

RODRIGO TEIXEIRA SINISCALCHI

**EFEITOS BIOMECÂNICOS DA INCLUSÃO DE ORIFÍCIOS
DE TAMANHO PADRONIZADO EM TELAS
DE POLIPROPILENO MONOFILAMENTAR
NA INTERFACE TECIDUAL DA PAREDE ABDOMINAL
DE RATAS ADULTAS**

CAMPINAS

Unicamp

2008

RODRIGO TEIXEIRA SINISCALCHI

**EFEITOS BIOMECÂNICOS DA INCLUSÃO DE ORIFÍCIOS
DE TAMANHO PADRONIZADO EM TELAS
DE POLIPROPILENO MONOFILAMENTAR
NA INTERFACE TECIDUAL DA PAREDE ABDOMINAL
DE RATAS ADULTAS**

Dissertação de Mestrado apresentada à Pós-Graduação da
Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual
de Campinas para obtenção do título de Mestre em
Cirurgia, área de concentração em Cirurgia.

ORIENTADOR: PROF. DR. CÁSSIO LUÍS ZANETINI RICCETTO

CO-ORIENTADOR: PROF. DR. PAULO CÉSAR RODRIGUES PALMA

CAMPINAS

Unicamp

2008

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS DA UNICAMP**

Bibliotecário: Sandra Lúcia Pereira – CRB-8ª / 6044

Si65e Siniscalchi, Rodrigo Teixeira
Efeitos biomecânicos da inclusão de orifícios de tamanho padronizado em telas de polipropileno monofilamentar na interface tecidual da parede abdominal de ratas adultas / AUTORIA.
Campinas, SP : [s.n.], 2008.

Orientador : Cássio Luís Zanettini Riccetto
Dissertação (Mestrado) Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Ciências Médicas.

1. Telas cirúrgicas. 2. Polipropileno. 3. Biomecânica. I. Riccetto, Cássio Luís Zanettini. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

Título em inglês : Biomechanical effects of the inclusion of the standardized orifices in monofilament polypropylene meshes at abdominal wall interface of adult female rats

Keywords: • Surgical Mesh
• Polypropylene
• Biomechanical

Titulação: Mestre em Cirurgia
Área de concentração: Cirurgia

Banca examinadora:

Prof. Dr. Cássio Luís Zanettini Riccetto
Prof. Dr. Cristiano Mendes Gomes
Prof. Dr. Marcelo Lopes de Lima

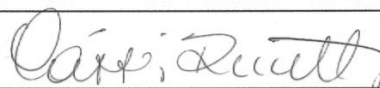
Data da defesa: 11 - 11 - 2008

Banca Examinadora da Dissertação de Mestrado
Rodrigo Teixeira Siniscalchi

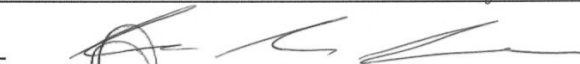
Orientador: Prof. Dr. Cássio Luís Zanettinni Riccetto

Membros:


1. Prof. Dr. Cássio Luís Zanettinni Riccetto -



2. Prof. Dr. Cristiano Mendes Gomes -



3. Prof. Dr. Marcelo Lopes de Lima -



Curso de Pós-Graduação em Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas
da Universidade Estadual de Campinas.

Data: 11/11/2008

DEDICATÓRIA

À minha mãe Lêda pela inesgotável dedicação aos filhos, cuja garra e determinação me serviram de exemplo.

À Nilbia, minha esposa, pelo carinho e compreensão dispensados a mim.

À pequena Maria Clara que veio encher de luz e felicidade a vida de nossas famílias.

Ao tão esperado e já muito amado Bernardo que no ventre da mamãe compreende os motivos da minha ausência.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Cássio Luís Zanettini Riccetto, por todo o apoio e incentivo dedicado à elaboração e confecção deste projeto, cuja dedicação e obstinação constituem exemplos permanentes para todos que se dedicam à atividade acadêmica.

Ao Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Palma, que sempre generoso e compartilhador, acolhe e incentiva a promoção dos mais jovens.

Ao Dr. Luiz Carlos Maciel, amigo e preceptor da Residência, que me apresentou ao grupo de Urologia Feminina da UNICAMP, e mediante seu exemplo, despertou em mim a motivação para a pesquisa experimental.

Aos demais Preceptores da Residência de Urologia, Dr. Frederico Vilela de Oliveira, Dr. Alberto Kalil Kobbaz, que sempre estimularam o desenvolvimento de atividades científicas e me proporcionaram sólida formação clínica e acadêmica.

A Prof. Dr. Sérgio Visoni Vargas, que compartilhou comigo todo o caminho percorrido até agora, pela amizade e exemplo de equilíbrio e de determinação.

Aos demais amigos e parceiros na luta diária do trabalho: Dr. Sindalberto Fernando de Oliveira e Dr. Ricardo Vinícius Simões, pela paciência e inestimável ajuda nos momentos de ausência no dia a dia de trabalho.

Ao Prof. Dr. Inácio Maria Dal Fabbro, responsável pelo Laboratório de Propriedades Físicas e Mecânicas dos Materiais Biológicos, do Departamento de Máquinas Agrícolas da FEAGRI (Faculdade de Engenharia Agrícola) da Universidade Estadual de Campinas, quem acolheu e prestigiou este projeto.

A acadêmica de medicina Maria Beatriz Bracco Suarez, bolsista de iniciação científica, pela colaboração na execução dos procedimentos cirúrgicos.

Aos biólogos, Ana Cristina de Moraes e Willian Adalberto Silva e aos funcionários Miguel Luiz Candido e Waldemir Benedito Costa, do Laboratório de Técnica Cirúrgica e do Biotério do Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental da Universidade Estadual de Campinas, pelo inestimável auxílio durante os procedimentos e cuidados relacionados aos animais.

Ao Técnico em Engenharia Leandro Moraes, responsável pelo Laboratório de Máquinas Agrícolas da FEAGRI (Faculdade de Engenharia Agrícola) da Universidade Estadual de Campinas, pela amizade e auxílio na realização dos ensaios mecânicos.

Aos estatísticos, Cleide Aparecida Moreira Silva e Helymar da Costa Machado do Serviço de Bioestatística da Câmara de Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.

A todos que, direta ou indiretamente, concorreram para a realização deste trabalho.

*"A mente que se abre a uma nova idéia
jamais voltará ao seu tamanho original"*

Albert Einstein

	PÁG.
RESUMO	<i>xxix</i>
ABSTRACT	<i>xxxiii</i>
1- INTRODUÇÃO	37
1.1- Aspectos Gerais	39
1.2- Incidência	40
1.3- Etiopatogenia	41
1.4- Tratamento Cirúrgico dos Prolapsos dos Órgãos Pélvicos (POP)	43
1.5- Princípio do uso de implantes na cirurgia pélvica reconstrutiva	45
1.6- Justificativa	50
2- OBJETIVOS	51
3- MATERIAL E MÉTODOS	55
3.1- Amostra	57
3.2- Material	57
3.3- Anestesia e preparo	58
3.4- Descrição do Procedimento	58
3.5- Reoperação	59
3.6- Testes Biomecânicos	61
3.7- Análise das Variáveis	65
3.7.1- Carga.....	65
3.7.2- Deflexão.....	66
3.7.3- Consistência do Material.....	69
3.7.4- Trabalho.....	69
3.8- Análise Estatística	70

4- RESULTADOS	73
4.1- Observações realizadas no período pós-operatório	75
4.2- Carga Máxima	75
4.3- Deflexão até a Carga Máxima	77
4.4- Trabalho até a Carga Máxima	78
4.5- Consistência do Material	80
4.6- Carga na Ruptura	82
4.7- Deflexão na Ruptura	83
4.8- Trabalho até a Ruptura	85
5- DISCUSSÃO	87
6- CONCLUSÃO	97
7- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	101
8- ANEXOS	109
Anexo 1- Parecer do Comitê de Ética na Experimentação Animal	111
Anexo 2- Envio do manuscrito para publicação	112
Anexo 3- Premiação do manuscrito	113
9- APÊNDICES	115
Apêndice 1- Fundamentos da Física	117

LISTA DE ABREVIATURAS

a	Aceleração
A	Área
CEEA-IB-Unicamp	Comitê de ética na experimentação animal - Instituto de Biologia - Universidade Estadual de Campinas
CEMIB - Unicamp	Centro Multidisciplinar para Investigação Biológica
cm	Centímetro
D	Deslocamento
dp	Desvio Padrão
dyn	Dina
E	Elasticidade
EUA	Estados Unidos da América
F	Força
FEAGRI	Faculdade de Engenharia Agrícola
IVS	<i>Intravaginal slingplasty</i>
J	Joule
K	Módulo de Elasticidade
Kg	Kilograma
Kgf	Kilograma Força
£	Libras
m	Massa
mg	Miligrama
min	Minuto

mm²	Milímetro quadrado
m/s²	Metros por segundos ao quadrado
µm	Micrômetros
MUE	Máquina Universal de Ensaio
n	Número de amostra
N	Newtons
Nº	Número
p	Valor estatístico
POP	Prolapso dos Órgãos Pélvicos
PTFE	Politetrafluoroetileno
SI	Sistema Internacional
SIS	Submucosa intestinal suína
SPARC	<i>Suprapubic arc</i>
T	Tração (Força de tração)
TVT	<i>Tension-free vaginal tape</i>
UTM	Unidade Técnica de Massa
Unicamp	Universidade Estadual de Campinas
τ	Trabalho
x	Veze
=	Igual
%	Por cento

LISTA DE TABELAS

	PÁG.
Tabela 1- Fatores envolvidos na gênese dos prolapsos de órgãos pélvicos.....	42
Tabela 2- Classificação dos materiais das telas.....	46
Tabela 3- Análise descritiva e comparativa da variável carga máxima necessária para o desprendimento das telas da parede abdominal de 38 ratas adultas.....	76
Tabela 4- Análise descritiva e comparativa da variável deflexão na carga máxima necessária para o desprendimento das telas da parede abdominal de 38 ratas adultas.....	77
Tabela 5- Análise descritiva e comparativa da variável trabalho até a carga máxima necessário para o desprendimento das telas da parede abdominal de 38 ratas adultas.....	79
Tabela 6- Análise descritiva e comparativa da variável consistência do material nos testes realizados para o desprendimento das telas da parede abdominal de 38 ratas adultas.....	81
Tabela 7- Análise descritiva e comparativa da variável carga no momento da ruptura, ou desprendimento das telas da parede abdominal de 38 ratas adultas.....	82
Tabela 8- Análise descritiva e comparativa da variável deflexão no momento da ruptura, ou desprendimento das telas sem orifícios e das telas com orifícios da parede abdominal de 38 ratas adultas.....	84
Tabela 9- Análise descritiva e comparativa da variável trabalho até a ruptura, ou necessário para o desprendimento das telas da parede abdominal de 38 ratas adultas.....	86

LISTA DE FIGURAS

	PÁG.
Figura 1- Incidência de prolapso genital distribuída por década de vida.....	40
Figura 2- Níveis de suporte vaginal.....	43
Figura 3- Telas de polipropileno monofilamentar.....	58
Figura 4- Implante das telas.....	59
Figura 5- Retirada das amostras.....	60
Figura 6- Parede abdominal contendo as telas (face posterior e anterior).....	60
Figura 7- Sistema de ancoragem (presilha) utilizadas nos ensaios biomecânicos.....	61
Figura 8- Fixação do corpo de prova – bloco.....	62
Figura 9- Tensiômetro LLOYD TA 500 com corpo de prova fixado às presilhas.....	63
Figura 10- Gráfico característico: Carga “ <i>versus</i> ” Deslocamento, resultante de cada teste.....	64
Figura 11- Ensaio de tração.....	68
Figura 12- Valores máximos de carga de cada ensaio pareado.....	75
Figura 13- Representação gráfica da amostra (carga máxima).....	76
Figura 14- Deflexão na carga máxima de cada ensaio pareado.....	77
Figura 15- Representação gráfica da amostra (deflexão na carga máxima).....	78
Figura 16- Trabalho até a carga máxima de cada ensaio pareado.....	79
Figura 17- Representação gráfica da amostra (trabalho até a carga máxima).....	80
Figura 18- Consistência do material em cada ensaio pareado.....	80

Figura 19-	Representação gráfica da amostra (Consistência do material).....	81
Figura 20-	Carga no momento da ruptura de cada ensaio pareado.....	82
Figura 21-	Representação gráfica da amostra (carga no momento da ruptura)...	83
Figura 22-	Deflexão no momento da ruptura em cada ensaio pareado.....	84
Figura 23-	Representação gráfica da amostra (deflexão no momento da ruptura).....	85
Figura 24-	Trabalho até a ruptura de cada ensaio pareado.....	85
Figura 25-	Representação gráfica da amostra (trabalho até ruptura).....	86

RESUMO

Introdução: Os prolapso da parede vaginal são muito prevalentes. Em seu tratamento utilizam-se técnicas baseadas em suturas (correções sítio-específicas) ou, mais recentemente, o emprego de telas (próteses). Considerando-se a elevada taxa de recorrência com as técnicas convencionais, as telas passaram a representar uma opção potencial para o tratamento de casos selecionados de prolapso urogenitais. O material sintético mais utilizado atualmente é o polipropileno monofilamentar, com índices de cura de até 90%. Com o objetivo de diminuir a quantidade de material implantado e promover melhor integração da prótese aos tecidos, evitando, respectivamente, a dispareunia e a extrusão das mesmas, foi proposta a inclusão de orifícios de tamanho padronizado nas telas, denominados orifícios facilitadores de integração.

Objetivo: Avaliar, “in vivo”, as propriedades biomecânicas de um tipo tela de polipropileno monofilamentar e os efeitos da inclusão de orifícios facilitadores de integração sobre a resistência na interface com o leito receptor.

Material e Métodos: Foram utilizadas 40 ratas adultas nas quais foram implantadas, de um lado da sua parede abdominal, na interface entre a hipoderme e a fáscia anterior da musculatura abdominal, uma tela de polipropileno monofilamentar retangular medindo 24 x 11 mm sem orifícios (grupo 1) e, do outro lado uma tela semelhante, com 2 orifícios circulares de 6mm de diâmetro (grupo 2). Após 90 dias, as ratas foram sacrificadas sendo sua parede abdominal retirada e dividida simetricamente em 2 blocos, que continham, respectivamente, as telas com e sem orifícios. O estudo biomecânico foi realizado em um tensiômetro de precisão, no qual a tela era tracionada em sentido uniaxial até que se desprendesse da interface tecidual. Para quantificar a aderência e elasticidade tecidual, em cada grupo, foram analisadas as seguintes variáveis: carga máxima; deflexão até a carga máxima; trabalho até a carga máxima; consistência do material; além dos valores de carga, deflexão e trabalho executado no momento do desprendimento da tela.

Resultados: Verificou-se que a aderência das telas de polipropileno aos tecidos circunvizinhos aumentou significativamente com a inclusão de orifícios de tamanho padronizado como demonstrado na análise dos valores encontrados para a carga máxima ($p < 0,001$); trabalho até a carga máxima ($p < 0,001$); carga no desprendimento da tela ($p < 0,001$); e trabalho até o desprendimento da tela ($p < 0,001$). Os orifícios também

conferiram à tela de polipropileno maior elasticidade, como demonstrado na análise dos valores de deflexão até a carga máxima ($p < 0,001$) e deflexão até o desprendimento da tela ($p < 0,001$). Não foi observada diferença significativa ($p = 0,87$) quando analisada a variável consistência do material (ou módulo de elasticidade).

Conclusão: A inclusão de orifícios de tamanho padronizado em telas de polipropileno monofilamentar, além de reduzir o seu peso e a quantidade de material implantado, aumentou sua elasticidade e aderência aos tecidos quando implantadas na interface da parede abdominal de ratas adultas. Estes achados sugerem que a inclusão de orifícios facilitadores de integração pode influenciar, favoravelmente, o seu emprego na prática clínica.

ABSTRACT

Objective: The use of polypropylene mesh to repair vaginal prolapse is well established in selected cases. In order to reduce the weight and increase the elasticity of the mesh, to bind the product to tissues and also to decrease the amount of material used, the inclusion of standard orifices to the size meshes was proposed. These orifices were called “helper orifices” as they improve integration. In this original study, the biomechanical properties of a type of monofilament polypropylene mesh were evaluated *in vivo*, as well as the effects of the inclusion of the orifices on the interface resistance in the receiving area.

Method: Forty female rats received an implant of monofilament polypropylene mesh, measuring 24 x 11 mm with no orifices, on one side of the abdominal wall, at the interface between the hypoderm and the anterior fascia of the abdominal muscles (group 1). On the other side, a similar mesh with two circular orifices (6 mm diameter) was implanted (group 2). The rats were euthanized 90 days later and their abdominal walls were removed and divided into two blocks, one with the mesh without orifices and the other with the mesh with orifices. The biomechanical study used a precision tensiometer in which the mesh was uniaxially tensioned until it was loosened from the tissue interface. In order to determine the tissue adherence in each group, the following variables were analyzed: maximum load; deflection at maximum load; work to maximum load; stiffness as well as load, deflection and work at detachment of the mesh.

Results: It was verified that the adherence of the polypropylene mesh to the surrounding tissue increased significantly with the inclusion of standard size orifices as it demonstrated in the analysis of values found to the maximum load ($p < 0.001$); work to maximum load ($p < 0.001$); load at detachment of the mesh ($p < 0.001$); and work to detachment of the mesh ($p < 0.001$). The orifices also brought higher elasticity to the polypropylene mesh as demonstrated in the analysis of the values of deflection at maximum load ($p < 0,001$) and deflection at detachment of the mesh ($p < 0.001$). It was not observed statistical differences ($p = 0.87$) when analyzing the stiffness of the material.

Conclusion: Besides reducing the weight and amount of material, the inclusion of standard size orifices in the monofilament polypropylene mesh increased the elasticity and adherence to the tissues when implanted in the interface of the abdominal wall in adult female rats. These findings suggest that the inclusion of helper orifices to improve integration may have a favorable influence in clinical practice.

1- INTRODUÇÃO

1- INTRODUÇÃO

1.1- Aspectos gerais

Desde a introdução do procedimento *tension-free vaginal tape* (TVT) em 1998, materiais sintéticos tem encontrado seu lugar nas cirurgias reconstrutivas urológicas e ginecológicas (Chen et al., 2007). Há grande experiência no uso dos *slings* no tratamento da incontinência urinária de esforço em mulheres e, recentemente, vem se desenvolvendo o uso de telas para o tratamento dos prolapso vaginais.

Aproximadamente 11% da população feminina será submetida à cirurgia para correção de prolapso de órgãos pélvicos em sua vida e, aproximadamente, 30% dessas mulheres irão necessitar de re-operação em decorrência do prolapso quatro anos após a cirurgia (Olsen et al., 1997). Esses maus resultados são associados, em geral, com as técnicas tradicionais que se utilizam do tecido nativo. Com o uso das telas existe expectativa de melhora dos resultados a longo prazo no tratamento do prolapso vaginal (De Ridder, 2008). A vantagem da maior durabilidade, fácil disponibilidade e versatilidade das telas têm sido questionadas em virtude do risco potencial de infecção, exposição e erosão tecidual (Iglesia et al., 1997).

O polipropileno monofilamentar é o material sintético mais utilizado no tratamento dos prolapso dos órgãos pélvicos (POP) atualmente. O sucesso do procedimento depende da integração tela-tecido que é influenciada pelas propriedades biomecânicas deste material e pelas condições tróficas do tecido nativo (Dietz et al., 2003).

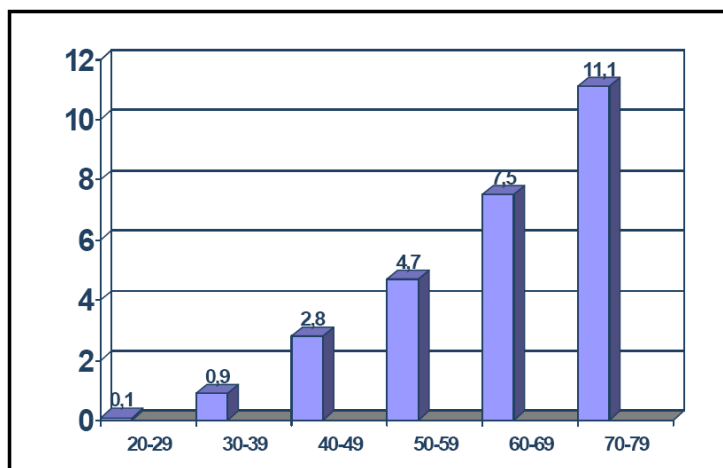
Objetivando diminuir a quantidade de material implantado e promover maior integração da tela aos tecidos evitando respectivamente, a dispareunia e a extrusão sem que a prótese perca sua funcionalidade, foi proposta a inclusão de orifícios de tamanho padronizado nas telas de polipropileno, denominados orifícios facilitadores de integração. Dessa forma, foi idealizado este estudo para avaliar, “*in vivo*”, as propriedades biomecânicas de um tipo tela de polipropileno monofilamentar e os efeitos da inclusão desses orifícios sobre a resistência na interface com o leito receptor na parede abdominal de ratas adultas.

