

Ivo Vieira Salgado Filho



**MASTOPLASTIA DE AUMENTO COM HIDROGEL
DE POLISSACARÍDEO DE MELAÇO DE
CANA-DE-AÇÚCAR EM PORCAS**

RECIFE/PE
2012

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIRURGIA



Ivo Vieira Salgado Filho

MASTOPLASTIA DE AUMENTO COM HIDROGEL DE POLISSACARÍDEO DE MELAÇO DE CANA-DE-AÇÚCAR EM PORCAS

Dissertação apresentada ao Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Cirurgia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Cirurgia.

Orientador Interno

Dr. José Lamartine de Andrade Aguiar

Prof. Associado do Depto. de Cirurgia, CCS-UFPE

Orientador Externo

Dra. Lydia Ferreira Masako

Profa Titular da Cirurgia Plástica EPM/UNIFESP

Linha de Pesquisa

Biopolímero da cana-de-açúcar

RECIFE/PE

2012

Catálogo na Fonte
Bibliotecária: Mônica Uchôa, CRB4 1010

F383a Salgado Filho, Ivo Vieira.
Mastoplastia de aumento com hidrogel de polissacarídeo de melado
de cana-de-açúcar em porcas / Ivo Vieira Salgado Filho. – 2012.
62 f.: il.; tab.; 30 cm.

Orientador: José Lamartine de Andrade Aguiar.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco,
CCS. Programa de Pós-graduação em Cirurgia. Recife, 2012.

Inclui referências e anexo.

1. Matoplastia. 2. Prótese. 3. Polissacarídeo. 4. Implante. I. Salgado
Filho, Ivo Vieira (Orientador). II. Título.

617.91 CDD (23.ed.)

UFPE (CCS2017-255)

Ivo Vieira Salgado Filho

**MASTOPLASTIA DE AUMENTO COM HIDROGEL DE POLISSACARÍDEO DE
MELAÇO DE CANA-DE-AÇÚCAR EM PORCAS**

Data da defesa: 28/12/2012

Orientador: **JOSÉ LAMARTINE DE ANDRADE AGUIAR**

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. JOSEMBERG MARINS CAMPOS - CCS/UFPE

Prof. Dr. EUCLIDES DIAS MARTINS FILHO - CCS/UFPE

Prof. Dr. ANA MARIA MENEZES CAETANO - CCS/UFPE

**IVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIRURGIA**

REITOR

Prof. Anísio Brasileiro de Freitas Dourado

VICE-REITOR

Prof. Sílvio Romero de Barros Marques

PRÓ-REITOR PARA ASSUNTOS DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO

Prof. Francisco de Souza Ramos

**CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DIRETOR**

Prof. Nicodemos Teles de Pontes Filho

**HOSPITAL DAS CLÍNICAS
DIRETOR SUPERINTENDENTE**

Prof. George da Silva Telles

**DEPARTAMENTO DE CIRURGIA
CHEFE**

Prof. Salvador Vilar Correia Lima

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIRURGIA
NÍVEL MESTRADO E DOUTORADO**

COORDENADOR

Prof. Álvaro Antônio Bandeira Ferraz

VICE-COORDENADOR

Prof. José Lamartine de Andrade Aguiar

CORPO DOCENTE

Prof. Álvaro Antônio Bandeira Ferraz

Prof. Carlos Teixeira Brandt

Prof. Cláudio Moura Lacerda de Melo

Prof. Edmundo Machado Ferraz

Prof. Fábio de Oliveira Vilar

Prof. Fernando Ribeiro de Moraes Neto

Prof. José Lamartine de Andrade Aguiar

Prof. Josemberg Marins Campos

Profa. Magdala de Araújo Novaes

Prof. Salvador Vilar Correia Lima

Prof. Sílvio Caldas Neto

*Dedico esta dissertação
à minha **família**,
pela paciência e compreensão
do tempo que necessitei para
estudar, elaborar e concluir este trabalho.*

AGRADECIMENTOS

Ao *Prof. José Lamartine Aguiar*, como orientador desta tese, dedicação e desprendimento do seu tempo e fazer as tantas revisões para elaboração deste trabalho.

À *Profª. Lydia Ferreira Masako*, pela colaboração de revisão e sugestões nos fundamentos na elaboração desta tese.

Ao *Prof. Renato Dornelas Câmara*, agradecimento pela viabilização da execução das cirurgias no Núcleo de Cirurgia Experimental da UFPE.

À *Profª. Mariana Lira*, pela análise histológica na finalização deste trabalho.

A *Márcia e Mércia*, pela dedicação, disponibilidade na elaboração desta dissertação.

Ao veterinário *Joaquim Neto*, pela colaboração e cuidado com os animais.

A *Sidcley Bernardino de Araújo*, pela preparação do material para estudo histológico.

RESUMO

Mastoplastia de aumento com hidrogel de polissacarídeo de melação de cana-de-açúcar em porcas

Introdução: Os implantes de silicone são produzidos com gel coesivo contido por uma cápsula de silicone elástica texturizada que tem contribuído para formação de cápsula fibrosa mais delgada produzida pelo organismo, em decorrência à reação inflamatória sobre o implante. **Objetivo:** Avaliar a utilização do hidrogel de polissacarídeo de melação de cana-de-açúcar em mastoplastia de aumento em porcas. **Método:** Uma porca com registro 164 com três meses e seis dias de idade e 60kg e 300g de peso corpóreo, outra porca de registro 165 com três meses e seis dias de idade, pesando 61kg e 500g, outra porca de registro 167 com mesma idade pesando 62kg e 50g incluindo-se 36 mamas dos referidos animais filhos da mesma mãe. Utilizando-se um paquímetro, foram realizadas as medidas das alturas das mamas indo da base até a base dos mamilos antes do experimento. **Resultados:** análise descritiva do diâmetro inicial das mamas das porcas e da altura inicial das bases das mamas até as bases dos mamilos, segundo os grupos do experimento. Verifica-se que a média do diâmetro das bases das mamas participantes do grupo controle (C) é menor que a média do diâmetro das bases das mamas do grupo que receberam o hidrogel de polissacarídeo celulósico (B) (1,33cm e 1,60cm, respectivamente). Observa-se que a média de altura das bases das mamas até as bases dos mamilos do grupo C é menor que a média de altura das bases das mamas até as bases dos mamilos do grupo B (0,80cm e 0,92cm, respectivamente). Desta forma podemos considerar que os dois grupos são homogêneos no momento inicial da pesquisa. Uma porca com registro 164 com três meses e seis dias de idade e 60.300 gramas de peso corpóreo, outra porca de registro 165 com três meses e seis dias de idade, pesando 61.500 g, outra porca de registro 167 pesando 62.050 g incluindo-se 36 mamas dos referidos animais filhos da mesma mãe. **Conclusões:** Os materiais estudados no presente trabalho podem ser considerados biocompatíveis e de eleição para implantes no campo da cirurgia plástica.

Palavras-chave: Mastoplastia. Hidrogel. Implante.

ABSTRACT

Mastoplasty increase with sugar cane molasse polysaccharide hydrogel in pigs

Introduction: Silicone implants are produced with cohesive gel contained by a textured elastic silicone capsule that has contributed to the formation of a thinner fibrous capsule produced by the body, due to the inflammatory reaction on the implant. Objective: To evaluate the use of the sugar cane molasses polysaccharide hydrogel in an increase in mastoplasty in sows. **Method:** A three-day, six-day-old, sixty-day-old, sixty-day-old, sixty-day-old, sixty-day-old, 60- and 300-g bodyweight nut, another six-day, six-day-old, 165-gauge 165-gauge, weighing 62kg and 50g including 36 breasts of said animals of the same mother. Using a pachymeter, breast height measurements were performed from the base to the base of the nipples before the experiment. **Results:** descriptive analysis of the initial diameter of the breasts of the sows and the initial height of the bases of the breasts to the bases of the nipples, according to the groups of the experiment. The mean diameter of the bases of the breasts participating in the control group (C) is lower than the mean of the base diameter of the breasts of the group that received the cellulosic polysaccharide hydrogel (B) (1.33cm and 1.60cm, respectively). It is observed that the mean height of the base of the breasts to the bases of the nipples of group C is lower than the average height of the bases of the breasts to the bases of the nipples of group B (0.80cm and 0.92cm, respectively). In this way we can consider that the two groups are homogeneous at the initial moment of the research. A three-day, six-day, 164-day old, registered, six-day-old, registered, six-day-old, six-day-old, six-day-old, six-day-old, six-day-old, mammals of the said animals of the same mother. **Conclusions:** The materials studied in the present study can be considered biocompatible and of choice for implants in the field of plastic surgery.

Keywords: Mastoplasty. Hidrogel. Implant.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Análise descritiva do diâmetro das mamas e das alturas das bases das mamas até as bases dos mamilos (cm) das porcas antes dos experimentos, segundo os dois grupos	33
Tabela 2.	Média do aumento do diâmetro (cm) das mamas e das alturas das bases das mamas até as bases dos mamilos das porcas avaliados, segundo o tempo de tratamento	35
Tabela 3.	Média e desvio padrão da média das variáveis histológicas das mamas 30 dias após o tratamento, nos grupos controle e experimental	36

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.	Marcação circular das áreas das mamas antes do experimento	26
Figura 2.	Colocação e fixação do Jelco e aplicação do hidrogel de polissacarídeo de melado de cana-de-açúcar	26
Figura 3.	Aspecto das mamas após aplicação imediata do hidrogel de polissacarídeo e soro fisiológico, nos grupos experimental e controle respectivamente	27
Figura 4.	Aspecto das mamas no momento da medição no 30º dia pós operatório	28
Figura 5.	Marcação dos retalhos direito e esquerdo das mamas em monobloco	28
Figura 6.	Retirada dos retalhos em monobloco de pele, tecido celular subcutâneo, tecido gorduroso e mamas	29
Figura 7.	Fechamento das feridas cirúrgicas	29
Figura 8.	Retalhos direitos e esquerdos, individualizados das mamas numerados se 1 a 6 de no sentido crâniocaudal do experimento, para fixação e estudo histológico	30
Figura 9.	Peças individualizadas dos retalhos com as mamas em recipiente plástico contendo de solução de formalina 10%	30
Gráfico 1	IC de 95% do PMN segundo o grupo de tratamento.	36
Gráfico 2	IC de 95% do LMN segundo o grupo de tratamento	37
Gráfico 3	IC de 95% do CG segundo o grupo de tratamento	37
Gráfico 4	IC de 95% do VASO segundo o grupo de tratamento	38
Gráfico 5	IC de 95% do FIBROSE segundo o grupo de tratamento	38
Figura 10.	Hidrogel de Polissacarídeo subjacente à pele - Animal 167, mama D2 - HE, 400x	39
Figura 11.	Polissacarídeo envolvido por delicada cápsula fibrosa, setas; tecido mamário adjacente sem particularidades - Animal 167, mama D2 - HE, 40x	39
Figura 12.	Área central do Hidrogel de Polissacarídeo com presença eosinófilos indicado pelas setas pretas, permeado por vasos, setas amarelas e reação inflamatória caracterizada por infiltrado linfomononuclear e células gigantes multinucleadas, setas vermelhas - Animal 165, mama D6 - HE, 400x	40
Figura 13.	Área periférica Hidrogel de Polissacarídeo com frequentes células gigantes multinucleadas do tipo corpo estranho, setas - Animal 167, mama D2 - HE, 400x	40
Figura 14.	Reação inflamatória linfomononuclear com folículo linfoide, seta preta e frequentes células gigantes multinucleadas do tipo corpo estranho, setas vermelhas em meio ao polissacarídeo material eosinofílico de permeio - Animal 167, mama D2 - HE, 100x	41

Figura 15.	Figura 15. Hidrogel de Polissacarídeo envolvido por delicada cápsula fibrosa, setas - Animal 167, mama D2 - Tricrômico de Masson, 400x.	41
Figura 16.	Hidrogel de Polissacarídeo envolvido por delicada cápsula fibrosa, setas - Animal 167, mama D2 - Tricrômico de Masson, 100x	42
Figura 17.	Hidrogel de Polissacarídeo parcialmente envolvido por cápsula fibrosa irregular setas vermelhas, e permeado por septos fibrosos, setas pretas - Animal 167, mama D2 - Tricrômico de Masson, 400x.	42
Figura 18.	Foco de reação neutrofílica envolvendo lâminas de queratina em meio ao Hidrogel de Polissacarídeo - Animal 164, mama D6 - HE, 100x	43
Figura 19.	Foco de reação neutrofílica envolvendo lâminas de queratina em meio ao Hidrogel de Polissacarídeo - Animal 164, mama D6 - HE, 400x	43
Figura 20.	Área de fibrose cicatricial, em meio ao tecido mamário, correspondente ao sítio de manipulação cirúrgica - Animal 164, mama D2, controle - HE, 400x	44
Figura 21.	Área de fibrose cicatricial, correspondente ao sítio de manipulação cirúrgica, exibindo células gigantes do tipo corpo estranho, setas e vasos- Animal 164, mama D2, controle - HE, 100x	44
Figura 22.	Área de fibrose cicatricial, correspondente ao sítio de manipulação cirúrgica, exibindo vasos e células gigantes do tipo corpo estranho (setas pretas) envolvendo restos de fios cirúrgicos (setas vermelhas) - Animal 164, mama D2, controle - HE, 40x	45

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 Apresentação do problema	13
1.2 Justificativa	14
1.3 Objetivos	15
1.3.1 Objetivo geral	15
1.3.2 Objetivos específicos	15
2 REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1 Implantes mamários	16
3 MATERIAIS E MÉTODOS	23
3.1 Casuística e local do estudo	23
3.2 Delineamento do estudo	23
3.3 Seleção dos grupos	23
3.4 Material empregado no estudo	24
3.5 Procedimento Anestésico	24
3.6 Procedimento Operatório	25
3.7 Avaliação histológica	31
3.8 Dados Estatísticos	31
3.9 Éticos	32
4 RESULTADOS	33
4.1 Resultados histológicos	35
5 DISCUSSÃO	46
5.1 Escolha do tema	46
5.2 Aspectos sobre a metodologia do estudo	46
5.3 Escolha de novo modelo para cirurgia de aumento da mama	47
5.4 Analisando os achados histológicos	47
6 CONCLUSÃO	51
REFERÊNCIAS	52
ANEXO	60

1 INTRODUÇÃO

1.1 Apresentação do problema

A mais de século que se estuda materiais aloplásticos com finalidade de substituir o tecido humano para corrigir defeitos e produzir efeitos estéticos como aumentar o volume das mamas na subárea da cirurgia plástica. Nas primeiras tentativas de obter efeitos estéticos e expandir os tecidos foram utilizados diferentes produtos como a parafina, esponja de álcool polivinil entre outras substâncias com resultados insatisfatórios¹⁻⁸.

