

Universidade Federal do Triângulo Mineiro

Fáscia de Scarpa humana: Caracterização biomecânica e histológica
antes e após a descelularização

MARIANA MOLINAR MAUAD CINTRA

Uberaba-MG

2017

MARIANA MOLINAR MAUAD CINTRA

Fáscia de Scarpa humana: Caracterização biomecânica e histológica
antes e após a descelularização

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, área de concentração “Patologia Básica e Experimental”, da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, como requisito parcial para a obtenção do Título de Doutora.

Orientador: Prof. Dr. Lenaldo Branco Rocha

Co-orientador: Prof. Dr. Marco Túlio Rodrigues da Cunha

Uberaba-MG

2017

MARIANA MOLINAR MAUAD CINTRA

Fáscia de Scarpa humana: Caracterização biomecânica e histológica
antes e após a descelularização

Tese apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, área de concentração “Patologia Básica e Experimental”, da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, como requisito parcial para a obtenção do Título de Doutora.

_____ de _____ de _____.

Banca Examinadora:

Orientador: Prof.Dr. Lenaldo Branco Rocha
Universidade Federal do Triângulo Mineiro

Prof. Dr. Douglas Reis Abdalla
Universidade Federal de Alfenas

Prof. Dr. Gustavo Silva Abrahão
Universidade de Uberaba

Profa. Dra. Adriana Clemente Mendonça
Universidade Federal do Triângulo Mineiro

Profa. Dra. Suraya Gomes Novais Shimano
Universidade Federal do Triângulo Mineiro

Dedico esse trabalho.....

*Aos meus pais, Cesar e Valêscia, ao meu irmão Bruno. Ao meu esposo, Fernando e
ao meu filho João Lucas.*

AGRADECIMENTOS

Neste momento, concluo mais uma etapa em minha vida, o doutorado! Foram anos de estudos, aprendizado, oportunidades, turbulência e conquistas, acompanhado por um imenso amadurecimento pessoal e profissional. Por este caminho pude contar com pessoas especiais que, perto ou distantes, acreditaram no meu potencial e me acompanharam com apoio, orações e carinho, e chegar até aqui, me faz crer ainda mais que nunca vencemos sozinhos! Por isso, os meus sinceros agradecimentos....

Primeiramente à **Deus**, por ter me fortalecido nos momentos em que achei que não fosse capaz de continuar. Agradeço pelas vitórias que me concedeu e por me fazer acreditar que com Ele, tudo posso.

À minha mãe **Valêsc**a, por ser o meu exemplo de mulher, guerreira, persistente, que corre atrás dos seus sonhos. Obrigada por me apoiar nas minhas decisões e nos meus estudos. Obrigada por acolher meu filho tão bem nas horas em que precisei me ausentar. Meu pai **Cesar**, por me incentivar a ir além e confiar em mim.

Ao meu marido **Fernando** que caminhou comigo para que este dia se tornasse realidade, obrigada por não medir esforços para me ver feliz, por acreditar no meu potencial. Você foi meu suporte nos momentos difíceis e comemorando comigo nos momentos de alegria. Obrigada por compreender a minha ausência.

Ao meu filho **João Lucas** que é meu maior incentivo de ter chegado até aqui. Quantas ausências de coração partido. Mas vai valer a pena meu filho!

Ao meu irmão **Bruno**, minha **avó Dínis** e toda a **minha família** por torcer e acreditar em mim.

A **Cidinha** que cuidou tão bem da minha casa. Você foi essencial para que eu chegasse em casa e encontrasse um ambiente favorável para o descanso.

Ao professor e meu orientador **Prof. Lenaldo**, pela paciência, pelos ensinamentos, e por acreditar em mim por deixar eu voar sozinha nos momentos que precisavam. Você foi essencial para isto se tornar realidade.

Ao meu co-orientador **Dr. Marco Túlio**, que me acolheu desde do começo e acreditou no meu potencial sempre me incentivando. Obrigada por seu exemplo, apoio, paciência, compreensão, conselhos e incentivo. Você é especial para mim e quero poder continuar aprendendo sempre mais ao seu lado!

A professora **Dra. Adriana Clemente Mendonça** pelo seu apoio e ensinamentos. Você é uma pessoa que eu admiro e que me inspira para continuar sempre lutando pela fisioterapia dermatofuncional.

A **Bianca** que na hora de ausência na clínica assumiu como ninguém com tanto carinho e competência

Aos meus colegas e amigos de Pós Graduação **Aline Cristina, Bianca, Crislaine, Fernanda, Grace Kelly, Juliana, Laura, Luciana, Liliane, Lívia, Karla, Márcia, Marcos, Maria Helena, Mariana, Mariane, Ednéia, Domingos, Janaíne.** além de tantos outros que por lá passaram, e aos funcionários da Disciplina de Patologia Geral, **Alberto, Aloísio, Camila Cavellani, Edson, Laura, Lourimar, Mara, Pedro, Sônia e Vandair** pela convivência harmoniosa e pela construção de conhecimentos juntos.

Aos professores do Curso de Pós-Graduação e professores da disciplina de Patologia Geral da UFTM, **Vicente, Marlene e Rosana**, pelo aprendizado e pelas contribuições para a minha formação adquiridas ao longo do curso.

Aos amigos, **Juliana Reis e Marcos Vinícius** por sempre estar dispostos em me ajudar.

A **Larissa, Gustavo e prof. Marcos Shimano** por ter acreditado neste trabalho.

Aos secretários da pós-graduação, **Tuânia e André** pelos esclarecimentos e prontidão.

Aos **Membros da Banca** que contribui com sugestões para um trabalho melhor.

APOIO FINANCEIRO

O presente trabalho foi realizado com os recursos financeiros da Universidade Federal do Triângulo Mineiro (UFTM), da Fundação de Ensino e Pesquisa de Uberaba (FUNEPU), do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG).

RESUMO

A Fáscia de Scarpa (FS) pode ser um recurso de enxertia adicional em procedimentos de cobertura e elevação. Nosso objetivo foi analisar os aspectos histológicos e biomecânicos da fáscia de Scarpa antes e depois do processo de descclularização. A resposta *in vivo* da fáscia de Scarpa foi avaliada em camundongos. As amostras da fáscia de Scarpa foram obtidas de pacientes que foram submetidos à abdominoplastia clássica. A fáscia de Scarpa celularizada passou pelo ensaio biomecânico dentro do bloco cirúrgico após sua retirada e as amostras descclularizadas passaram pelo mesmo ensaio biomecânico. As lâminas histológicas foram preparadas para avaliação de colágeno e elastina. Amostras celularizadas e descclularizadas foram implantadas no subcutâneo do camundongo, após sete, 14 e 28 dias de pós-operatório foram removido e levadas para confecção de lâminas para análise de colágeno e presença de cálcio. Houve diminuição das propriedades biomecânicas e aumento da densidade porém com frouxidão das fibras de colágeno no grupo descclularizado. Houve correlação das fibras de colágeno com a idade do paciente. A porcentagem de colágeno foi maior no sétimo e 14º dias de pós-operatório em comparação com 28 dias. Concluimos que há diferenças nas características biomecânicas e histológicas entre as fascias celularizadas e descclularizadas, não há diferença entre o lado direito e esquerdo e poucas características clínicas como parto normal e idade influenciaram nos resultados.

Palavras –Chave: Abdominoplastia. Fáscia. Biomateriais. Histologia.

ABSTRACT

The Scarpa's Fascia (SF) can be an additional grafting asset in covering and lift procedures. Our aim was to analyze the histological and biomechanical aspects of the FS prior and after a decellularization process. The *in vivo* response to fascia the Scarpa was evaluated in mice. FS samples were obtained from patients that went thorough abdominoplasty. The cellularised Scarpa fascia underwent the biomechanical test within the surgical block and decellularized samples underwent the same biomechanical test. The histological slides were prepared for evaluation of collagen and elastin. Cellular and decellularized samples were implanted in the subcutaneous mouse, after 7, 14 and 28 postoperative days were removed and made into slides for analysis of collagen and presence of calcium. There was a decrease in biomechanical properties and an increase and looseness in collagen fibers in the decellularized group. Normal delivery in the cell group decreased the maximum strength of the material, but there was no correlation between the other clinical characteristics of the patients with biomechanical characteristics, but there was correlation of the collagen fibers with the age of the patient. The percentage of collagen was higher on the seventh and fourteen postoperative day compared to the other days. We conclude that there are differences in biomechanical and histological characteristics between cellularized and decellularized fascias, there is no difference between the right and left side and few clinical characteristics such as delivery varginal and age influenced the results.