1.2- Incidência

O prolapso de órgãos pélvicos (POP) é definido como o deslocamento permanente, parcial ou total, de qualquer segmento ou órgão pélvico da sua localização habitual, abrangendo a prolapso das paredes vaginais (cistocele, retocele, enterocele) ou do útero (Haddad et al., 2001). É enfermidade decorrente do desequilíbrio entre as forças encarregadas de manter os órgãos pélvicos em sua posição normal, e aquelas que tendem a expeli-los para fora da pelve.

Os defeitos do assoalho pélvico, segundo DeLancey (2005), constituem uma epidemia que passa despercebida por muitos. Boyles et al., em 2003, observaram que nos Estados Unidos, cerca de 300 mil mulheres por ano são submetidas à cirurgia para correção de prolapso e incontinência urinária.

O risco de prolapso genital dobra a cada década de vida (Figura 1).



(Adaptado de Olsen et al, 1997)

Figura 1- Incidência de prolapso genital distribuída por década de vida (Idade “versus” Risco de prolapso dado em porcentagem).

Em nosso meio, a maior incidência dos prolapso ocorre entre 60 e 69 anos de idade, havendo correlação da piora do prolapso com o aumento da idade (Sartori et al., 1995). Com o aumento acentuado da expectativa de vida observado atualmente, há tendência à progressão desta frequência.

Portanto, é imperioso que sejam desenvolvidas e adotadas ações com o objetivo de diminuir a incidência e a recidiva dessa condição (Shull, 1999 e DeLancey et al., 2005).

Os defeitos da parede vaginal anterior estão entre os mais frequentes, sendo realizadas nos Estados Unidos, aproximadamente, 150.000 cirurgias por ano para sua correção (Boyles et al., 2003 e Boyles et al., 2005).

1.3- Etiopatogenia

Shull (1999), advoga que os prolapso genitais são semelhantes a hérnias, pois se tratam de soluções de continuidade do tecido conjuntivo de suporte, que levam à protrusão de órgãos pélvicos.

Assim, todos os fatores que levam ao enfraquecimento do tecido conjuntivo, ou ao aumento crônico da pressão abdominal, podem predispor ao prolapso.

Desse modo, a etiologia do POP é multifatorial. Fatores de risco como gestações e partos, o avanço da idade, a ação gravitacional sobre o assoalho pélvico (acentuada pela obesidade ou por doença pulmonar crônica ou obstipação crônica) levam à lesão neurológica. Conseqüentemente, há diminuição do tônus muscular e sobrecarga dos tecidos conjuntivos que determinam o POP (Auge e Carramão, 2007).

Bump e Norton (1998) classificaram os fatores envolvidos na gênese dos prolapso em predisponentes, iniciantes, promotores e descompensadores (Tabela 1).

Tabela 1- Fatores envolvidos na gênese dos prolapsos de órgãos pélvicos.

Predisponentes	Iniciantes	Promotores	Descompensadores
Genéticos	Partos	Obesidade	Idade
Raça	Gestações	Tabagismo	Menopausa
Sexo	Miopatia	Doença pulmonar	Medicação
	Neuropatia	Tosse crônica	
		Constipação	
		Esforço	

(Adaptado de Bump e Norton, 1998).

Para a melhor compreensão da etiopatogenia dos prolapsos, é necessário o conhecimento da teoria de DeLancey (1992), que divide as estruturas que sustentam a vagina em três níveis, correspondentes a três diferentes áreas ou grupos de suporte (Figura 2):

- **Nível I** – sustenta o útero e o terço superior da vagina. É formado pelas fibras do complexo uterossacro-cardinal e pelas fibras superiores dos paracolpos. Lesões deste nível determinam prolapso uterino ou de cúpula vaginal nas mulheres histerectomizadas e/ou enterocele.
- **Nível II** – sustenta o terço médio. É formado pelas fibras do paracolpos, que ligam a vagina à parede pélvica. Lesões nessa região determinam prolapso da parede vaginal anterior (cistocele) e/ou posterior (retocele).
- **Nível III** – compreende a fusão da vagina com as estruturas adjacentes – o músculo elevador do ânus lateralmente, o corpo perineal posteriormente e a uretra anteriormente.

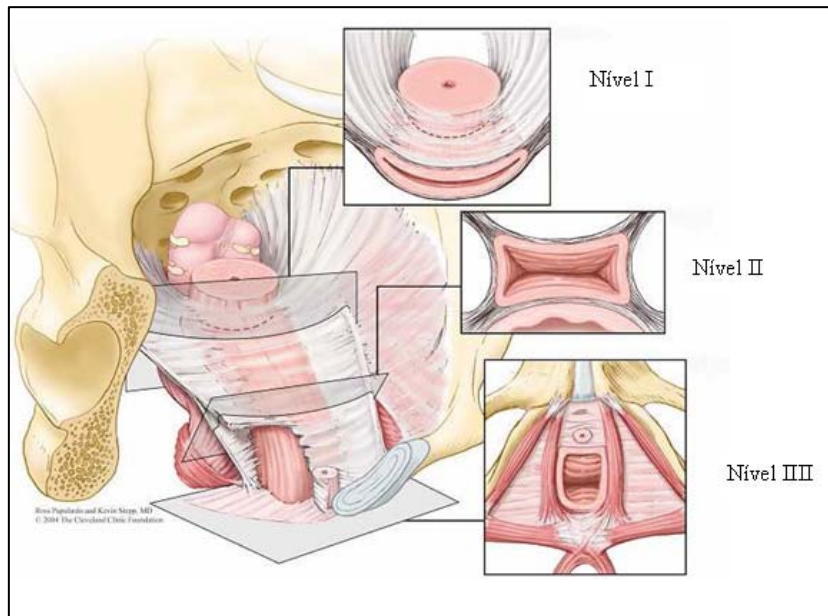


Figura 2- Níveis de suporte vaginal (DeLancey, 1992; adaptado de Ross Papalardo, gentilmente cedido por G. Willy Davilla - Cleveland Clinic Foundation).

De acordo com o compartimento e o nível acometido, serão observados os prolapso vaginais anterior, posterior ou apical.

1.4- Tratamento Cirúrgico dos Prolapsos dos Órgãos Pélvicos (POP)

As cirurgias para correção dos prolapso genitais visam o restabelecimento ou manutenção da anatomia vaginal normal; função vesical; função intestinal e função sexual (Shull et al., 1992).

Tais procedimentos podem ainda ser categorizados em três grandes grupos (Weber e Richter, 2005):

- Cirurgias obliterantes (colpocleise), que ocluem a vagina. São menos invasivas e destinadas às mulheres sem vida sexual ativa e com más condições cirúrgicas;

- Cirurgias restauradoras ou sítio-específicas, que utilizam os tecidos da própria paciente para o restabelecimento do suporte pélvico;
- Cirurgias compensatórias, que se baseiam em substituir o suporte deficiente por enxerto biológico (autólogo ou heterólogo) ou sintético;

As técnicas sítio-específicas utilizam as fâscias anterior e posterior da vagina para a correção dos defeitos. A utilização da própria fâscia na correção dos prolapso pode justificar a alta recidiva, uma vez que este tecido lesado, provavelmente, não apresenta a quantidade e qualidade de colágeno e elastina desejáveis para o adequado suporte pélvico. Ademais, a degeneração colágena associada ao envelhecimento é progressiva.

Os recentes avanços na compreensão da estática pélvica e da anatomia do assoalho pélvico feminino levaram à introdução do conceito da abordagem cirúrgica sítio-específica dos defeitos responsáveis pelo prolapso genital. A necessidade de correção simultânea de todos os defeitos, visando o melhor resultado anátomo-funcional possível, exige do cirurgião pélvico o conhecimento de várias técnicas cirúrgicas, sendo a decisão final sobre a conduta tomada, por vezes, após a dissecação intraoperatória. Dessa forma, depreende-se que a combinação de técnicas cirúrgicas diferentes é freqüente, sobretudo nos prolapso acentuados (De Ridder, 2008).

Várias técnicas reconstrutivas têm sido associadas com variadas taxas de cura e relacionadas com riscos específicos de complicações. De forma semelhante às das hérnias da parede abdominal, há consenso acerca da deficiência do tecido conjuntivo como fator preponderante da gênese primária e da recidiva pós-operatória dos prolapso urogenitais. Tal fato tem determinado o emprego crescente de próteses, de origem sintética ou biológica em detrimento às técnicas convencionais, baseadas exclusivamente na correção por meio de suturas. O emprego de próteses pode permitir, ainda, maior padronização dos procedimentos e diminuição do tempo cirúrgico e de recuperação pós-operatória, possibilitando retorno mais precoce da paciente às suas atividades habituais (Cervigni e Natale, 2001).

No presente, as implicações do emprego de próteses para reconstrução do assoalho pélvico ainda não se encontram definitivamente estabelecidas, particularmente suas interações à longo prazo com a bexiga e o reto, bem como suas possíveis conseqüências sobre a função sexual. Assim, seu emprego é reservado às pacientes com prolapso acentuados e com significativo comprometimento tecidual, nos quais qualquer técnica baseada exclusivamente em suturas das estruturas lesadas resulta em elevados índices de recidiva (Cervigni e Natale, 2001).

Estima-se que 10% de todos os procedimentos cirúrgicos ginecológicos visam à terapêutica do prolapso genital, sendo que a incidência de recidiva varia de 1 a 43% após as técnicas tradicionais, baseadas na utilização do tecido nativo (Cruishank e Muniz, 2003).

1.5- Princípios do uso de implantes na cirurgia pélvica reconstrutiva

Biomaterial é qualquer material, natural ou sintético, que complementa ou substitui uma estrutura viva em suas funções fisiológicas. Biocompatibilidade é a capacidade de um determinado material causar uma reação favorável quando aplicado a um sistema vivo (Gomelsky e Dmochowski, 2007).

O ideal de biocompatibilidade é o estado utópico em que o biomaterial cria uma interface com o ambiente fisiológico na qual não há dano de um por parte do outro. Este deve ser: química e fisicamente inerte; não-carcinogênico; mecanicamente resistente; não deve causar reações inflamatórias ou alérgicas; deve ser passível de esterilização; não pode ser fisicamente modificado pelo tecido humano; deve estar disponível em apresentação economicamente viável e conveniente para a utilização clínica (Jakus et al., 2008).

Grande variedade de biomateriais tem sido empregada na reconstrução do assoalho pélvico, e, assim, as telas dividem-se em biológicas e sintéticas (De Ridder, 2008)
- Tabela 2.

Tabela 2- Classificação dos biomateriais já propostos para o tratamento dos prolapso.

Materiais Orgânicos

Autólogo (não aplicáveis para a correção dos prolapso)

Alo-enxerto (fáscia cadavérica)

Xeno-enxerto (extraído de animais)

Pelvicol, Pelvisoft^a

Intexen^b

SIS^c

Materiais Sintéticos

Absorvível

Poliglactin (Vycril)^d

Ácido poliglicólico (Dexon)^e

Não absorvível

Multifilamentares (Mersilene^d, Teflon^f, Gore-tex^g)

Monofilamentares (Atriumⁱ, Marlex^a, Prolene^d, Prolene-soft^d),

Gynemesh^d, Surgipro^c)

Mix - absorvível/não absorvível (Vypro^d, Ultrapro^e)

Mix – biológico/material sintético

Malha sintética, revestida com material biológico

(ex. Mix colágeno) (Pelvitexa)

a. Bard Ltda., Mol, Bélgica.

b. American Medical Systems, Minnesota, EUA.

c. Cook Medical, Limerick, Irlanda.

d. Ethicon/Gynecare/J&J, Dilbeek, Bélgica.

e. Tyco Healthcare, Mechelen, Bélgica.

f. Dupont, Mechelen, Bélgica.

g. Gore Flagstaff, EUA.

i. Atrium, Mijdrecht, Países Baixos.

As próteses biológicas podem ser autólogas ou heterólogas. Essas últimas dividem-se em alo-enxertos ou xeno-enxertos. A utilização de material autólogo, além da presença da cicatriz, aumenta a morbidade intra-operatória e pode predispor ao aparecimento de hérnias incisionais. Sua vantagem é a ausência de rejeição. As próteses biológicas heterólogas, por sua vez, apesar do menor risco de complicações relacionadas ao processo de integração com o hospedeiro em comparação com as telas sintéticas, estão associadas ao risco de transmissão de *prions* de vírus (por exemplo, HIV) e de zoonoses. Além disso, o potencial antigênico desses materiais pode desencadear reações imunológicas tipo corpo estranho, com subsequente autólise e falha cirúrgica. As técnicas de preparo de algumas dessas próteses podem comprometer as qualidades do material, com degradação e alteração de suas propriedades biomecânicas (Birch e Fynes, 2002).

As próteses sintéticas mais utilizadas, atualmente, no tratamento dos POP são as de polipropileno. Desde o início do emprego das telas de polipropileno nas herniorrafias, surgiram classificações considerando-se variações existentes no polímero, no peso e espessura dos filamentos de polipropileno, tamanho dos poros e trançamento dos fios (Amid, 1997). Considera-se que tais diferenças podem determinar alterações da sua biocompatibilidade e, conseqüentemente, da tendência à infecção, erosão e extrusão vaginal (Slack et al., 2005).

O advento do uso de malhas sintéticas expandiu as opções para tratamento dos prolapso dos órgãos pélvicos. Foram observadas diferenças clínicas significativas entre as telas de polipropileno monofilamentar e multifilamentar. Tais diferenças podem relacionar-se às características da tela, incluindo o tipo de trançamento dos filamentos e tamanho dos poros (Ricetto et al, 2008).

As telas de polipropileno, em relação ao tamanho de seus poros, são divididas em 4 tipos (Amid, 1997):

- Tipo I: telas macroporosas com poros maiores que 75 μ m de diâmetro
- Tipo II: telas microporosas cujos poros apresentam diâmetro menor que 10 μ m em pelo menos uma de suas três dimensões;

- Tipo III: telas macroporosas, porém confeccionadas com material multifilamentar ou microporoso;
- Tipo IV: Telas com poros submicrônicos.

Os recentes procedimentos cirúrgicos com o uso de materiais sintéticos proporcionaram opções de tratamento menos invasivas às mulheres. Entretanto podem associar-se com complicações (Hardiman et al., 2000).

Segundo Cervigni e Natale (2001) as principais complicações relacionadas ao uso de telas sintéticas são:

1. Infecção

Taxas de infecção variam de 9,6% a 50% nas telas dos tipos II e III e são raras nas telas do tipo I. Em caso de infecção, telas do tipo II e III devem ser totalmente retiradas, enquanto as do tipo I permitem tratamento com drenagem, ressecção parcial e cuidados locais.

2. Formação de Seromas

Seromas são exsudatos gerados pela reação inflamatória local e pelo espaço desvitalizado deixado entre os tecidos e a tela. Telas dos tipos I e III permitem a rápida penetração da matriz extracelular em seus macroporos, minimizando esse risco. Telas do tipo II têm risco de formação de seromas que varia de 9,6% a 14,3%.

3. Erosão e formação de fistulas

A erosão ou migração de telas artificiais, que ocorre quando a mesma se encontra em contato direto com órgãos ocos (principalmente bexiga, intestino e vagina) sem a interposição de cobertura serosa. Tal complicação já foi relatada entre seis semanas e seis anos após a cirurgia.

4. Retração cicatricial

Após a formação da cicatriz, pode ocorrer retração da tela em até 20%. Tal reação pode ser desejada ou inconveniente, quando causa efeitos compressivos ou obstrutivos.

O Comitê de terminologia da *International Urogynecological Association (IUGA)*, propôs uma “classificação das complicações diretamente relacionadas à inserção de próteses (telas, implantes, fitas) ou enxertos em cirurgia uroginecológica”. Sugere-se uma classificação global em código, composta de três números e três letras, baseada na categoria, tempo e local da complicação, o sistema *CTS (Category, Time and Site classification)*. Também propõem que o termo “erosão” seja abandonado, por ser usado, geralmente, para descrever muitas complicações uroginecológicas envolvendo o implante de próteses e enxertos. Para descrever as complicações relacionadas ao processo de integração das próteses e enxertos com o hospedeiro, teria-se, então, os seguintes termos adicionais (Haylen et al., 2005):

- Contração: Encolhimento ou redução em tamanho
- Proeminência: Partes que se projetam além da superfície
- Penetração: Quando ocorre perfuração (por exemplo, na vagina)
- Separação: Fisicamente desconectado (por exemplo, mucosa vaginal)
- Exposição: Quando, por exemplo, a tela torna-se acessível, sem cobertura
- Extrusão: Passagem gradual de uma estrutura para fora do corpo ou tecido
- Perfuração: Abertura anormal em um órgão oco ou víscera

Atualmente, a tela monofilamentar e macroporosa (tipo I) é considerada a mais apropriada para uso em cirurgias de reconstrução do assoalho pélvico. Importante citar que na literatura são descritas taxas de “erosão” da tela variando entre 2,8% e 20% (De Tayrac et al., 2001; Birch, 2005; Huebner et al., 2006; Gauruder et al., 2007;

Hiltunen et al., 2007; Cervigni et al., 2008; Robles et al., 2007; Deffieux et al., 2007; Fatton et al., 2007).

O conceito de biocirurgia, termo cunhado por Manhes (1996), teve grande importância no desenvolvimento dos procedimentos uroginecológicos, valorizando os princípios da cirurgia clássica, associados ao reforço tecidual induzido por biomateriais com:

- Abordagem minimamente invasiva;
- Pesquisa de planos de clivagem anatômicos e fisiológicos;
- Trauma mínimo;
- Respeito à engenharia tecidual e seus ecossistemas específicos;
- Aporte de soluções próprias que estimulam e canalizam reações no organismo, aonde são necessárias;
- Ausência de fixação (pontos causam necrose e infecção);
- Resultados anatômicos e funcionais imediatos.

Esses novos procedimentos ainda carecem de validação extensiva do seu uso por estudos clínicos randomizados, que verifiquem sua superioridade, pois ainda não há evidências suficientes para recomendar o uso rotineiro de implantes na correção de prolapso de órgãos pélvicos (Maher e Bassler, 2006).

1.6- Justificativa

A patogênese das complicações observadas com as telas de polipropileno no tratamento dos POP permanece ainda não completamente esclarecida. Dessa forma, justifica-se propor estudos estruturais e funcionais com metodologia padronizada, com o objetivo de compreender o processo fisiopatológico envolvido com tais complicações, visando ao desenvolvimento de estratégias para minimizar o risco de recorrência e ao aperfeiçoamento das telas.

2- OBJETIVOS

2.1- Avaliar “in vivo” as propriedades biomecânicas de um tipo de tela de polipropileno monofilamentar

2.2- Avaliar os efeitos da inclusão de orifícios de tamanho padronizado em telas de polipropileno monofilamentar

3- MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo foi desenvolvido no Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental da Universidade Estadual de Campinas-Unicamp, após aprovação da Comissão de Ética na Experimentação Animal do Instituto de Biologia da Universidade Estadual de Campinas, CEEA-IB-Unicamp, conforme protocolo 1072-2 (Anexo 1). Os testes de tração foram executados no Laboratório de Propriedades Físicas e Mecânicas dos Materiais Biológicos, do Departamento de Máquinas Agrícolas da Faculdade de Engenharia Agrícola da Universidade Estadual de Campinas FEAGRI-UNICAMP.

3.1- Amostra

Foram operadas 40 (quarenta) ratas Large Wistar, brancas, pesando entre 200 e 250 gramas, com três meses de idade, período este em que os animais já se tornaram adultos (Wolfensohn e Lloyd, 1998), fornecidas pelo CEMIB-Unicamp.

3.2- Material

Foram utilizadas telas de polipropileno monofilamentar com gramatura original de 85g/m² assim denominadas (Figura 3):

Tela 1 - Tela de 24 x 11 mm plana, sem orifícios, com peso médio 0,030 gramas (medidas previamente em balança de precisão - GEHAKA BG440).

Tela 2 - Tela com a mesma medida e de mesmo material, contendo 2 orifícios de 6 mm de diâmetro, pesando, em média 0,021 gramas, apresentando, portando, redução de peso em 30% em relação à tela 1.