Após a segunda guerra mundial foi desenvolvido um expansor derivado do silicone que vem sendo empregado até o momento e é considerado o material com melhor biocompatibilidade⁹. Cronin, em 1963, idealizou a forma redonda dos implantes mamários que vem sendo utilizada até o presente¹⁰.

Os implantes de silicone são produzidos com gel coesivo contido por uma cápsula de silicone elástica texturizada que tem contribuído para formação de cápsula fibrosa mais delgada produzida pelo organismo, em decorrência à reação inflamatória sobre o implante⁹⁻¹¹.

Uma classe especial de material, produzido a partir de substâncias sintetizadas por diversos tipos de microrganismos, vem sendo estudada. Esses materiais apresentam características de tecidos orgânicos, como a flexibilidade e a resistência à ruptura. Algumas bactérias são capazes de sintetizar e excretar polissacarídeo solúvel ou insolúvel, sendo estes polissacarídeos a base para a produção de estruturas que podem ser utilizadas nas mais diversas áreas da ciência. Um polissacarídeo extracelular, produzido por síntese bacteriana, *zooglea sp* a partir do melão da cana-de-açúcar, foi desenvolvido na Estação Experimental de Cana-de-Açúcar de Carpina da Universidade Federal Rural de Pernambuco. O polissacarídeo em forma de membranas em testes *in vitro* apresenta flexibilidade, resistência e a ruptura e biocompatível com baixa citotoxicidade¹³⁻²⁵.

O processo de produção do polissacarídeo de melão de cana-de-açúcar apresenta uma alta taxa de conversão, o que viabiliza sua extensa aplicação a um custo financeiro mais acessível quando comparado aos de silicones mamários tradicionais.

A possibilidade do uso deste polissacarídeo na forma de gel na reconstrução de regiões do corpo humano desperta cada vez mais sua investigação. Não havendo registro de estudos de sua aplicação como gel para aumento de mamas, motivou a investigação de sua utilização em mamoplastia de aumento em porcas¹³⁻²⁵.

1.2 Justificativa

O Brasil ocupa hoje o segundo lugar no ranking mundial dos países que mais realizam cirurgias plásticas por ano 1.700 cirurgias por dia, 20% de implantes mamários abaixo dos Estados Unidos. O Brasil é e é considerado o melhor no aperfeiçoamento de técnicas e formação de cirurgiões²³.

Nos últimos anos, pode-se notar uma mudança no padrão estético das mamas, com uma inversão no número de cirurgias realizadas para aumentar as mamas, em comparação àquelas realizadas para diminuí-las.

O hidrogel de polissacarídeo de melado da cana-de-açúcar vêm despertando grande interesse como biopolímero para aplicações na área biomédica. Este polissacarídeo além de apresentar propriedade biológica adequada apresenta também diversas outras características como elasticidade e remodelação além de acessibilidade econômica.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo geral

Avaliar a utilização do hidrogel de polissacarídeo de melão de cana-de-açúcar em mastoplastia de aumento em porcas.

1.3.2 Objetivos específicos

- Avaliar o aumento do diâmetro transversal das bases das mamas após aplicação do hidrogel de polissacarídeo de melão de cana-de-açúcar;
- Avaliar o aumento da altura das mamas a partir da base das mamas até a base dos mamilos, após aplicação do hidrogel;
- Analisar a reação inflamatória e a estabilidade do hidrogel através da histologia.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Implantes mamários

Em 1970, Ashley²⁶ idealizou um novo tipo de implante mamário, feito de silicone gel revestido por fina camada de poliuretano e contendo um septo em forma de “Y”, conhecido como *Natural-T*, devido à fixação total antepetoral criada por esse revestimento, reduzindo a chance de ptose.

Em 1975, Cocke et al²⁷, divulgaram resultados desfavoráveis em três das oito pacientes que receberam os implantes mamários com cobertura de poliuretano projetado por Ashley²⁶; os três implantes após mastectomia subcutânea desenvolveram celulite, coleções líquidas e nódulos inflamatórios no pós-operatório. Os implantes foram retirados das três pacientes, e o uso deste material foi abandonado.

Em 1981, Capozzi²⁸ relatou o uso de implante de silicone gel revestido de poliuretano, fabricado por Heyer-Schultze, em 54 pacientes com 104 implantes. Em um caso ocorreu contratura capsular. Relatou, também, um caso de infecção persistente e um de coleção líquida clara em torno do implante, com dor e febre, o que foi interpretado como reação ao poliuretano.

Em 1982, Slade e Peterson²⁹ relataram contratura capsular endurecida por rompimento do implante *Natural-Y* de Ashley.

Em 1984, Schatten³⁰ relatou a reconstrução de mama depois de mastectomia radical ou imediatamente após mastectomia subcutânea em 36 pacientes, usando 62 implantes *Natural-Y* (*Natural-Y Surgical Specialities*). Não foi evidenciada qualquer contratura capsular esférica, infecção, nem necrose de pele em torno dos implantes. Foram observados enrugamento de pele e borda palpável do implante no quadrante superior após reconstrução imediata da mastectomia subcutânea. No mesmo, Guthrie relatou as mesmas complicações relacionadas ao enrugamento e borda visível ou palpável.

Herman³¹, em 1984, relatou o uso de um novo implante, o *Même*, fabricado pela *Aesthech Corporation*, composto de silicone gel revestido de poliuretano (*Microthane*). Esse implante é diferente do *Natural-Y* no que se refere a cobertura, a densidade e ao

tamanho do poro. Oitenta e uma pacientes receberam o implante de aumento *Même*, e nenhum caso apresentou cápsulas esféricas ou bordas palpáveis.

Dolsky³², em 1984, descreveu uma nova técnica de inserção do implante *Même* através de um tubo de poliuretano estéril. O implante é dobrado dentro do tubo lubrificado na parte proximal e sua parte distal é colocada dentro da descolada. Dessa forma, o implante desliza para dentro do espaço confeccionado na região supra peitoral. O autor relatou sua experiência de dois anos e meio com o implante *Même*, usado exclusivamente para mamoplastias de aumento, em 400 implantes. Obteve baixos índices de infecção devido a rigorosos cuidados de assepsia durante as cirurgias. Relatou, índices reduzidos de contratura capsular, apresentando 7% de pacientes com contratura Classe II de Baker.

Pollock³³ relatou uma infecção circundando o implante *Même* no terceiro mês de pós-operatório, a qual foi drenada cirurgicamente. Contudo, foi impossível remover toda a cobertura de poliuretano, e a drenagem de secreção purulenta continuou por mais três meses até a cura.

Brand³⁴, em 1984, realizou experiências com camundongos, utilizando implantes de silicone de superfície lisa e de superfície rugosa revestidos de poliuretano. Os resultados histológicos com implante de superfície rugosa revestido de poliuretano apresentaram reações prolongadas de corpo estranho, caracterizadas pela mobilização predominante de células tipo macrófago e células gigantes multinucleadas. Essa resposta aumentou com a degradação periférica da cobertura do poliuretano e liberação de fragmentos desse produto. Foram observados pequenos fragmentos fagocitados e transportados por macrófagos. Os fragmentos grandes estavam ancorados e circundados no local pelos macrófagos e células gigantes, sendo substituídos mais tarde por fibroblastos e colágeno. A ausência de contratura capsular é explicada pelo desenvolvimento lento de fibrose.

Em 1985, Pennisi³⁵ confeccionou um implante contendo uma fina camada de espuma de poliuretano aderida à superfície do implante de silicone gel, excetuando-se a área central circular da superfície posterior, com a finalidade de facilitar a remoção do implante fabricado por Heyer-Schultze®. O implante, utilizado em 150 pacientes submetidas à reconstrução mamária após mastectomia total e subcutânea, assim como,

aumentos primários, secundários e hipomastia assimétrica, proporcionou resultados gratificantes. Somente quatro pacientes desenvolveram contratura capsular unilateral, todas após a mastectomia subcutânea.

Em 1986, LoVerme & Kelleher³⁶ relataram a técnica *Saline Float* para posicionamento do implante mamário revestido de poliuretano. O *Saline Float* distende a cavidade cirúrgica da parede supra peitoral, reduz o atrito tecidual e permite que o implante seja posicionado precisamente onde o cirurgião desejar.

Jabaley e Das³⁷, em 1986, relataram dois casos de duas pacientes com dor unilateral da mama após vários meses da mastoplastia de aumento. A remoção do implante revestido de poliuretano sanou o problema. Atribuiu-se que a dor estivesse associada a reação a cápsula de poliuretano que impede a fuga do silicone para o exterior.

Em 1988, Melmed³⁸ revisou seis anos de experiência com 416 pacientes que receberam implantes revestidos de poliuretano para aumento e reconstrução mamária, relatando 15 casos de complicações de contratura capsular, seis pacientes com infecção, três com reação alérgica e uma com hematoma.

Em 1988, Hester et al.³⁹ fizeram avaliações no período de cinco anos sobre o comportamento de 1.510 implantes mamários revestidos de poliuretano. Concluíram que a contratura capsular, proporciona menores retrações secundárias que os implantes lisos, permitindo ao cirurgião a opção de escolha, de usar os implantes revestidos de poliuretano tanto supra peitoral ou retro peitoral.

Melmed⁴⁰, em 1990, relatou o tratamento de contraturas capsulares graus III e IV de Baker em 31 pacientes submetidas à mamoplastia de aumento com capsulotomia aberta e recolocação com implantes *Même* e *Replicon*. Apenas quatro das 31 pacientes apresentaram contratura recorrente. Concluiu que, quando ocorre contratura após reconstrução de mastectomia, os implante de poliuretano não apresentam melhoras significativas e são de difícil remoção.

Em 1990, Pennisi⁴¹ relatou os resultados de 14 anos de uso de implante de silicone revestido de poliuretano, 220 implantes colocados em 130 pacientes após mastectomia subcutânea, por câncer e mamoplastias de aumento. Ocorreu contratura capsular em 30 implantes, entre 1 e 11 anos, média de 6,3 anos. A ocorrência total de

contratura capsular foi de 13%. Todos os implantes de silicone foram colocados na região supra peitoral e drenados.

Em 1990, Pitanguy et al.⁴² relataram 73 casos consecutivos de diferentes deformidades mamárias que foram submetidas a cirurgia de inclusão de implante de silicone gel com revestimento de poliuretano. Ressaltaram as vantagens da possibilidade de serem utilizados tanto nas regiões supra peitoral como na retro peitoral, baixo índice de contratura capsular e o fato de ser uma opção de tratamento para os casos de recorrência de contratura dos implantes de silicone gel.

Bruck⁴³, em 1990, avaliou 63 casos de mamoplastia de aumento bilateral com o uso do implante *Natural-Y* com revestimento de poliuretano, constatando que, em um período de 15 a 17 anos, os que apresentaram contratura capsular foram de difícil remoção devido à deterioração da camada de poliuretano.

Picha et al.⁴⁴, em 1990, realizaram experiências com ratos, publicando o trabalho sobre poliuretano *versus* silicone liso “análise da interpretação do tecido mole de três dias a um ano”, demonstrando que a microestrutura da superfície do poliuretano, ao contrário do material liso, alteraria substancialmente a primeira, a intermediária e a última etapa da cicatrização da ferida. A resposta do tecido mole estava associada ao local do implante, o material químico e a morfologia, pela formação de exsudado, invasão por macrófagos, formação de células gigantes multinucleadas, angiogênese e deposição de colágeno na esponja de poliuretano.

Cafee & Hathaway⁴⁵, em 1990, realizaram experiências com coelhos, comparando implantes revestidos de esponja de poliuretano em implantes de silicone gel. Observaram contratura capsular de grau mínimo em torno do implante, sem importância clínica.

Cohney et al.⁴⁶, realizaram estudo em 654 implantes mamários de silicone de superfície lisa colocados na região supra peitoral de 294 pacientes. Observaram diminuição da incidência de contratura nos primeiros cinco anos, aumento desse índice entre seis e 15 anos e redução depois de 15 anos.

Em 1991, Hester e Cukic⁴⁷ relataram o uso de implante mamário revestido de poliuretano empilhado (*stacked*) em cirurgias estéticas e reconstrutoras da mama. Os

implantes de poliuretano permaneceram posicionados em resposta ao sistema de empilhamento.

Em 1991, Pitanguy et al.⁴⁸ relataram suas experiências de 10 anos com uso de implantes, ressaltando que o implante de silicone gel revestido de poliuretano foi o que apresentou o índice mais baixo de contratura capsular. Foram colocados 156 implantes mamários de poliuretano, com índice de contratura de 1%. Não foi observado qualquer caso de *rash* cutâneo, infecção ou extrusão.

Gasperoni et al.⁴⁹, em 1992, relataram suas experiências de 12 anos com uso de 420 implantes de diferentes tipos de poliuretano, tendo obtido uma média de 3,3% de contratura capsular. Destacaram que esses implantes são os melhores para a cirurgia estética ou reconstrutora e o comportamento dos três tipos de poliuretano em relação à contratura (*Même*: 2,2%; *Replicon*: 4,4%; MAP 15%).

Sinclair et al.⁵⁰, estudaram em 1993, a biodegradação do implante mamário revestido de esponja de poliuretano, comprovando por microscopia de luz visível e por microscopia eletrônica que o poliuretano é degradado. Evidenciam-se fissuras, fraturas e afinamentos do poliuretano. Nos espécimes analisados, a esponja sofreu biodegradação no período de três anos, perdeu sua integridade estrutural para partículas menores. As técnicas utilizadas nesse estudo não permitiram quantificar o índice exato de degradação, das esponjas de poliuretano.

Em 1994, Bucky et al.⁵¹, estudaram a qualidade da cápsula do silicone liso preenchida de solução salina, silicone texturizado e implantes de poliuretano em coelhos. Concluíram que, em coelhos observados durante um ano, as cápsulas envolvendo o silicone texturizado preenchido com solução salina são mais firmes e menos distensíveis do que as cápsulas envolvendo o silicone liso preenchido com solução salina. Histologicamente, existe uma resposta inflamatória importante em torno do implante de silicone liso. A cápsula do implante de poliuretano também apresenta células inflamatórias, com menos tecido fibroso depositado. Há diminuição na proporção do colágeno tipo III na cápsula do silicone texturizado. O padrão de contração *in vitro* do rotulado colágeno povoado de fibroblastos não revela diferenças na contração, observadas em coelhos. Deve-se ressaltar que as características de

contração dos fibroblastos de coelhos são diferentes do padrão de contração dos humanos.

Em 1995, Handel et al.⁵², relataram 1.655 casos de implante mamários em um período de 15 anos. Implantes lisos, texturizados e de poliuretano foram avaliados. Os de poliuretano foram os que apresentaram menor índice de contratura capsular em um período de sete anos após a cirurgia. Os implantes lisos e texturizados tiveram taxas de contraturas semelhantes. A contratura foi comum nas mamas reconstruídas e nas substituições do implante de mamoplastia de aumento. Embora não estivesse relacionado com o tipo de material dos três implantes⁵³.