Keywords: Abdominoplasty. Fascia. Biomaterials. Histology.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Desenho estrutural do protótipo de ensaio de tração.....	28
Figura 2 - Gabarito de silicone medindo 4 x 4 cm para medição e corte das amostras da fáscia de Scarpa	29
Figura 3 - Marcação na fáscia de Scarpa lado interno	29
Figura 4- Gabarito de silicone colocado para padronização da distância entre as garras	30
Figura 5 A- Gráfico representando o local do limite de escoamento 5B- Gráfico representando o método de análise da rigidez do material.....	31
Figura 6- Amostras da fáscia de Scarpa celularizada direita e esquerda e descelularizada direita e esquerda implantadas no subcutâneo do camundongo	32
Figura 7- Amostras da fáscia de Scarpa celularizada direita e esquerda e descelularizada direita e esquerda retirada do subcutâneo do camundongo.....	33
Figura 8- Características biomecânicas da Fáscia de Scarpa nos grupos celularizados e descelularizados.....	36
Figura 9- Características biomecânicas da Fáscia de Scarpa nos grupos celularizados direito e esquerdo e descelularizados direito e esquerdo.....	37
Figura 10- Aspecto microscópio da fáscia de Scarpa no grupo celularizado e descelularizado. Coloração hematoxilina – eosina.....	40
Figura 11 A- Porcentagem da área de colágeno nos grupos celularizado direito e esquerdo e descelularizado direito e esquerdo; 11B: Porcentagem da área de colágeno nos grupos celularizado e descelularizado	41

Figura 12- Aspecto microscópico da porcentagem da área de colágeno da fáscia de Scarpa no grupo celularizado e descelularizado. Coloração Picro-Sirus	41
Figura 13 A- Características histológicas da fáscia de Scarpa com a porcentagem da área de fibras elásticas nos grupos celularizado direito e esquerdo e descelularizado direito e esquerdo; 13B- Características histológicas da fáscia de Scarpa com a porcentagem da área de fibras elásticas nos grupos celularizado e descelularizado: .	42
Figura 14 - Aspecto microscópico da porcentagem da área de fibras elásticas da fáscia de Scarpa no grupo celularizado e descelularizado. Coloração Verhoeff	42
Figura 15 - Correlação da idade da paciente com a porcentagem da área de colágeno nos grupos celularizados direito e esquerdo e nos grupos descelularizados direito e esquerdo.....	43
Figura 16 - Correlação da idade da paciente com a porcentagem da área de fibras elásticas nos grupos celularizados direito e esquerdo e nos grupos descelularizados direito e esquerdo.....	44
Figura 17 - Comparação entre a porcentagem da área de colágeno com os diferentes períodos de pós operatório.....	47
Figura 18- Aspecto microscópico da porcentagem da área de colágeno da fáscia de Scarpa implantada no subcutâneo dos camundongos com 7, 14 e 28 dias. Coloração Picro –Sirus.....	47
Figura 19 - Aspecto microscópico da presença de cálcio na fáscia de Scarpa no grupo celularizado e descelularizado. Coloração VonKossa.....	48

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Caracterização clínica das participantes do estudo	35
Tabela 2- Correlação entre idade da paciente com as características biomecânicas da fásia de Scarpa nos diferentes grupos	38
Tabela 3- Correlação entre IMC da paciente com as características biomecânicas da fásia de Scarpa nos diferentes grupos	38
Tabela 4- Correlação entre tipo de parto normal com as características biomecânicas da fásia de scarpa nos diferentes grupos	39
Tabela 5- Correlação entre tipo de parto cesária com as características biomecânicas da fásia de scarpa nos diferentes grupos	39
Tabela 6- Correlação entre IMC com as características histológicas da fásia de Scarpa nos grupos celularizados direito e esquerdo e nos grupos descularizados direito e esquerdo.....	45
Tabela 7- Correlação entre tipo de parto normal com as características histológicas da fásia de Scarpa nos grupos celularizados direito e esquerdo e descularizados direito e esquerdo.....	45
Tabela 8- Correlação entre tipo de parto cesária com as características histológicas da fásia de Scarpa nos grupos celularizado direito e esquerdo e descularizado direito e esquerdo.....	46

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT-NBR - Associação Brasileira de Normas Técnicas

a. C - Antes de Cristo

Ag / AgCl - Prata / Cloreto de prata

AL- Alongamento máximo

ALE- Alongamento no Limite de Escoamento

CEP - Comitê de Ética e Pesquisa

CEUA – Comitê de Ética Envolvendo os Animais

CLD – Celularizado Lado Direito

CLE- Celularizado Lado Esquerdo

Cm –centímetro

Col- Colágeno

Desc D- Descelularizado lado direito

Desc E- Descelularizado lado esquerdo

DP – Desvio Padrão

ETDA - Sal Dissódico de Ácido Etilenodiaminotretacético

FE- Fibras Elásticas

FLE- Força no limite de escoamento

FM- Força Máxima

GDA- Glutaraldeído

HC – Hospital das Clínicas

IMC – Índice de Massa Corporal

h –horas

Kg- Kilograma

MEC – Matriz Extracelular

mm – milímetro

N -newton

nº - Número

p: probabilidade

UFTM - Universidade Federal do Triângulo Mineiro

SDS - *sodium dodecil sulfato*

TCLE- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Teste “t” - teste “t” de *Student*

% - Porcentagem

%mm- Porcentagem por milímetro

°C – Graus Celsius

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 Cirurgia Reconstructivas	16
1.2 Biomateriais.....	17
1.2.1 Fáscia de Scarpa	19
1.3 Biocompatibilidade x Biofuncionalidade	20
1.4 Ensaio Biomecânico.....	21
2 HIPOTESE	24
3 OBJETIVOS	25
3.1 Objetivo Geral	25
3.2 Objetivos Específicos	25
4 MATERIAIS E MÉTODOS	26
4.1 Aspecto éticos do estudo	26
4.2 Participantes do estudo.....	26
4.3 Intervenção do estudo.....	27
4.4 Confeção do protótipo para o ensaio biomecânico.....	27
4.5 Coleta do material	28
4.5.1 Processo de descelularização.....	29
4.5.2 Ensaio Biomecânico.....	30
4.5.3 Confeção dos gráficos.....	31
4.6 Grupos Experimentais.....	31
4.7 Confeção da Lâminas.....	33
4.7.1 Análise microscópica e morfométrica.....	33
4.8 Análise dos dados	34
4.9 Normas para confeção do manuscrito.....	34
5 RESULTADOS	35
5.1 Caracterização clínica das pacientes	35

5.2 Características Biomecânicas da fáscia de Scarpa	35
5.2.1 Características biomecânicas da fáscia de Scarpa x Características clínicas da paciente	37
5.3 Características histológicas da fáscia de Scarpa	40
5.3.1 Características histológicas da fáscia de Scarpa x Características clínicas da paciente.....	42
5.4 Implantação das amostras da Fáscia de Scarpa no subcutâneo dos camundongos	46
6 DISCUSSÃO	49
7 CONCLUSÃO	58
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	59
ANEXO I – APROVAÇÃO DO CEP UFTM.....	66
ANEXO II – APROVAÇÃO DO CEUA UFTM	70
ANEXO III- TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	71

1 INTRODUÇÃO

1.1 Cirurgias Reconstrutivas

A reposição de órgãos ou tecidos perdidos pelos seres humanos tem sido realizada desde os primórdios das ciências médicas. Buscou-se a reabilitação e retorno à integralidade de formas e funções através dos mais diversos artifícios possíveis, porém os resultados obtidos nem sempre supriram as necessidades individuais. As primeiras notícias que foram documentadas sobre cirurgia plástica reconstrutora ocorreram no Antigo Egito, cerca de 3.500 antes de Cristo (a.C). Os médicos, utilizavam transplantes de pele como trabalho reconstrutivo e realizavam reconstruções nasais utilizando retalhos da testa. Contudo, foi a partir da I Guerra Mundial que a Cirurgia Plástica oficializou-se como especialidade médica, o que servia de auxílio para os mutilados da guerra. Desde então, técnicas reparadoras foram criadas e aperfeiçoadas (TUBINO, 2009).

Segundo a Sociedade Brasileira de Cirurgia Plástica (2009), demonstrou que em 2007 e 2008 no Brasil foram realizadas 629 mil cirurgias plásticas, sendo 170 mil 27 % das cirurgias eram do tipo reconstrutivas, 59 % do sexo feminino, 47 % era derivada de tumores, seguidas de traumas, defeitos congênitos, queimaduras, dentre outras. Cinco anos depois, as cirurgias reconstrutivas já representavam 40% dos 1,23 milhões de plásticas, estes números vêm crescendo de uma maneira acelerada que em 2016 foi consolidado o crescimento destes resultados, que impulsionou o aumento das cirurgias reconstrutivas foram os casos de câncer de pele o mais comum dos tumores, seguidos de cirurgias de redução de estômago e de reconstrução mamária.

Diversas situações clínicas, dentre as quais as citadas podem resultar na perda completa do revestimento cutâneo. As cirurgias reconstrutivas continuam desafiando os cirurgiões plásticos, sendo a escassez de tecidos locais disponíveis para confecção de retalhos usados como cobertura o grande fator de dificuldade para tais reparações (ANLICOARA et al., 2017).

As cirurgias reconstrutivas diminuem o risco de infecções, diminuindo as perdas insensíveis de água e hipotermia, gerando diminuição de morbidade, internações prolongadas com alto custo e até morte do indivíduo (ATIYEH; COSTAGLIOLA, 2007).