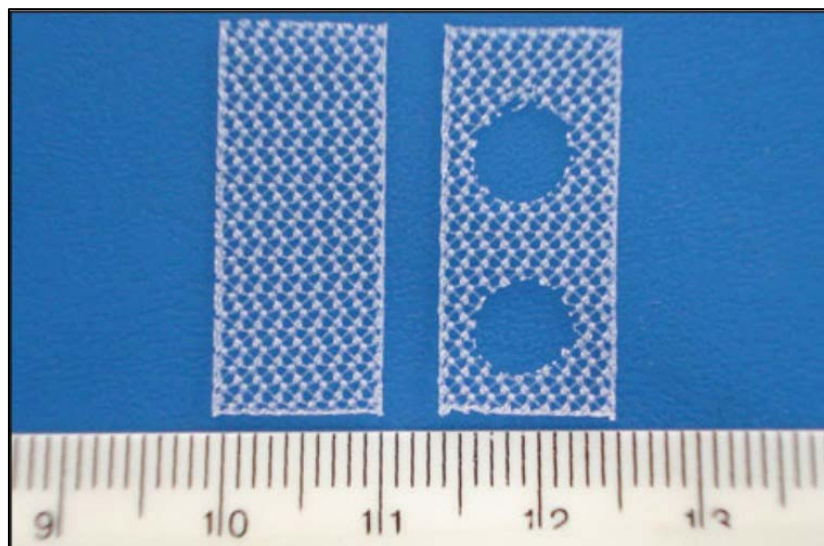


Figura 3- Telas de polipropileno monofilamentar.

3.3- Anestesia e preparo

Os animais foram submetidos à anestesia com Pentobarbital sódico a 6% (45 mg/kg) por via venosa, através de punção da veia caudal do animal. A seguir posicionados em decúbito dorsal horizontal sendo realizada tricotomia abdominal e anti-sepsia com Polivinilpirrolidona-iodo a 10%.

3.4- Descrição do procedimento

Respeitando-se os princípios de assepsia e anti-sepsia, foi realizada incisão transversa, de 2 cm na região inferior do abdome, com divulsão cuidadosa do subcutâneo, com atenção especial a preservação da linha alba.

Em seguida a tela 1 foi implantada na interface entre a hipoderme e a fáscia muscular anterior do lado esquerdo do abdome. Do mesmo modo, a tela 2 foi implantada no lado direito do abdome do mesmo animal (Figura 4). Nenhuma forma de fixação das telas foi empregada.

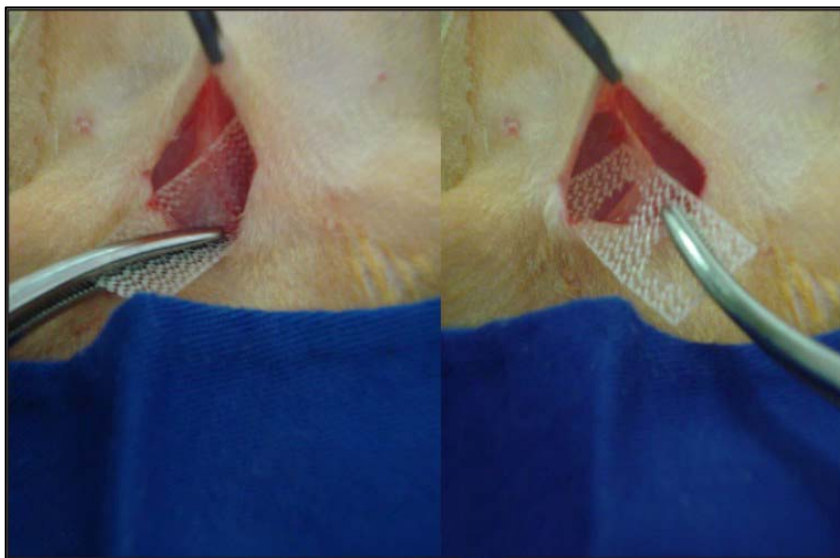


Figura 4- Implante das telas.

A seguir, a incisão foi suturada por planos, com pontos separados de fio absorvível (Dexon II® - Ácido poliglicólico + policaprolato - Davis-Geck©) 2-0 (dois zero). A analgesia pós-operatória foi realizada com Paracetamol 100 mg/kg por via oral a cada quatro horas, durante 12 horas (Wolfensohn e Lloyd, 1998);

3.5- Reoperação

Após período de observação de 90 dias, os animais foram sacrificados por hipóxia induzida por dose letal de anestésico, aplicado de maneira semelhante ao procedimento inicial. Foram posicionados em decúbito dorsal horizontal, após tricotomia da parede abdominal com demarcação da área a ser removida com molde especialmente desenhado que permitia a retirada simétrica das amostras (Figura 5).

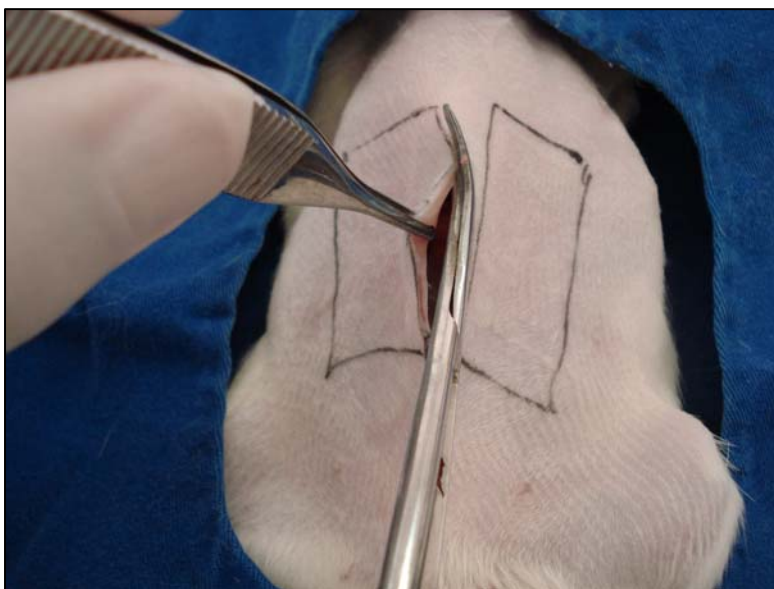


Figura 5- Retirada das amostras.

A parede abdominal foi então removida, de forma asséptica, de maneira a preservar as relações anatômicas e dividida em 2 blocos para o estudo biomecânico (figura 6):

Bloco 1 - Lado esquerdo da parede abdominal contendo epiderme, derme, tecido subcutâneo, tela 1, musculatura abdominal com suas fâscias e peritônio.

Bloco 2 - Lado direito da parede abdominal contendo as mesmas estruturas e a tela 2



Figura 6- Parede abdominal contendo as telas (face posterior e anterior).

3.6- Testes Biomecânicos

Os testes foram realizados imediatamente após o sacrifício dos animais e coleta dos blocos, denominados, na Física, “corpo de prova”, sem necessidade de conservação. Os blocos foram preparados em bancada mantendo-se 2 mm da extremidade proximal das telas expostas para fixação na presilha superior do tensiômetro (Máquina Universal de Ensaio – LLOYD Instruments), especialmente destinado a testes de cargas em tecidos suaves (Martins et al., 2006). A porção distal da parede abdominal, livre da tela (contendo apenas os tecidos do animal), foi fixada na presilha inferior do tensiômetro para realização do estudo biomecânico.

O sistema de ancoragem adotado foram presilhas metálicas com formato sinusoidal na sua face interna, associado à ranhuras no seu interior, que permitiu fixação adequada ao sistema, evitando o desprendimento do corpo de prova durante os testes (figura 7).

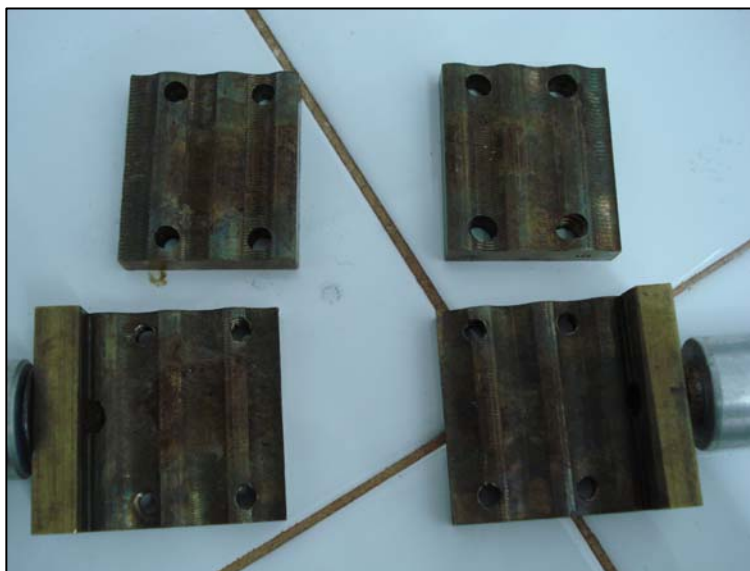


Figura 7- Sistema de ancoragem (presilhas) utilizadas nos ensaios biomecânicos.

A fixação do corpo de prova às presilhas metálicas foi feita através de parafusos. Cada presilha possuía 4 parafusos dispostos nos cantos (figura 8). Os parafusos foram ajustados com um torque médio de 2,5 N.mm (torquímetro de estalo tipo AVT 100, marca Bristol). Foi utilizado um paquímetro digital, marca Digimess, de 150 mm, com precisão de 0,05 mm para medir o comprimento do corpo de prova. O comprimento inicial médio adotado foi de 25 mm, considerado aquele medido entre as presilhas.



Figura 8- Fixação do corpo de prova – bloco

Os ensaios foram realizados em uma Máquina Universal de Ensaio (MUE), inteiramente automatizada, modelo TA 500, fabricada pela LLOYD INSTRUMENTS LTD. Este tensiômetro, de origem inglesa, possui célula de carga de 500 N e resolução de 0,01% (Figura 9).

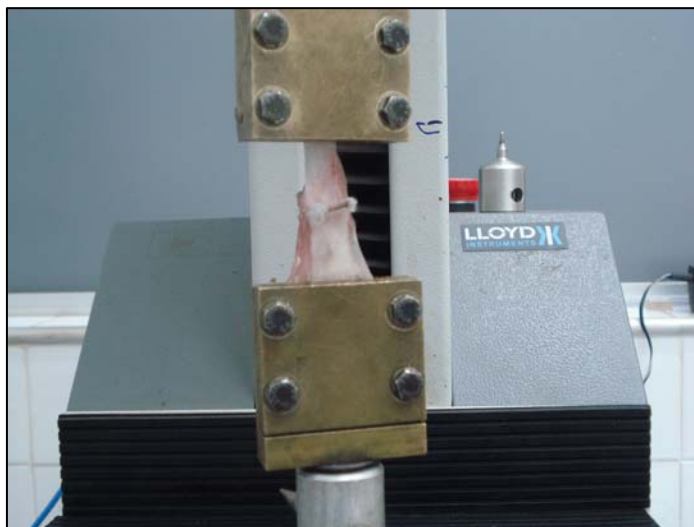


Figura 9- Tensiômetro LLOYD TA 500, com corpo de prova fixado as presilhas.

O sistema está acoplado a um computador Pentium Pro®, com 64 MB de memória RAM. A aquisição automática dos dados foi realizada utilizando o “software” Nexygen 3.0. Este “software” gera arquivos no formato texto (.txt) que são exportados para o programa Excel do pacote Office da Microsoft® (Excel 2003). Este programa realiza, também, a conversão das mensurações para arquivo do tipo planilha de dados (.xls).

Os corpos de prova foram, então, submetidos ao teste de tração, no qual, após o tensiômetro ser acionado, a presilha superior, onde estava fixada a tela, deslocava-se no sentido cranial com força crescente (N) e velocidade constante (2 mm/seg) até que a mesma se desprendesse da interface tecidual.

Cada teste resultava em um gráfico (Figura 10) que, automaticamente extraia os resultados das seguintes variáveis para o estudo comparativo pareado: carga máxima (N); deflexão até a carga máxima (mm); trabalho até a carga máxima (J); consistência do material (N/m); carga no desprendimento da tela (N); deflexão até o desprendimento da tela (mm); trabalho até o desprendimento da tela (J).

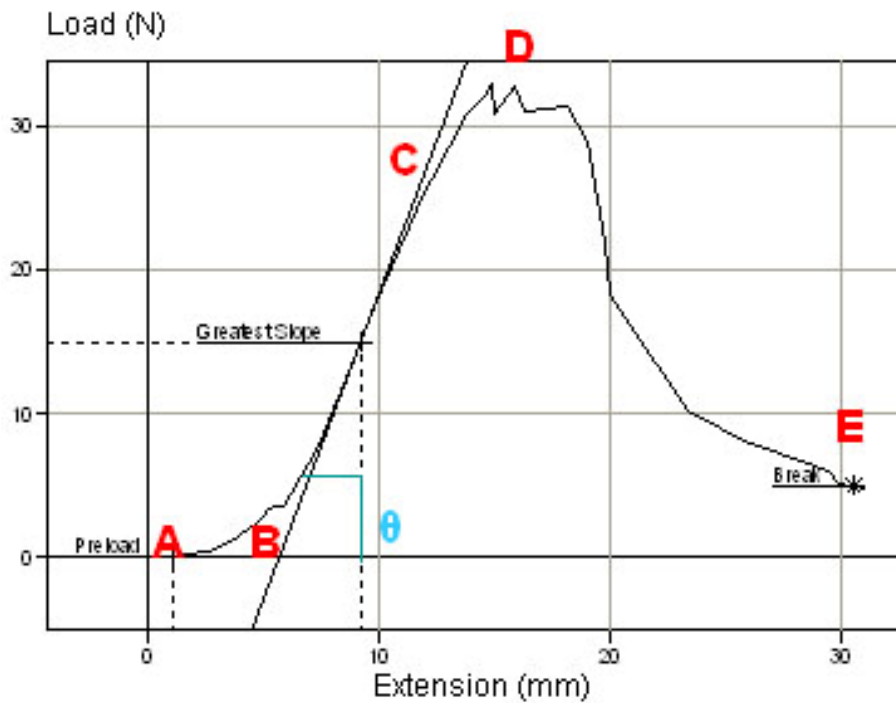


Figura 10- Gráfico característico: Carga “*versus*” Deslocamento, resultante de cada teste.

A-B: Região de assentamento

B-C: Aumento linear de carga

C-D: Região de encruamento (aumento não linear de carga)

D: Pico de Carga

E: Ruptura (desprendimento da tela da interface tecidual)

Ponto E, no eixo Y: Carga no momento do desprendimento da tela

No gráfico, as variáveis empregadas no estudo são representadas da seguinte forma:

Carga máxima: Ponto D (pico de carga)

Carga na ruptura: Ponto E, no eixo Y

Deflexão até a carga máxima: Extensão A-D, no eixo X

Deflexão até o desprendimento da tela (ou deflexão total): Extensão A-E, no eixo X

Trabalho até a carga máxima: Área sob a curva A-D

Trabalho até o desprendimento da tela (trabalho total): Área sob a curva A-E

Consistência do material (ou módulo de elasticidade): Tangente do ângulo θ

Observou-se comportamento comum, típico de materiais de composição híbrida, entre as diferentes curvas Força “*versus*” Deslocamento, geradas pela resposta mecânica de todos os espécimes. No começo da curva, havia uma região horizontal (A–B) denominada “região de assentamento”, na qual o espécime não era completamente responsivo à carga. Uma vez que o corpo de prova era engrenado, gerando resistência à tração, iniciava seu estiramento, originando uma região quase linear (B–C) com o aumento da carga aplicada. A consistência do material (ou módulo de elasticidade) era determinada calculando-se a tangente do ângulo “ θ ” da inclinação originada desta região linear. Posteriormente, observava-se a transição do comportamento linear para não linear (C–D), denominada “região de encruamento”, que representava a alteração do padrão de resistência do material, resultante da “fratura” de seus componentes, quando deformado a frio. Finalmente encontrava-se o pico de carga (D), que era o ponto, no qual ocorria o dano significativo e irreversível do material. O deslocamento (estiramento) do ponto A para o ponto D representava a extensão (ou deflexão) até o pico de carga. O material só era parcialmente danificado até o pico de carga, porém, sua resistência diminuía com o dano sofrido. Deste ponto em diante, a força necessária para a ruptura, ou quebra, do material (no caso, o desprendimento da tela da interface tecidual), gradativamente diminuía, até quando a separação completa ocorria no ponto E. O trabalho, ou energia liberada até a carga máxima, era calculado pela área sob a curva A-D e o trabalho até o desprendimento da tela da interface tecidual, ou trabalho total, era representado pela área sob a curva A-E.

3.7- Análise das variáveis

3.7.1-Carga

Carga (ou força), em física, é definida como o agente que produz aceleração nos corpos sobre os quais atua. O comportamento geral das forças foi descrito por Isaac Newton (1642-1727) que descreveu as três leis que levam o seu nome (Tipler e Mosca, 2006).

A expressão usada para calcular a força é:

$$\mathbf{F} = \mathbf{m} \cdot \mathbf{a}$$

Na qual:

F = Força (ou carga);

m = massa do corpo;

a = aceleração.

As unidade de medida no Sistema Internacional (SI), são:

Força = Newton (N)

Massa = Kilograma (kg) e suas subunidades - grama (g), etc.

Aceleração = metro por segundos ao quadrado (m/s^2) e suas subunidades - centímetros por segundos ao quadrado (cm/s^2), etc.

Nos ensaios de tensão comparativos, quando necessário, deve-se usar a área de secção transversal como fator de correção quando os corpos de prova apresentam dimensões diferentes (largura, comprimento, espessura). Em nosso estudo a utilização da área de secção não foi importante, pois foram comparados corpos de prova simétricos (a parede abdominal da mesma rata).

Maiores valores de Carga (N) necessários para separar as telas dos tecidos adjacentes representam maior aderência das telas aos mesmos.

3.7.2-Deflexão

A deflexão do corpo de prova representa sua deformação sofrida durante o ensaio de tração (Calister Jr., 2002). Esta deformação está relacionada com a elasticidade dos corpos. Na Física é representada pela Lei de Hooke, que é usada para calcular a

deformação resultante da força exercida sobre um corpo. Matematicamente a Lei de Hooke pode ser expressa da seguinte maneira:

$$\mathbf{F} = \mathbf{k} \cdot \mathbf{x}$$

Na qual:

F = Força (ou Tensão);

k = Módulo de Elasticidade;

x = Deformação.

No cálculo da deformação, a representação matemática seria:

$$\mathbf{x} = \frac{\mathbf{F}}{\mathbf{k}}$$

A Unidade de deformação no SI é o metro (m), também podendo ser representado por suas subunidades: centímetro (cm), milímetro (mm), etc.

A constante elástica k é uma constante de proporcionalidade característica do corpo, denominado módulo de elasticidade. Sua unidade no SI é Newton por metro (N/m). A constante elástica de um corpo traduz a sua rigidez, ou seja, representa uma medida de sua consistência (ou dureza). Quanto maior a constante elástica do corpo, maior será a sua dureza. Cada material tem seu módulo de elasticidade.

Na Figura 11 observa-se os estágios do teste de tração ao qual o corpo de prova é submetido até que a tela se solte da interface tecidual:

- . A – estágio inicial
- . B – limite até a carga máxima
- . C – desprendimento da tela da interface tecidual (ruptura)

A deflexão (ou deformação) sofrida pelo corpo de prova no limite máximo de carga e no momento do desprendimento da tela é representada pelos algarismos d e d' , respectivamente:

- . d – deflexão do corpo de prova na carga máxima
- . d' – deflexão do corpo de prova na ruptura

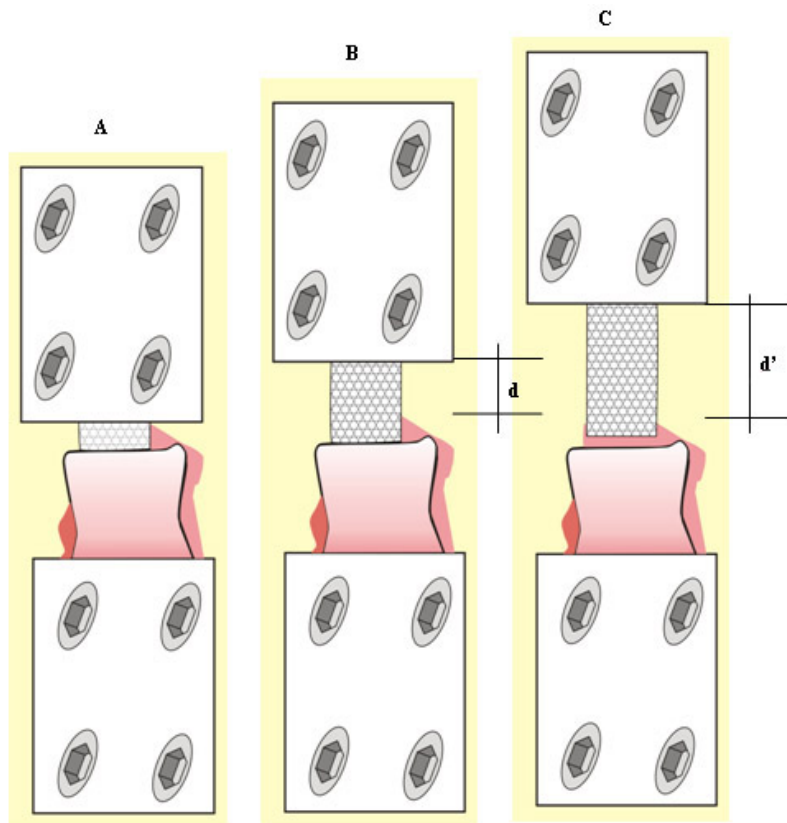


Figura 11-Ensaio de tração

A deformação (d) na carga máxima é chamada deformação permanente, pois, a partir dela, mesmo que se retire a força de tração, não haverá recuperação das suas características iniciais. Neste ponto, ocorre a fragmentação dos constituintes do material, caracterizando seu limite de resistência. A partir de então, a carga exigida passa a ser menor, em virtude da menor resistência do corpo de prova, que teve sua estrutura danificada. Em decorrência da aplicação contínua da tração, o material do corpo de prova rompe-se num ponto chamado limite de ruptura, no qual adquire a deformação máxima

(d'), no caso, representada pelo desprendimento da tela da interface tecidual da parede abdominal da rata.

