation of the herniated abdominal wall. *Acta Biomaterialia*. 2011; 7: 3905-3913.
11. Huber, A.; Boruch AV.; Nieponice, A.; Jiang, H.; Medberry, C.; Badylak, S. F. Histopathologic host response to polypropylene-based surgical mesh materials in a rat abdominal wall defect model. *J. Biomed Mater Res. B. Appl Biomater*, v. 100(3): p. 709-717, Apr. 2012.
12. Jawhar, NM.T. Tissue Microarray: A rapidly evolving diagnostic and research tool. *Annals of Saudi Medicine*, [S.l.], v. 29(2): p. 123-127, Mar.-Apr., 2009.
13. Junqueira, L C U.; Bignolas, G.; Brentani, R. R. Picrosirius staining plus polarization microscopy, a specific method for collagen in tissue sections. *Histochemical Journal*, v. 11: p. 447-455, 1979.
14. Klinge U, Klosterhalfen B, Birkenhauer V, Junge K, Conze J, Schumpelick V. Impact of Polymer Size on the Interface Scar Formation in a Rat Model. *Journal of Surgical Research*. March, 2002; 103: p. 208-214.
15. Klinge U, Klosterhalfen B, Conze J, Limberg W, Obolenski B, Ottinger AP, Schumpelick V. Modified mesh for hernia repair that is adapted to the physiology of the abdominal wall. *European Journal Surgery*. 1998; p. 164: 951-960.
16. Klosterhalfen B, Junge K, Klinge U. The lightweight and large porous mesh concept for hernia repair. *Expert Rev Med Devices*. 2005; 2: p. 103-117.
17. Orestein BS MD, Saberski RE, Bs, Kreutzer LD, Ph.D., Novitski WY, M.D. Comparative Analysis of Histopathologic Effects of Synthetic Meshes Based on Material, Weight, and Pore Size in Mice. *Journal of Surgical Research*. 2012; 176: p. 423-429.
18. Pascual G, Rodríguez M, Gomez-Gil V, García-Honduvilla N, Buján J, Bellón JM. Early tissue incorporation and collagen deposition in lightweight polypropylene meshes: bioassay in an experimental model of ventral hernia. *Surgery*. Sep 2008; 144(3): p. 427-35.
19. Pascual, G.; Rodríguez, M.; Sotomayor, S.; Peres-Köhler, B.; Bellón, JM. Inflammatory reaction and neotissue maturation in the early host tissue incorporation of polypropylene prostheses. *hernia*. v. 16: p. 697-707, 2012.
20. Pundek MRZ, Czecko NG, Yamamoto CT, Pizzato RF, Czecko LEA, Dietz UA, Malafaia O. Estudo das telas cirúrgicas de polipropileno/poliglicaprono e de polipropileno/polidioxona/celulose oxidada regenerada na cicatrização de defeitos produzidos na parede abdominal de ratos. *Arquivos Brasileiros de Cirurgia Digestiva*. 2010; 23(2): p. 94-99.
21. Rosch R, Junge K, Schachtrupp A, Klinge U, Klosterhalfen B, Schumpelick V. Mesh Implants in Hernia Repair. *European Surgical Research*, [S.l.], v. 35, p. 161-166, October, 2002.
22. Sanbha N, Miao L, Xu R, Khatri A., Wang L. Physical structure and mechanical properties of knitted hernia mesh materials: A review. *Journal of Industrial Textiles*. V. 48(1) p. 333-360, 2018.
23. Utrabo CAL, Czecko NC, Busato CR, Montemor-Netto MR, Malafaia O, Dietz AU. Comparative study between polypropylene and polypropylene/poliglicaprono meshes used in correction of abdominal wall defects in rats. *Acta Cirúrgica Brasileira*; 27(4): 2012; p. 300-305.
24. Utrabo, CAL., Czecko, NG., Busato, CR., Montemor-Neto, MR., Lipinski, L., Malafaia, O. Tensiometric analysis of meshes used in abdominal ventral wall defects in rats. *ABCD Arquivos Brasileiros de Cirurgia Digestiva*, 2017; v. 30 (3): p. 165-168.
25. Vizzotto Junior AO, Noronha L, Scheffel DLH, Campos ACL. Influência da cisplatina administrada no pré e no pós-operatório sobre a cicatrização de anastomoses colônicas em ratos. *Jornal Brasileiro de Patologia e Medicina Laboratorial*, Rio de Janeiro, v. 39, n.2, p. 143-149, 2003.
26. White RA, Hirose FM, Sproat RW, Lawrence RS, Nelson RG. Histopathologic observations after short-term implantation of two porous elastomers in dogs. *Biomaterials*. 1981; 2: p. 171-176.
27. Zhu Lei-Ming, Schuster P, Klinge U. Mesh implants: An overview of crucial mesh parameters. *World Journal of Gastrointestinal Surgery*. 2015; October 27; 7(10): p. 226-236.