1 Durante muito tempo a recuperação de órgãos ou tecidos ocorreu de maneira
2 empírica. Pouca atenção era dada a investigação e compreensão das propriedades
3 biológicas dos materiais empregados antes de se iniciar sua utilização clínica.
4 Esperava-se apenas que o material fosse biologicamente inerte e que sua
5 resistência mecânica fosse compatível com a área de reparação (ROCHA, 2005).
6 Hoje em dia como as cirurgias reconstrutivas vem aumentando cada vez mais, torna
7 um importante desafio na ciência biomédica que envolve o tratamento e recuperação
8 de estruturas teciduais perdidas ou danificadas.

9 10 *1.2 Biomateriais*

11 A engenharia de tecidos é um campo multidisciplinar que envolve biologia,
12 medicina, engenharia, e que é suscetível a revolução das formas que podem
13 melhorar a saúde e a qualidade de vida de milhões de pessoas no mundo por
14 restaurar, manter ou reforçar o tecido e as funções dos órgãos (TSUBOI; RIFKIND,
15 1990). Um dos instrumentos utilizados na medicina regenerativa é o uso de
16 biomateriais, projetados para estimular uma resposta biológica favorável para o
17 reparo tecidual. Biomateriais podem ser definidos como sendo quaisquer materiais
18 naturais ou sintéticos (WILLIAMS, 1992), que compreendem o todo ou uma parte de
19 uma estrutura viva (CHIM; GOSAIN , 2009), são utilizados no sistema biológico com
20 a função de tratar ou substituir tecidos, órgãos e até mesmo ter a capacidade de
21 realizar funções semelhantes à daquela do tecido ou órgão que está sendo
22 substituído por um período de tempo (WILLIAMS, 1992), de uma maneira segura,
23 confiável, econômica e fisiologicamente aceitável (PARK; LAKES, 2007).

24 Os biomateriais podem ser classificados em naturais (colágeno, queratina e
25 elastina) e sintéticos (polímeros, metais e cerâmicas); são processados para se
26 adequarem à utilização em dispositivos médicos, sobretudo naqueles que são
27 temporária ou permanentemente implantados no corpo humano (PARK, 1984).

28 Os biomateriais naturais podem ser encontrados em diversas formas, tais
29 como: membranas, géis, esponjas e matrizes (PIRIS, 2015). As membranas
30 biológicas que são utilizadas como material de implante para a reparação de órgãos
31 e tecidos vem sendo utilizadas no Brasil desde a década de 1960, e o trabalho
32 pioneiro foi realizado por Pigossi, (1964), ao utilizar dura-máter canina, conservada
33 em glicerina. O emprego de membranas biológicas deve-se, principalmente, à
34 facilidade em sua obtenção, preparo simples, baixo custo, esterilização viável,

1 facilidade na estocagem além de pouca ou nenhuma reação tecidual quando
2 utilizada (ALVARENGA, 1992), suas principais funções são fornecer arcabouço , ou
3 seja, suporte para a orientação e para o desenvolvimento de novos tecidos,
4 mediante processos de reparação, que restabeleçam a estrutura e a função do
5 órgão afetado (BATISTA et al., 1996). Dentre as membranas biológicas mais
6 estudadas destacam-se: fásia lata, dura-máter, centro tendíneo, pericárdio e
7 peritônio, que possuem como característica principal, a constituição quase que
8 exclusivamente de colágeno tipo I (ALVARENGA, 1992). Para Bracciali et al.,
9 (2002), os materiais de origem biológica, em função das formas de obtenção,
10 conservação apresentam-se como alternativa viável em cirurgias reconstrutivas. As
11 coberturas biológicas são derivadas de compostos principalmente de componentes
12 da matriz extracelular que oferecem uma base adequada para a fixação e
13 crescimento celular (BARTLETT, 1981).

14 Outro biomaterial natural utilizado é a quitosana, definida como um polímero
15 natural, derivado da quitina, material que participa da composição do exoesqueleto
16 de crustáceos (MAJET; KUMAR, 2000). Esse tipo de material vem sendo utilizado
17 com sucesso na área médica no desenvolvimento de pele artificial para o tratamento
18 de queimados, a fim de simular a permeabilidade de substâncias ativas através da
19 pele humana (DUREJA; TIWARY; GUPTA, 2001), na obtenção de curativos com a
20 capacidade de deter hemorragias (BENESCH; TENGVALL, 2002) e para prevenir
21 infecções. Essas membranas podem ser utilizadas em outras ocasiões como na
22 hemodiálise, prevenindo a adsorção de proteínas, a adesão de plaquetas e a
23 formação do trombo por mecanismo de repulsão elétrica, já que as interações que
24 levam à trombose ocorrem na interface sangue - biomaterial (SANDFORD, 1988).

25 Os enxertos podem ser classificados em autógeno (transferido de uma parte
26 para outra no mesmo indivíduo), homogêneo (tecidos adquiridos e transferidos entre
27 dois indivíduos geneticamente diferentes) e heterogêneo (tecido transferido entre
28 indivíduos de espécies diferentes) (PURNA, 2000).

29 Os enxertos podem ser utilizados em diversas situações, a enxertia de pele é
30 uma delas, são utilizados para o tratamento de pessoas que sofreram queimaduras
31 ou outros acidentes que envolvam a perda tecidual. Para ajudar a sanar o problema
32 da perda da pele, o Banco de Pele do Brasil trabalha com doações de pele
33 cadavéricas para posterior enxertia. Porém, a disponibilidade de pele homóloga
34 ainda é muito limitada e tal tipo de enxerto apresenta a desvantagem de permanecer

1 temporariamente sobre a ferida. Em virtude disso, procuram-se enxertos que
2 possam cobrir permanentemente a área afetada e que não seja rejeitado pelo
3 receptor. Neste contexto, o enxerto autólogo torna-se ideal para o tratamento de
4 pessoas com grandes áreas corpóreas expostas por apresentar estas características
5 (GARCIA, 2016). Atualmente tem se estudado o uso de células-tronco
6 mesenquimais nos enxertos o qual tem despertado grande interesse na cirurgia
7 plástica reconstrutora, pois estão presentes em grande quantidade podendo ser
8 coletadas através de cirurgias plásticas como a lipoaspiração, de modo que ofereça
9 pequeno risco de morbidade e mortalidade ao doador (MESTER, 1985). Tais fatores
10 contribuem para o aumento da angiogênese, cicatrização de feridas e consequente
11 aumento da sobrevivência e espessura total do enxerto de pele, mostrando-se um
12 tratamento promissor para uso em cirurgias de reconstrução e reparação
13 (ZOGRAFOU, 2011).

14 O uso de enxertos cartilaginosos associados aos retalhos cutâneos,
15 miocutâneos e microcirúrgicos também são utilizados nas cirurgias plásticas
16 reconstrutoras como no caso na ptose palpebral severa. A fásia lata autógena foi
17 uma das primeiras opções apresentadas, e até hoje continua sendo o material de
18 escolha para muitos cirurgiões, apesar da necessidade de uma cirurgia
19 complementar para sua obtenção ela é comumente utilizada como material de
20 sustentação para fixação da pálpebra superior. Outra técnica utilizada é a fixação ao
21 músculo frontal, técnica conhecida como suspensão frontal, é considerada o
22 procedimento cirúrgico mais adequado para correção de blefaroptose severa, ou
23 seja, aquela que é decorrente de uma função muito fraca ou mesmo ausente do
24 músculo levantador da pálpebra superior (SOARES et al., 1997).

25 Apesar da grande disponibilidade atual de biomateriais, o desenvolvimento
26 nesta área é uma necessidade. Seu impacto na melhoria da qualidade da vida
27 humana é inegável e sua contribuição futura deve ser numericamente mais elevada
28 (PIRIS, 2015).

29

30 *1. 2.1 Fásia de Scarpa*

31 A possibilidade da utilização clínica da fásia de Scarpa como elemento de
32 cobertura e de sustentação em cirurgias plásticas reconstrutoras é muito promissora,
33 podendo beneficiar uma ampla gama de pacientes vítimas de traumas e de
34 malformações congênitas. Amostras da fásia de Scarpa podem ser retiradas na

1 cirurgia plástica da abdominoplastia. Após o procedimento cirúrgico são descartados
2 extensos retalhos de pele e tela subcutânea.