A deflexão é diretamente proporcional à força necessária para o desprendimento da tela da interface tecidual, logo, maiores deformações representam maior aderência da tela ao tecido. Além da aderência, a deflexão representa a elasticidade sofrida pelo material durante o teste de tração. Maiores valores de distensão representam maior elasticidade da tela (Lei de Hooke).

3.7.3- Consistência do Material

Como descrito anteriormente, a consistência do material, ou constante elástica k é uma constante de proporcionalidade característica do corpo, denominado módulo de elasticidade. É representada pela Lei de Hooke e expressa da seguinte maneira:

$$k = \frac{F}{x}$$

Na qual:

k = módulo de elasticidade;

F = força (ou tensão);

x = deformação.

Sua unidade no SI é Newton por metro (N/m), e ela traduz a sua rigidez, ou seja, representa uma medida de sua consistência (ou dureza).

3.7.4- Trabalho

Trabalho representa a energia transferida por meio da aplicação de uma força durante um deslocamento (Kazuhito et al., 1998). É calculado multiplicando-se a força aplicada ao corpo pela distância (d) que ele percorre na mesma direção.

$$\tau = F \cdot d$$

Na qual:

τ = Trabalho;

F = Força aplicada ao sistema;

d = deslocamento (ou deflexão).

As unidade de medida no SI são:

Trabalho (τ) = Joules (J);

Força (F) = Newton (N);

Deslocamento(d) = metro (m) e suas subunidades – centímetros (cm), milímetro, etc.

A variável trabalho (J), no presente estudo, representa a energia liberada em decorrência do desprendimento da tela da interface tecidual da parede abdominal da rata em cada teste, refletindo, diretamente, grau de aderência das telas aos tecidos adjacentes. Portanto, quanto maior o trabalho, maior será a aderência da tela ao tecido.

Em cada teste aferiu-se, os valores das variáveis já descritas (carga, deflexão e trabalho) no pico máximo de carga e no momento da ruptura, ou seja, o momento em que a tela se desprende totalmente da interface tecidual. A análise destas variáveis no momento do desprendimento das telas, embora não seja tão importante se comparadas com as mesmas variáveis na carga máxima, também fornece informações sobre as características biomecânicas do material.

3.8- Análise Estatística

Para descrever o perfil da amostra, segundo as variáveis em estudo, foram calculadas as estatísticas descritivas (com medidas de posição e dispersão – média, desvio-padrão, valores mínimo, máximo, mediana e quartis) das variáveis contínuas de resistência tênsil (carga, trabalho, deflexão e consistência do material).

Para comparar as variáveis de resistência tênsil entre os grupos de animais com e sem orifícios na tela, foi utilizado o teste de Wilcoxon para amostras relacionadas (*Signed rank test*), devido à ausência de distribuição Normal das variáveis e devido aos testes terem sido realizados no mesmo animal (pareados).

O nível de significância adotado para os testes estatísticos foi de 5% ($p < 0.05$).

Para análise estatística foi utilizado o programa computacional “The SAS System for Windows (Statistical Analysis System), versão 8.02. SAS Institute Inc, 1999-2001, Cary, NC, USA”.

4- RESULTADOS

4.1- Observações realizadas no período pós-operatório

Durante o período de observação, não foram verificados sinais sugestivos de comprometimento sistêmico ou complicações relacionadas, especificamente, com o procedimento realizado. Nenhum animal apresentou extrusão de algum dos fragmentos de tela de polipropileno que foram implantados. Duas ratas morreram no pós-operatório em decorrência de complicações anestésicas (hipóxia), sendo então analisadas as 38 restantes.

Os resultados dos ensaios de tração podem assim ser apresentados:

4.2- Carga Máxima

Os valores de carga máxima necessária para o desprendimento da tela da interface tecidual da parede abdominal de ratas adultas, resultantes de cada teste pareado, podem ser observados na figura 12.

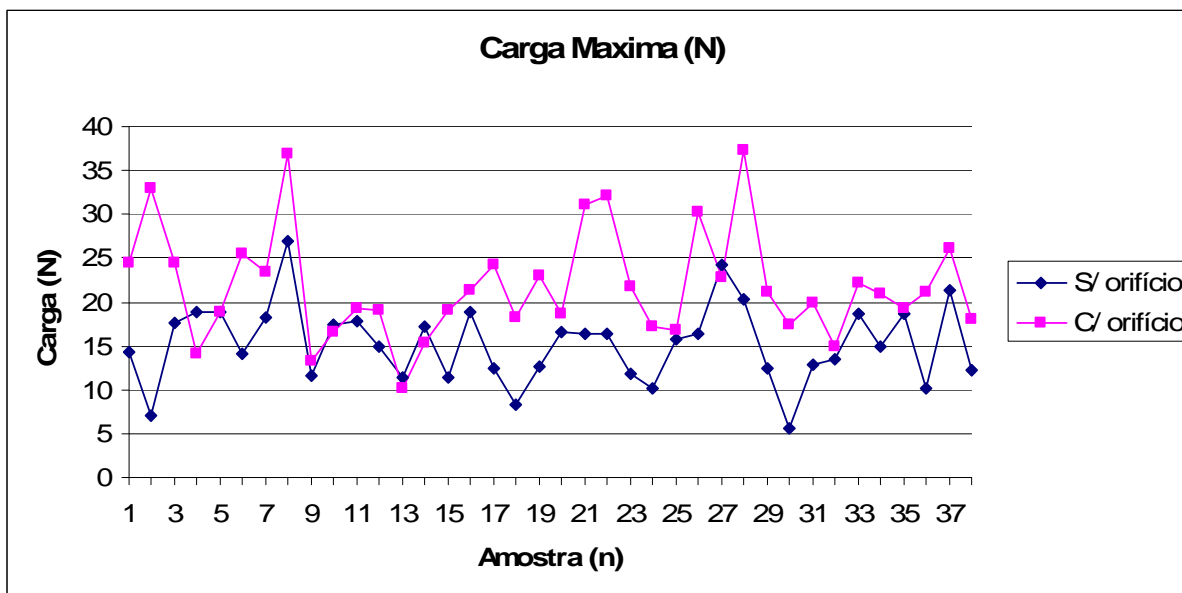


Figura 12- Valores máximos de carga de cada ensaio pareado

Ao comparar os valores máximo, mínimo, média, mediana e desvio padrão de carga máxima encontrados, observou-se que, nas telas com orifícios, esses valores foram estatisticamente superiores aos encontrados nas telas sem os orifícios (Tabela 3).

Tabela 3- Análise descritiva e comparativa da variável carga máxima necessária para o desprendimento das telas da parede abdominal de 38 ratas adultas.

VARIÁVEL	Máximo	Mínimo	Média	Mediana	Desvio Padrão	Valor - P
Carga Máx. (N) Tela sem Orifícios	27,02	5,57	15,21	15,37	4,47	P<0,001
Carga Máx. (N) Tela com Orifícios	37,24	10,26	21,82	21,06	6,23	

O perfil da amostra segundo a variável Carga Máxima apresentado na Figura 13 demonstrou que houve diferença ($p < 0,001$) entre os grupos de telas com orifícios e telas sem orifícios.

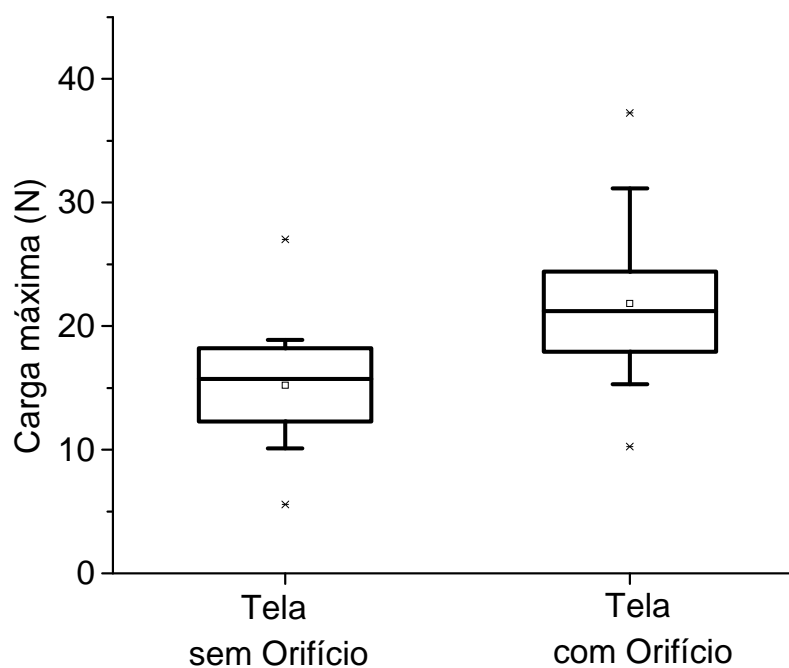


Figura 13- Representação gráfica da amostra (carga máxima)

4.3- Deflexão até a Carga Máxima

As medidas de deflexão na carga máxima necessária para o desprendimento da tela da interface tecidual da parede abdominal de ratas adultas, resultantes de cada teste pareado, podem ser observadas na Figura 14.

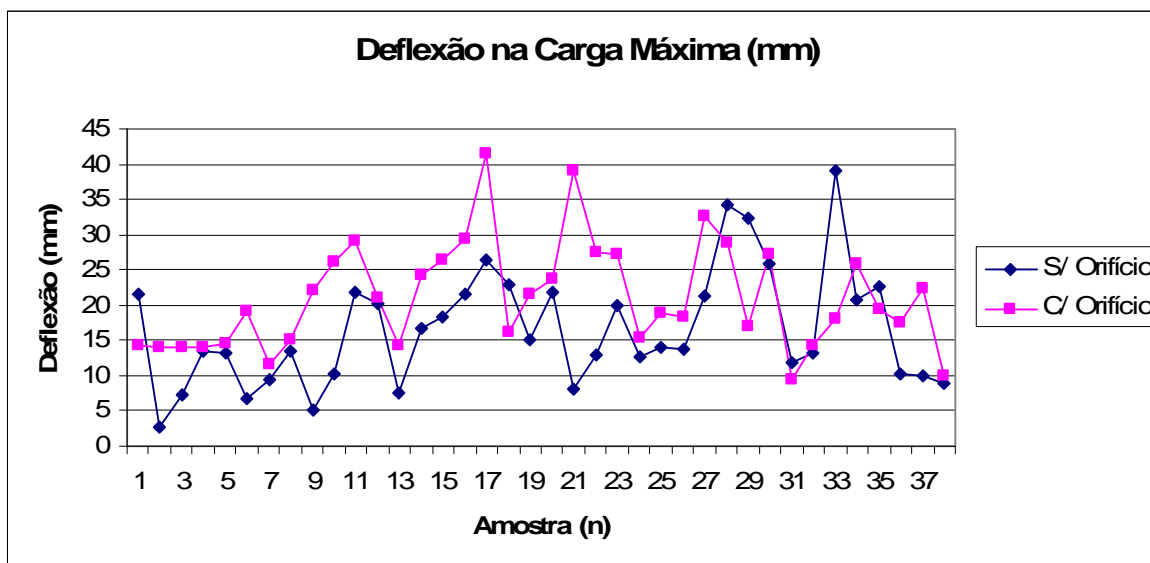


Figura 14- Deflexão na carga máxima de cada ensaio pareado

Comparando os valores máximo, mínimo, média, mediana e desvio padrão de deflexão na carga máxima encontrados, observou-se que, nas telas com orifícios, esses valores foram estatisticamente superiores ($p < 0,001$) aos valores encontrados para as telas sem os orifícios como apresentado na Tabela 4 e ilustrado na figura 15.

Tabela 4- Análise descritiva e comparativa da variável deflexão na carga máxima necessária para o desprendimento das telas da parede abdominal de 38 ratas adultas.

VARIÁVEL	Máximo	Mínimo	Média	Mediana	Desvio Padrão	Valor - P
Deflexão Máx. (mm) Tela sem orifícios	38,97	8,21	16,51	13,89	8,21	P<0,001
Deflexão Máx.(mm) Tela com orifícios	41,63	7,54	21,08	19,22	7,54	

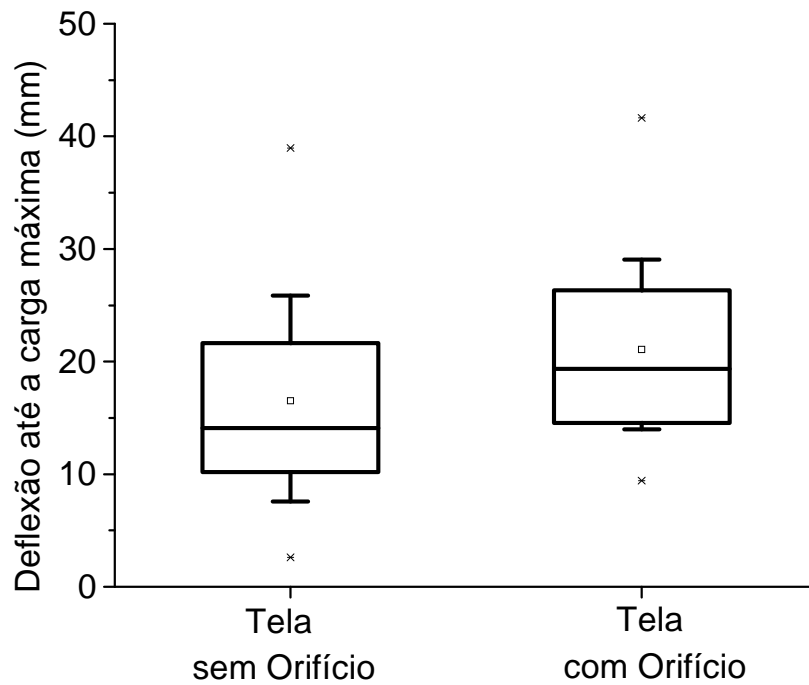


Figura 15- Representação gráfica da amostra (deflexão na carga máxima)

4.4- Trabalho até a Carga Máxima

Os resultados de trabalho até a carga máxima necessários para o desprendimento da tela da interface tecidual da parede abdominal de ratas adultas, resultantes de cada teste pareado podem ser observados na Figura 16.

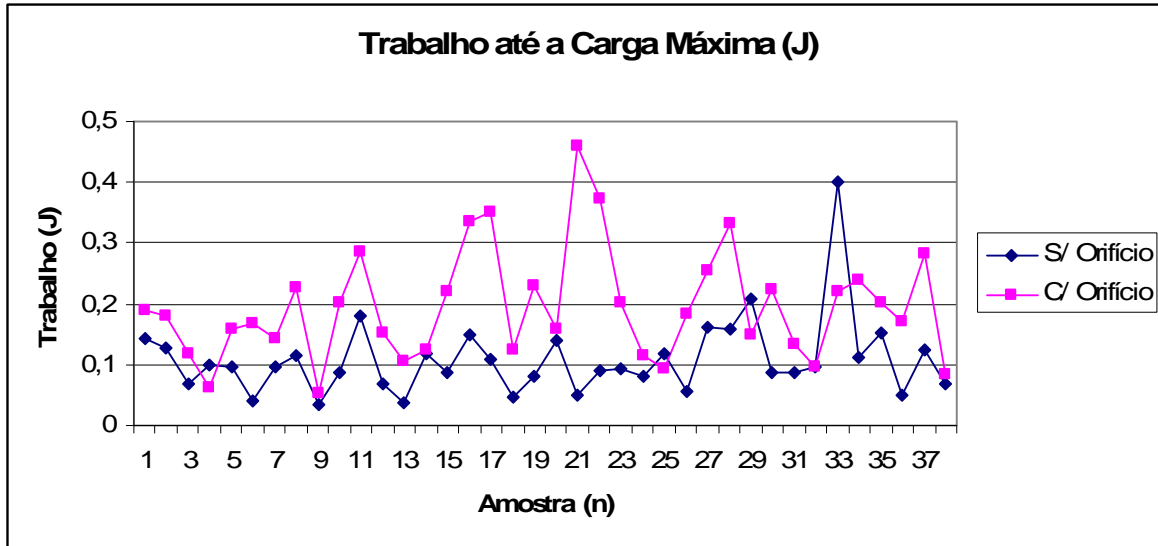


Figura 16- Trabalho até a carga máxima de cada ensaio pareado

Ao comparar os valores máximo, mínimo, média, mediana e desvio padrão de trabalho até a carga máxima encontrados, observou-se que nas telas com orifícios os resultados foram estatisticamente superiores ($p < 0,001$) aos valores encontrados para as telas sem orifícios (Tabela 5).

Tabela 5- Análise descritiva e comparativa da variável trabalho até a carga máxima necessário para o desprendimento das telas da parede abdominal de 38 ratas adultas.

VARIÁVEL	Máximo	Mínimo	Média	Mediana	Desvio Padrão	Valor - P
Trabalho Máx. (J) Tela sem orifício	0,40	0,06	0,11	0,10	0,06	P<0,001
Trabalho Máx. (J) Tela com orifício	0,46	0,09	0,20	0,18	0,09	

A figura 17 ilustra o perfil da amostra.

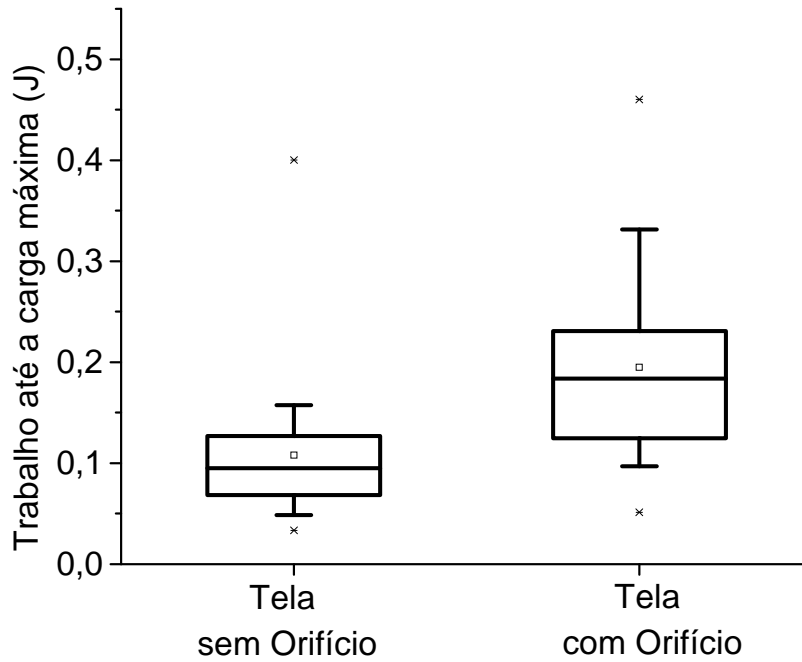


Figura 17- Representação gráfica da amostra (trabalho até a carga máxima)

4.5- Consistência do Material

Os valores aferidos de consistência do material, resultantes de cada teste pareado, podem ser observados na figura 18.