Em 1995, Sinclair⁵⁴ relatou experiência realizada com ratos, utilizando esponja de poliuretano para determinar o grau de degradação do material. Todo o material retirado foi examinado por microscopia óptica e eletrônica e mostrou degradação do implante e uma resposta inflamatória da célula gigante multinucleada ao seu redor. Constatou que o grau de degradação do material estudado no rato é mais rápido do que no homem, indicando que, em estudos comparativos entre animais e humanos, o grau de biodegradação do poliuretano é totalmente diferente.

Em 1999, Fryzer et al.⁵⁵, citam o trabalho realizado por uma comissão indicada pelo Instituto de Medicina dos Estados Unidos que, após rever 3.000 publicações, não encontrou evidências que pudessem sugerir que os implantes mamários estivessem associados com câncer, doenças imunológicas, problemas neurológicos ou outras doenças sistêmicas. Um consenso similar foi relatado por outros painéis realizados por grupos independentes.

Em 2000, foram descritos os aspectos histológicos encontrados nas cápsulas de sete implantes mamários de silicone revestidos de poliuretano. O poliuretano provocou uma reação de corpo estranho e foi lentamente degradado, com algumas partículas sendo projetadas da cápsula para o tecido adjacente. A separação do revestimento de poliuretano do implante de silicone e a degradação do mesmo levaram cerca de dois anos; foi encontrado um material mais resistente associado ao poliuretano na cápsula, que poderia ser adesivo ou flocos de silicone, espaços vacuolados observados na camada interna das cápsulas continham silicone líquido⁶⁴. Hoje o silicone coesivo impede esse processo⁵⁶⁻⁶⁰.

Collis & Sharpe⁶¹, em setembro de 2000, publicaram um trabalho e apresentaram um estudo visando determinar que tipo de capsulectomia, anterior ou total, seria mais eficiente para os casos de contratura. Após análise de um grupo de 120 pacientes, observaram que a capsulectomia total resultou em menor recorrência de contratura.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Casuística e local do estudo

Para o estudo foram incluídas três porcas de uma mesma ninhada com três meses e seis dias de idade. As porcas foram registradas no Biotério de Experimentação do Núcleo de Cirurgia Experimental da UFPE, sob os números 164, 165 e 167. A porca nº 164 com 60kg e 300g de peso, a de nº 165 com 61kg e 500g, e a de nº 167 com 62kg e 50g. Para os experimentos foram operadas 36 mamas das três porcas sendo 18 controle e 18 experimento.

Os animais foram adquiridos em criadouro privado, selecionados dentro da média de desenvolvimento do criadouro e transportados para o biotério de experimentação do NCE-UFPE. Conduzidos por técnicos veterinários, os animais foram vacinados, vermifugados e alimentados com ração específica, contendo vitaminas e sais minerais.

3.2 Delineamento do estudo

Tipo de estudo experimental, prospectivo e analítico.

3.3 Seleção dos grupos

Previamente aos experimentos, seis mamas do lado direito e seis do lado esquerdo de cada porca, foram sorteadas para a formação dos grupos: Controle C e Experimento B.

Grupo C - foram injetados 5,0mL de solução salina em seis mamas sorteadas como controle C de cada porca totalizando 18 mamas.

Grupo B - foram injetados 5,0mL de hidrogel de polissacarídeo de melão de cana-de-açúcar a 0,8% em seis mamas sorteadas como Experimento B de cada porca, totalizando 18 mamas.

3.4 Material empregado no estudo

O hidrogel de polissacarídeo foi fornecido pela POLISA[®] Laboratório de Biopolímeros, Estação Experimental de Cana de Açúcar de Carpina, Universidade Federal Rural de Pernambuco EECAC - UFRPE. O hidrogel de polissacarídeo acondicionado em seringas de 5mL na concentração de 0,8% em água apresentado em embalagem grau cirúrgico e esterilizado em irradiação gama. O polissacarídeo base do hidrogel é constituído de glicose 87,57%, xilose 8,58%, ribose 1,68%, ácido glicurônico 0,83%, manose 0,82%, arabinose 0,37%, galactose 0,13%, ramnose 0,01% e fucose 0,01%¹³.

3.5 Procedimento Anestésico

A indução anestésica foi realizada com cloridato de cetamina (Ketalar[®]) 50mg/mL na dose de 1mL para cada 10kg de peso por via sub cutânea na região do pescoço. Após indução, os animais foram colocados na mesa cirúrgica em decúbito dorsal. Acesso venoso através de veia dorsal das orelhas esquerdas com Jelco B/Braun[®] n° 14G. Após a intubação orotraqueal seguiu-se de anestesia de condução com cloridato de clorpromazina (Amplictil[®]) 5mg/mL, foram injetados 10mL. Foram injetados 0,3mg/kg de peso de Midazolam (Dormonid[®]) 1mg/mL,. Sulfato de atropina 0,25mg/mL dose 0,22mg por animal. A manutenção da anestesia foi realizada com a dose de 1mg de cetamina. Foram injetados 1g cefalotina sódica (Kefazol[®]) antes da cirurgia e 1g no final da cirurgia.

A assistência ventilatória mecânica controlada com volume corrente de 15mL de O₂, foi mantida até o término da cirurgia. O campo operatório foi preparado com tricotomia e antissepsia com clorexidina na concentração de 2%. Campos cirúrgicos estéreis foram posicionados para manter restrita condição de assepsia.

3.6 Procedimento Operatório

Foi realizada demarcação circular das bases dos mamilos com verde brilhante usando-se areolótomo da marca Richiter® (R-767-04) calibrado com o diâmetro de 4cm com a finalidade de manter a uniformidade das áreas de descolamento (Fig 1).

Utilizando-se um paquímetro, foram realizadas as medidas das alturas das mamas indo da base até a base dos mamilos como dados antes do experimento. Uma incisão vertical crânio-caudal de 1,5cm de comprimento foi realizada com bisturi de lâmina nº 15 na margem lateral externa das marcações circulares das mamas direitas e interna das mamas do lado esquerdo.

A partir da incisão foi realizado deslocamento supra aponeurótico em toda base das mamas.

Foi realizada hemostasia cuidadosa com bisturi elétrico nas incisões seguindo-se com a colocação de Jelco B/Braun® nº 14G até a área descolada na base das mamas. O fechamento foi realizado com fixação do Jelco nas incisões com mononylon 3.0 e injetados 5mL de hidrogel de polissacarídeo de melação de cana-de-açúcar (Fig. 2). O Jelco foi retirado e o orifício fechado com ponto de mononylon 3.0 para evitar saída do hidrogel.

No grupo controle, foi feito o mesmo procedimento cirúrgico injetando-se 5mL de soro fisiológico 0,9% no espaço descolado.

Imediatamente após o procedimento de aplicação do hidrogel de polissacarídeo e do soro fisiológico nos dois grupos controle (C) e experimento (B) foi realizada a aferição do diâmetro transversal e da altura das mamas com paquímetro (Fig. 3).

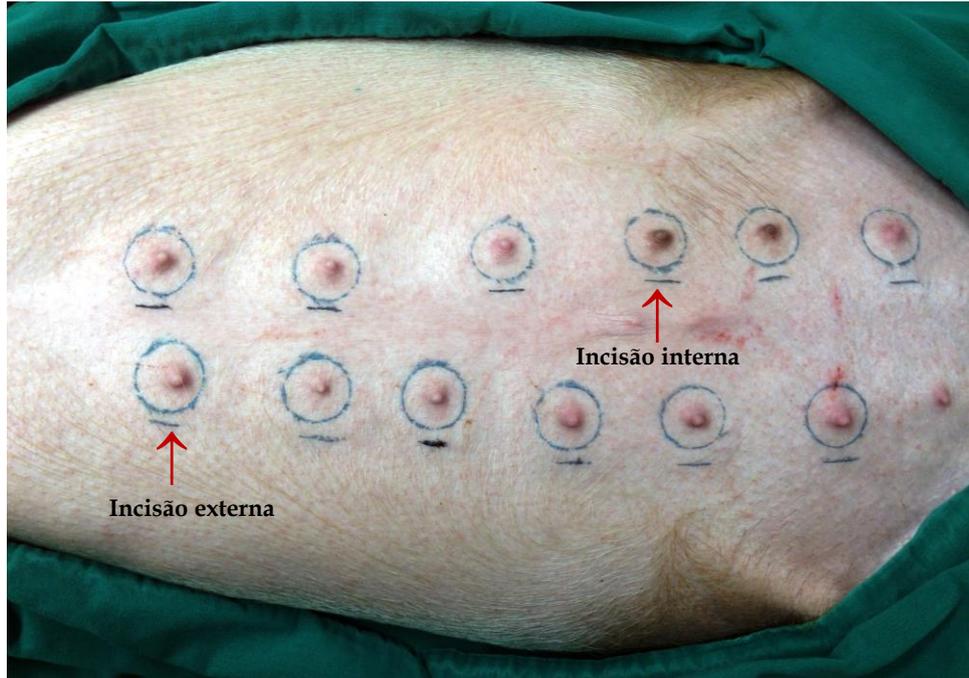


Figura 1. Marcação circular das áreas das mamas antes do experimento.



Figura 2. Colocação e fixação do Jelco e aplicação do hidrogel de polissacarídeo de melaço de cana-de-açúcar.



Figura 3. Aspecto das mamas após aplicação imediata do hidrogel de polissacarídeo e soro fisiológico, nos grupos experimental e controle respectivamente.

No 30º dias do experimento foi realizada indução anestésica com cloridato de cetamina (Ketalar®) 50mg/mL na dose de 1mL para cada 10kg de peso por via subcutânea na região do pescoço. Após indução, os animais foram colocados na mesa cirúrgica em decúbito dorsal. Acesso venoso através de veia dorsal das orelhas esquerdas com Jelco B/Braun® nº 14G. Após a intubação orotraqueal seguiu-se de anestesia de condução com cloridato de clorpromazina (Amplictil®) 5mg/mL, foram injetados 10mL. Foram injetados 0,3mg/kg de peso de Midazolam (Dormonid®) 1mg/mL,. Sulfato de atropina 0,25mg/mL dose 0,22mg por animal. A manutenção da anestesia foi realizada com a dose de 1mg de cetamina. Foram injetados 1g cefalotina sódica (Kefazol®) antes da cirurgia e 1g no final da cirurgia.

Após indução anestésica, os animais foram colocados na mesa cirúrgica em decúbito dorsal, para a intubação orotraqueal, seguida de assistência ventilatória mecânica controlada (com volume corrente de 15mL/Kg, FiO₂ de 21% e frequência respiratória de 16 ciclos/minuto).

O campo operatório foi preparado com tricotomia e antissepsia com clorexidina na concentração de 2%. Campos cirúrgicos estéreis foram posicionados para manter restrita condição de assepsia.

Após aferição do diâmetro transverso e da altura das mamas que receberam hidrogel de polissacarídeo e soro fisiológico (Fig. 4) foram marcados dois retalhos únicos em monoblocos do lado direito e outro do lado esquerdo (Fig. 5) e retirada das mamas incluindo pele, tecido celular subcutâneo, tecido gorduroso em monobloco (Fig. 6).

As mamas dos retalhos em monobloco foram individualizadas para estudo histológico (Figs. 7, 8 e 9).



Figura 4. Aspecto das mamas no momento da medição no 30º dia pós operatório.

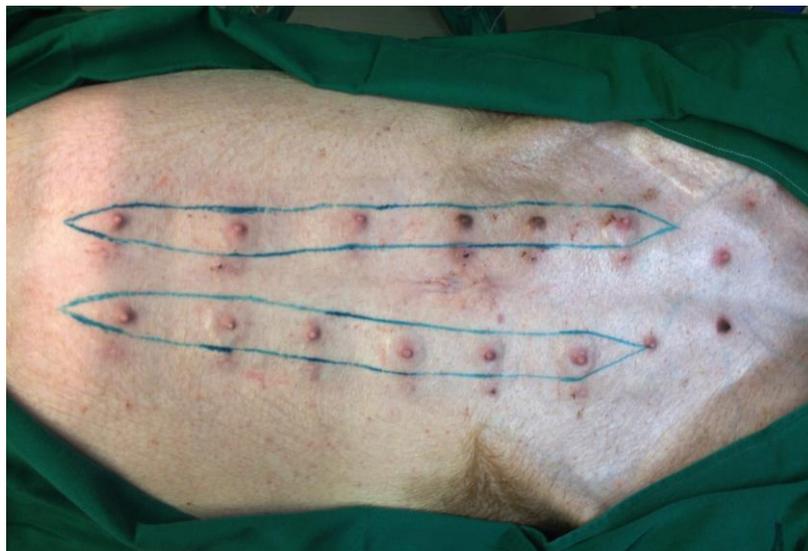


Figura 5. Marcação dos retalhos direito e esquerdo das mamas em monobloco



Figura 6. Retirada dos retalhos em monobloco de pele, tecido celular subcutâneo, tecido gorduroso e mamas.



Figura 7. Fechamento das feridas cirúrgicas

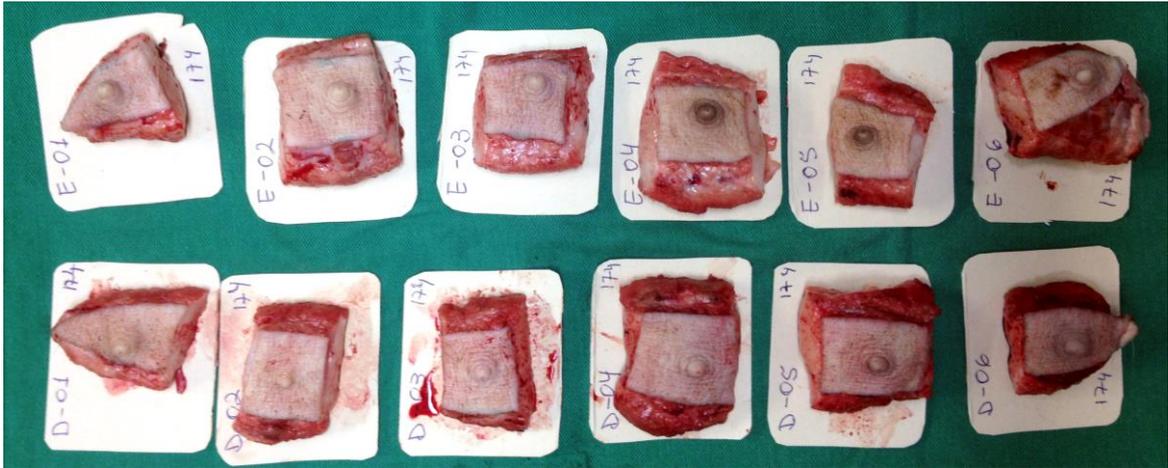


Figura 8. Retalhos direitos e esquerdos, individualizados das mamas numerados se 1 a 6 de no sentido crânio-caudal do experimento, para fixação e estudo histológico.