3 As fáscias utilizadas já há muitos anos para esse fim são as fáscias lata e
4 têmporo- parietal que tem a desvantagem de serem de tamanho insuficiente para a
5 cobertura de áreas mais extensas (KOSHIMA, 1996). Estudos anatômicos e de
6 imagem descreveram a fáscia de Scarpa como uma estrutura trilaminar na parede
7 abdominal: dois compartimentos gordurosos diferentes, superficial e profundo,
8 separados por um plano fascial conhecido como a fáscia de Scarpa. A existência
9 dessa camada membranosa, na porção profunda da fáscia superficial da parede
10 abdominal anterior e inferiormente, foi primeiramente descrita por Antonio Scarpa
11 (SCARPA, 1809), no princípio do século dezenove, em uma cirurgia de hérnia da
12 parede abdominal. A fáscia de Scarpa é mais bem desenvolvida no baixo abdome e
13 mais facilmente identificada nas porções laterais de uma incisão transversal baixa,
14 imediatamente superficial à fáscia do músculo reto abdominal. Ela se conecta
15 frouxamente com a aponeurose do músculo oblíquo externo do abdome, porém,
16 medialmente ela se adere intimamente à linha alba e à sínfise púbica (TOBIN;
17 BENJAMIN, 1949). Em uma dissecação completa, a fáscia de Scarpa foi medida e
18 revelou valores que variaram entre 16 cm e 23 cm ($17 \text{ cm} \pm 4,3\text{cm}$) de comprimento
19 e de 11 cm a 16 cm ($12,6\text{cm} \pm 2,8\text{cm}$) de largura (WORSEG et al., 1997).

20 Ciente da localização e características da fáscia de Scarpa nota-se que ela
21 pode ser aproveitada para estudos científicos a partir dos retalhos da cirurgia
22 clássica de abdominoplastia, pois eles são desprezados após técnica tradicional.

23 24 *1.3 Biocompatibilidade x Biofuncionalidade*

25 O requisito básico para um material ser utilizado para fins de engenharia de
26 tecidos é a biocompatibilidade e a biofuncionalidade (KANANI et al., 2010).

27 A biocompatibilidade desempenha um papel chave, o que garante que os
28 materiais são seguros para uso dentro do corpo humano e nos fluidos endógenos.
29 Para ser utilizado na área biomédica nas cirurgias reconstrutivas o material deve ser
30 biocompatível, definido como material que não produza reação adversa e deve ter a
31 habilidade de desencadear em um organismo resposta apropriada para uma
32 aplicação específica (VANDEVORD et al., 2002). Para garantir a biocompatibilidade
33 do material e produzir menor efeito adverso frente ao tecido biológico pode ser
34 utilizadas técnicas como a descellularização que consiste em procedimentos físicos,

1 químicos e enzimáticos que tenta remover completamente os componentes
2 celulares do material (BATISTA, 2009) na tentativa de desenvolver biomateriais com
3 menor antigenicidade.

4 Não existem hoje materiais inertes, ocorrendo sempre algum tipo de interação
5 entre o tecido receptor e o material implantado. Normalmente, os implantes inseridos
6 no corpo humano perduram por um período de tempo e os produtos extras
7 resultantes do processo de degradação não devem produzir nenhum material e/ou
8 elemento nocivo ao organismo. As propriedades de superfície dos biomateriais
9 desempenham um fator importante para regular a reação do corpo estranho nas
10 primeiras duas a quatro semanas seguidas ao implante. O conhecimento da reação
11 causada pelo corpo estranho pode impactar na biocompatibilidade do dispositivo
12 médico, da prótese ou do biomaterial implantado (ANDERSON; RODRIGUES ;
13 CHANG, 2008).

14 Pode se definir biofuncionalidade como a capacidade de um dispositivo
15 funcionar com resposta apropriada do hospedeiro em uma aplicação específica.
16 Esta definição relaciona a biofuncionalidade a um conjunto de propriedades que dá a
17 determinado dispositivo a capacidade de realizar uma função semelhante à daquela
18 do material que está sendo substituído (BOSCHI, 1996).

19

20 *1.4 Ensaio Biomecânico*

21 Biomecânica é o estudo das forças e dos seus efeitos nos seres vivos e nos
22 tecidos biológicos (DONSKOY; ZATSIORSKY, 1988). Têm por objetivo determinar
23 as propriedades biomecânicas de um material (BATISTA et al., 1996). O
24 conhecimento do comportamento biomecânico dos tecidos em situações de
25 sobrecarga possibilita maior embasamento para a tomada de decisão clínica. Dessa
26 forma, compreender como os tecidos se adaptam a diferentes níveis de estresse
27 poderá auxiliar nos processos de entendimento do material, avaliação e tratamento
28 (AQUINO, 2005).

29 Antigamente os ensaios mecânicos eram somente de uso da engenharia para
30 pesquisas ou finalidades industriais (FONTOURA FILHO, 2000), hoje em dia é
31 utilizado de forma multidisciplinar, eles podem ser classificados em destrutivos como
32 os ensaios de tração, compressão, torção, flexão e cisalhamento. Os ensaios
33 mecânicos não destrutivos são: ultras som, raio - x, dentre outros, este é essencial
34 para compreender com mais detalhes as modificações ocorridas no tecido,

1 promovendo a ruptura do material.

2 O ensaio biomecânico de tração consiste na aplicação de carga de tração
3 uniaxial crescente em um corpo de prova específico até a sua ruptura. Trata-se de
4 um ensaio comumente utilizado na indústria de componentes mecânicos, devido às
5 vantagens de fornecer dados quantitativos das características biomecânicas dos
6 materiais. Com esse tipo de ensaio, pode-se afirmar que praticamente as
7 deformações promovidas no material são uniformemente distribuídas em todo o seu
8 corpo, pelo menos até ser atingida uma carga máxima próxima do final do ensaio e,
9 como é possível fazer com que a carga cresça numa velocidade razoavelmente
10 lenta durante todo o teste, o ensaio de tração permite medir satisfatoriamente a
11 resistência do material. A ruptura sempre se dá na região mais estreita do material, a
12 menos que exista um defeito interno no material, fora dessa região que promova a
13 ruptura do mesmo, o que raramente acontece. A precisão de um ensaio de tração
14 depende, evidentemente, da precisão dos aparelhos de medida que se dispõe. Com
15 pequenas deformações, pode-se conseguir uma precisão maior na avaliação da
16 tensão ao invés de detectar grandes variações de deformação, causando maior
17 imprecisão da avaliação da tensão (ASKELAND; PHULÉ; PRADEEP, 2003).

18 O comportamento biomecânico de um material pode ser avaliado pelo ensaio
19 biomecânico e quando o material está sujeito a esforços de natureza biomecânica
20 obtém-se as suas propriedades. Isso quer dizer que essas propriedades
21 determinam a capacidade que o material tem para transmitir ou resistir aos esforços
22 que lhe são aplicados. O estudo dessas propriedades são importantes pois
23 fornecem subsídios para o aperfeiçoamento de um material, cada material possui
24 suas características próprias e através dos ensaios mecânicos descrevem seu
25 comportamento (SOUZA, 1992).

26 Várias características biomecânicas podem ser obtidas através de um gráfico
27 força *versus* alongamento. Força é qualquer agente externo que modifica o
28 movimento de um corpo livre ou causa alongamento num corpo fixo (KLEPPNER;
29 KOLENKOW, 1973), alongamento é a variação do comprimento de um material,
30 quando submetido a um esforço qualquer (CALLISTER, 2002), força máxima é a
31 força que o material suporta antes de romper, alongamento na força máxima é o
32 alongamento do material na força máxima, limite de escoamento é o limite entre a
33 deformação elástica e a deformação plástica. A deformação elástica é a capacidade
34 que o material deve ter de se deformar quando submetido a um esforço, e de voltar

1 à forma original quando o esforço termina, ou seja, menor força necessária para
2 produzir deformação plástica. A deformação plástica é a capacidade que o material
3 deve ter de se deformar quando submetido a um esforço, e de manter essa forma
4 quando o esforço desaparece sem se romper (DOWLING, 1993). A rigidez do
5 material pode ser definida com a capacidade deste de resistir a deformação no
6 regime elástico. É obtida pelo cálculo da tangente do ângulo formado pela reta que
7 representa a inclinação da curva força x alongamento na região linear do gráfico.

8 Tem sido reconhecido que as características biomecânicas dos materiais
9 afetam os resultados biológicos e podem ter impacto profundo na proliferação das
10 células e no remodelamento dos tecidos. Portanto, a questão central das pesquisas
11 biomédicas está em projetar e controlar as características biomecânicas dos
12 materiais para conseguir uma resposta biológica favorável e específica (ZIUPUS,
13 1998).

14 Os tecidos biológicos que possuem em sua constituição uma quantidade
15 considerável de colágeno, entre eles os tecidos muscular e conectivo denso,
16 apresentam como propriedades biomecânicas a elasticidade, viscoelasticidade e
17 plasticidade (ENGLES, 2001). A viscoelasticidade indica que todas as deformações
18 sofridas por esses tecidos dentro de limites fisiológicos são recuperáveis, mas a
19 recuperação não ocorre imediatamente (ENGLES, 2001; NORKIN; LEVANGIE,
20 1992; TAYLOR et al., 1990). Materiais viscoelásticos têm a capacidade de se
21 deformarem a uma taxa constante independente da velocidade com que a força é
22 aplicada (McHUGH et al., 1992; McNAIR et al., 2000; TAYLOR et al., 1990).

23 O emprego dos ensaios biomecânicos na determinação experimental das
24 propriedades dos tecidos biológicos é um desafio devido à influência de muitos
25 fatores biológicos e fatores associados ao método de medição empregado no ensaio
26 (WOO et al., 2005).