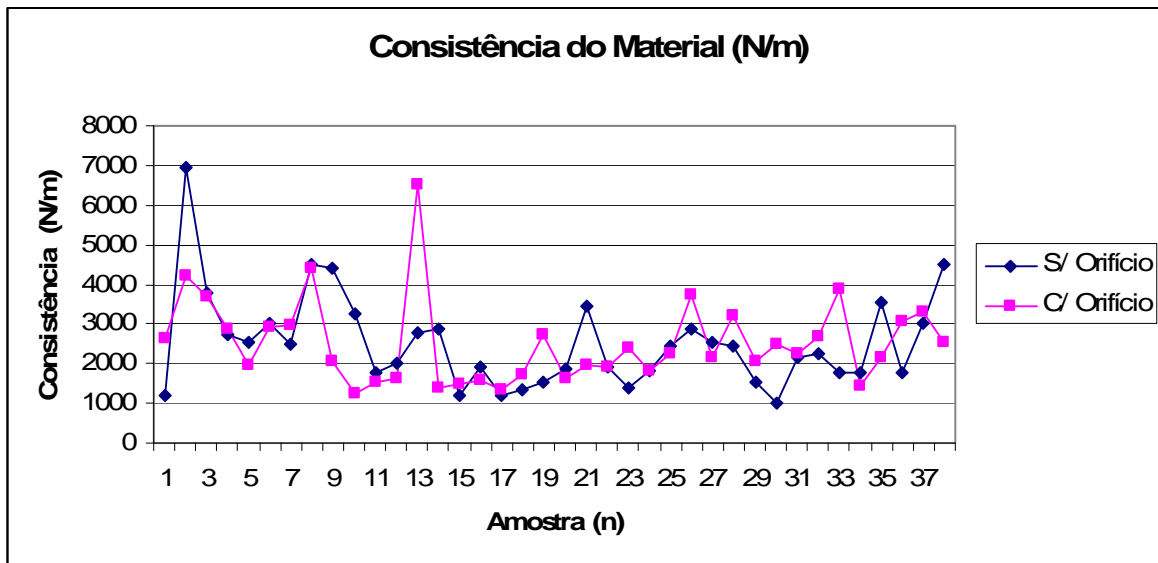


Figura 18- Consistência do material em cada ensaio pareado

Ao confrontar os valores máximo, mínimo, média, mediana e desvio padrão da consistência do material encontrados, observou-se que não houve diferença significativa ($p = 0,87$) entre as telas sem orifícios e as telas com orifícios (Tabela 6). A representação gráfica da amostra é apresentada na figura 19.

Tabela 6- Análise descritiva e comparativa da variável consistência do material nos testes realizados para o desprendimento das telas da parede abdominal de 38 ratas adultas.

VARIÁVEL	Máximo	Mínimo	Média	Mediana	Desvio Padrão	Valor - P
Consistência (N/m) Tela sem orifício	6960,4	1010,6	2513,3	2341,1	1190,7	$P = 0,87$
Consistência (N/m) Tela com orifício	6507,0	1227,9	2525,7	2266,8	1062,3	

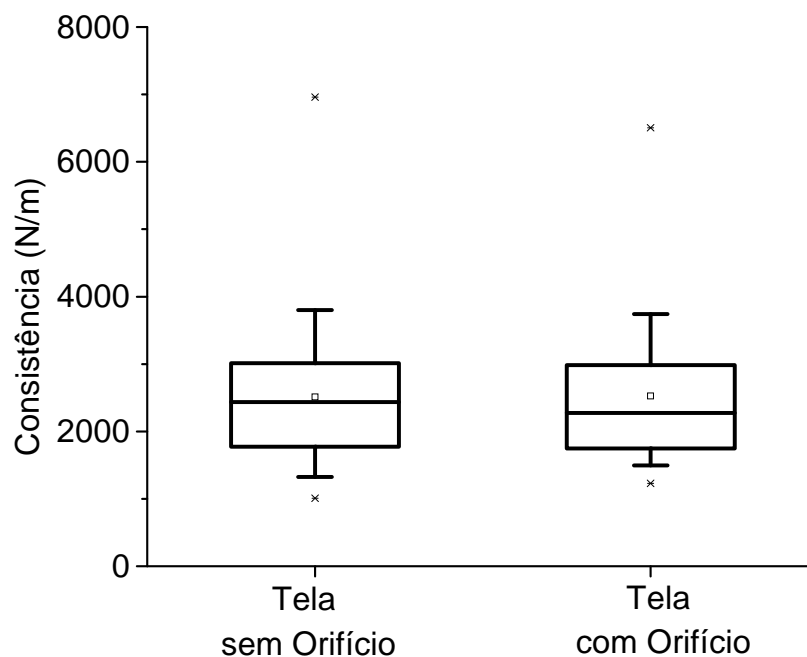


Figura 19- Representação gráfica da amostra (Consistência do material)

4.6- Carga na Ruptura

As medidas de carga no momento do desprendimento da tela da interface tecidual da parede abdominal de ratas adultas, resultantes de cada teste pareado, podem ser observados na Figura 20.

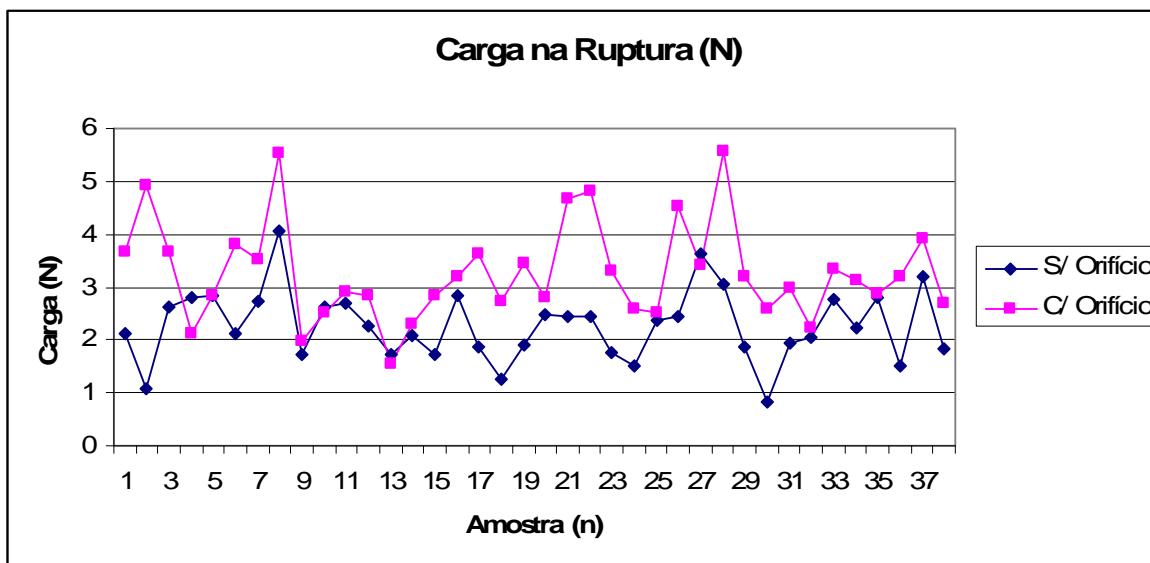


Figura 20- Carga no momento da ruptura de cada ensaio pareado

Ao comparar os valores máximo, mínimo, média, mediana e desvio padrão de carga no momento da ruptura, observou-se que, nas telas com orifícios, os resultados foram estatisticamente superiores ($p < 0,001$) aos valores encontrados para as telas sem orifícios (Tabela 7).

Tabela 7- Análise descritiva e comparativa da variável carga no momento da ruptura, ou desprendimento das telas da parede abdominal de 38 ratas adultas.

VARIÁVEL	Máximo	Mínimo	Média	Mediana	Desvio Padrão	Valor - P
Carga na ruptura (N) Tela sem orifício	4,05	0,84	2,27	2,24	0,67	$P < 0,001$
Carga na ruptura (N) Tela com orifício	5,59	1,54	3,27	3,16	0,93	

Na Figura 21 está ilustrada a diferença entre os grupos de telas com orifícios e telas sem orifícios

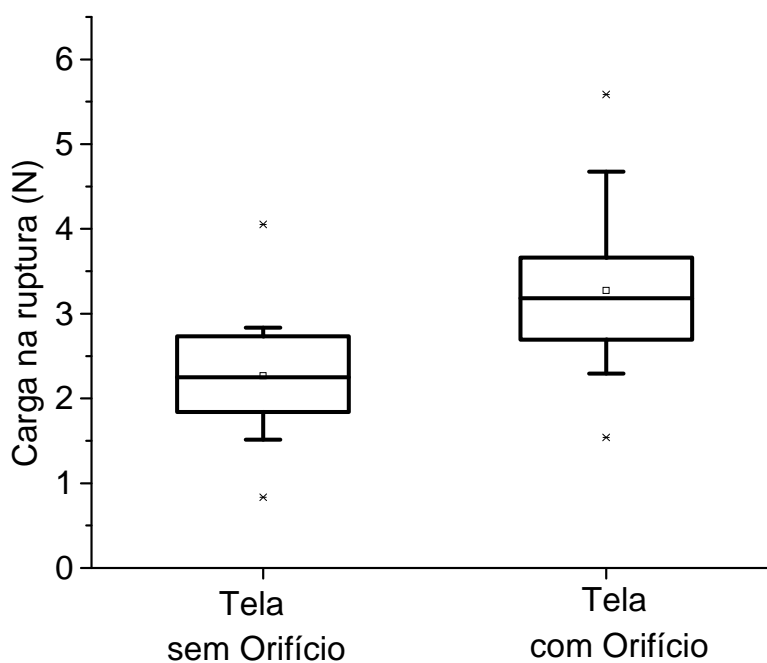


Figura 21- Representação gráfica da amostra (carga no momento da ruptura)

4.7- Deflexão na Ruptura

Os resultados de deflexão até o desprendimento da tela da interface tecidual da parede abdominal de ratas adultas, resultantes de cada teste pareado, podem ser observados na Figura 22.

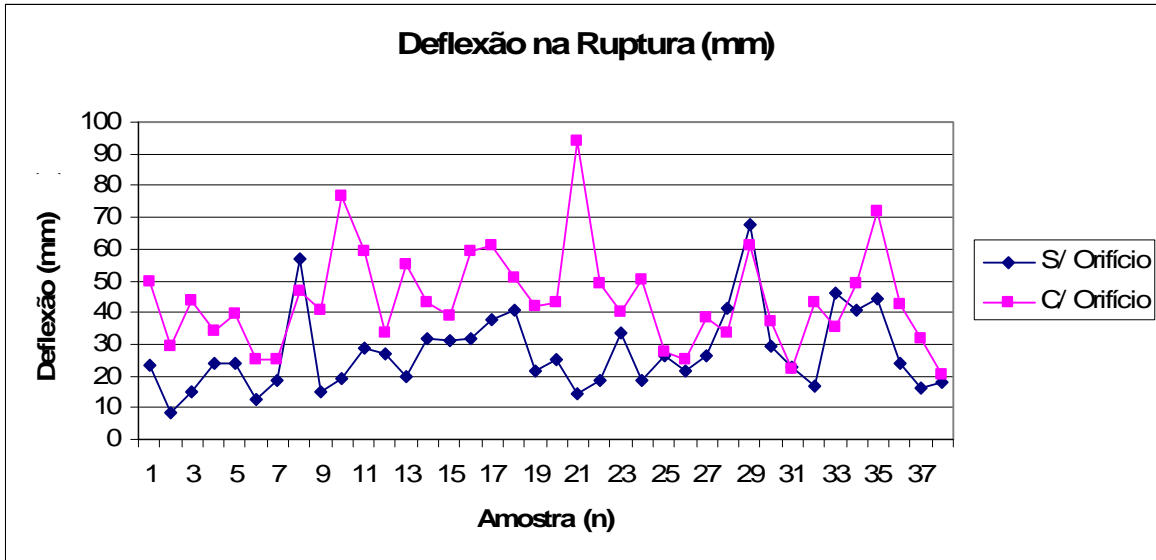


Figura 22- Deflexão no momento da ruptura em cada ensaio pareado

Ao analisar os valores máximo, mínimo, média, mediana e desvio padrão de deflexão no momento da ruptura, ou desprendimento das telas, observou-se que, nas telas com orifícios os resultados foram superiores ($P < 0,001$) àqueles encontrados para as telas sem orifícios como apresentados na Tabela 8 e na figura 23.

Tabela 8- Análise descritiva e comparativa da variável deflexão no momento da ruptura, ou desprendimento das telas da parede abdominal de 38 ratas adultas.

VARIÁVEL	Máximo	Mínimo	Média	Mediana	Desvio Padrão	Valor - P
Deflexão na ruptura						
(mm)	67,83	8,41	27,30	24,03	12,54	
Tela sem orifício						
Deflexão na ruptura						
(mm)	94,04	20,32	43,95	42,14	15,60	
Tela com orifício						

$P < 0,001$

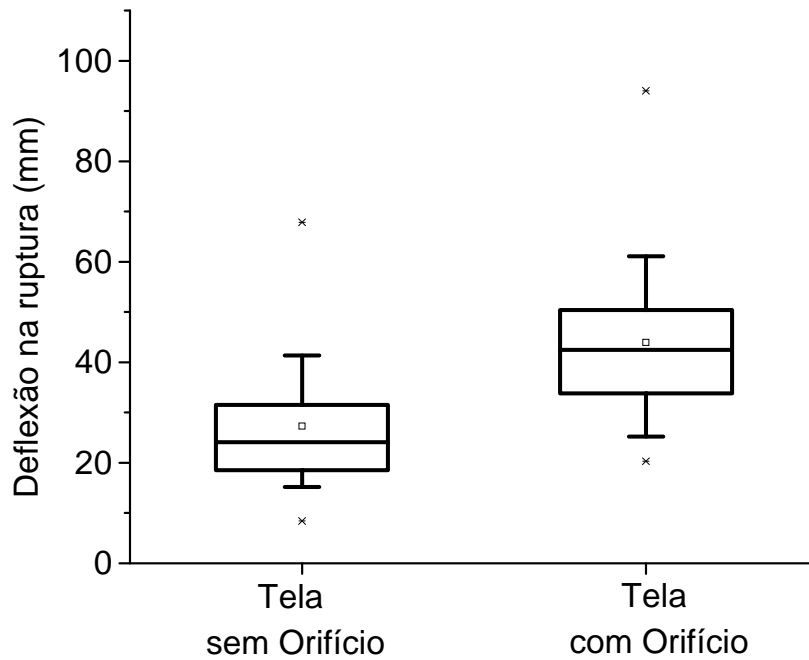


Figura 23- Representação gráfica da amostra (deflexão no momento da ruptura)

4.8- Trabalho até a Ruptura

Os valores aferidos de trabalho necessário para o desprendimento da tela da interface tecidual da parede abdominal de ratas adultas, resultantes de cada teste pareado podem ser observados na figura 24.

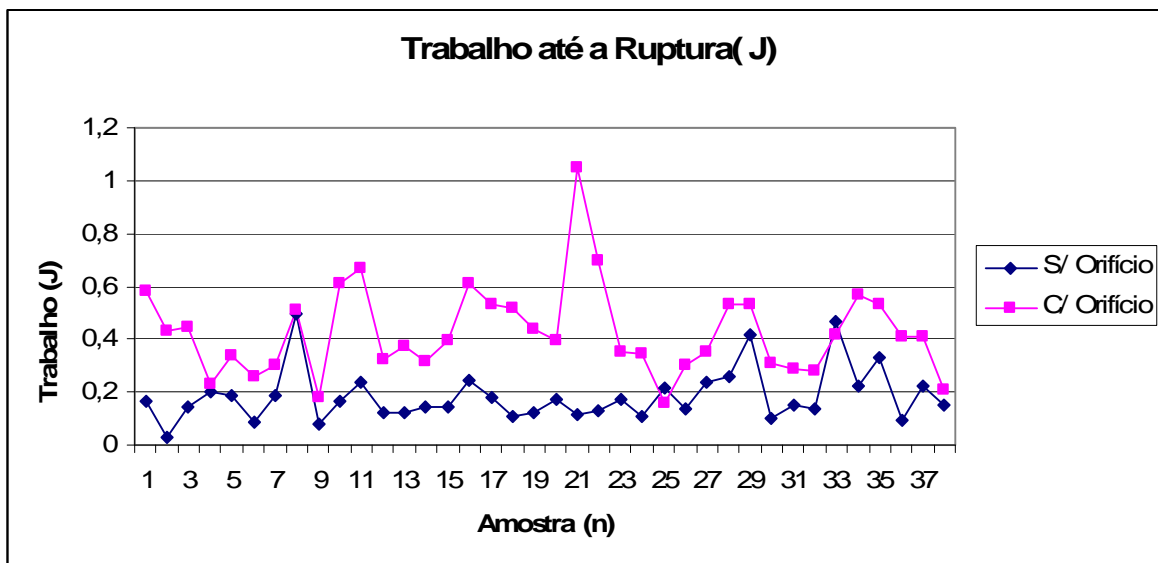


Figura 24- Trabalho até a ruptura de cada ensaio pareado

Ao comparar os valores máximo, mínimo, média, mediana e desvio padrão de trabalho até a ruptura, observou-se que nas telas com orifícios, os resultados registrados foram superiores ($p < 0,001$) aos valores encontrados para as telas sem orifícios (Tabela 9).

Tabela 9- Análise descritiva e comparativa da variável trabalho até a ruptura, ou necessário para o desprendimento das telas da parede abdominal de 38 ratas adultas.

VARIÁVEL	Máximo	Mínimo	Média	Mediana	Desvio Padrão	Valor - P
Trabalho até ruptura						
(J)	0,49	0,03	0,18	0,16	0,10	
Tela sem orifício						
						P<0,001
Trabalho até ruptura						
(J)	1,05	0,16	0,43	0,40	0,17	
Tela com orifício						

O perfil da amostra segundo a variável trabalho até o desprendimento das telas, ilustra a diferença entre os grupos de telas com orifícios e telas sem orifícios (Figura 25).

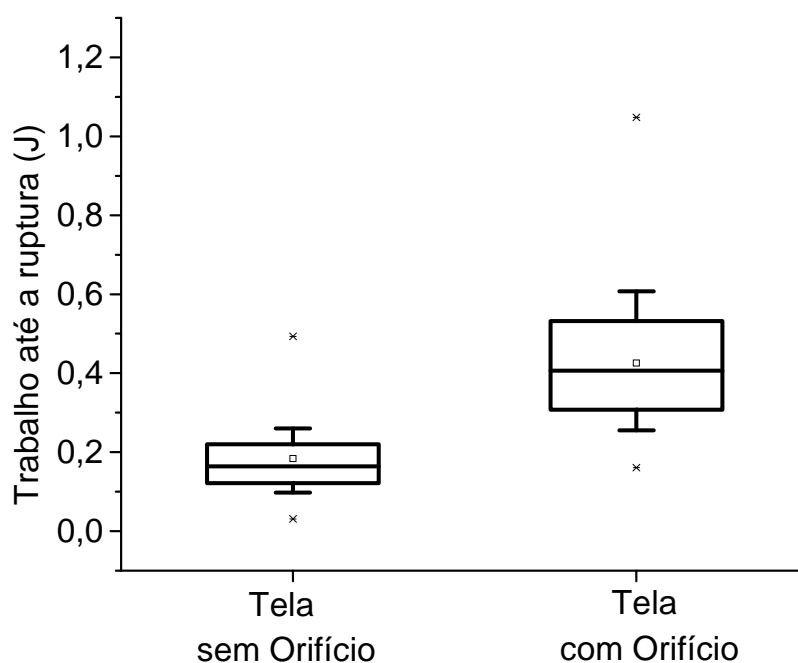


Figura 25. Representação gráfica da amostra (trabalho até ruptura)

5- DISCUSSÃO

As propriedades mecânicas dos diferentes tipos telas de polipropileno, usadas na correção dos defeitos do assoalho pélvico, são, geralmente, declaradas em suas embalagens pelos fabricantes. Porém o seu comportamento no leito receptor ainda permanece desconhecido. A crescente internacionalização do comércio de produtos põe em destaque a importância da normatização dos ensaios de materiais. Qualquer que seja a procedência do produto, os testes pelos quais passou em seu país de origem devem poder ser repetidos, nas mesmas condições, em qualquer lugar do mundo. Tanto o superdimensionamento como o subdimensionamento de produtos pode trazer consequências graves: o primeiro gera desperdício de material, maior consumo de energia e baixo desempenho; o segundo pode predispor a falha do produto, prejuízos, e possibilidade de sérios acidentes, com danos irreparáveis. Por isso, é importante conhecer a resistência dos materiais, que pode ser avaliada através de ensaios mecânicos, sendo o teste de tração o mais importante para este fim (Afonso et al., 2008).

Na revisão da literatura através do Medline, encontramos poucos estudos endereçados a análise das propriedades biomecânicas das próteses uroginecológicas. Alguns estudos foram realizados exclusivamente com as próteses (Choe et al., 2001; Dietz et al., 2003 e Afonso et al., 2008) e outros em animais (Dora et al., 2004; Spiess et al., 2004 e Bazi et al., 2007). Nenhum modelo experimental, destinado a analisar as propriedades biomecânicas na interface tecidual, porém, mostrou-se semelhante ao presente estudo.