Figura 9. Peças individualizadas dos retalhos com as mamas em recipiente plástico contendo de solução de formalina 10%.

3.7 Avaliação histológica

As peças com as mamas dos grupos controle e experimental foram fixadas em formaldeído neutro a 10%, tamponado, pH 7,4 com glicerina, (Fig. 9).

Os espécimes foram processados no Laboratório de Pesquisa de Histopatologia da Pós-Graduação em Anatomia Patológica do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco. Os cortes histológicos foram feitos em um micrótomo de rotação LÉICA RM 2125 RT com cinco micrômetros de espessura interessando a interface dos tecidos com os implantes, montados em lâminas e corados por hematoxilina e eosina e picrosírius, para estudo histológico.

No estudo microscópico qualitativo foram avaliadas as alterações da vascularização e dos componentes inflamatório e de colágeno.

3.8 Dados Estatísticos

Para análise dos dados foi construído um banco de dados na planilha eletrônica Microsoft Excel o qual foi exportado para o software SPSS versão 17 onde foi realizada a análise. Foram calculadas as estatísticas: mínimo, máximo, média, mediana e desvio padrão para as medidas de diâmetro e altura das mamas das porcas a fim de testar igualdade do diâmetro das mamas e altura das mamas entre os grupos avaliados no estudo. Devido ao pouco número de observações e a não normalidade da distribuição do diâmetro e da altura foi escolhido usar o teste não paramétrico de Mann-Whitney para a comparação do diâmetro e da altura das mamas das porcas entre os dois grupos do experimento.

Para mensurar o ganho real obtido após a infiltração do soro fisiológico, no grupo controle, e do hidrogel, no grupo caso, foram calculadas as diferenças entre o diâmetro e a altura após a infiltração com o diâmetro e a altura inicial. Além disso, para mensurar o ganho real obtido após as infiltrações, foram calculadas as diferenças entre o diâmetro e a altura imediatos à aplicação das substâncias e diâmetro e altura inicial. Com o objetivo de verificar a perda real depois da infiltração das substâncias e após 30 dias do experimento, foram calculadas as diferenças entre o diâmetro e altura aos 30 dias e diâmetro e altura após a infiltração da substância. Na comparação dos

ganhos/perdas de medida do diâmetro e altura das mamas das porcas foi aplicado o teste de Mann-Whitney.

Para a realização da comparação do grau histológico das variáveis em análise, entre os diferentes grupos de tratamento, foram calculadas as médias e os desvios padrões dessas variáveis. O teste de Mann-whitney também foi aplicado a fim de determinar se as distribuições das variáveis histológicas são iguais nos dois grupos. As conclusões foram tiradas considerando-se o nível de significância de 5%.

3.9 Controle Bioético

O protocolo de pesquisa foi submetido à apreciação e aprovado pela Comissão de Bioética da Universidade Federal de Pernambuco (ANEXO A).

4 RESULTADOS

Na tabela 1 temos a análise descritiva do diâmetro inicial das mamas das porcas e da altura das bases das mamas até as bases dos mamilos, segundo os grupos do experimento. A distribuição do diâmetro das bases das mamas no grupo experimento e controle são idênticos. (Tabela 1).

Observa-se que a média de altura das bases das mamas até as bases dos mamilos do grupo C é menor que a média de altura das bases das mamas até as bases dos mamilos do grupo B, 0,80cm e 0,92cm, respectivamente.

Tabela 1. Análise descritiva do diâmetro das mamas e das alturas das bases das mamas até as bases dos mamilos (cm) das porcas antes dos experimentos, segundo os dois grupos.

Medida antes dos procedimentos	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio Padrão	IC (95%)	p-valor¹
Diâmetro							
Controle	0,70	2,10	1,33	1,35	0,36	1,15 - 1,51	0,059
Hidrogel	1,00	2,40	1,60	1,55	0,39	1,40 - 1,80	
Altura							
Controle	0,60	1,40	0,80	0,75	0,20	0,70 - 0,90	0,275
Hidrogel	0,40	1,60	0,92	0,90	0,33	0,76 - 1,08	

¹p-valor do teste de Mann-Whitney (se p-valor < 0,05 a distribuição da medida em análise são diferentes).

Após aplicação da solução salina e do hidrogel de polissacarídeo o diâmetro das mamas das porcas avaliados segundo os grupos de experimento (B) e controle (C) foram respectivamente 2,4cm e 2,32cm (Tabela 2). Porém, o teste de comparação da distribuição do ganho de diâmetro não foi significativo (p-valor = 0,715) indicando que a distribuição do ganho no grupo controle (C) e grupo tratamento (B) são iguais.

O diâmetro das mamas antes da aplicação do hidrogel e do soro fisiológico após 30 dias do experimento, verificou-se que as mamas que receberam o hidrogel apresentaram ganho médio do diâmetro maior que o grupo de porcas que recebeu o soro fisiológico (1,00cm e 0,17cm, respectivamente). O teste de comparação de distribuição foi significativo (p-valor < 0,001) indicando que o aumento do diâmetro do mamas no grupo controle e das que recebeu hidrogel são diferentes (Tabela 2).

O diâmetro das mamas depois da aplicação do hidrogel e do soro fisiológico após 30 dias do experimento verificou-se que as mamas que receberam o hidrogel apresentaram perda média menor do diâmetro das mamas que o grupo de mamas que recebeu o soro fisiológico (-1,40cm e -2,15cm, respectivamente). O teste de comparação de distribuição foi significativo (p-valor <0,001) indicando que a redução no diâmetro do mamilo no grupo controle (C) e o que recebeu hidrogel são diferentes. (Tabela 2).

Quanto a altura das mamas verificou-se que as mamas que receberam o hidrogel tiveram menor altura do que as mamas que receberam soro fisiológico no experimento, antes e após a aplicação (1,16cm e 1,27cm, respectivamente), porém, o teste de comparação da distribuição do ganho de altura não foi significativo (p-valor = 0,113) indicando que a distribuição do ganho no grupo controle e grupo tratamento (B) são iguais.

Quando observado o ganho na altura das mamas antes do tratamento e após 30 dias do experimento, verificou-se que as mamas que receberam hidrogel apresentaram ganho médio de altura maior que o grupo de mamas que receberam o soro fisiológico (0,47cm e 0,12cm, respectivamente). O teste de comparação de distribuição foi significativo (p-valor < 0,001) indicando que o aumento da altura das mamas no grupo controle (C) e que recebeu hidrogel são diferentes.

Observando-se a perda da altura depois da injeção das substâncias nas mamas após um mês do experimento, verifica-se que os porcas que receberam hidrogel apresentaram perda média menor da altura das mamas que o grupo de porcas que receberam o soro fisiológico (-0,69cm e -1,15cm, respectivamente). O teste de comparação de distribuição foi significativo (p-valor < 0,001) indicando que a redução no diâmetro das mamas no grupo controle (C) e que recebeu hidrogel são diferentes.

Tabela 2. Média do aumento do diâmetro (cm) das mamas e das alturas das bases das mamas até as bases dos mamilos das porcas avaliados, segundo o tempo de tratamento.

Medida avaliada	Antes e após cirurgia	Após a cirurgia e com 30 dias	Antes e 30 dias após cirurgia
Diâmetro			
Controle (C)	2,32±0,39	-2,15±0,56	0,17±0,23
Hidrogel (B)	2,40±0,28	-1,40±0,39	1,00±0,044
p-valor¹	0,715	<0,001	<0,001
Altura			
Controle(C)	1,27±0,28	-1,15±0,32	0,12±0,13
Hidrogel (B)	1,16±0,32	-0,69±0,41	0,47±0,30
p-valor¹	0,113	<0,001	<0,001

¹p-valor do teste de Mann-Whitney (se p-valor < 0,05 a distribuição das medidas em análise são diferentes).

Na figura 1 e 2 temos a representação gráfica das médias do ganho/perda de diâmetro e de altura das mamas das porcas avaliadas segundo os grupos do experimento.

4.1 Resultados histológicos

Na tabela 3 temos as médias e os desvios padrões das variáveis analisadas no estudo: PMN, LMN, CG, VASOS e FIBROSE no grupo de elementos que não receberam hidrogel e os que receberam hidrogel. Na análise verifica-se que a média de PMN, LMN, CG, VASOS e FIBROSE foi maior no grupo que recebeu hidrogel. As diferenças entre as médias, os testes de comparação de distribuição foram significativos para os índices: LMN, CG e VASOS indicando que a distribuição destes índices são diferentes em relação ao grupo que não recebeu o hidrogel.

Tabela 3. Média e desvio padrão da média das variáveis histológicas das mamas 30 dias após o tratamento, nos grupos controle e experimental.

Variável	Controle	Hidrogel	p-valor
PMN	0,72±0,67	0,89±0,32	0,255
LMN	0,06±0,24	0,94±0,24	<0,001
CG	0,33±0,77	3,00±0,00	<0,001
VASOS	0,94±0,24	2,11±0,23	<0,001
FIBROSE	0,94±0,24	1,00±0,00	0,317

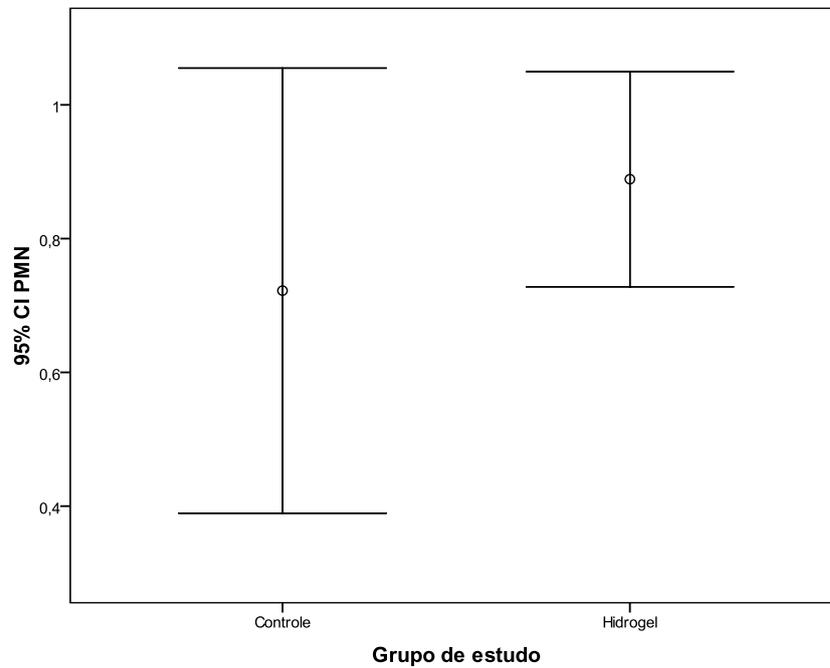


Gráfico 1. IC de 95% do PMN segundo o grupo de tratamento.

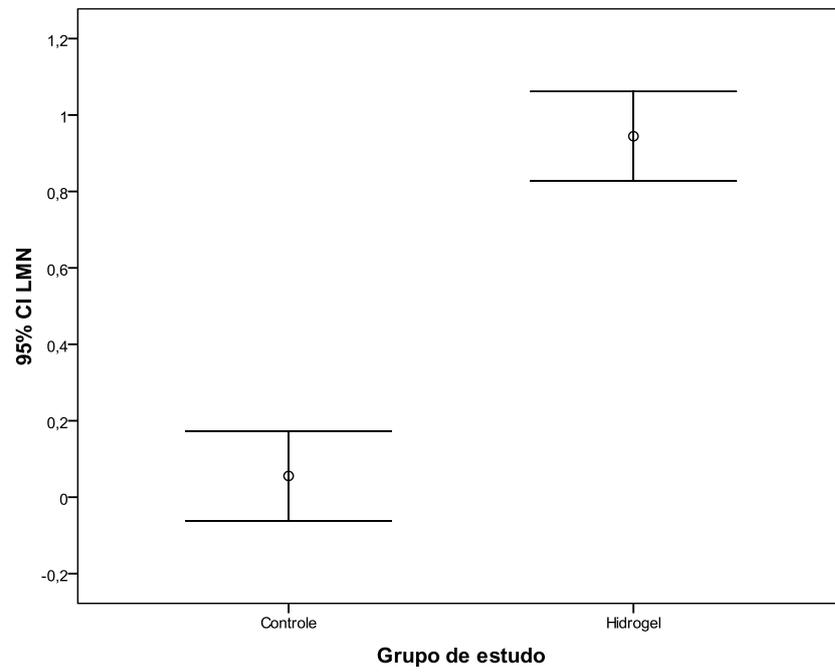


Gráfico 2. IC de 95% do LMN segundo o grupo de tratamento.

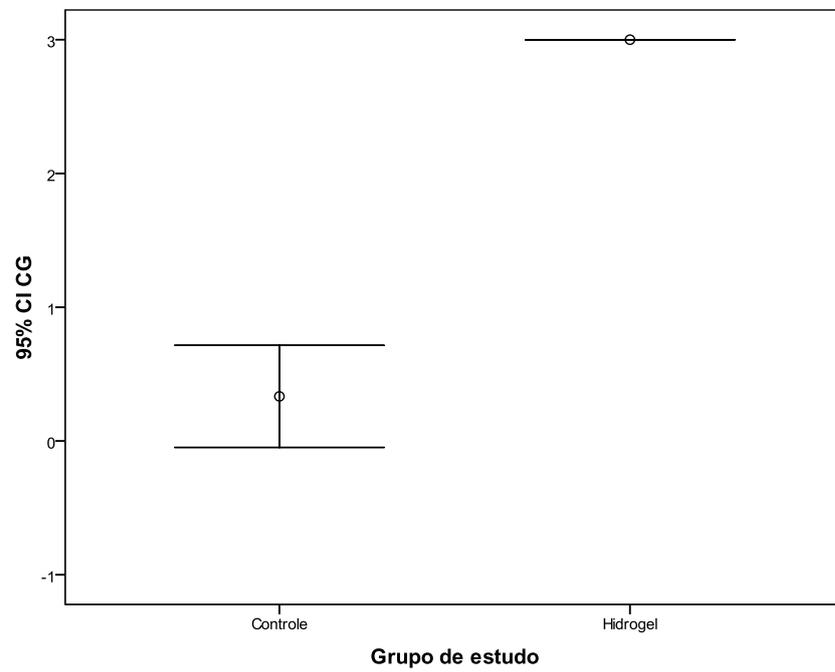


Gráfico 3. IC de 95% do CG segundo o grupo de tratamento.