27 No entanto, não foram encontrados, na literatura pesquisada, estudos do poder
28 de sustentação e da resistência ao esgarçamento da fásia de Scarpa, assim como
29 a sua correlação cirúrgica. Poucos foram os trabalhos que enfocaram ensaios
30 biomecânicos dessas membranas, no intuito de conhecer sua resistência à tração,
31 bem como, a capacidade de distensão de suas fibras (BATISTA et al., 1996).

32

33

34

2 HIPÓTESE

A hipótese do presente estudo é de que a fáscia de Scarpa pode ser um material utilizado no futuro como sustentação e apoio em cirurgias reconstrutivas. O processo de descelularização irá alterar as características histológicas e conseqüentemente as biomecânicas da fáscia de Scarpa.

As amostras da fáscia de Scarpa implantadas no subcutâneo não apresentarão resposta de corpo estranho com aumento da quantidade da porcentagem da área de colágeno de acordo com diferentes dias de pós operatório 7, 14 e 28 dias.

10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30

1 **3 OBJETIVOS**

2 *3.1 Objetivo Geral*

3 Avaliar as características biomecânicas e histológicas da fáscia de Scarpa no
4 tecido celularizado e descelularizado utilizando o ensaio biomecânico de tração e
5 utilizando como modelo experimental as amostras da fáscia de Scarpa implantadas
6 no subcutâneo de camundongos.

7

8 *3.2 Objetivos específicos*

9 1- Determinar as características biomecânicas da fáscia de Scarpa e comparar nas
10 diferentes condições: Celularizados e Descelularizados.

11 2- Correlacionar as características biomecânicas com as características clínicas dos
12 sujeitos (idade, IMC, parto normal ou cesária).

13 3- Determinar as características histológicas da fáscia de Scarpa e comparar nas
14 diferentes condições.

15 4- Correlacionar as características histológicas com as características das pacientes
16 (idade, IMC, parto normal ou cesária).

17 5- Avaliar as características histológicas nos diferentes dias de pós operatório (7, 14
18 e 28 dias) das amostras da fáscia de Scarpa.

19

20

21

22

23

24

25

26

27

28

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Aspectos éticos do estudo

Este foi um estudo cujo o projeto foi aprovado pela Plataforma Brasil Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Universidade Federal do Triângulo Mineiro – UFTM conforme protocolo número 2686 (Anexo I), e número de CAAE - 46307414.9.0000.5154 e pelo Comitê de Ética e Pesquisa envolvendo animais (CEUA) da Universidade Federal do Triangulo Mineiro – UFTM conforme protocolo número 257 (Anexo II). Os métodos de protocolos de intervenção utilizados neste estudo acompanharam as normas da Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde sobre pesquisa envolvendo seres humanos. Os indivíduos inclusos na pesquisa receberam esclarecimentos quanto aos objetivos e procedimentos a serem adotados pelo estudo em questão, e aqueles que consentiram, assinaram o Termo de Consentimento livre e esclarecido (Anexo III).

4.2 Participantes do estudo

Foram incluídos no estudo, 15 sujeitos que realizaram cirurgia plástica no departamento de Cirurgia Plástica do Hospital de Clinicas HC - UFTM que foram submetidos à cirurgia plástica de abdominoplastia clássica, sob anestesia geral inalatória. Neste procedimento existe a retirada de pele e da tela subcutânea que estão em excesso. Portanto, não houve modificação na rotina cirúrgica, nem prejuízo aos pacientes incluídos neste trabalho.

Os sujeitos continuaram se beneficiando da cirurgia, e o procedimento extra foi realizado no retalho excedente que seria totalmente descartado.

Previamente foi realizada a análise dos prontuários dos pacientes com indicação e encaminhamento da cirurgia de abdominoplastia. Foram levantados dados como idade, índice de massa corporal (IMC), peso, altura, gênero, medicamentos em uso, cor, profissão, paridade, tipo de parto (normal ou cesariana), presença ou não de aborto das pacientes. As amostras foram identificadas de forma numérica para impossibilitar a identificação do sujeito doador da amostra.

Como critérios de não inclusão, consideramos aqueles que já passaram por cirurgia bariátrica antes do procedimento cirúrgico de abdominoplastia e aqueles que precisaram realizar a lipoaspiração conjugada com a abdominoplastia. Foram

1 constados 15 sujeitos que participaram do estudo.

2

3 *4.3 Intervenção do estudo*

4 As coletas dos materiais foram realizadas no bloco cirúrgico do Hospital das
5 Clínicas – HC- UFTM durante o procedimento cirúrgico de Abdominoplastia
6 realizados pelos residentes e pelo professor responsável do dia da cirurgia.

7

8 *4.4 Confeção do protótipo para o ensaio biomecânico*

9 O protótipo utilizado para este estudo foi confeccionado pelo Programa de
10 mestrado profissional em inovação tecnológica da Universidade Federal do
11 Triângulo Mineiro. A primeira etapa desta fase consistiu na construção das idéias por
12 meio do desenho da estrutura do protótipo. Utilizou-se para este fim um programa
13 gráfico de computador para desenhar em escala real e analisar as variáveis como
14 disposição e medidas dos elementos. Foi utilizado o programa SolidWorks® 2014
15 pela qualidade, simplicidade e familiarização do autor com o mesmo. Também foram
16 definidos os componentes mecânicos e elétricos necessários para a montagem,
17 como: motor, célula de carga e elementos eletrônicos para construção da placa de
18 interface. Assim optou-se por utilizar o alumínio na construção da estrutura, uma vez
19 que sua densidade, acabamento e características mecânicas se adequaram as
20 necessidades do projeto. Com base nos estudos das máquinas existentes e no
21 modo como estas dispõem os sistemas de tração, desenvolveu-se uma máquina de
22 ensaio de forma a simplificar sua construção mantendo a robustez do dispositivo e
23 principalmente obedecendo ao critério de portabilidade. Deste modo foi projetado o
24 sistema da figura 1.

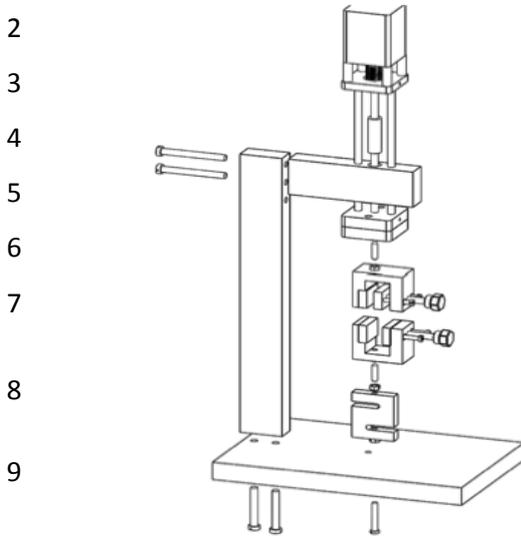
25 Devido à textura mole, úmida e ao tamanho das amostras são comuns
26 problemas de escorregamento das garras para tentar resolver essas dificuldades as
27 garras em que o corpo de prova era fixado continha ranhuras para evitar o seu
28 deslizamento.

29

30

31

1 Figura 1: Desenho estrutural do protótipo de ensaio de tração.



Fonte: Da autora, 2017.

10 4.5 Coleta do Material

11 Os 15 sujeitos da pesquisa foram submetidas a cirurgia de abdominoplastia
12 clássica para a retirada do excesso de pele e subcutâneos. Após o procedimento
13 cirúrgico o excesso de pele do lado direito e esquerdo eram separados seguidos da
14 dissecação da fáscia de Scarpa com o tecido subcutâneo, conforme mostrado no
15 vídeo (https://youtu.be/wTF_2AwnybU). A fáscia de Scarpa era marcada com caneta
16 preta através de um gabarito de plástico (Figura 2) confeccionado pela impressora
17 Sethi 3D medindo 4 cm por 4 cm. A região marcada na peça era entre a crista ilíaca
18 e o púbis (Figura 3). Após a marcação a amostra era retirada. As amostras eram
19 divididas em: Amostra da fáscia de Scarpa direita e amostra da fáscia de Scarpa
20 esquerda e o restante da fáscia de Scarpa que ficava no tecido subcutâneo era
21 dissecada.

22

23

24

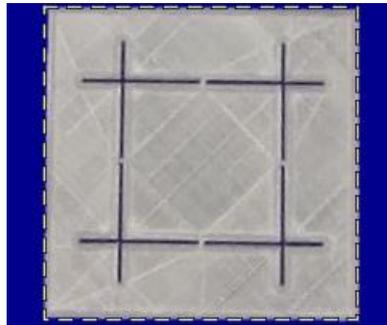
25

26

27

28

- 1 Figura 2 - Gabarito de silicone medindo 4cm x 4cm para medição e corte das
2 amostras da fásia de Scarpa.