No presente experimento, considerou-se o modelo descrito apropriado aos objetivos da pesquisa. Pelo fato deste ser um estudo pareado, no qual o animal era seu próprio controle, consideramos que os efeitos da variabilidade individual no processo de integração da tela ao leito receptor puderam ser controlados de forma adequada. O lado no qual a tela foi implantada não foi definido de forma randômica, o que consideramos irrelevante, pois a parede abdominal do rato é simétrica.

Optou-se por realizar o estudo biomecânico 90 dias após o implante das telas, por este ser considerado o período de estabilidade do processo de cicatrização. Nesse sentido, estudos experimentais anteriores demonstraram a presença de colágeno maduro e

estável em torno da tela implantada no subcutâneo abdominal após período semelhante ao implante (Thiel et al., 2005; Riccetto et al., 2008).

Considerou-se que a ausência de tecido adiposo e o contato direto entre o tecido epitelial da pele e a fáscia da musculatura abdominal tornaram a parede abdominal da rata particularmente vantajosa para o estudo proposto, pois os materiais testados são disponibilizados pelos fabricantes para que sejam interpostos entre um tecido de natureza epitelial (vagina) e outro de natureza conjuntiva, representado pela fáscia pubocervical.

Modelos que reproduzem a vagina humana são pouco acessíveis. Riccetto et al. (2007), propuseram um modelo para treinamento da técnica de *sling* em ovelhas da raça Santa Inês. Por intermédio de um questionário aplicado em urologistas e ginecologistas, observaram boa correlação de vários aspectos da anatomia vaginal, uretral e dos parâmetros endoscópicos vesicais daquele modelo em relação à anatomia feminina. Entretanto, a infra-estrutura necessária para manutenção de animais de grande porte, por tempo prolongado, limita o emprego desse modelo em estudos semelhantes ao presente.

Yildirim et al. (2005), afirmaram que os estudos histopatológicos em humanos são difíceis de executar, porém experiências em animais devem ajudar na melhor seleção de produtos. Concordando com esta assertiva, optamos por esse nosso, original, modelo experimental para avaliar as propriedades biomecânicas das telas de polipropileno na interface tecidual, utilizando, então, a parede abdominal de ratas adultas para este fim.

Até o momento, poucos estudos controlados randomizados, com objetivo avaliar o uso de diferentes implantes no tratamento do prolapso vaginal, são disponíveis. A expansão e comercialização de novos materiais é tão rápida, que, até que os resultados de um estudo se tornem disponíveis, uma nova versão do produto ou um novo produto competitivo já está no mercado. Esta, provavelmente, é a razão por que só um pequeno número de companhias e centros especializados estejam interessados em realizar testes controlados randomizados nesta área (De Ridder, 2008). Cabe, portanto, aos centros de pesquisa de todo o mundo investir nesta área.

Os resultados atualmente derivados de estudos randomizados enfocam a comparação de técnicas cirúrgicas (por exemplo, acesso abdominal “*versus*” vaginal) em detrimento de estudos detalhados sobre biomateriais específicos. Assim, as informações sobre diferentes telas se resumem, na maioria, aos estudos de coorte existentes. Entre as complicações decorrentes do uso das telas, as relacionadas à integração constituem aquelas de maior preocupação. Sabe-se que os fatores associados com a ocorrência dessas complicações necessitam, ainda, ser claramente identificados e que, além dos fatores locais como trofismo tecidual e infecção, a experiência e habilidade do cirurgião, provavelmente, são tão importantes para o resultado cirúrgico quanto o desenho ou características do material empregado (Versi et al., 2001; Cosson, 2004).

Embora o implante vaginal de telas sintéticas possa causar receios, estudos iniciais confirmaram que as taxas de sucesso anatômico com estas próteses foram melhores que aqueles obtidos com técnicas que utilizam o tecido nativo. Porém, são descritas taxas de complicações relacionadas com a integração de telas sintéticas de até 20%, o que justifica a preocupação com a busca da compreensão dos mecanismos fisiopatológicos envolvidos e o desenvolvimento de novas próteses mais biocompatíveis (Chen et al., 2007).

A adoção de telas sintéticas destinadas ao tratamento dos prolapso vaginais continua aumentando, apesar da escassez de dados apoiados por estudos controlados. Nygaard (2007) relatou o ocorrido com os kits de “sling” suburetral sintéticos uma década atrás. A fita suburetral cujo uso é fundamentado, atualmente, por uma grande quantidade de estudos, pode ser considerada hoje, como o padrão ouro no tratamento cirúrgico da incontinência urinária de esforço não complicada. Dessa forma, na introdução de novas tecnologias no arsenal terapêutico dos prolapso, o médico deverá ponderar as vantagens propostas pelo fabricante, versus as evidências existentes, visando oferecer um tratamento moderno, porém com mínimos critérios de segurança as suas pacientes.

As reações teciduais decorrentes do implante de diversos tipos de materiais sintéticos utilizados para correção dos defeitos do assoalho pélvico já foram estudadas e não foram os objetos do presente estudo (Amid et al., 1995; Ghoniem e Kapoor, 2001; Yildirim et al., 2005; Bazi et al., 2007).

Cosson et al. (2003), revisaram a literatura relativa aos implantes sintéticos usados no reparo dos prolapso e no tratamento da incontinência urinária de esforço e analisaram as propriedades mecânicas e a tolerância do hospedeiro em relação aos vários produtos usados. As telas de polipropileno foram as que mostraram propriedades mecânicas de durabilidade e elasticidade. Do ponto de vista mecânico, elasticidade (ou flexibilidade) pode ser compreendida como o inverso de dureza. Telas mais duras podem não se integrar tão bem ao tecido circunvizinho como uma tela mais flexível (Afonso et al., 2008). Diferenças de flexibilidade entre as diferentes telas de polipropileno monofilamentar estão relacionadas com a textura e densidade de seus filamentos (Bazi et al., 2006).

Do ponto de vista estritamente mecânico, sabe-se que materiais mais duros em contato com outro suave tendem a induzir a erosão deste último. As particularidades do contato na interface têm um papel significant, incluindo a análise biomecânica. Neste sentido, é possível inferir que as taxas de complicações relacionadas à integração das telas uroginecológicas podem estar relacionadas com as suas propriedades mecânicas e com a conformação da tela utilizada (Yildirim et al., 2005).

Cardia et al. (2007), analisaram a integração tecidual das telas de polipropileno monofilamentar macroporosa como os orifícios de tamanho padronizado 90 dias após o implante na parede abdominal de ratas. Observaram, no estudo histológico, que os orifícios facilitavam a integração do enxerto por meio da deposição organizada de colágeno nesta região. Consideramos que qualquer característica que contribua para a fixação da tela ao tecido hospedeiro pode representar uma vantagem, pois a ocorrência de movimentos na interface tela-tecido pode predispor a atrito local e, conseqüentemente, perpetuar a reação inflamatória, que poderia, em graus acentuados, levar a exposição ou extrusão da tela.

Não existe uma tela ideal. Pesquisas em animais de laboratório e estudos clínicos mostraram que as telas sintéticas tipo I (monofilamentos e macroporos, maiores que 75 μ m) são, atualmente, a melhor escolha para a correção do prolapso vaginal (De Ridder, 2008). As telas multifilamentares com microporos podem predispor a altas taxas de complicações relacionadas à integração, que variam de 17 a 20% (Achtari, 2005).

Há, na literatura, alguns poucos estudos, “*in vitro*”, sobre a análise tensiométrica de tipos diferentes de implantes utilizados no reparo do assoalho pélvico, mas não há nenhuma padronização de tensiômetros. Os poucos estudos existentes, não avaliaram a capacidade de fixação da tela ao leito receptor com a metodologia do presente trabalho.

Vários tipos de tensiômetros foram desenvolvidos para avaliar a resistência dos materiais. Kubricht et al. (2001), utilizaram um tensiômetro para comparar a força tênsil necessária para ruptura da fâscia lata cadavérica e da submucosa intestinal porcina. Este tensiômetro possuía um braço fixo conectado a um medidor digital que mensurava em libras (£), onde era fixada uma extremidade do corpo de prova. A outra extremidade do corpo de prova era fixada no braço superior e móvel do dispositivo, dotado de uma manivela que, ao ser rosqueada no sentido horário, tracionava cranialmente a pressilha superior até o corpo de prova romper-se. Como observado, tratava-se de um tensiômetro primitivo muito sujeito a incorreções de medidas.

Dietz et al. (2003), já apresentaram um tensiômetro mais evoluído, chamado MTS *Mini-Bionix testing Machine* (MTS Corporation, Minneapolis, Mn, USA), projetado para avaliar as propriedades mecânicas de materiais sintéticos. Avaliaram oito tipos de materiais de implantes uroginecológicos através de testes de tração “*in vitro*”, quanto ao módulo de elasticidade e carga máxima para a ruptura do material. Porém, houve necessidade de adaptações ao tensiômetro para que o corpo de prova não se desprendesse dos dispositivos de fixação. Concluíram que as forças necessárias para a ruptura dos materiais estavam muito acima da realidade humana, pois, a média de carga necessária para a ruptura, por exemplo, do Nylon 66 foi de 422 N, enquanto que a pressão intra-abdominal normal não excede 10 a 16 N. Dessa forma consideramos que modelos como esse resultam em informações sem relevância clínica.

Choe et al. (2001), foram os pioneiros a utilizar uma Máquina Universal de Ensaio (MUE), semelhante à utilizada em nosso estudo para comparar, “*in vitro*” a carga máxima necessária para a ruptura de diferentes materiais de sling. Concluíram que os materiais sintéticos necessitam de maiores valores de carga máxima para a ruptura, quando comparados aos alo-enxertos (tecidos cadavéricos) e estes, por sua vez, maiores valores de

carga que os auto-enxertos. O mérito deste estudo está na padronização do uso da MUE, para avaliar as propriedades biomecânicas das próteses utilizadas no tratamento dos defeitos do assoalho pélvico.

Dora et al. (2004), estudaram variações ao longo do tempo das propriedades biomecânicas da fâscia cadavérica, derme porcina, submucosa de intestino delgado porcina, tela de polipropileno e fâscia autóloga, em modelo experimental de coelhos na segunda, sexta e 12^a semanas após o implante. Utilizaram, para mensurar a carga máxima e a consistência do material, também uma MUE e concluíram que a carga máxima necessária para a ruptura da tela de polipropileno aumentou com sua incorporação aos tecidos circunvizinhos, ao passo que a carga máxima de ruptura da fâscia cadavérica, derme porcina e submucosa de intestino delgado diminuíram com tempo. Estes resultados encontrados são passíveis de questionamento, pois na verdade o que foi mensurado foi a consistência do corpo de prova, no caso, o material de “sling” com o processo cicatricial envolvido, e não o implante isolado.

Spiess et al. (2004), analisaram as propriedades biomecânicas, utilizando uma MUE, do TVT e da fâscia lata cadavérica recuperados 12 semanas após o implante na parede abdominal anterior de ratos. Estudando os implantes isolados da parede abdominal, observaram que o TVT necessitava de maiores pico de carga para a ruptura. Inferiram que nas fases precoces, a força de fixação aumenta a estabilidade da tela, e que isto representaria um ganho desde o princípio do procedimento. Consideramos que esta alegação é incorreta, pois a carga para ruptura do corpo de prova, no caso a tela, reflete a resistência da tela e não a aderência tela-tecido, como foi demonstrado em nosso estudo. Ademais, consideramos que o tempo de 12 semanas não representa a fase precoce do processo de cicatrização.

Afonso et al. (2008), utilizaram o mesmo tensiômetro de precisão, MUE, para analisar “in vitro” a elasticidade (por meio de um teste de tração) de cinco diferentes telas de polipropileno usualmente utilizadas no tratamento dos defeitos do assoalho pélvico. Concluíram que, para o polipropileno, a elasticidade estava relacionada com sua geometria e espessura de seus filamentos, observando que houve diferenças significativas de elasticidade nas telas por eles estudadas. Assim como outros autores, consideraram que o

teste de tração uniaxial é, no momento, seguro para avaliar a consistência elástica dos materiais.

Bazi et al. (2007), realizaram estudo comparativo com quatro diferentes tipos comerciais de telas de polipropileno usadas em “slings”, recuperadas 24 semanas após o implante na parede abdominal de ratos, e analisaram o seu comportamento biomecânico, usando a MUE, em testes de tração uniaxial. Concluíram que não houve diferença significativa quando comparadas às médias de pico de carga até a ruptura e a deflexão da tela até o pico de carga. Porém, quando comparada a consistência (módulo de elasticidade), houve diferença significativa entre as telas. As conclusões deste estudo não apresentaram novidades e, embora seja um estudo “in vivo”, o seu desenho não permitiu avaliar as propriedades dessas telas na interface tecidual.

O único estudo encontrado que se propôs a analisar a aderência tecidual de materiais de implante uroginecológico foi o de Yildirim et al.(2005). Para mensurar a aderência de quatro diferentes tipos de telas sintéticas, comercialmente utilizadas no tratamento da incontinência urinária de esforço em mulheres, aos tecidos vizinhos após o implante na parede abdominal de coelhos, utilizaram pesos crescentes, em miligramas (mg) pendurados à extremidade das telas e deixados agir sob a ação da gravidade. Avaliaram a força necessária para o desprendimento de cada tipo de tela do tecido adjacente no segundo, sétimo, 15° e 30° dia após o implante. O peso mínimo necessário para o desprendimento refletia a aderência da tela dos tecidos circunvizinhos. Embora os autores tenham encontrado diferenças entre as apresentações comerciais por eles testadas, consideramos que o método empregado é muito primitivo e impreciso para se avaliar a aderência tela-tecido.

O presente estudo, de maneira inédita, mostrou as propriedades biomecânicas de um tipo de tela de polipropileno na interface tecidual do abdômen de ratas adultas e os efeitos da inclusão de orifícios de tamanho padronizado nas mesmas. A inclusão desses orifícios nas telas de polipropileno aumentou a aderência aos tecidos circunvizinhos, como demonstrado na análise da carga máxima, trabalho até a carga máxima, carga no desprendimento da tela e trabalho até o desprendimento da tela. Os orifícios também

conferiram à tela de polipropileno maior elasticidade como demonstrado na análise dos valores de deflexão até a carga máxima e deflexão até o desprendimento da tela.

Convém lembrar que neste estudo o material em análise (corpo de prova) foi um elemento híbrido composto pela parede abdominal da rata com a tela. Em ambos os grupos o corpo de prova foi o mesmo, fato que pode justificar a ausência de diferença significativa entre os dois grupos na análise da variável consistência do material.

A melhor integração da tela de polipropileno com orifícios de tamanho padronizado poderia sugerir sua adoção rotineira nos processos industriais. Isto poderia implicar na diminuição da quantidade de material sintético implantado com melhor adaptação ao tecido hospedeiro e diminuição da taxa de complicações relacionadas à integração da tela, o que contribuiria, significativamente, para o sucesso do procedimento.

Considerando-se o aumento da expectativa de vida das mulheres deste século e o aumento do número de cirurgias para a correção dos prolapso vaginais, iniciativas visando aumentar a biocompatibilidade e diminuir as morbidades potenciais dos implantes sintéticos são muitos desejáveis. Nesse sentido, a demonstração objetiva das vantagens da inclusão dos orifícios de tamanho padronizado nas telas de polipropileno, poderá repercutir significativamente na prática clínica.

6- CONCLUSÃO

Os resultados encontrados nas condições do presente estudo permitiram concluir que a inclusão de orifícios de tamanho padronizado em telas de polipropileno monofilamentar implantadas na interface tecidual da parede abdominal de ratas adultas aumentou a elasticidade da tela e sua aderência aos tecidos e reduziu a quantidade de material sintético implantado e o peso da tela.

7- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Achtari C, Hiscock R, O'reilly BA, Schierlitz L, Dwyer PL. Risk factors for mesh erosion after transvaginal surgery using polypropylene (Atrium) or composite polypropylene/polyglactin 910 (Vypro II) mesh. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct* 2005; DOI 10.1007/s00192-004: 1272-3.

Afonso JS, Martins PALS, Girão MJB, Natal Jorge RM, Ferreira AJM, Mascarenhas T, Fernandes AA, Bernardes J, Baracat EC, Rodrigues de Lima G, Patrício B. Mechanical properties of polypropylene mesh used in pelvic floor reappear. *Int Urogynecol J* 2008; 19:375-380.

Amid PK, Lichtenstein IL, Shulman AG, Hakakha M. Biomaterials for ‘‘tension-free’’ hernioplasties and principles of their applications. *Minerva Chir* 1995; 50:821–6.

Amid PK. Classification of biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery. *Hernia* 1997; 1:15–21.

Auge APF, Carramão SS. Prolapso de órgãos Pélvicos. In: Piato, S. *Ginecologia: Diagnóstico e Tratamento*. São Paulo: Manole; 2008. p.81-90.

Bazi TM, Hamade RF, Hussein IAH, Nader KA, Jurjus A. Polypropylene midurethral tapes do not have similar biologic and biomechanical performance in the rat. *Eur Urol* 2007; 51:1364-1375.

Birch C. The use of prosthetics in pelvic reconstructive surgery. *Best Pract Res Clin Obstet Gynaecol* 2005;19(1):979–91.

Birch C, Fynes MM. The role of synthetic and biological protheses in reconstructive pelvic floor surgery. *Curr Opin Obstet Gynecol* 2002; 14:527 - 535.

Boyles SH, Weber AM, Meyn L. Procedures for urinary incontinence in the United States, 1979-1997. *Am J Obstet Gynecol* 2003;189:70-5.

Boyles SH, Edwards SR. Repair of the anterior vaginal compartment. *Clin Obstet Gynecol* 2005;48(3):682-90.

Bump RC, Norton PA. Epidemiology and natural history of pelvic floor dysfunctions. *Obstet Gynecol Clin North Am* 1998; 25:723-46.

Calister Jr WD. *Ciência e Engenharia dos Materiais: Uma Introdução*. 5ª ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos; 2002. p.78-106.

Cardia FPZ, Palma P, Palma T, Cardia JZ. Orifícios facilitadores de integração de telas de polipropileno: Análise da retração e integração tecidual. In: *Anais do 31º Congresso Brasileiro de Urologia*; 2007, Salvador. Bahia: PC 0120.

Cervigni M, Natale F. The use of synthetics in the treatment of pelvic organ prolapse. *Curr Opin Urol* 2001;11:429-35.

Cervigni M, Natale F, La Penna C, Panei M, Mako A. Transvaginal cystocele repair with polypropylene mesh using a tension-free technique *Int Urogynecol J* 2008; 19:489-96.

Chen CC, Ridgeway B, Paraiso MF. Biologic grafts and synthetic meshes in pelvic reconstructive surgery. *Clin Obstet Gynecol* 2007; 50:383–411.

Choe JM, Kothandapani R, James L, Bowling D. Autologous, cadaveric, and synthetic materials used in sling surgery: comparative biomechanical analysis *Urology* 2001; 58:482–6.

Cosson M, Debodinance P, Boukerrou M, Chauvet MP, Pierre L, Crépin G, Ego A. Mechanical properties of synthetic repair of prolapse and urinary incontinence which is the ideal material. *Int Urogynecol J* 2003; 14:169–178.

Cosson M. Risk of infection and prostheses: time out or a red flag? *J Gynecol Obstet Biol Reprod* 2004, 33:559–60.

Cruishank SH, Muniz M. Outcomes study: a comparison of cure rates in 695 patients undergoing sacrospinous ligament fixation alone and with other site-specific procedures – A 16-year study. *Am J Obstet Gynecol* 2003;188(6):1509-15.

DeLancey JOL. Anatomic aspects of vaginal eversion after hysterectomy. *Am J Obstet Gynecol* 1992;166:1717–24.

DeLancey JOL. The hidden epidemics of pelvic floor dysfunction: achievable goals for improved prevention and treatment. *Am J Obstet Gynecol* 2005;192:1488-95.

Dietz HP, Vancaillie P, Svehla M, Wash W, Steensma AB, Vancaillie TG. Mechanical properties of urogynecologic implant materials. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct* 2003; 14:239-43.

Deffieux X, De Tayrac R, Huel C, et al. Vaginal mesh erosion after transvaginal repair of cystocele using Gynemesh or Gynemesh-soft in 138 women: a comparative study. *Int Urogynecol J* 2007; 18:73–79.

Dora CD, Dimarco DS, Zobitz ME, Elliott DS. Time dependent variations in biomechanical properties of cadaveric fascia, porcine dermis, porcine small intestine submucosa, polypropylene mesh and autologous fascia in the rabbit model: implications for sling surgery *J Urol* 2004; 171: 1970.

De Ridder D. Should we use meshes in the management of vaginal prolapse?. *Curr Opin Urol* 2008; 18(4)377-82.

De Tayrac R, Gervaise A, Fernandez H. Cystocele repair with a fixation-free prosthetic polypropylene mesh. *Int Urogynecol J* 2001;12(Suppl 3):S92.