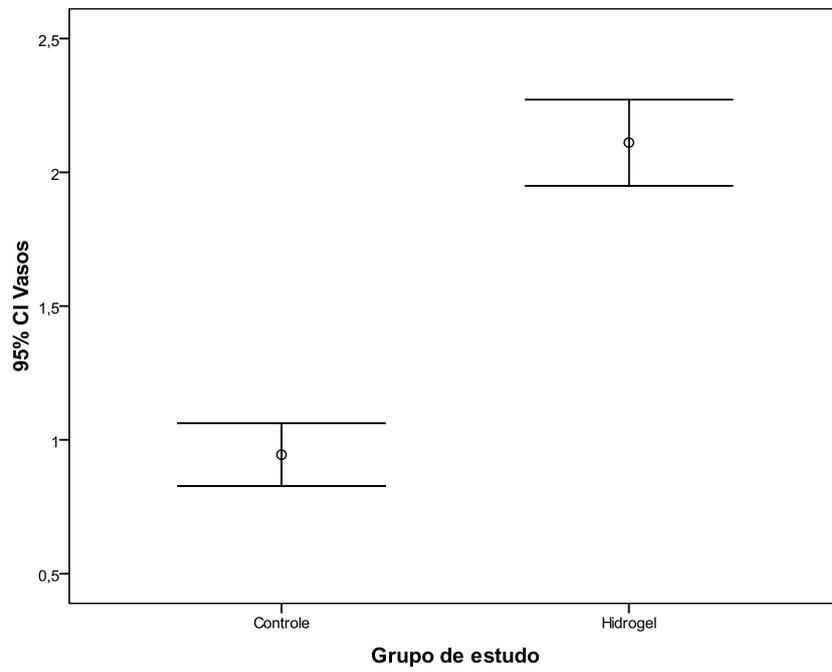


Gráfico 4. IC de 95% do VASO segundo o grupo de tratamento.

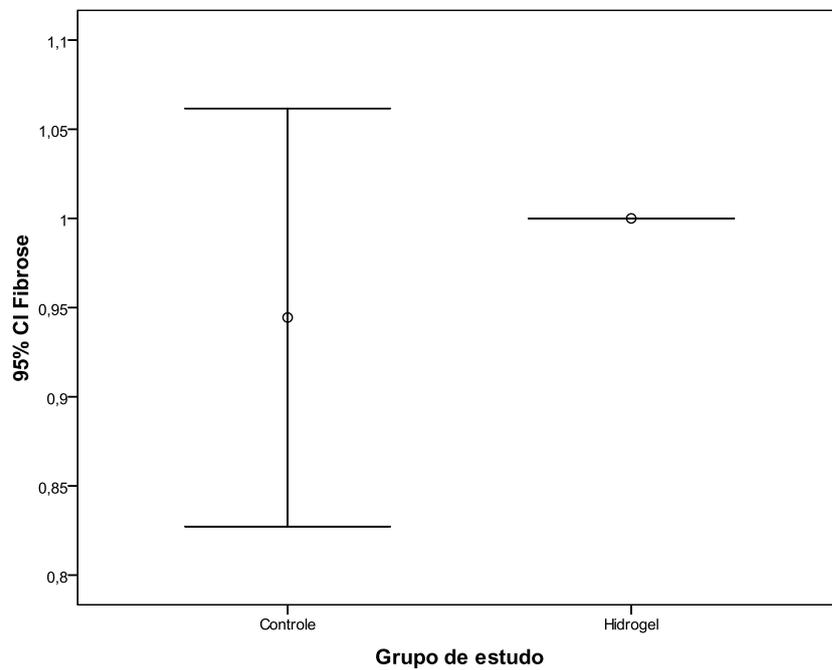


Gráfico 5. IC de 95% do FIBROSE segundo o grupo de tratamento.

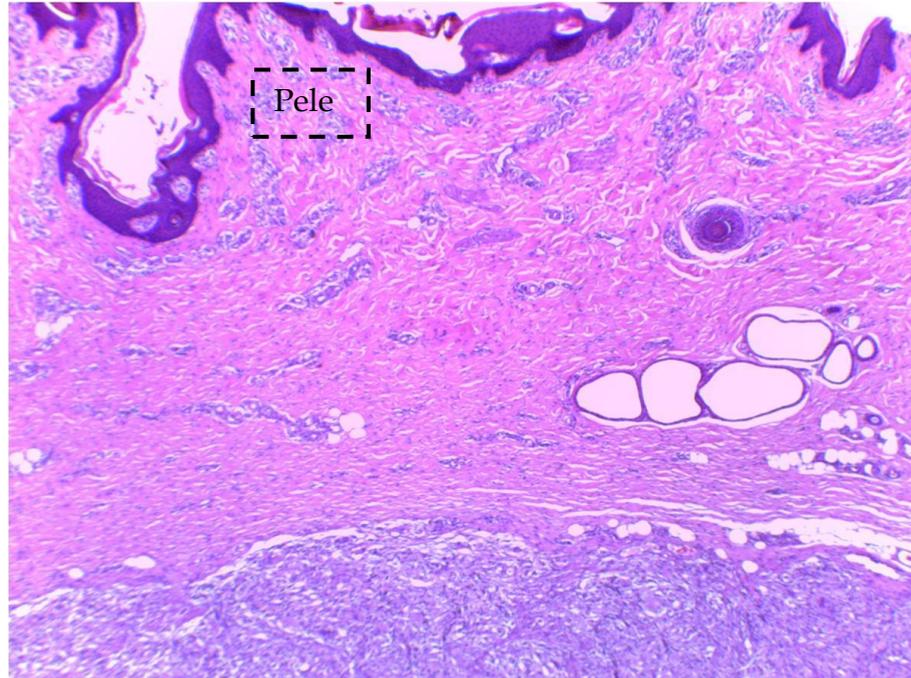


Figura 10. Hidrogel de Polissacarídeo subjacente à pele - Animal 167, mama D2 - HE, 400x.

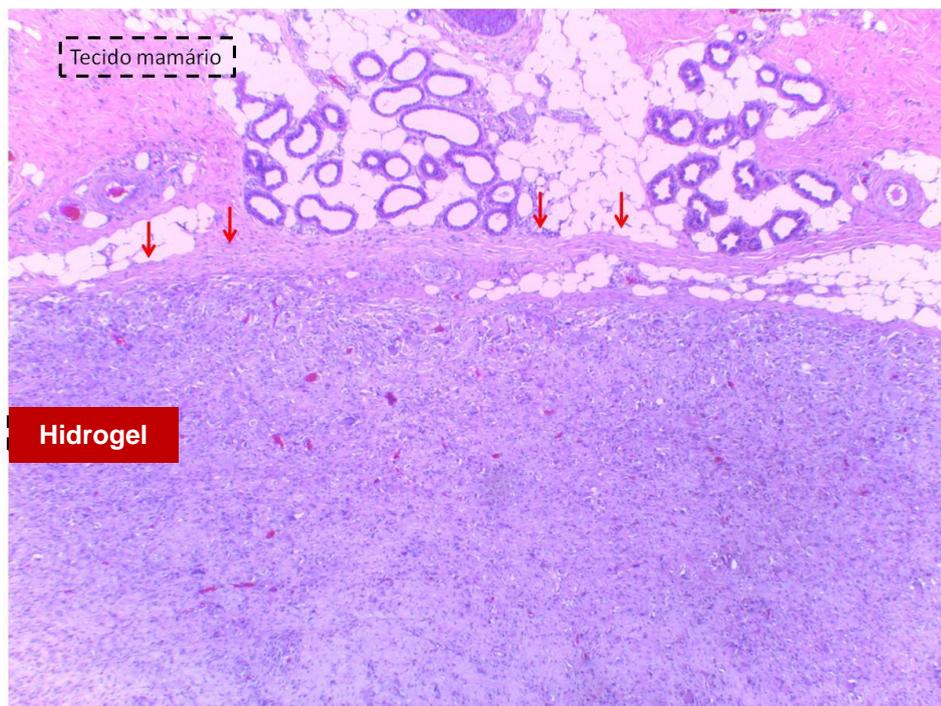


Figura 11. Polissacarídeo envolvido por delicada cápsula fibrosa, setas; tecido mamário adjacente sem particularidades - Animal 167, mama D2 - HE, 400x.

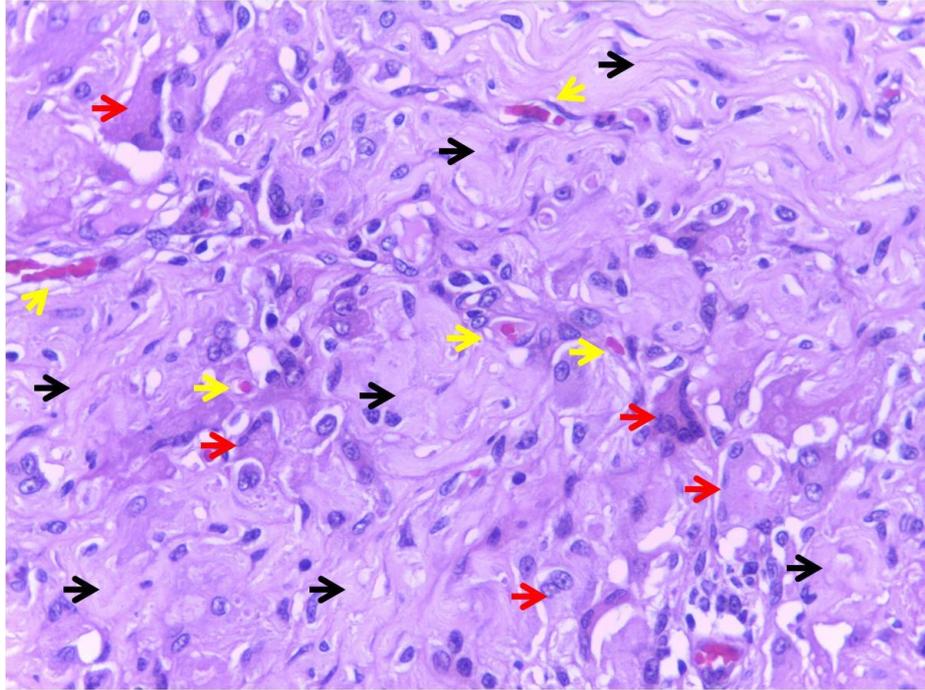


Figura 12. Área central do Hidrogel de Polissacarídeo com presença eosinofílos indicado pelas setas pretas, permeado por vasos, setas amarelas e reação inflamatória caracterizada por infiltrado linfomononuclear e células gigantes multinucleadas, setas vermelhas - Animal 165, mama D6 - HE, 400x.

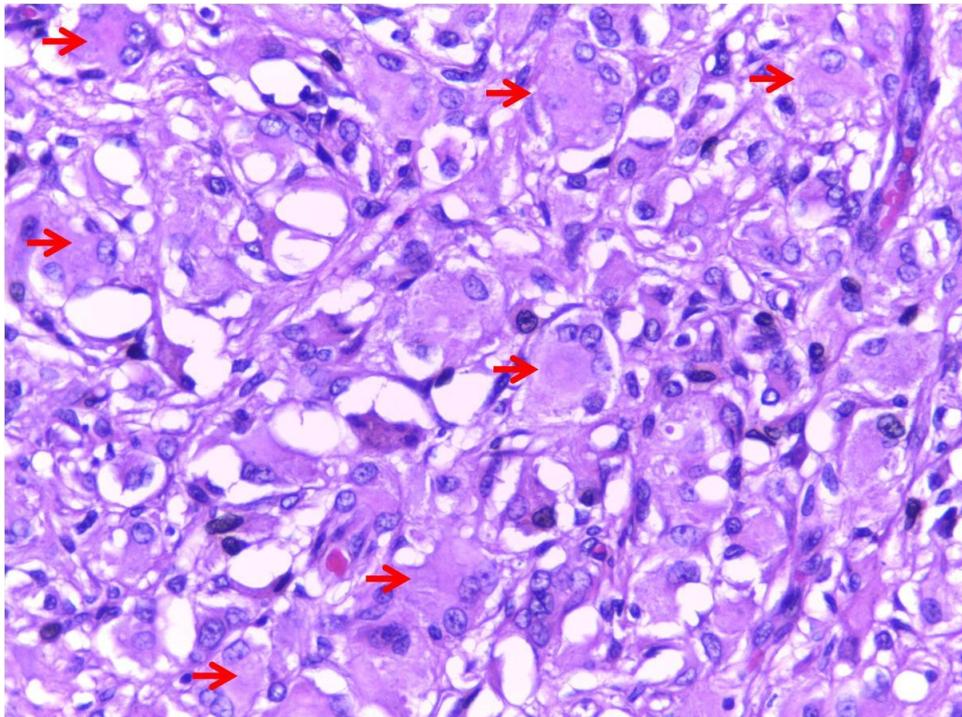


Figura 13. Área periférica Hidrogel de Polissacarídeo com frequentes células gigantes multinucleadas do tipo corpo estranho, setas - Animal 167, mama D2 - HE, 400x.