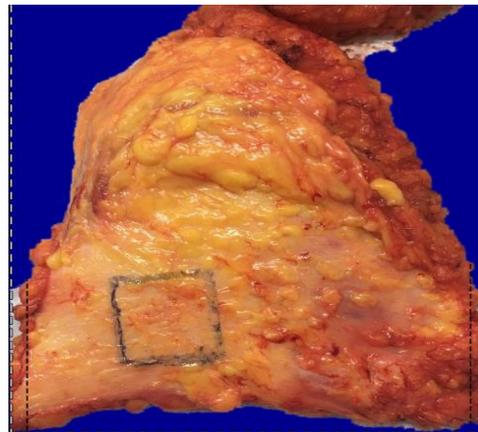


3

Fonte: Da autora, 2017.

4

- 5 Figura 3: Marcação na fásia de Scarpa lado interno.



6

Fonte: Da autora, 2017.

7 4.5.1 Processo de descelularização

8 As amostras que passaram pelo método de descelularização realizaram três
9 ciclos de congelar e descongelar sendo 12 horas (h) a 20 graus Celsius (°C)/12 horas
10 4°C. Após este ciclo passaram por 6 lavagens de 30 minutos com NaCl. Foram
11 incubadas por 48 horas em solução alcalina (NaOH, pH9) contendo Triton X-100
12 1%, SDS 0,1% mantido em pH 9,0. Sais em excesso foram removidos por lavagens
13 em solução a 3% de ácido bórico (3 x 2 h, 250 milímetro (ml)), água deionizada (3 x
14 6 h, 250 ml), seguido por solução de Sal Dissódico de Ácido
15 Etilenodiaminotetracético (EDTA) 4.13%, pH 7,4 (3 x 2 h, 150 ml), e finalmente em
16 água deionizada (6 x 2 h, 250 ml). As amostras foram liofinizadas e mantidas em
17 recipientes assépticos. Após este procedimento, além das amostras celularizadas
18 direita e esquerda colhidas dentro do bloco cirúrgico tinha-se também as amostras

1 descelularizadas da fáschia de Scarpa direita e esquerda.

2

3 4.5.2 Ensaio Biomecânico

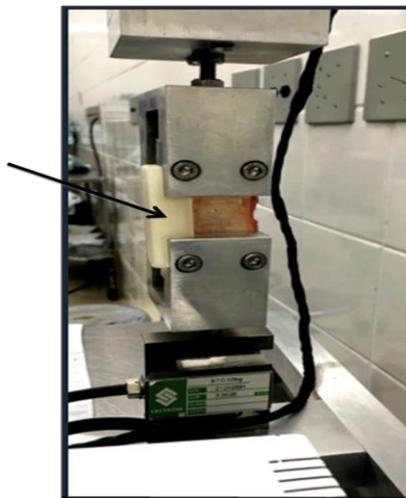
4 Os ensaios biomecânicos de tração foram realizados no protótipo
5 confeccionado para este estudo descrito anteriormente conforme vídeo
6 (https://youtu.be/wTF_2AwnybU).

7 As amostras retiradas no bloco cirúrgico (celularizadas), foram colocadas
8 para análise em ensaio biomecânico após a sua retirada ainda dentro do bloco
9 cirúrgico para que não houvesse interferência de fixadores de tecidos. As amostras
10 que passaram pelo processo de descelularização foram re hidratadas com soro
11 fisiológico antes de passar pelo ensaio biomecânico com o mesmo protocolo
12 utilizado para as amostras celularizadas. Todos os testes foram iniciados no mesmo
13 ponto de partida sobre um gabarito de silicone (Figura 4). Após os testes serem
14 iniciados a máquina gravava os dados (Tempo, alongamento e força) em um cartão
15 de memória. O equipamento registrava um documento de extensão “.csv” e salvava
16 todos os dados neste documento.

17

18 Figura 4: Gabarito de silicone colocado para padronização da distância entre as
19 garras.

20



21

Fonte: Da autora, 2017

22

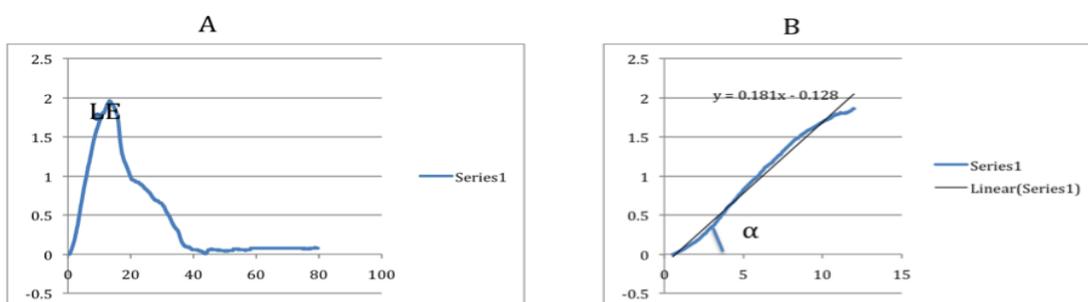
23

4.5.3 Confeccção dos gráficos

Após os ensaios biomecânicos serem realizados os dados gravados no chip eram passados para o computador. Estes dados continham tempo, alongamento e força referente a cada ensaio.

Estas informações foram organizadas em uma planilha no Excel e separadas por ensaios. Os gráficos foram confeccionados pelo programa do Microsoft Excel®, utilizando os dados da força versus alongamento. Do gráfico força x alongamento foram extraídos o limite de escoamento, que determina o fim do comportamento elástico do material e o início do comportamento plástico do material. Este ponto se caracteriza por uma oscilação ou uma parada durante toda a duração do ensaio é o momento no gráfico que se inicia uma curva (Figura 5 A), neste momento temos a força no limite de escoamento no eixo y e o alongamento do limite de escoamento no eixo X do gráfico, este ponto é detectado pelo observador. Para calcular a rigidez do material era traçada uma reta na região em que o gráfico apresentava uma reta crescente, ou seja, obtida pela tangente do ângulo θ na fase elástica do material e a resiliência, que é a energia absorvida pelo material também durante a fase elástica, que é representada pela área do triângulo abaixo do gráfico força x alongamento (Figura 5B).

Figura 5 A- Gráfico representando o local do limite de escoamento. 5B- Gráfico representando o método de análise da rigidez do material.



Legenda: LE: Limite de escoamento
Fonte: Da autora, 2017.

4.6 Grupos Experimentais

Foram utilizados 15 camundongos com peso aproximado de 200g. Os animais foram mantidos em caixas individuais com livre acesso a alimentação e água, com temperatura constante de 36°C e ciclo de luz artificial de 12/12 horas, recebendo

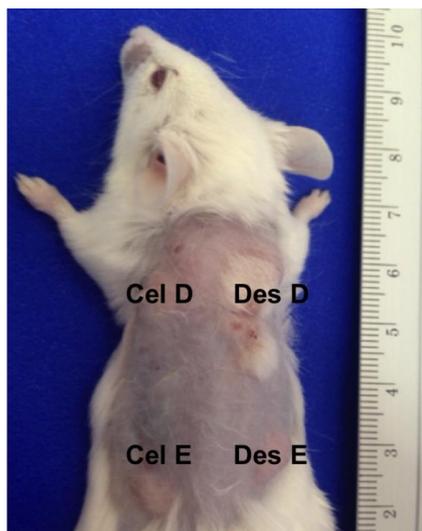
1 água filtrada e alimentação com ração.

2 Para o procedimento cirúrgico, os animais foram anestesiados pela associação
3 de cloridato de quetamina (Dopalen, Agribbrands)® - 1ml/ (quilograma) Kg e xilazina
4 (Rompun, Bayer)® 0,5ml/Kg, administrada via intraperitoneal. O dorso do animal foi
5 tricotomizado e a assepsia feita com clorexidina 2%. Os pêlos do dorso dos animais
6 foram retirados antes das cirurgias.

7 Foi realizada uma incisão de 0,5cm na região dorsal dos animais. O tecido
8 subcutâneo do animal foi divulsionado com uma tesoura de ponta romba, formando
9 quatro bolsas, sob o tecido subcutâneo, do lado direito superior estava a fásia
10 descelularizada direita e lado direito inferior a fásia descelularizada esquerda. No
11 lado esquerdo superior a fásia de Scarpa celularizada direita e lado esquerdo
12 inferior a celularizada esquerda (Figura 6). Em seguida foi realiza a sutura da
13 incisão com fio de seda 3-0(Ethicon Johnson&Johnson)® . Decorridos os períodos
14 experimentais de 7, 14 e 28 dias, os animais foram anestesiados em grupos de 5 e a
15 região dos implantes foram novamente tricotomizadas e os implantes removidos
16 juntamente com o tecido subcutâneo e a pele (Figura 7). Em seguida os animais
17 foram eutanasiados com sobredose do anestésico.

18

19 Figura 6- Amostras da fásia de Scarpa celularizada direita e esquerda e
20 descelularizada direita e esquerda implantadas no subcutâneo do camundongo.



21

Legenda: Cel D- Celularizado Direito; Cel E- Celularizado Esquerdo; Des D- Descelularizado Direito;
Des E- Descelularizado Esquerdo
Fonte: Da autora, 2017.

22

23

1 Figura 7: Amostras da fáscia de Scarpa celularizada direita e esquerda e
2 descelularizada direita e esquerda retirada do subcutâneo do camundongo.