Fatton B, Amblard J, Debodinance P, Cosson M, Jacquetin B. Transvaginal repair of genital prolapse: preliminary results of a new tension-free vaginal mesh (Prolift™ technique) – a case series multicentric study. *Int Urogynecol J* 2007; 18:743-52.

Gauruder BA, Koutouzidou P, Rohne J, Gronewold R, Tunn R. Follow-up after polypropylene mesh repair of anterior and posterior compartments in patients with recurrent prolapse. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct* 2007; 18:1059-64.

Ghoniem GM, Kapoor DS. Nonautologous sling materials. *Curr Urol Rep* 2001; 2:357–63.

Gomelsky A, Dmochowski RR. Biocompatibility assessment of synthetic sling materials for female stress urinary incontinence. *J Urol* 2007; 178:1171-81.

Haddad JM, Pacetta AM, Neto MJ, Ribeiro RM. Prolapso Genital e Incontinência Urinária de Esforço. In: Oliveira HC, Lemgruber (ed), *Tratado de Ginecologia FEBRASGO*, reimpressão, Rio de Janeiro: Revinter; 2001. p.880-86.

Hardiman P, Oyawoye S, Browning J. Cystocele repair using polypropylene mesh. *Br J Obstet Gynecol* 2000; 107:825-6.

Haylen TB, Swift SE, Dwyer PL, Freeman RM, Petri E, Rizk DE, Sand PK, Schaer GN. A classification of complications directly related to the insertion of prostheses (meshes, implants, tapes) or grafts in urogynecological surgery. In: *IUGA Grafts Symposium*; July 8-10, 2005, FL, USA.

Hiltunen R, Nieminen K, Takala T, Heiskanen E, Merikari M, Niemi K, Heinonen PK. Low-weight polypropylene mesh for anterior vaginal wall prolapse: a randomized controlled trial. *Obstet Gynecol* 2007; 110:455-62.

Huebner M, Hsu Y, Fenner DE. The use of graft materials in vaginal pelvic floor surgery. *Int J Gynecol Obstet* 2006; 92:279-88.

Iglesia CB, Fenner DE, Brubaker L. The use of mesh in gynecologic surgery. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct* 1997; 8:105-15.

Jakus SM, Shapiro A, Hall CD. Biologic and synthetic graft use in pelvic surgery: a review *Obstet Gynecol Surv* 2008; 63(4):253-66.

Kazuhito Y, Fuke LF, Shigekiyo CD. *Os alicerces da Física*. 12ª ed. São Paulo: Saraiva; 1998. p.179-210. V.1

Kubricht WS, Williams J, Eastham JA, Veneble DD. Tensile strength of cadaveric fascia lata compared to small intestinal sub mucosa using suture pull through analysis. *J Urol* 2001; 165:486-90.

Maher C, Baessler K. Surgical management of anterior vaginal wall prolapse: an evidence based literature review. *Int Urogynecol J* 2006;17(2):195-201.

Manhes H. Laparoscopic Retzio-plasty. A new surgical approach to stress incontinence. *Int Surg.* 1996; 81(4):371-73.

Martins PALS, Jorge RMN, Ferreira AJM. A comparative study of several material models for prediction of hyperelastic properties: Application to Silicone-Rubber and Soft Tissues. *Strain* 2006; 42:135-147.

Nygaard I. Marketed vaginal mesh kits: rampant experimentation or improved quality of care? *Int Urogynecol J* 2007; 18:483–484.

Olsen AL, Smith VJ, Bergstrom JO, Colling JC, Clark AL. Epidemiology of surgically managed pelvic organ prolapse and urinary incontinence. *Obstet Gynecol* 1997;89:501-6.

Ricetto CLZ, Palma PCR, Thiel M, Miyaoka R, Netto NRJr. Experimental Animal Model for Training Transobturator and Retropubic Sling Techniques. *Urol Int* 2007;78:130–134.

Ricetto C, Miyaoka R, De Fraga R, Barbosa R, Dambros M, Teixeira A, Palma P. Impact of the structure of polypropylene meshes in local tissue reaction: in vivo stereological study. *Int Urogynecol J* 2008; 19:1117–23.

Robles JE, Rioja J, Saiz A, Brugarolas X, Rosell D, Zudaire JJ et al. Anterior compartment prolapse repair with a hybrid biosynthetic mesh implant technique. *Int Urogynecol J* 2007;18:1191-96.

Sartori JP, Sartori MGF, Girão MJBC. Queixas urinárias Segundo o grau de prolapso uterino. [resumo] *Anais do IV Congresso Latino-americano de Uroginecologia y Cirurgia Vaginal, Vitória, Espírito Santo, Brasil, 1995: p.9.*

Slack M, Sandhu JS, Staskin DR, Grant RC. In vivo comparison of suburethral sling materials. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct* 2005; 6: 56-9.

Spiess PE, Rabah D, Herrera C, Singh G, Moore R, Corcos J. The tensile properties of tension-free vaginal tape and cadaveric fascia lata in an in vivo rat model. *BJU Int* 2004; 93:171-3.

Shull BL. Pelvic organ prolapse: Anterior, superior, and posterior vaginal segment defects. *Am J Obstet Gynecol* 1999;181(1): 6-11.

Thiel M, Palma PCR, Riccetto CLZ, Dambros M, Netto Jr NR. A sterological analysis of fibrosis and inflammatory reaction induced by four different synthetic slings. *BJU Int* 2005; 95:833-837.

Tipler P, Mosca G. Física para Cientistas e Engenheiros. 5^a ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos; 2006. p.93-193. V.1.

Versi E, Harvey MA, Cardozo L, Brincat M, Studd JW. Urogenital prolapse and atrophy at menopause: a prevalence study. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct* 2001; 12:107–110.

Weber AM, Richter HE. Pelvic Organ Prolapse. *Obstet Gynecol* 2005;106(3):615-34.

Wolfensohn S, Lloyd M. Handbook of laboratory animal management and welfare. 2nd ed. London: Ed. Blackwell science 1998; p.179-87.

Yildirim A, Basok EK, Gulpinar T, Gurbuz C, Zemheri E, Tokuc R. Tissue reactions of 5 sling materials and tissue material detachment strength of 4 synthetic mesh materials in a rabbit model. *J Urol* 2005, 174:2037–40.

8- ANEXOS

Anexo 1- Parecer do Comitê de Ética na Experimentação Animal



Universidade Estadual de Campinas
Instituto de Biologia



CEEA-IB-UNICAMP

Comissão de Ética na Experimentação Animal CEEA-IB-UNICAMP

CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo nº 1072-2, sobre "EFEITO DA INCLUSÃO DE ORIFÍCIOS DE TAMANHO PADRONIZADO SOBRE A RESISTÊNCIA TÊNIL E CAPACIDADE DE FIXAÇÃO TECIDUAL DE TELAS DE POLIPROPILENO MONOFILAMENTAR NO TECIDO SUBCUTÂNEO DE RATAS ADULTAS", sob a responsabilidade de Prof. Dr. Cássio Luís Zanettini Riccetto / Maria Beatriz Bracco Suarez, está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal adotados pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA), tendo sido aprovado pela Comissão de Ética na Experimentação Animal (CEEA)-IB-UNICAMP em 04 de setembro de 2006.

CERTIFICATE

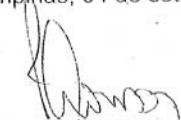
We certify that the protocol nº 1072-2, entitled "EFFECTS OF THE INCLUSION OF SIZE PADRONIZED HOLES IN TENSILE RESISTANCE AND HABILITY OF TISSUE FIXATION OF MONOFILAMENT POLYPROPYLENE MESH, IMPLANTED ON UNDER SKIN TISSUE OF ADULTS RAT", is in agreement with the Ethical Principles for Animal Research established by the Brazilian College for Animal Experimentation (COBEA). This project was approved by the institutional Committee for Ethics in Animal Research (State University of Campinas - UNICAMP) on September 04, 2006.

Campinas, 04 de setembro de 2006.



Prof. Dra. Ana Maria A. Guaraldo
Presidente

CEEA/IB – Unicamp
Caixa Postal 6109
13083-970 Campinas, SP – Brasil



Fátima Alonso
Secretária Executiva

Telefone: (19) 3788-6359
Telefax: (19) 3788-6356
E-mail: ceea@cemib.unicamp.br
<http://www.ib.unicamp.br/institucional/ceea/index.htm>

Anexo 2- Envio do manuscrito para publicação

SBU Mail - rodrigo.siniscalchi@sbu.org.br - EURUROL-D-08-01153 assigned



Ler Email Redigir Buscar Mensagem Calendario Endereços Pastas Opções Ajuda Sair

De: 'European Urology' <european.urology@hsr.it>
Para: rodrigo.siniscalchi@sbu.org.br
Assunto: EURUROL-D-08-01153 assigned

Enviado: Thu Aug 14 12:14
Prioridade: Normal
Tipo: Text

Our web site: <http://eururol.edmgr.com/>

Resposta

Rodrigo Siniscalchi
Universidade Estadual de Campinas
Surgey
Cidade Universitária Zeferino Vaz
Campinas, São Paulo 13083-970
BRAZIL

Responder Todos

Encaminhar

Tel: + 35 3622 6875
FAX: + 35 3623 6655
rodrigo.siniscalchi@sbu.org.br
Username - rodrigo02
Password - siniscalch7

Apagar

Livro de Endereços

Imprimir

Bloquear Remetente

Ms. No: EURUROL-D-08-01153

Title: Biomechanical effects of including helper orifices in monofilament polypropylene meshes to improve tissue integration: an in vivo study

Date: 2008/08/14

View Headers

Próxima

Mensagem Anterior

Dear Dr. Siniscalchi,

We are happy to confirm that we have received the above manuscript.

Editorials, Letters to the Editor and most Case Reports will be reviewed by the Editor-in-Chief.

If the manuscript passes an initial review, it will be assigned to an Associate Editor who will then carefully follow the peer review process in conjunction with the main editorial office. To guarantee the best review process possible, at least 6 specialists in this field are assigned by the Associate Editor to review your manuscript. They are given 2 weeks to analyse your manuscript and submit their decision and comments.

Please be assured that we will inform you of the decision made by the reviewers and Editors as soon as possible.

You can check the status of your manuscript anytime you like by logging in to the above site with your username and password.

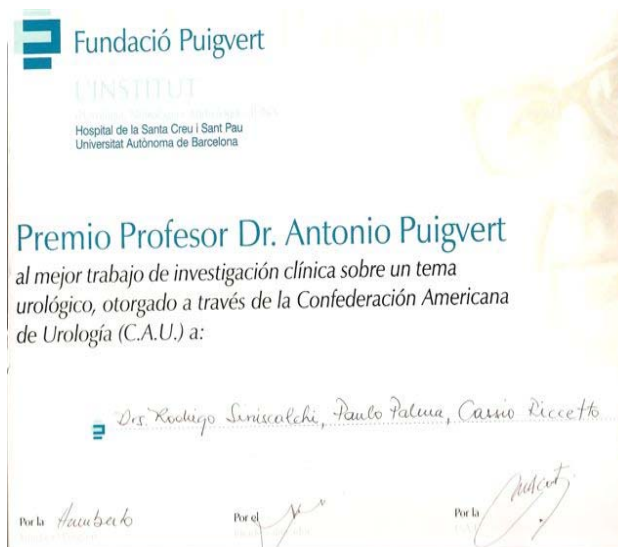
Thank you for considering EUROPEAN UROLOGY as your target journal.

Yours sincerely,

Prof. Francesco Montorsi
Editor-in-Chief
EUROPEAN UROLOGY

<http://mail.sbu.org.br/mail/reademail.pl?id=cur/1218725950.H315857P2445.mail.sbu.org.br.S=2577?S&f> 3/9/2008

Anexo 3- Premiação do manuscrito: Melhor Trabalho de Investigação Urológica, XXIX Congresso da Confederação Americana de Urologia (CAU) – Barcelona 2008.



Confederación Americana de Urología

Jueves 3 de Julio de 2008, 10:23:37 pm Inicio | Directiva | Estatutos | Reglamentos | Reglamentos Congresos | FAQ | Contáctenos

Programas: Inscripción / Anualidad / Actualización | Becas/ Fellows | Rotación de Residencias | Tele-Presencia | CAU 2008 | Investigación CAU

Otros servicios del portal: Suscriba su Evento | Suscripción al Portal | Autopublicación

Inicio
Directorio
Eventos
Revista
Noticias
Links
FAQ
Contáctenos
Haga de CAU su Página de Inicio

Revista Oficial de la Confederación Americana de Urología

ACTAS UROLÓGICAS ESPAÑOLAS
<http://www.actasurologicas.info/>

Timely Topics in Medicine
ctmed[®] Urology
Timely Topics in Medicine
<http://www.ttmed.com>

PREMIOS CONGRESO CAU 2008
Reunida la Junta Directiva de la CAU y de acuerdo al puntaje realizado por los revisores de comunicaciones orales, posters y videos, se decide otorgar:

Premio Roberto Rocha Britto al video
"Reconstrucción del suelo pélvico durante la prostatectomía radical laparoscópica asistida por Robot." ¿Realmente mejora la continencia urinaria? Resultados preliminares.
Del **Dr Kenneth Palmer** y colaboradores, del Global Robotics Institute, Celebration, Florida, USA.

Premio Imagenología, Victor Politano:
"Processamento cerebral sensitivo da bexiga humana: Um estudo simultâneo de cistomanometria vesical e de ressonância magnética funcional encefálica."
Del **Dr Saraiva L** e colaboradores, do serviço de urologia do Hospital de Sao Joao e Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, Portugal.

Premio Frank Hughes al Trabajo :
"Un abordaje multidisciplinario a la ingeniería tisular en la utilización de injertos biocompatibles en patología urológica".
Al Dr De la **Peña Zarzuelo** y colaboradores, de la Fundación Alcorcón y Consejo Superior de Investigaciones Científicas.

Premio de Investigación Científica Antonio Puigvert al trabajo P 249:
"Impacto de los orificios facilitadores de la integración sobre la fuerza de tensión con mallas de polipropileno de monofilamento".
Del Dr **Rodrigo Siniscalchi** y colaboradores, de la Universidad Estatal de Campinas, Brasil.

Becas CAU
Solicite información a:
info@caunet.org

9- APÊNDICES

Apêndice 1- Fundamentos da Física

I - Força

Pode-se definir força como o agente físico que produz deformações (efeitos estáticos) e/ou aceleração (efeitos dinâmicos) nos corpos sobre os quais atua, é uma grandeza física vetorial (Kazuhito et al., 1998).

A unidade de medida de força no Sistema Internacional (SI) é o Newton (N). Outras unidades de medida de força são o Kilograma-força (Kgf) no sistema CCG e o dina (dyn) no sistema MK*S. As relações entre estas unidades são:

$$\boxed{1 \text{ Kgf} = 9,8 \text{ N}} \quad \text{e} \quad \boxed{1 \text{ N} = 10^5 \text{ dyn}}$$

Os instrumentos que medem a intensidade de força são chamados dinamômetro (ou tensiômetros).

Força Resultante (F_r): Força única que produz o mesmo efeito causado por um sistema de forças agindo sobre um corpo; é determinada pela soma vetorial das forças componentes (F_1, F_2, \dots, F_n)

O comportamento geral das forças foi descrito por Isaac Newton (1642-1727) que escreveu as 3 leis que levam o seu nome (Tipler e Mosca, 2006):

Primeira Lei de Newton (Lei da Inércia)

"Um corpo tende a permanecer em repouso ou em movimento retilíneo e uniforme (MRU), quando a resultante das forças que atuam sobre si for nula".

Sejam F_1 e F_2 as forças que atuam num corpo. A resultante das forças F_r será a soma vetorial das forças que atuam nesse corpo (Figura 1):

$$\mathbf{F}_1 + \mathbf{F}_2 = \mathbf{F}_r = \mathbf{0}$$

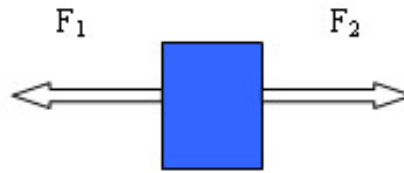


Figura 1-Vetores: 1ª lei de Newton

A força resultante nula sobre um corpo, ocorre em 2 casos:

1º) Quando não há nenhuma força aplicada, ou seja quando o corpo está em repouso - EQUILÍBRIO ESTÁTICO;

2º) Quando as forças aplicadas se neutralizam seus efeitos e o corpo se deslocará com movimento retilíneo e uniforme (MRU) – EQUILÍBRIO DINÂMICO.

Segunda Lei de Newton (Princípio Fundamental da Dinâmica)

"Se a resultante das forças que atuam sobre um corpo não é nula ele sofrerá uma ação de aceleração inversamente proporcional a sua massa".

Sejam F_1 , F_2 e F_3 as forças que atuam num corpo de massa m . A resultante das forças F_r será a soma vetorial das forças que atuam nesse corpo (Figura 2):

$$\mathbf{F}_1 + \mathbf{F}_2 + \mathbf{F}_3 = \mathbf{F}_r = m \cdot \mathbf{a}$$



Figura 2- Vetores: 2ª lei de Newton

A unidade de medida de massa no Sistema Internacional (SI) é o Kilograma (kg). Outras unidades de medida de massa são a grama (g) no sistema CGS e a unidade técnica de massa (utm) no sistema MK*S. As relações entre estas unidades são:

$$\boxed{1 \text{ Kg} = 10^3 \text{ g}} \quad \text{e} \quad \boxed{1 \text{ utm} = 9,8 \text{ kg}}$$

Os instrumentos que medem o valor da massa são denominados balança.

A unidade de medida de aceleração no Sistema Internacional (SI) e no sistema CGS é o metro por segundos ao quadrado (m/s^2). Outras unidades de medida de aceleração são centímetros por segundos ao quadrado (cm/s^2).

Terceira Lei de Newton (Princípio da ação e reação)

"Quando um corpo exerce uma força num segundo corpo, este último reagirá sobre o primeiro com uma força de mesma intensidade e sentido contrário".

Quando um corpo **A** exerce uma força (F_{AB}) sobre um corpo **B** (Ação), o corpo **B** exerce uma reação (F_{BA}) igual e contrária sobre o corpo **A** (Reação). Cabe salientar que estas duas forças são iguais em módulo (valor), porém têm sentidos contrários. Estas duas forças (ação e reação) atuam em corpos diferentes, motivo pelo qual não podem se anular (Figura 3).

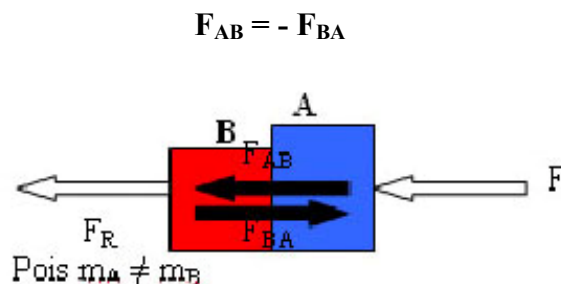


Figura 3- Vetores: 3ª lei de Newton

Força de tração

A força de tração ou simplesmente Tração (**T**) é uma força de contato presente entre fios ou cabos, quando os mesmos são submetidos à forças de alongamento. Sua direção é a mesma do fio e o seu sentido é oposto ao alongamento, saindo do corpo (Figura 4). Seu módulo pode adquirir diferentes valores, de acordo com a situação apresentada.

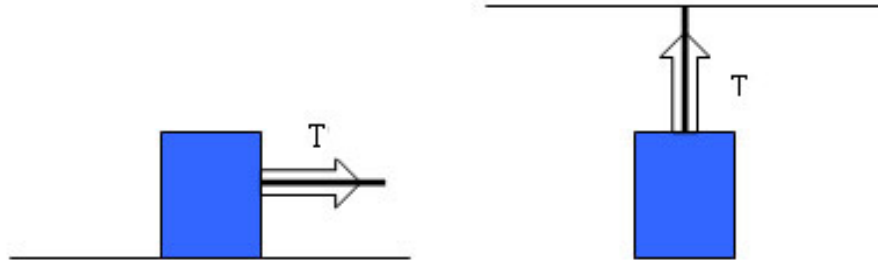


Figura 4- Vetores: Força de tração

II – Elasticidade

A elasticidade dos corpos está relacionada, na física, com a Lei de Hooke que é usada para calcular a deformação determinada pela força exercida sobre um corpo. Robert Hooke (1635 - 1703), cientista inglês, em 1676 expressou: "*a tensão resultante da aplicação de uma força em um material é diretamente proporcional à sua deformação*". Esta expressão ficou conhecida como Lei de Hooke (Helman e Cetlin, 1983).