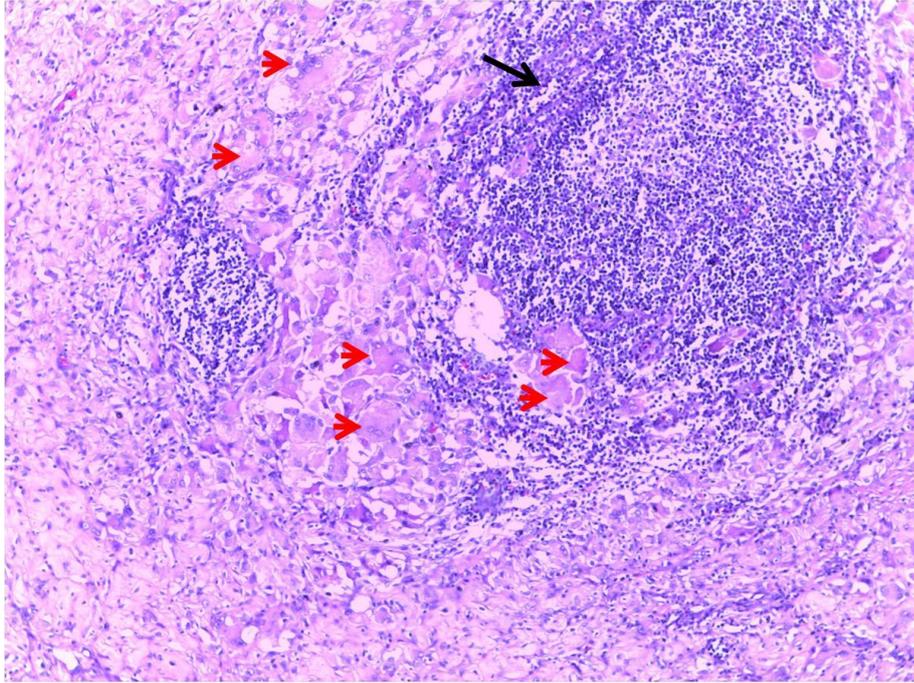


Figura 14. Reação inflamatória linfomononuclear com folículo linfoide, seta preta e frequentes células gigantes multinucleadas do tipo corpo estranho, setas vermelhas em meio ao polissacarídeo material eosinofílico de permeio - Animal 167, mama D2 - HE, 100x

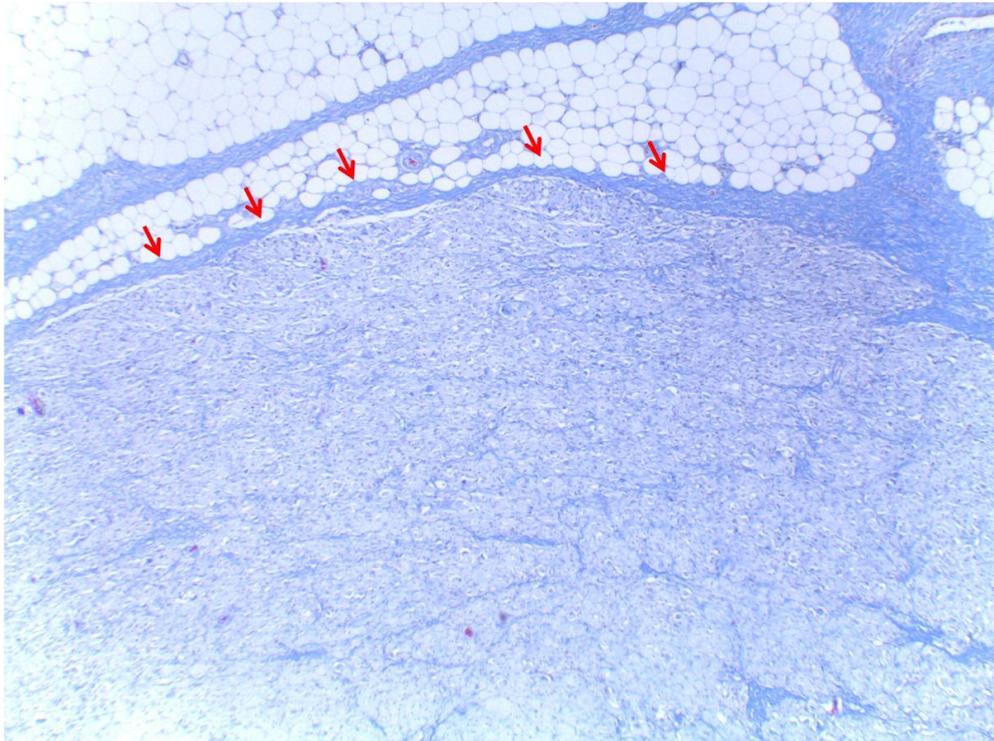


Figura 15. Hidrogel de Polissacarídeo envolvido por delicada cápsula fibrosa, setas - Animal 167, mama D2 - Tricrômico de Masson, 400x.

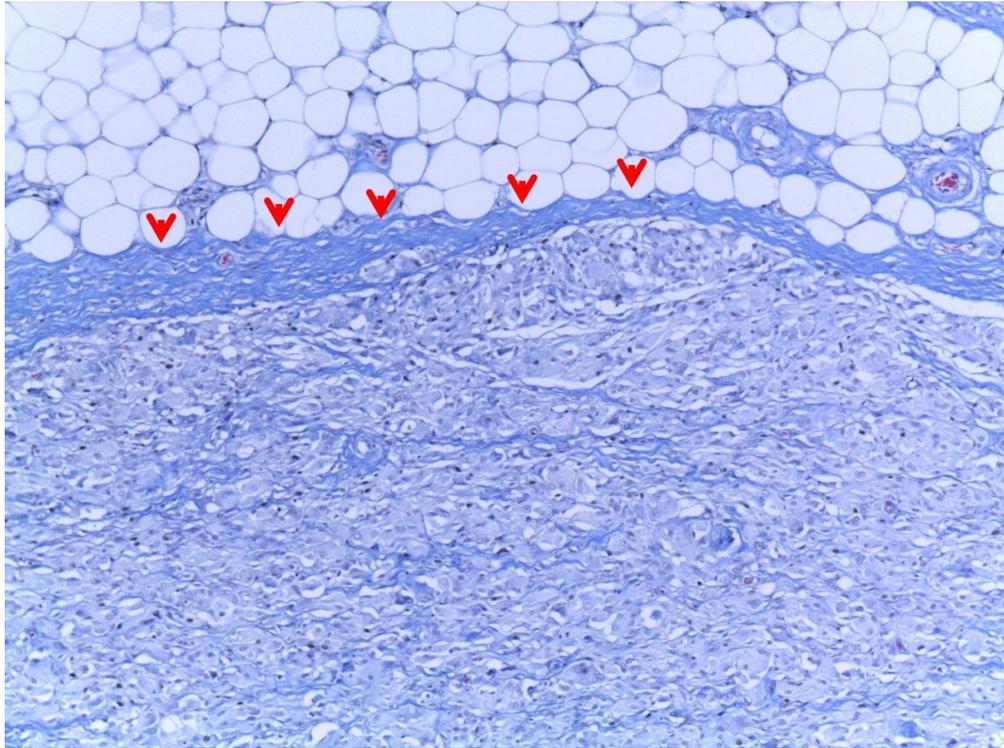


Figura 16. Hidrogel de Polissacarídeo envolvido por delicada cápsula fibrosa, setas - Animal 167, mama D2 - Tricrômico de Masson, 100x.

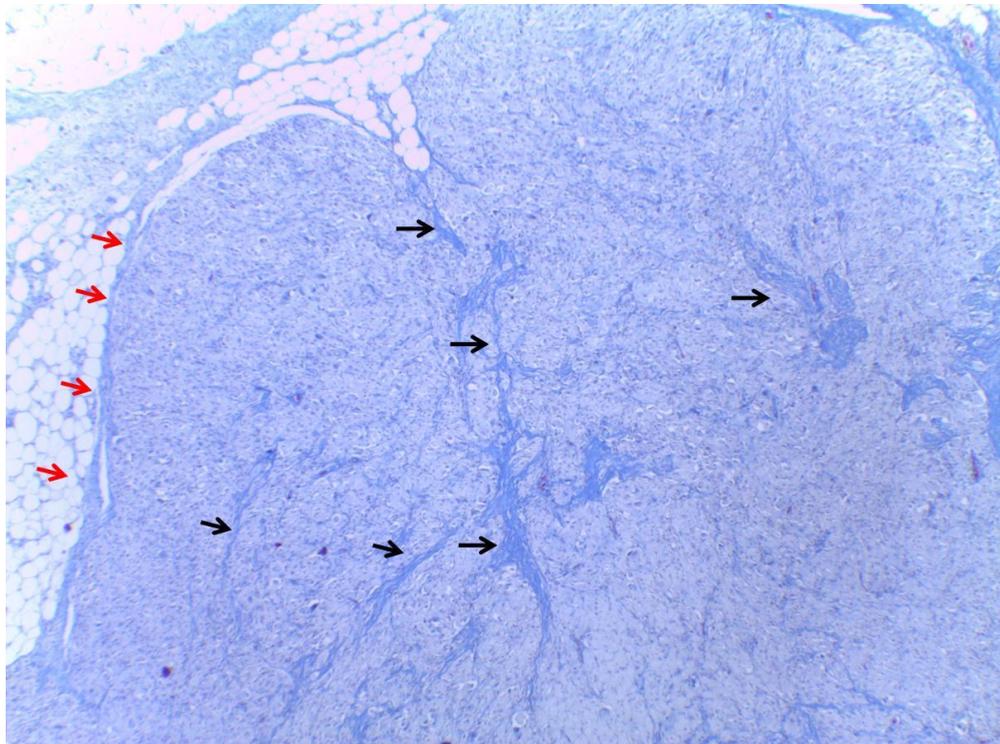


Figura 17. Hidrogel de Polissacarídeo parcialmente envolvido por cápsula fibrosa irregular setas vermelhas, e permeado por septos fibrosos, setas pretas - Animal 167, mama D2 - Tricrômico de Masson, 400x.

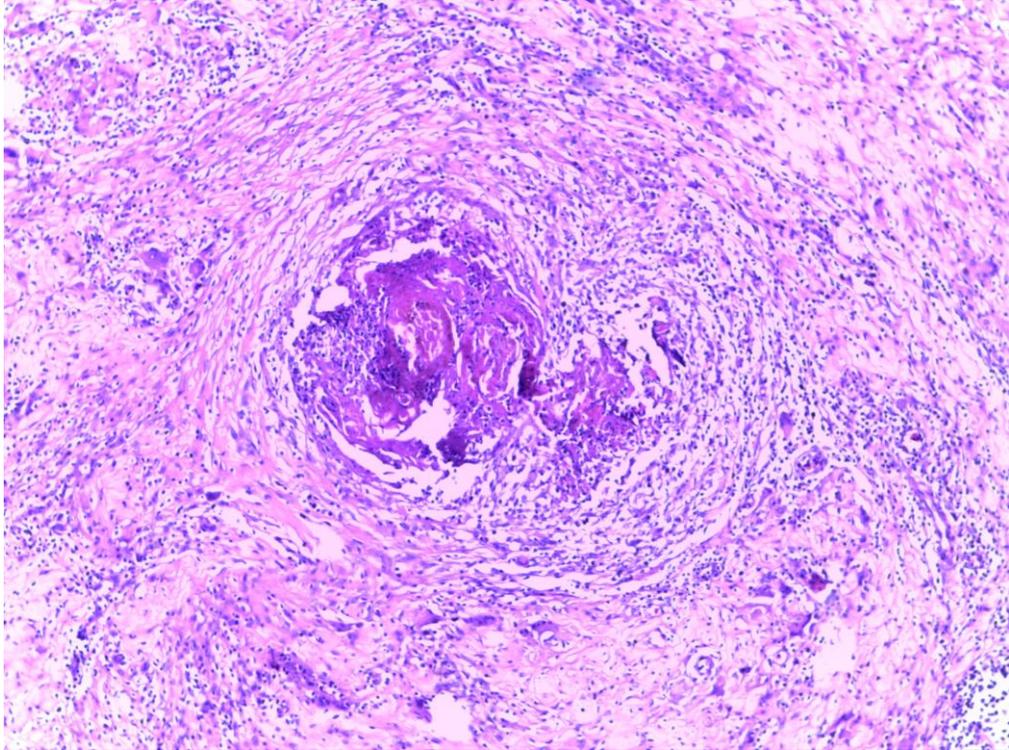


Figura 18. Foco de reação neutrofílica envolvendo lâminas de queratina em meio ao Hidrogel de Polissacarídeo - Animal 164, mama D6 - HE, 100x.

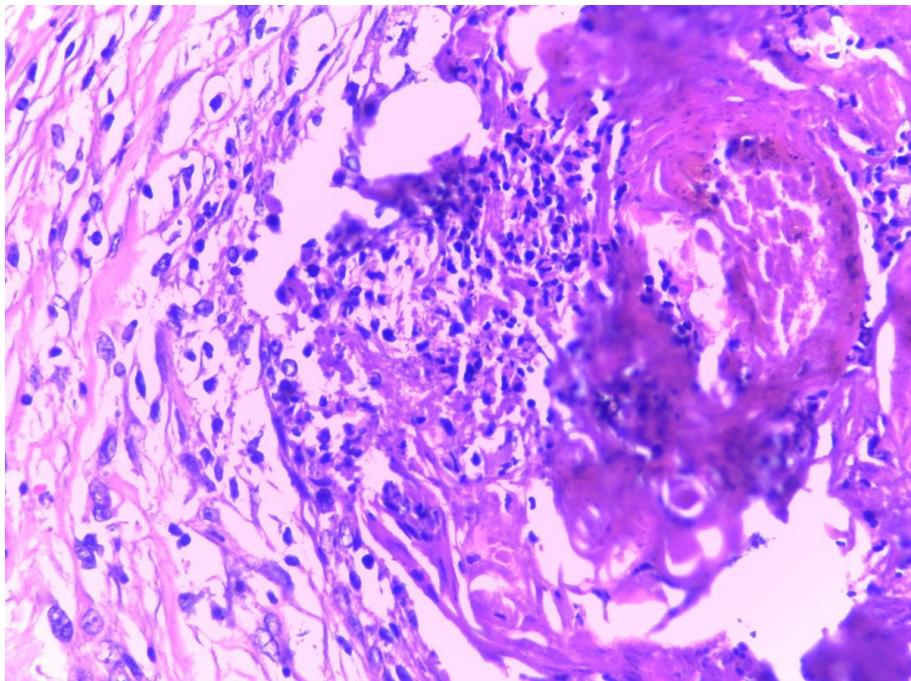


Figura 19. Foco de reação neutrofílica envolvendo lâminas de queratina em meio ao Hidrogel de Polissacarídeo - Animal 164, mama D6 - HE, 400x

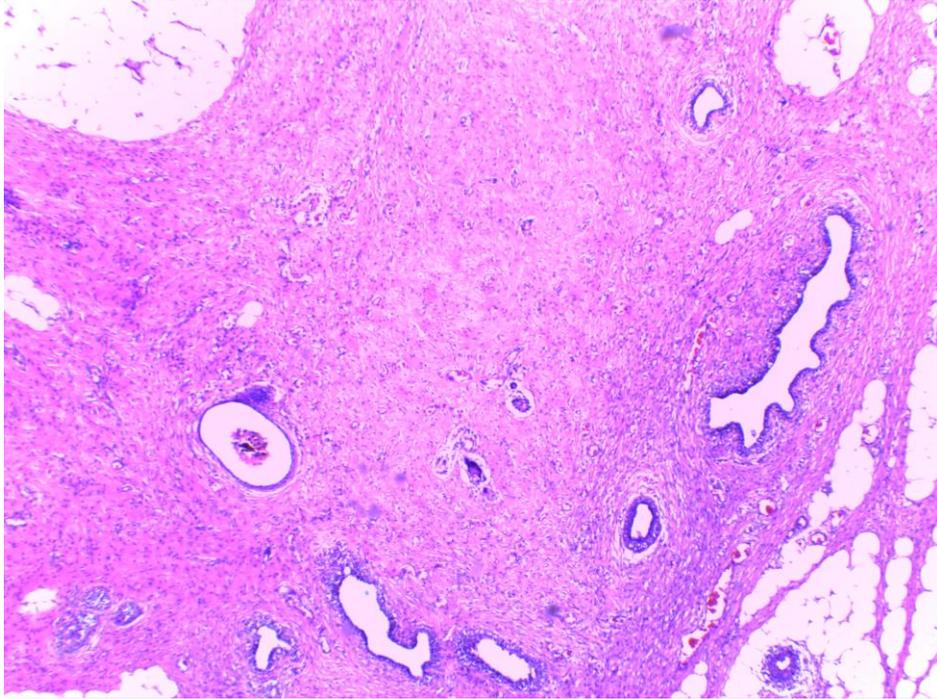


Figura 20. Área de fibrose cicatricial, em meio ao tecido mamário, correspondente ao sítio de manipulação cirúrgica - Animal 164, mama D2, controle - HE, 400x