3



4

Fonte: Da autora, 2017.

5

6 4.7 *Confecção das Lâminas*

7 As lâminas foram confeccionadas pelo departamento de Patologia Geral da
8 Universidade Federal do Triângulo Mineiro. Os fragmentos da fáscia de Scarpa
9 celularizadas e descelularizadas foram incluídos em parafina, os blocos
10 posicionados a obter-se cortes perpendiculares, foram coradas pelos métodos da
11 Hematoxilina-Eosina para analisar a morfologia geral do tecido, Picro-sirus
12 vermelho avaliou a morfologia das fibras colágenas e pelo Verhoeff para avaliar as
13 fibras elásticas.

14 Os fragmentos retirados dos camundongos nos diferentes dias de pós
15 operatório (7,14,21 dias) foram incluídos em parafina e realizados cortes
16 histológicos de 5 μm de espessura, foram corados com Hematoxilina e Eosina
17 para avaliar a morfologia geral do tecido, picro-Sirius vermelho avaliar fibras
18 colágenas e Von Kossa para avaliar presença de cálcio.

19

20 4.7.1 *Análise microscópica e morfométrica*

21 As lâminas coradas pela hematoxilina eosina, picro-sirius, Verhoeff e Von
22 Kossa foram visualizadas com objetiva de 10x. As imagens foram capturadas por

1 microscópio de luz comum e analisadas pelo Sistema Analisador de Imagens
2 Automático Axion Vision.

3 O campo a ser quantificado foi capturado, fotografado por meio de uma
4 câmera acoplada ao microscópio e ao computador para digitalização da imagem, as
5 imagens eram salvas em formato TIFF. Todos os campos das lâminas foram
6 fotografadas e arquivadas.

7 Após os campos serem salvos usamos o programa Image J para o
8 melhoramento das mesmas, usamos referência de iluminação para que todas
9 tivessem a mesma qualidade.

10 A porcentagem da área de fibrose e a porcentagem da área das fibras
11 elásticas encontrada em cada campo era marcada pelo programa Image J e
12 registrada em uma planilha do Microsoft Excel.

13

14 *4.8 Análise dos Dados*

15 A análise estatística dos dados foi realizada por meios dos programas Excel
16 365 (Microsoft®, EUA) e GraphPad Prism® (GraphPad Software, San Diego, CA,
17 EUA). A normalidade dos dados foi verificada a partir do teste de D'Agostino &
18 Pearson. Para as análises pareadas, foram utilizados o teste “t” pareado para os
19 dados normais e Teste de Wilcoxon para os dados não normais. Para as análises
20 envolvendo 2 variáveis (tempo e tipo de material) utilizou-se o Teste Two-way Anova
21 pareado seguido do pós-teste de Tukey para os dados com distribuição normal, e
22 para os dados não normais, o Teste de Friedman seguido do pós-teste de Dunn. As
23 correlações entre variáveis numéricas foram testadas pelo Teste de Correlação de
24 Spearman. Foram consideradas estatisticamente significativas as diferenças em que
25 o valor p foi menor que 0,05.

26

27 *4.9 Normas para Confecção do Manuscrito*

28 Para a elaboração do manuscrito seguimos as normas da Associação
29 Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) NBR 9050:2015 e as recomendações do
30 Curso de Pós Graduação em Ciências da Saúde da Universidade Federal do
31 Triângulo Mineiro.

32

33

1 5 RESULTADOS

2

3 5.1 Caracterização clínica dos sujeitos

4 Foram incluídos, no estudo, 15 sujeitos da Disciplina de Cirurgia Plástica do
5 Hospital de Clinicas HC - UFTM que foram submetidos à cirurgia plástica de
6 abdominoplastia clássica.

7 Os sujeitos continuaram se beneficiando da cirurgia, e o procedimento extra
8 foi realizado no retalho excedente que seria totalmente descartado.

9 Previamente foi realizada a análise dos prontuários das pacientes com
10 indicação e encaminhamento da cirurgia de abdominoplastia. Foram levantados
11 dados como idade, peso, altura, gênero, medicamentos em uso, cor, profissão,
12 paridade, tipo de parto (normal ou cesariana), presença ou não de aborto das
13 pacientes.

14 Todos os sujeitos eram do sexo feminino com a média de idade de 38.66
15 anos, a média do IMC foi de 25.13. Das 15 participantes, todas passaram por
16 gestações sendo que a media das gestações finalizadas foram de 1.46, a média do
17 parto normal foi de 0.53 e 0.93 para cesariana, de acordo com a Tabela 1.

18

19 Tabela 1- Caracterização clínica das participantes do estudo

	Média	Desvio Padrão	Número de pacientes
Idade	38.66	10.25	15
IMC	25.13	2.26	11
Gestações finalizadas	1.46	1.06	15
Parto Normal	0.53	0.91	15
Cesária	0.93	0.79	15

Fonte: Da autora, 2017.

20

21 5.2 Características biomecânicas da fáscia de Scarpa

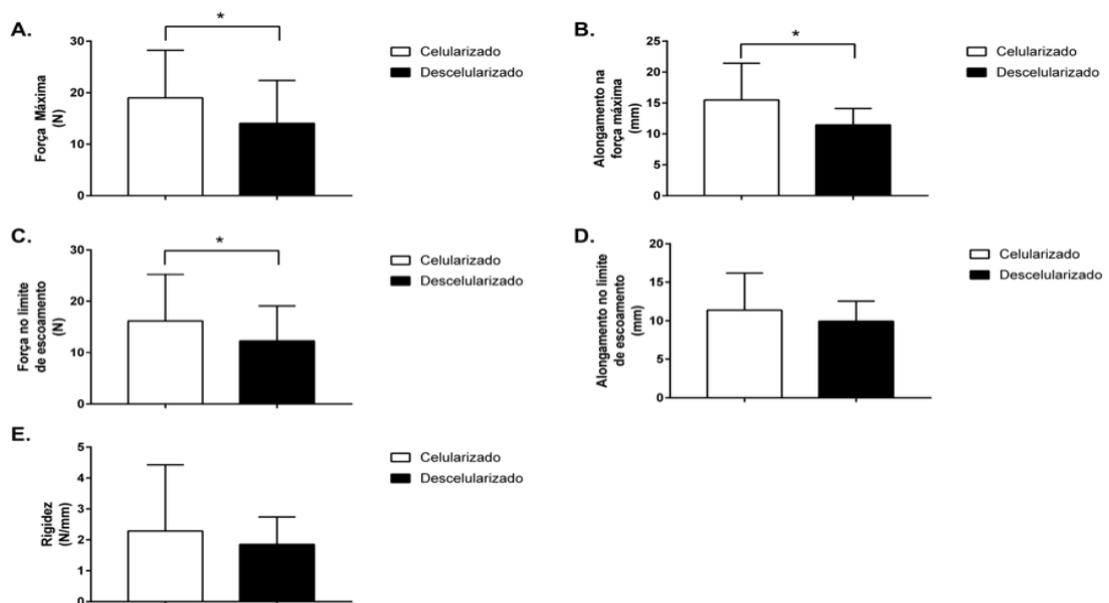
22 As amostras passaram pelos ensaios biomecânicos utilizando o protótipo do
23 ensaio de tração descrita anteriormente confeccionada para este estudo.

24 Quando foram avaliadas as propriedades biomecânicas pode-se observar
25 maiores valores estatisticamente significativo da força máxima ($p=0,0137$), do

1 alongamento da força máxima ($p=0.0022$), e força no limite de escoamento
 2 ($p=0.0485$) no grupo celularizado comparado com o grupo descelularizado. Os
 3 valores do alongamento no limite de escoamento ($p= 0.1756$) e rigidez ($p= 0.6963$)
 4 foram maiores nos grupos celularizados porém não obtiveram diferenças
 5 significativas conforme dados apresentados na Figura 8.