Matematicamente a Lei de Hooke pode ser expressa da seguinte maneira:

$$\mathbf{F} = \mathbf{k} \cdot \mathbf{x}$$

Na qual:

F = Força (ou Tensão);

k = Módulo de Elasticidade;

x = Deformação.

Segundo Hooke, uma mola ou um corpo, sofrendo uma alongação que aumente ou diminua o seu comprimento de equilíbrio, tende a voltar ao seu comprimento original exercendo uma força de intensidade proporcional à deformação (Figura 5).

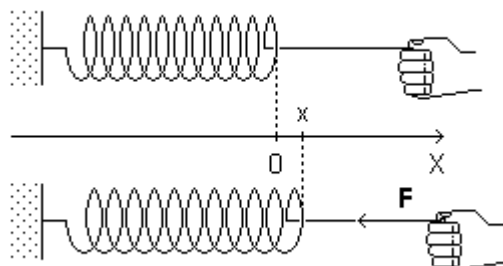


Figura 5- Lei de Hooke

Se duplicarmos a intensidade da força aplicada à mola, sua deformação dobrará, e assim por diante enquanto a deformação for elástica: $F = - k \cdot x$ ($k = \text{constante}$) onde x mede a alongação a partir do comprimento de equilíbrio e k , a dureza da mola. O sinal negativo indica que a força tem sentido contrário ao da alongação.

Consideremos uma mola vertical presa em sua extremidade superior, conforme mostra a figura abaixo (Figura 6). Ao aplicarmos uma força de intensidade F em sua extremidade livre, essa mola sofrerá uma deformação x , que representa a variação ocorrida em seu comprimento ($x = l - l_0$).

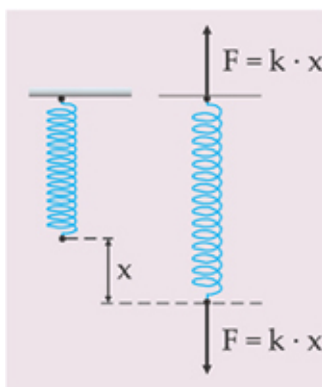


Figura 6- Aplicação prática de Lei de Hooke

Essa deformação é denominada **elástica** quando, retirada a força, a mola retorna ao seu comprimento original (l_0).

A constante elástica k é uma constante de proporcionalidade característica do corpo, denominado módulo de elasticidade. Sua unidade no SI é Newton por metro (N/m), no CGS é dyna por centímetro (dyn/cm), podendo também ser representado por outras unidades kilograma-força por metro (kgf/m) e Newton por centímetro (N/cm).

A constante Elástica de um corpo traduz a sua rigidez, ou seja, representa uma medida de sua dureza (Nussenzveig, 1996). Quanto maior a constante elástica do corpo maior será a sua dureza. Cada material tem seu módulo de elasticidade.

Podemos obter a constante elástica (k) de um corpo elástico através da declividade da reta de seu gráfico *força x deformação* (Figura 7).

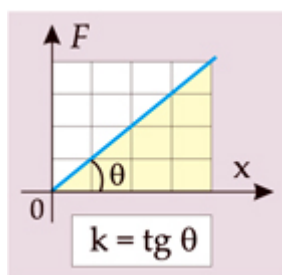


Figura 7- Cálculo do módulo de elasticidade (k)

III - Trabalho

Trabalho é energia transferida por meio da aplicação de uma força durante um deslocamento (Kazuhito et al., 1998). É calculado multiplicando-se a força aplicada ao corpo pela distância (d) que ele percorre na mesma direção - do ponto A ao ponto B- (Figura 8).

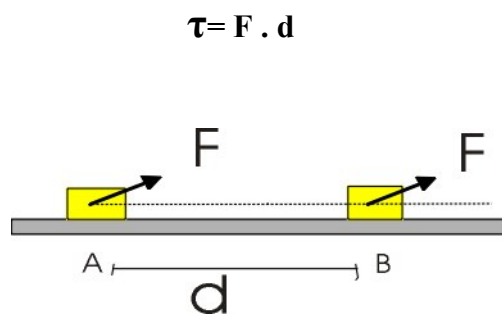


Figura 8- Energia transferida pela força

Observe que o trabalho é uma grandeza escalar porque é decorrente do produto escalar de duas grandezas vetoriais \mathbf{F} e \mathbf{d} .

Quando a força atua na direção do deslocamento o trabalho é simplesmente o produto do módulo da força pelo módulo do deslocamento.

Quando a força não atua na direção do deslocamento projetamos a força na direção do deslocamento e determinamos a sua componente (Figura 9), neste caso a expressão para calcular o trabalho será:

$$\tau = F \cdot d \cdot \cos \alpha$$

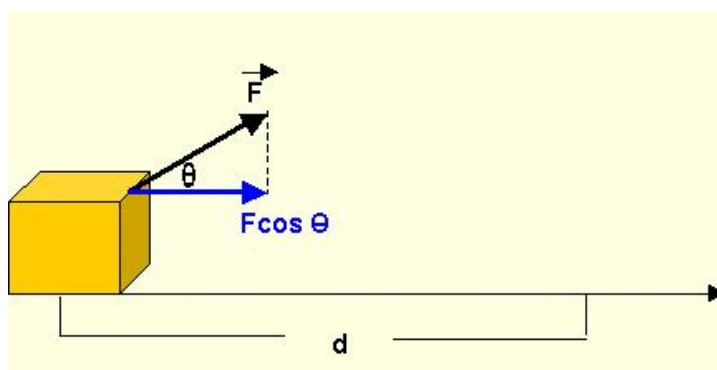


Figura 9- Força projetada no sentido do deslocamento

Unidade de trabalho - SI

No Sistema Internacional a unidade de força $U(F)$ é 1 Newton (1 N), a do comprimento $U(L)$ 1 metro (1 m) e $\cos \alpha$ não tem unidade (adimensional)

$$U(\tau) = 1 \text{ newton} \times 1 \text{ m} = 1 \text{ joule (1 J)}$$

A esta unidade de trabalho, 1 N x 1 m, deram o nome de 1 joule (1 J) em homenagem a James Prescott Joule (1818 - 1889), físico inglês que fez pesquisas mostrando que o calor é uma forma de energia.

Um joule é o trabalho realizado por uma força de 1 N para deslocar o bloco a uma distância de 1 m.

As relações dessas unidades com as unidades de força e de deslocamento estão representadas na Tabela 1.

	Trabalho	=	Força	.	Deslocamento
	τ	=	F	.	d
SI	J	=	N	.	m
CGS	erg	=	dyn	.	cm
MK*S	kgm	=	kgf	.	m

Tabela 1. Relações das Unidades de trabalho, força e deslocamento.

Relações: $1 \text{ J} = 10^7 \text{ erg}$ e $1 \text{ kgm} = 9,8 \text{ J}$

Segundo Halliday e Resnick, 1983, é importante observar que:

1. O trabalho de uma força constante não depende da trajetória entre os pontos A e B
2. Quando a força não é constante, a definição de trabalho é mais complicada e é feita com recursos de Matemática superior.
3. Quando aplicamos uma força sobre um corpo para deslocá-lo, estamos transferindo “energia de movimento”.

Pode-se dizer que uma força realiza trabalho sobre um corpo (ou sistema) quando faz variar a energia desse corpo. O trabalho mecânico realizado sobre um corpo (ou sistema) é a medida da variação de energia desse corpo.

4. Se uma força não produz deslocamento num corpo, ela não realiza trabalho sobre este corpo.

5. Em relação ao ângulo entre a direção da força e a direção do deslocamento:

a) Se o ângulo for 0° , $\tau = F \cdot d \cdot \cos 0^\circ = F \cdot d \cdot 1 \rightarrow (\tau > 0)$ trabalho positivo Trabalho motor (TM)

b) Se o ângulo for de 90° , $\tau = F \cdot d \cdot \cos 90^\circ = F \cdot d \cdot 0 \rightarrow (\tau = 0)$ trabalho nulo

c) Se o ângulo for de 180° , $\tau = F \cdot d \cdot \cos 180^\circ = F \cdot d \cdot (-1) \rightarrow (\tau < 0)$ trabalho negativo.

Método gráfico para calcular o Trabalho

No caso de uma força constante F agindo sobre o corpo, paralela e de mesmo sentido que o deslocamento de módulo d , o trabalho pode ser calculado pela área sombreada (Figura 10).

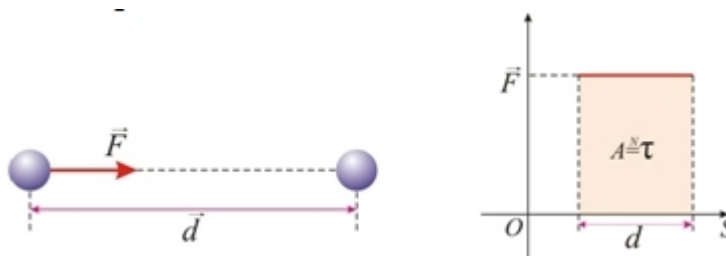


Figura 10- Cálculo do trabalho pelo método gráfico

Se a força for constante mas não paralela ao deslocamento, no gráfico a projeção da força (Ft) na direção do deslocamento deve ser utilizada.

Trabalho de uma força de intensidade variável

O cálculo do trabalho de uma força de intensidade variável, ou seja, não constante, deve ser feito com base num gráfico, que relaciona a força, ou sua respectiva projeção, em função do deslocamento (Kazuhito et al., 1998). Graficamente, o trabalho dessa força será igual ao produto de sua intensidade pelo deslocamento. Essa relação corresponde à área da figura no gráfico (Figura 11).

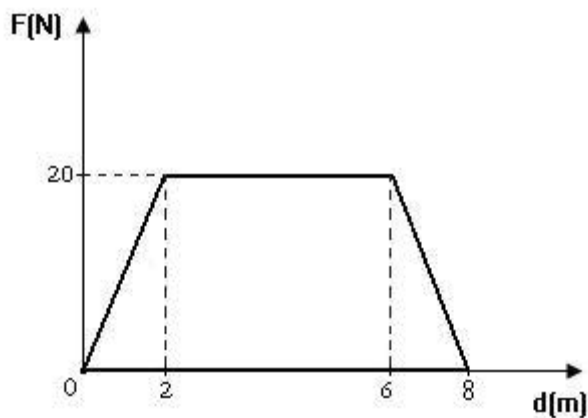


Figura 11- Trabalho é representado pela área da figura do gráfico

IV - Ensaio de Tração

Procedimento experimental que consiste na deformação de uma amostra de determinado material até a sua fratura, onde são determinadas as suas propriedades mecânicas (Calister Jr., 2002). Essa fratura se dá devido à aplicação de tração, gradativamente crescente e uniaxialmente ao longo do maior eixo de um corpo de prova (Figura 12).

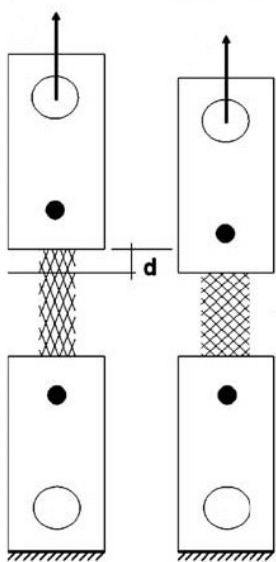


Figura 12- Ensaio de tração

Como descrito por Dieter (1981), os corpos de prova podem ser obtidos a partir da matéria-prima ou de partes específicas do produto acabado tendo características especificadas de acordo com normas técnicas. Suas dimensões devem ser adequadas à capacidade da máquina de ensaios.

Estes ensaios são realizados em um aparelho denominado máquina universal de ensaios que tem este nome porque se presta à realização de diversos tipos de testes. Ela é projetada para alongar o corpo de prova a uma taxa constante, que é preso por suas extremidades nas garras de fixação do dispositivo da máquina. Além disso, executa uma medição, simultaneamente ao processo, da carga instantânea aplicada (com uma célula de carga) e dos alongamentos resultantes com auxílio de um extensômetro (Figura 13).



Figura 13- Máquina Universal de Ensaios

Ensaio de tensão-deformação são destrutivos pois o corpo de prova não tem condições de ser reutilizado.

Os resultados desses ensaios de tração normalmente são registrados por um computador, mostrando gráficos na forma de carga ou força em função do alongamento. Os valores e suas representações dependem do tamanho da amostra a ser testada, pois a carga aplicada para o alongamento será determinada através disso. Para minimizar esses fatores geométricos, a carga e o alongamento são normalizados de acordo com os seus respectivos parâmetros de tensão e deformação.

Na norma brasileira, o alongamento é representado pela letra A (ou ϵ , do grego) e é calculado subtraindo-se o comprimento inicial do comprimento final e dividindo-se o resultado pelo comprimento inicial.

Matematicamente, esta afirmação pode ser expressa pela seguinte igualdade:

$$A (\epsilon) = \frac{l_f - l_0}{l_0}$$

Na qual:

l₀: Comprimento inicial antes do ensaio;

l_f: Representa o comprimento final após o ensaio.

A força de tração atua sobre a área da seção transversal do material. Tem-se assim uma relação entre essa força aplicada e a área do material que está sendo exigida, denominada tensão. Neste módulo, a tensão será representada pela letra T. Tensão (T) é a relação entre uma força (F) e uma unidade de área (S):

$$T = \frac{F}{S}$$

Como já visto a unidade de medida de força adotada pelo SI é o Newton (N) e a unidade de medida de área é o metro quadrado (m²). No caso da medida de tensão, é mais freqüentemente usado seu submúltiplo, o milímetro quadrado (mm²).

Assim, a tensão é expressa matematicamente como:

$$T = \frac{N}{mm^2}$$

Diagrama tensão - deformação

Quando um corpo de prova é submetido a um ensaio de tração, é fornecido um gráfico que mostra as relações entre a força aplicada e as deformações ocorridas durante o ensaio ($T=F/A$). Em ensaios de tração convencionou-se que área da seção utilizada para os cálculos é a da seção inicial (A_0). Aplicando essa relação obtêm-se os valores de tensão que relatados num gráfico demonstram as relações entre tensão e deformação no decorrer do ensaio.

Limite elástico:

Elasticidade de um material é a sua capacidade de voltar à forma original em ciclo de carregamento e descarregamento. A deformação elástica é reversível, ou seja, desaparece quando a tensão é removida. A deformação elástica é consequência da

movimentação dos átomos constituintes da rede cristalina do material, desde que a posição relativa desses átomos seja mantida (Calister Jr., 2002).

Até certo nível de tensão aplicada, o material trabalha no regime elástico, isto é, segue a lei de Hooke e a deformação linear específica é proporcional ao esforço aplicado. A proporcionalidade pode ser observada no trecho retilíneo do diagrama tensão-deformação e a constante de proporcionalidade é denominada módulo de deformação longitudinal ou módulo de elasticidade. Ultrapassado o limite de proporcionalidade, tem lugar a fase plástica, na qual ocorrem deformações crescentes sem variação de tensão (patamar de escoamento). O valor constante dessa tensão é uma importante característica e é denominada resistência ao escoamento (Figura 14).

A relação entre os valores da tensão e da deformação linear específica, na fase elástica, é o módulo de elasticidade, cujo valor é proporcional às forças de atração entre os átomos.

A expressão matemática para cálculo dessas constantes é:

$$E = \frac{T}{\varepsilon}$$

Sendo:

E = Módulo de elasticidade;

T = Tensão aplicada;

ε = Deformação linear específica ($\varepsilon = \frac{l_f - l_0}{l_0}$).

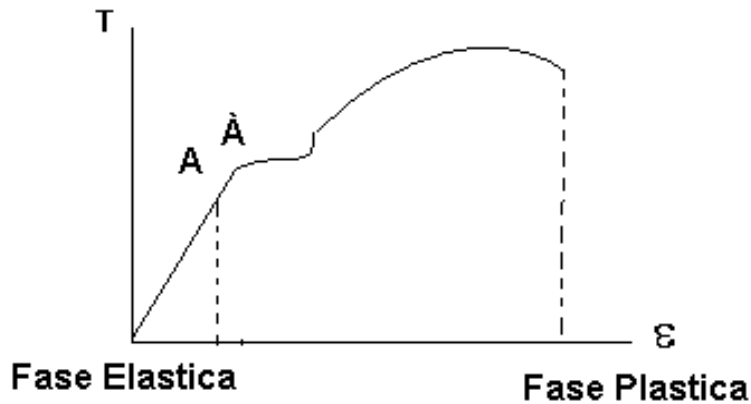


Figura 14- Diagrama tensão – deformação

Terminada a fase elástica, tem início a fase plástica, na qual ocorre uma deformação permanente no material, mesmo que se retire a força de tração.

No início da fase plástica ocorre um fenômeno chamado escoamento. O escoamento caracteriza-se por uma deformação permanente do material sem que haja aumento de carga, mas com o aumento da velocidade de deformação. Durante o escoamento a carga oscila entre valores muito próximos uns dos outros (Figura 15).

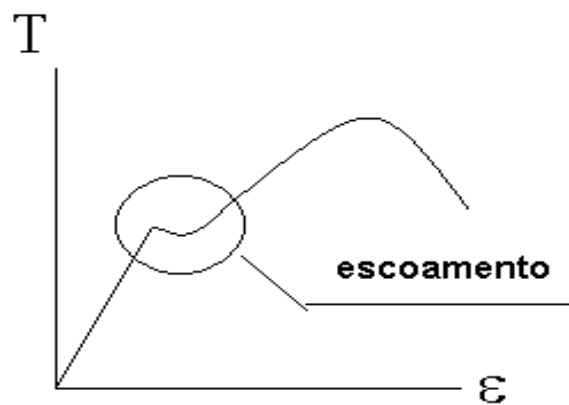


Figura 15- Fenômeno de escoamento

Após o escoamento ocorre o encruamento, que é um endurecimento causado pela quebra dos grãos que compõem o material quando deformado a frio. O material resiste cada vez mais à tração externa, exigindo uma tensão cada vez maior para deformar. Nessa fase, a tensão recomeça a subir, até atingir um valor máximo num ponto chamado de limite de resistência – B- (Figura 16).

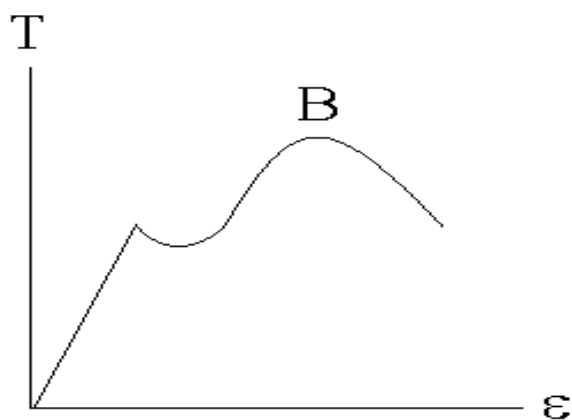


Figura 16- Limite de resistência

Em decorrência da aplicação contínua da tração, o material do corpo de prova rompe-se num ponto chamado limite de ruptura (C). Note que a tensão no limite de ruptura é menor que no limite de resistência devido à diminuição da área que ocorre no corpo de prova depois que este atinge a carga máxima (Figura 17).

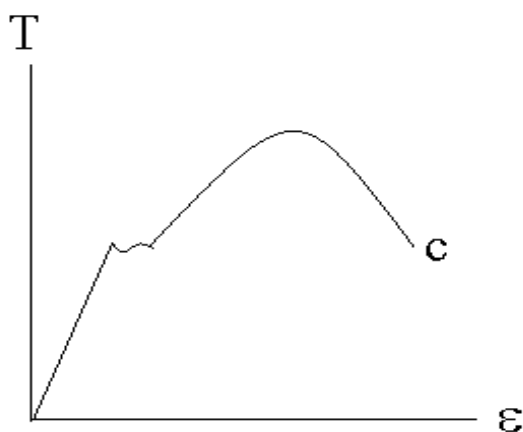


Figura 17- Limite de ruptura

Referências bibliográficas

Calister Jr WD. Ciência e Engenharia dos Materiais: Uma Introdução. 5ª ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos; 2002. p.78-106.

Dieter GE. Teste de Tração. In: Dieter GE. Metalurgia Mecânica. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan; 1981. p.282-322.

Helman H, Cetlin PR. Elasticidade e Plasticidade. In: Helman H, Cetlin PR. Fundamentos da Conformação Mecânica dos Metais. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Dois; 1983. p.21-37.

Halliday D, Resnick R. Física. 4ª ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos; 1983. p.76-133. V.1.

Kazuhito Y, Fuke LF, Shigekiyo CD. Os alicerces da Física. 12ª ed. São Paulo: Saraiva; 1998. p.179-210. V.1.

Nussenzveig HM. Curso de Física Básica. 3ª ed. São Paulo: Edgard Blücher; 1996. p.65-124. V.1.

Tipler P, Mosca G. Física para Cientistas e Engenheiros. 5ª ed. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos; 2006. p.93-193. V.1.