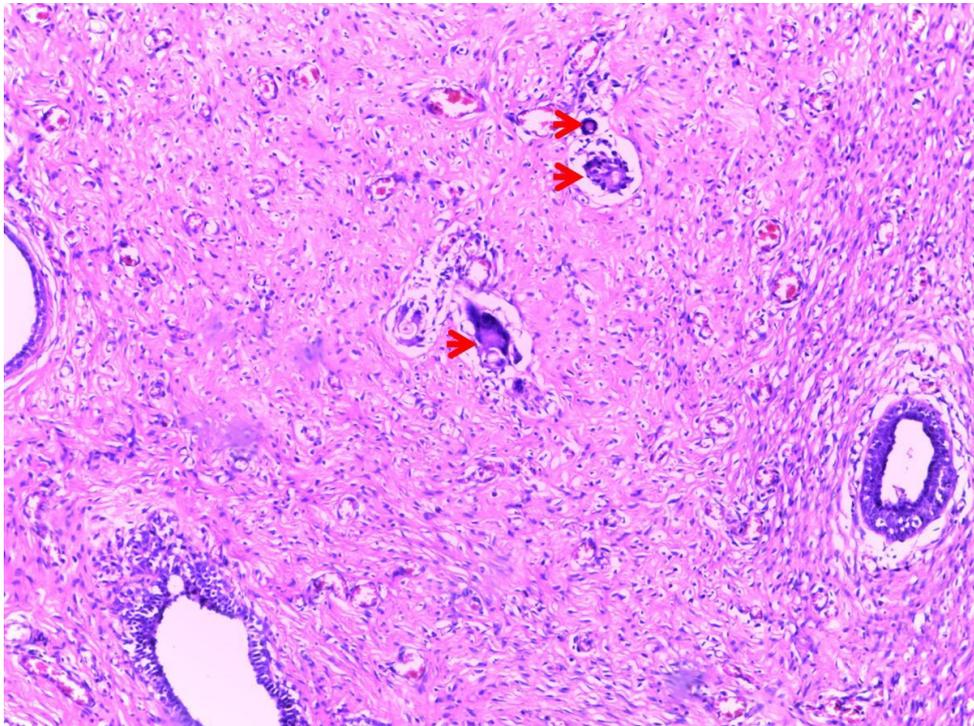


Figura 21. Área de fibrose cicatricial, correspondente ao sítio de manipulação cirúrgica, exibindo células gigantes do tipo corpo estranho, setas e vasos- Animal 164, mama D2, controle - HE, 100x.

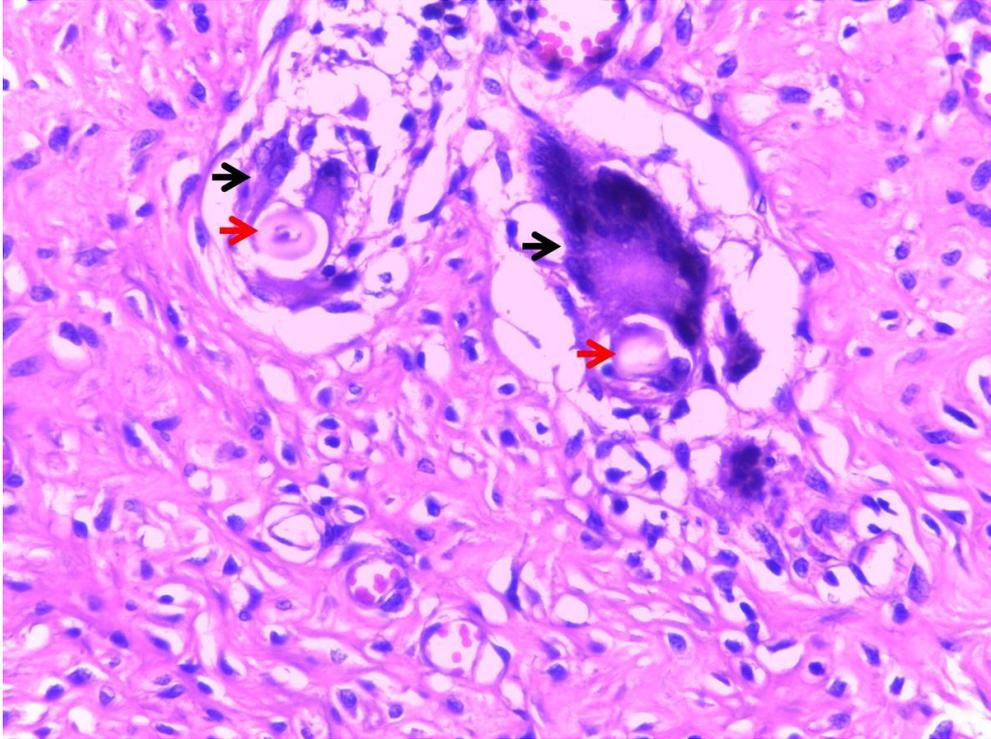


Figura 22. Área de fibrose cicatricial, correspondente ao sítio de manipulação cirúrgica, exibindo vasos e células gigantes do tipo corpo estranho (setas pretas) envolvendo restos de fios cirúrgicos (setas vermelhas) - Animal 164, mama D2, controle - HE, 40x

5 DISCUSSÃO

5.1 Escolha do tema

Nos últimos anos tem ocorrido alteração do padrão estético das mamas das mulheres. Para maior aumento de volume das mamas o silicone é no momento o material de melhor biocompatibilidade. Na busca de um novo material para substituir o silicone e reduzir os custos desse tratamento, esse estudo experimental de utilização de hidrogel de polissacarídeo de cana-de-açúcar em mamas de porca é uma forma de se atingir este objetivo. No modelo experimental, a manutenção da forma e volume das mamas são resultados estatísticos positivos, diferentemente do silicone que é totalmente isolado pela cápsula fibrosa, espessa, que envolve o implante mamário.

O polissacarídeo de cana-de-açúcar é biocompatível e de grande versatilidade podendo ser produzido em várias formas e densidades¹⁶, assim, pode adquirir consistência similar ao gel de silicone empregado nos implantes de aumentos mamários.

5.2 Aspectos sobre a metodologia do estudo

Em modelos experimentais presentes na literatura, foram utilizados animais como porcos, coelhos, camundongos e ratos^{50,51,62}. No estudo atual, utilizou-se porcas da raça Landrace, pela disponibilidade nestes animais no biotério e também por ser amplamente difundido e aceito na literatura mundial.

Picha et al.⁴⁴ em experimento com silicone em ratos, demonstram formação de células gigantes multinucleadas e invasão de macrófagos, de posição de colágeno e angiogênese, corroborando com os resultados do presente estudo.

Sinclair⁵⁴ utiliza espuma de poliuretano em experimento em ratos e encontra reação inflamatória com células gigantes multinucleadas e degradação do poliuretano, diferente do hidrogel de polissacarídeo de cana-de-açúcar, cujo material é substituído por novos tecidos.

5.3 Escolha de novo modelo para cirurgia de aumento da mama

Marques et al²¹. Em busca de material biocompatível para substituir artérias de pequeno e médio calibre em cães usaram o polissacarídeo de cana-de-açúcar com a finalidade de permitir o tratamento de doenças nas artérias que afetam milhões de pessoas. Estudaram o aspecto hemodinâmico e a histologia do polissacarídeo e do PTFE expandido, como remendo em artéria femural. Não observaram infecção, dilatação, ruptura ou trombose nos grupos estudados. Encontraram respostas inflamatória crônica com neutrófilos e linfócitos e fibrose em ambos os grupos estudados e concluíram que o polissacarídeo de cana-de-açúcar é um substituto adequado como remendo em artérias femurais de cães.

Castro et al¹⁶, examinando a citotoxicidade in vitro do polissacarídeo de cana-de-açúcar produzido pela *Zoogloea sp*, em ratos, em poços de cultura, macrófagos alveolares de ratos, foram expostos a membrana do polissacarídeo, pilitetrafluoretileno (PTFE) e telas de polipropileno em meio a cultura RMMI 1640. As médias das respostas citotóxicos dos macrófagos foram avaliadas entre os três materiais e um controle com meio de cultura. A membrana do polissacarídeo de cana-de-açúcar não apresentou resposta tóxica para as culturas celulares e têm alta biocompatibilidade quando comparadas aos três ensaios de citotoxicidade utilizados.

Aguiar et al¹⁹, em estudo a utilização do polissacarídeo de cana-de-açúcar e pilitetrafluoretileno (PTFE) como remendo em arterioplastias femurais de cães, não observaram casos de infecções. Encontraram resposta inflamatórias crônica com neutrófilos, linfócitos a presença de fibroblastos e fibroses. Esses elementos foram encontrados no atual estudo.

Cavalcanti et al⁶³. estudando membrana celulósica de polissacarídeo de cana-de-açúcar, (biofilm). Concluíram que enzimas tipo tripsina podem ser estabilizadas em membranas do polissacarídeo corroborando com esse trabalho que mostra a permanência do hidrogel de polissacarídeo na região sub-glandular das mamas das porcas.

Silveira et al⁶⁴. avaliaram a força máxima de tensão e deformação de membranas de polímeros de cana-de-açúcar perfuradas e contínuas em ratos, utilizaram uma

maquina universal de ensaio EMIC DL 500 após retirada do material do subcutâneo dos ratos. A força máxima de tensão medida em Newton foi maior nas membranas contínuas. A deformação foi maior para ambas as membranas no pós-operatório.

Falcão et al⁶⁵. em avaliação biomecânica carga de ruptura entre a membrana de celulose produzido pela bactéria *Zoogloea sp* e uso de pilitetrafluoretileno expandido como implantes de reparo de defeitos produzidos na parede abdominal em ratos, observaram que a ruptura no grupo que recebeu o pilitetrafluoretileno expandido foi maior que o grupo que recebeu as membranas de celulose, corroborando com o presente estudo em que a expansão com o hidrogel de polissacarídeo de cana-de-açúcar, utilizado como expansor das mamas não produziu danos as mesmas.

Albuquerque et al⁶⁶. estudando a mensuração das áreas cicatrizadas dos defeitos osteocondrais produzidos em cêndilos femorais de coelhos, preenchidos com gel de biopolímero de cana-de-açúcar, não encontram diferença nas dimensões das áreas que foram tratados com o gel de polissacarídeo e o grupo controle o que foi confirmado pela diferença insignificante entre as médias das áreas nos grupos controle e estudo. Diferentemente do presente estudo em que as diferenças entre as médias entre os grupos controle e estudo foram significativas após a aplicação do hidrogel de polissacarídeo de cana-de-açúcar.

Silva et al¹⁸. estudando enxerto livre de membrana de polissacarídeo de cana-de-açúcar e esponja de gelatina absorvível, Gelfoam[®], observaram que no final do experimento que os enxertos do polissacarídeo permaneceram.

5.4 Analisando os achados histológicos

A análise histológica desse experimento, mostra uma delicada estrutura fibrótica, descontínua, que permite integração do hidrogel com o tecido mamário onde células formam vasos e novos tecidos (Fig.12, 14 e 16). A contratura da cápsula fibrosa que ocorre em volta dos implantes de silicone é um ponto negativo para esse tipo de material, diferentemente de achados encontrados em cápsulas fibrosas de implantes de silicone, Capozzi ²⁸ e Penini ⁴¹. Os depósitos do hidrogel, envolvidos pela reação inflamatória, apresentam disposição “nodular localizada”, por vezes com pequenos

brotamentos periféricos (Fig11) e são envolvidos parcialmente por fibrose, que em muitos casos configura uma encapsulação parcial. A deposição de colágeno ocorre em forma de septos que penetram no hidrogel com muita facilidade. Esse achado sinaliza a angiogênese que acompanha o processo inflamatório crônico à resposta fibrogênica suscitados pelo hidrogel. O tecido mamário adjacente aos depósitos apresenta arquitetura ducto-lobular preservada e estruturas glandulares normais, sem evidências de lesão inflamatória, ectasias ductais, fibrose ou outras alterações.

No maior tempo pós-operatório observado, trinta dias, o exame dos espécimes, linfócitos, plasmócitos, e macrófagos são vistos em cortes histológicos bem como as células gigantes de corpo estranho. Observa-se a persistência do hidrogel de polissacarídeo no tecido mamário após o período do estudo, sendo envolvido por uma reação inflamatória crônica caracterizada pela presença de infiltrado linfomononuclear - constituído por linfóide e frequentes células gigantes multinucleadas do tipo corpo estranho, eosinófilo em meio ao hidrogel de polissacarídeo (Figura 14). Foco de reação neutrofílica é observado envolvendo lâmina de queratina (Figura 18). Nos focos de manipulação cirúrgica, onde há fibrose leve, de padrão cicatricial, acompanhada geralmente de leve proliferação vascular, por vezes reação inflamatória crônica com infiltrado linfomononuclear leve e deposição de hemossiderina. Em alguns casos, identificam-se eosinófilos, presentes nos focos de manipulação e na derme suprajacente. Isto se justifica pela introdução através do Jelco de células epiteliais até o sítio de infiltração do hidrogel, este fato demonstrou que os materiais utilizados não causaram agressão importante aos tecidos onde foram implantados o hidrogel, sinalizando a boa tolerância do material pelo tecido hospedeiro.

No momento inicial da pesquisa, antes da aplicação do hidrogel de polissacarídeo e soro fisiológico verificou-se que no grupo controle (C) a média do diâmetro das bases das mamas participantes é menor que a média do diâmetro das bases das mamas do grupo que receberam o hidrogel de polissacarídeo (B) (1,33cm e 1,60cm, respectivamente). Porém, no teste de comparação de distribuição verifica-se que ele não foi significativo (p-valor = 0,059).

Quanto ao diâmetro, o p-valor do teste de comparação de distribuição não foi significativo (p-valor = 0,275) indicando que as mamas dos dois grupos possuem

distribuições idênticas em relação a altura das bases das mamas até as bases dos mamilos. Desta forma podemos considerar que os dois grupos são homogêneos no momento inicial da pesquisa.

Assim, considerando a literatura pertinente e os resultados obtidos nesse trabalho, acredita-se que o material avaliado mereça estudos adicionais, para que o emprego do mesmo em humanos seja feito com bases biológicas mais seguras e confiáveis e consistentes.

6 CONCLUSÕES



Com base na metodologia empregada o nos resultados encontrados pode-se afirmar que:

1. O hidrogel de polissacarídeo de melaço da cana-de-açúcar é estável em relação ao aumento do diâmetro e altura das mamas;
2. O padrão histológico da reação inflamatória dos tecidos subjacentes aos implantes com hidrogel de polissacarídeo de melaço de cana-de-açúcar é biocompatível, com reação inflamatória crônica tipo corpo estranho.

REFERÊNCIAS

1. Eyssen JE, Von Werssowetz AJ, Middlethon GD. Reconstruction of the breast using polyurethane-coated prostheses. *Plast Reconstr Surg* 1984; 73(3):415-21.
2. Wilkinson TS. Polyurethane-coated implants. *Plast Reconstr Surg* 1985; 76(6):925-6.
3. Pitanguy I, Mariz SD. Mamoplastia redutora. Técnica de Pitanguy: 25 anos de experiência. *Arq Med* 1985; 87(1):9-1.
4. Picha GJ, Goldstein JA, Sthor E. Natural-Y Mème polyurethane versus smooth silicone: analysis of the soft-tissue interaction from 3 days to 1 year in the rat animal med!. *Plast Reconstr Surg* 1990; 85(6):903-16.
5. O'Connel JB. Removal of stacked polyurethane-covered mammary implants. *Plast Reconstr Surg* 1992; 90(5):930.
6. Benjamin C, Cohney BC. Polyurethane foam covered prostheses. *Brit J Plast Surg* 1993; 45(1):562-640.
7. Niazi ZMN, Salzberg CA, Montecalvo M. infection of bilateral polyurethane coated silicone gel breast implants. *Ann Plast Surg* 1996; 37:91-3
8. Andrews JM. Inclusões de silicone (dimetilpolisiloxane): estudo experimental e clínico. 1966. 145f. Tese-Livre Docência-Escola Paulista de Medicina, São Paulo.
9. Cohney BC, Benjamin C. Nineteen Years' Experience with Polyurethane Foam-covered Mammary Prosthesis: A Preliminary Report. *Plastic Surg.* 1991; 27(1):96-111.

10. Cronin, T. D., and Gerow, F. J. Augmentation mammoplasty: A new "natural feel" prosthesis. In Transactions of the Third International Congress of Plastic and Reconstructive Surgery. Amsterdam: Excerpta Medica, 1964.
11. Bondurant, S., Ernster, V., and Herdman, R. (Eds.). Safety of Silicone Breast Implants. Washington, D.C.: National Academy Press, 2000.
12. Maxwell, G. P., and Baker, M. R. Augmentation mammoplasty: General considerations. In S. L. Spear (Ed.), Surgery of the Breast, 2nd Ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2006. P. 1237.
13. Paterson-Beedle M, Kennedy JF, Melo FAD, Lloyd LL, Medeiros V. A cellulosic exopolysaccharide produced from sugarcane molasses by a Zoogloea sp. Carbohydr Polym. 2000; 42: 375-83.
14. Coelho M, Carrazoni P, Monteiro V, Melo F, Mota R, Tenorio Filho F. Biopolímero produzido a partir da cana-de-açúcar para cicatrização cutânea. Acta Cir Bras. 2001;17(Supl.1):11-3
15. Melo F. Contribuição ao estudo cinético da produção de polissacarídeos extracelulares por Zoogloea sp. em melaço de cana-de-açúcar. [Mestrado]. Recife: Universidade Federal de Pernambuco; 2003.
16. Castro CMMB, Aguiar JLA, Melo FAD, Silva WTF, Marques E, Silva DB. Citotoxicidade de biopolímero de cana-de-açúcar. An Fac Med Univ Fed Pernamb. 2004;49:119-23.
17. Lima F, Lima J, Hirakawa P, Medeiros Júnior D, Lima F, Aguiar J. Resposta inflamatória a membranas de biopolímero de cana-de-açúcar e telas de

- polipropileno R implantadas no peritônio parietal de ratos. *An Fac Med Univ Fed Pernamb.* 2005;50(1):37-40.
18. Chagas AM, Aguiar JLA, Vilar FO, Lima SVC. Uso da membrana de biopolímero de cana de açúcar em reconstrução uretral. *Interl Braz J Urol.* 2005; 30: 43-43.
 19. Silva D, Aguiar J, Marques A, Coelho A, Rolim Filho E. Miringoplastia com enxerto livre de membrana de biopolímero de cana-de-açúcar e fascia autóloga em *Chinchilla laniger*. *An Fac Med Univ Fed Pernamb.* 2006;51(1):45-51.
 20. Aguiar J, Lins E, Marques S, Coelho A, Rossiter R, Melo R. Sugarcane biopolymer patch in femoral artery angioplasty in dogs. *Acta Cir Bras.* 2007;22(Supl. 1):77-81.
 21. Marques SRB, Lins EM, Albuquerque MCS, Aguiar JLA. Sugarcane biopolymer patch in femoral vein angioplasty dogs. *J Vasc Surg.* 2012; 55:517-21.
 22. Carvalho Júnior AM, Santos MM, Barkokébas BB, Aguiar JLA, Lima SVC, Dambros M. Characterization of the deposition of collagen fibers and. *Int Braz J Urol.* 2012;38:544-51.
 23. Sociedade brasileira de cirurgia plástica. Associação médica brasileira [internet]. 2010. [acesso em 2012 out 04]. Disponível em: [http://www.cirurgioplastica.abrorg.br/noticias/cirurgiasesteticasrealizadasnobrasil, html](http://www.cirurgioplastica.abrorg.br/noticias/cirurgiasesteticasrealizadasnobrasil.html).
 24. Albuquerque PCVC, Santos SM, Aguiar JLA, Pontes N, Melo RJV. Estudo comparativo macroscópico dos defeitos osteocondrais produzidos em fêmures de coelhos preenchidos com gel de biopolímero da cana-de-açúcar. *Rev Bras Ortop.* 2011;46:577-84.

25. Rangel AEO, Aguiar JLA, Lima SVC, Araújo FC, Vilar FO, Pires JAC, Machado MR, Campos EG. A new biomaterial for the treatment of vesicouretral: experimental study. *Ann Int Braz J of Urol.* 2006;32:184.
26. Ashley FL. A new type of breast prosthesis. *Plast Reconstr Surg* 1970; 45(5):421-4.
27. Cocke WM, Leathers HK, Lynch JB. Foreign body reaction to polyurethane covers of some breast prostheses. *Plast Reconstr Surg* 1975; 56:527-30..
28. Capozzi A. Long-term complications of polyurethane-covered breast implants. *Plast Reconstr Surg* 1991; 88(3):458-61.
29. Slade CL, Peterson HD. Disappearance of the polyurethane cover of the Ashley Natural-Y prosthesis. *Plast Reconstr Surg* 1982; 70(3):379-82.
30. Schatten WE. Reconstruction of breasts following mastectomy with polyurethane-covered, gel-filled prostheses. *Ann Plast Surg* 1984; 12(2):147-56.
31. Herman S. The Mème implant. *Plast Reconstr Surg* 1984; 73(3):411-4.
32. Dolsky RL. Polyurethane-coated implants. *Plast Reconstr Surg* 1985; 76(6):974-5.
33. Pollock H. polyurethane-covered breast implant. *Plast Reconstr Surg.* 1984; 74(5):729.
34. Brand KG. Polyurethane-coated silicone implants and the question of capsular contracture. *Plast Reconstr Surg* 1984; 73:498.
35. Pennisi VR. Polyurethane-covered silicone gel mammary prosthesis for successful breast reconstruction. *Aesth Plast Surg.* 1985; 9:73-7.
36. Loverme PJ, Kelleher JC. "Saline float" positioning of the polyurethane-covered breast prosthesis. 1986; 78:845-6.

37. Jabaley ME, Das SK. Late breast pain following reconstruction with polyurethane-covered implants. *Plast Reconstr Surg* 1986; 76(3):390-5.
38. Melmed EP. Polyurethane implants: a 6-year review of 416 patients. 1988; 82(2):285-90.
39. Hester Jr. TR, Nahai F, Bostwick J, Cukie J. A 5-years experience with polyurethane-covered mammary prostheses for treatment of capsular contracture, primary augmentation mammoplasty and breast reconstruction. *Clin Plast Surg* 1988; 15(4):569-85.
40. Melmed EP. Treatment of breast contractures with open capsulotomy and replacement of gel prostheses with polyurethane-covered implants. *Plast Reconstr Surg* 1990; 86(2):270-4.
41. Pennisi VR. Long-term use of polyurethane breast prostheses: a 14 years experience. *Plast Reconstr Surg* 1990; 86(2):368-7.
42. Pitanguy I, Brentano J, Ramalho MC, Porto MJ. Implante de silicone com revestimento de poliuretano. *Rev Bras Cir* 1990; 80(2):119-30.
43. Bruck MG. Long term results of polyurethane-covered prostheses. *Aesth Plast Surg* 1990; 14:85-6.
44. Picha GJ, Goldstein JA, Sthor E. Natural-Y Môme polyurethane versus smooth silicone: analysis of the soft-tissue interaction from 3 days to 1 year in the rat animal med!. *Plast Reconstr Surg* 1990; 85(6):903-16.
45. Caftee HH, Hathaway C. Polyurethane foam-covered implants and capsular contracture: a laboratory investigation. *Plast Reconstr Surg* 1990; 86(4):708-12.

46. Cohney BC. Nineteen years experience with polyurethane foam-covered mammary prosthesis: a preliminary report. *Ann Plast Surg* 1991; 27(1):27-30.
47. Hester Jr. TR, Cukic J. use of stacked polyurethane-covered mammary implants in aesthetic and reconstructive breast surgery. *Plast Reconstr Surg* 1991; 88(3):503-9.
48. Pitanguy I, Salgado F, Radwanski HN, Stersa RM. Estágio atual dos implantes mamários. *Rev Bras Cir* 1991; 81 (6):291-9.
49. Gasperoni C, Salgarello M, Gargani G. Polyurethane-covered mammary implants: a 12-year experience. *Ann Plast Surg* 1992; 29(4):303-8.
50. Sinclair TM, Kerrigan CL, Buntic R. Biodegradation of the polyurethane foam covering of breast implants. *Plast Reconstr Surg* 1993; 92(6):1.003-13.
51. Bucky LP, Ehrlich HP, Sohoni S, May Jr JW. The capsule quality of saline filled smooth-silicone texturized, and polyurethane implants in rabbits: a long term study. 1994; 93(6):1.123-31.
52. Handel N, Jensen JA, Black Q, Waisman JR, Silvertein MJ. The fate of breast implants: a criticar analysis of complications and outcomes. *Plast Reconstr Surg* 1995; 96:1.521.
53. Bastos EM, Sabino Neto M, Alves MTS, Garcia EB, Santos RA, Heink T, Pereira JB, Ferreira LM. Histologic analysis of zafirlukast's effect on capsule formation around silicone implants. *Aesthetic Plastic Surg*. 2007;31(1):559-65.
54. Sinclair TM. Biodegradation of the polyurethane foam, revisited in the rat model. *PLast Reconstr Surg* 1995; 96: 1.326.

55. Fryzer JP. Characteristics of women with cosmetic breast augmentation surgery compared with breast reduction surgery patients and women in the general population of Sweden. *Ann Plast Surg* 2000; 45:349-56.
56. Umansky C. Infection with polyurethane-coated implants. *Plast Reconstr Surg* 2000; 105:1.542-52.
57. Karnes J. Simultaneous breast augmentation and lift. *Aesth Plast Surg* 2000; 24:148-54.
58. Heistein JB, Mangino JE, Ruberg RL, Bergese JJ. A prosthetic breast implant infected with mycobacterium fortuitum. *Ann Plast Surg* 2000; 44:330-3.
59. Spear SL, Elmaraghy M, Hess C. Textured-surface saline-filled silicone breast implants of augmentation mamaplasty. *Plast Reconstr Surg* 2000; 105:1.542-52.
60. Collis N, Sharpe DT. Recurrence of subglandular breast implant capsular contracture: Anterior versus total capsulectomy. *Plast Reconstr Surg* 2000; 106:792-7.
61. Collis N, Sharpe DT. Silicone gel-filled breast implants integrity: A retrospective review of 478 consecutively explanted implants. *Plast Reconstr Surg* 2000; 105:1.979-85.
62. Friedman HI, Friedman AC, Carson K. The fate of the fibrous capsule after saline implant removal. *Ann Plast Surg* 2001; 46(3):215-21.
63. Cavalcante AHM, Carvalho Jr. LB, Carneiro da Cunha MG. Cellulosic Exopolysaccharide produced by *Zoogloea sp* as a film support for trypsin immobilisation. *Bio Eng J*. 2006 Mar; 29(3):258-61.

64. Silveira AA, Dantas MLM, Almeida YMB, Aguiar JLA. Estudo biomecânico de membranas de biopolímero de cana-de-açúcar perfuradas e contínuas implantadas no celular subcutâneo da parede abdominal de ratos. *An Fac Med Fed Pernamb.* 2007;52:55-9.
65. Falcão SC, Coelho ARB, Evêncio Neto J. Avaliação biomecânica de membranas de celulose microbiana (*Zoogloea sp.*) e de politetrafluoretileno expandido como implantes no reparo de defeitos produzidos na parede abdominal em ratos. *Acta Cirur Bras.* 2008;23:184-91.
66. Albuquerque PCVC, Aguiar JLA, Santos SSM, Pontes Filho N, Mello RJV, Costa MLCR, Albuquerque CMC, Almeida TMS, Santos AHS, Silva JC. Comparative study of the areas of osteochondral defects produced in the femoral condyles of rabbits treated with gel of sugarcane biopolymer. *Acta Cirur Bras.* 2011; 26: 383-6.

ANEXO

ANEXO A - COMITÊ DE ÉTICA

Universidade Federal de Pernambuco
Centro de Ciências Biológicas

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



Recife, 11 de abril de 2012.

Ofício 431/12

Comissão de Ética em Experimentação Animal (CEEA) da UFPE
Para: **Prof. José Lamartine Aguiar**
Processo nº 23076.032120/2010-78

Os membros da Comissão de Ética em Experimentação Animal do Centro de Ciências Biológicas da Universidade Federal de Pernambuco (CEEA-UFPE) avaliaram seu projeto de pesquisa intitulado: "**Biopolímero de cana-de-açúcar nas mastoplastias de porcas**".

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

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

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

Atenciosamente,

Observação: A Pesquisa seria realizado com cadelas; modificando para Porcas.

Observação: Origem dos animais: Granja em Goiana/PE - executado no Núcleo de Cirurgia Experimental - UFPE; Animais: Porcas raça Landrace; Sexo: fêmeas; Idade: adulto jovem; Peso: 20Kg; Nº de Animais previsto no projeto: 10 animais.

Maria Teresa Jansen



Prof. Maria Teresa Jansen
Presidente do CEEA