6

7 Figura 8- Características biomecânicas da fáscia de Scarpa nos grupos
 8 celularizados e descelularizados.



9

10 Fonte: Elaborado pela Autora, 2017.

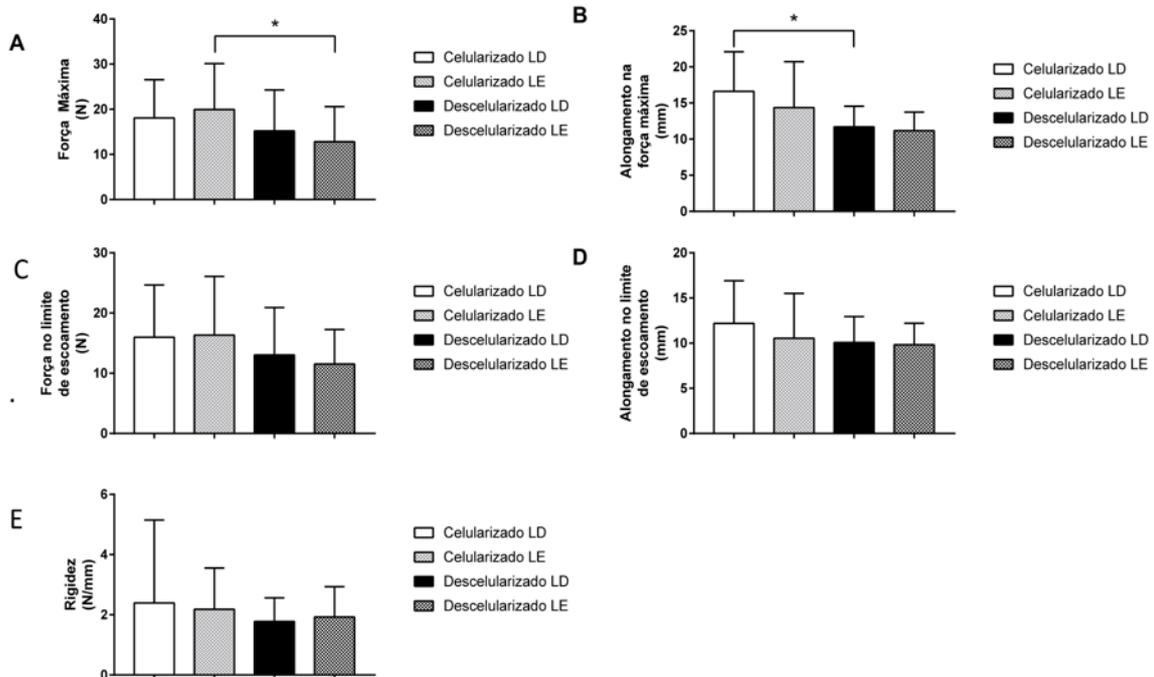
11

12 As características biomecânicas foram comparadas entre os grupos
 13 celularizado lado direito e lado esquerdo e descelularizado lado direito e lado
 14 esquerdo. O valor da força máxima no grupo das amostras celularizadas do lado
 15 esquerdo tiveram maiores valores estatisticamente significativos ($p=0,0239$)
 16 comparado com o grupo das amostras descelularizadas do lado esquerdo. O grupo
 17 das amostras celularizadas do lado direito teve maiores valores de alongamento na
 18 força máxima estatisticamente significativo comparado com o grupo das amostras
 19 descelularizadas do lado direito ($p=0,0118$). A força e o alongamento no limite de
 20 escoamento e a rigidez não obtiveram diferenças significativas entre os grupos,
 21 conforme Figura 9.

22

1 Figura 9- Características biomecânicas da fásia de Scarpa nos grupos
 2 celularizados direito e esquerdo e descelularizados direito e esquerdo.

3



4

5 Fonte: Elaborado pela Autora, 2017.

6

7 5.2.1 Características biomecânicas da fásia de Scarpa x características clínicas da 8 paciente

9

10 Todas as características clínicas foram correlacionadas com as
 11 características biomecânicas. Quando comparada a idade das pacientes com as
 12 características biomecânicas, não houve correlação estatisticamente significativa
 13 conforme descrito na Tabela 2, o mesmo aconteceu quando foi comparado o IMC
 14 com as mesmas características, observamos que não houve correlação significativa
 15 (Tabela 3). As características biomecânicas foram comparadas com o tipo de parto
 16 (normal ou cesárea). Pode-se observar que no parto normal no grupo celularizado
 17 lado direito obteve correlação negativa e estatisticamente significativa com a força
 18 máxima ($p=0.0371$ $r = -0.5471$) (Tabela 4) e quanto ao tipo de parto cesárea não
 19 houve correlação estatisticamente significativa com as características biomecânicas
 20 (Tabela 5).

20

21

- 1 Tabela 2- Correlação entre a idade da paciente com as características biomecânicas
2 da fásia de Scarpa nos diferentes grupos.

	Cel D	Cel E	Desc D	Desc E
FM	p=0.7304 r = 0.09677	p=0.7304 r =-0.0677	p=0.3206 r =-0.2735	p=0.6456 r =0.1283
AFM	p= 0.8951 r =0.03763	p=0.1137 r =-0.4265	p=0.117 r = -0.4229	p= 0.0855 r =-0.4606
FLE	p= 0.7062 r= -0.1057	p= 0.2794 r= -0.2975	p= 0.3333 r= -0.267	p= 0.7433 r= -0.09156
ALE	p= 0.7304 r= 0.09677	p= 0.1274 r= -0.4122	p= 0.1842 r= -0.362	p= 0.065 r= -0.491
Rigidez	p= 0.9308 r= 0.02509	p= 0.8043 r= -0.06989	p=0.3677 r= -0.2491	p= 0.4581 r=0.2061

- 3 Legenda: FM: Força Máxima, AFM: Alongamento da força máxima; FLE: Força no limite de
4 escoamento; ALE: Alongamento no limite de escoamento; Cel D: Celularizado Direito; Cel E:
5 Celularizado Esquerdo; Desc D: Descelularizado Direito; Desc E: Descelularizado Esquerdo.
6 Fonte: Elaborado pela Autora, 2017.

7

- 8 Tabela 3- Correlação entre IMC da paciente com as características biomecânicas da
9 fásia de Scarpa nos diferentes grupos.

	Cel D	Cel E	Desc D	Desc E
FM	p= 0.4023 r = -0.2818	p= 0.4348 r =-0.2636	p= 0.5517 r = -0.2005	p= 0.5997 r = 0.1777
AFM	p= 0.3415 r = 0.3182	p= 0.4511 r = 0.2545	p= 0.9033 r = -0.04545	p= 0.5393 r = 0.2091
FLE	p= 0.4684 r= -0.2455	p= 0.2608 r= -0.3727	p= 0.5574 r= -0.2	p= 0.5393 r= 0.2091
ALE	p= 0.9895 r= -0.009091	p= 0.4348 r= 0.2636	p= 0.6937 r= -0.1364	p= 0.6147 r= 0.1727
Rigidez	p=0.4012 r= -0.6364	p= 0.0609 r= -0.5909	p= 0.4684 r= 0.2455	p= 0.9462 r= -0.02727

- 10 Legenda: FM:Força Máxima, AFM: Alongamento da força máxima; FLE: Força no limite de
11 escoamento; ALE: Alongamento no limite de escoamento; Cel D: Celularizado Direito; Cel E:
12 Celularizado Esquerdo; Desc D: Descelularizado Direito; Desc E: Descelularizado Esquerdo.
13 Fonte: Elaborado pela Autora, 2017.

- 1 Tabela 4- Correlação entre tipo de parto normal com as características biomecânicas
2 da fásia de scarpa nos diferentes grupos.

	Cel D	Cel E	Desc D	Desc E
FM	p=0.0371 * r = -0.5471	p= 0.3339 r = -0.2671	p= 0.1788 r = -0.3658	p= 0.8623 r = -0.0492
AM	p= 0.9972 r =0.002137	p= 0.7738 r= 0.08121	p= 0.3837 r = -0.2415	p= 0.2239 r = -0.3334
FLE	p= 0.0673 r= -0.4873	p= 0.0743 r= -0.4766	p= 0.1406 r= -0.3996	p= 0.3281 r= -0.2698
ALE	p=0.2987 r= -0.2864	p= 0.4755 r= -0.1987	p= 0.281 r= -0.2971	p= 0.1804 r= -0.3654
Rigidez	p= 0.0835 r= -0.4637	p= 0.0835 r= -0.4637	p=0.2398 r= -0.3227	p= 0.6423 r=0.1304

- 3 Legenda: FM: Força Máxima, AFM: Alongamento da força máxima; FLE: Força no limite de
4 escoamento; ALE: Alongamento no limite de escoamento; Cel D: Celularizado Direito; Cel E:
5 Celularizado Esquerdo; Desc D: Descelularizado Direito; Desc E: Descelularizado Esquerdo.
6

- 7 Tabela 5- Correlação entre tipo de parto cesária com as características
8 biomecânicas da fásia de scarpa nos diferentes grupos.

	Cel D	Cel E	Desc D	Desc E
FM	p= 0.7907 r = -0.0754	p= 0.321 r = -0.2751	p= 0.728 r = -0.0979	p= 0.43 r =0.2203
AM	p= 0.1288 r =-0.4116	p= 0.8644 r= -0.04891	p= 0.4308 r = -0.2201	p= 0.6024 r = 0.1467
FLE	p= 0.933 r= 0.02445	p= 0.2581 r= -0.3118	p= 0.6492 r= -0.1284	P=0.4631 r= 0.2052
ALE	p= 0.7023 r= -0.108	p= 0.9849 r= -0.006114	p= 0.5422 r= -0.1712	p=0.6647 r= 0.1223
Rigidez	p= 0.9095 r=0.03261	p= 0.059 r= -0.5013	p=0.6593 r= 0.1243	p= 0.1712 r=0.5422

- 9 Legenda: FM: Força Máxima, AFM: Alongamento da força máxima; FLE: Força no limite de
10 escoamento; ALE: Alongamento no limite de escoamento; Cel D: Celularizado Direito; Cel E:
11 Celularizado Esquerdo; Desc D: Descelularizado Direito; Desc E: Descelularizado Esquerdo.
12 Fonte: Elaborado pela Autora, 2017.

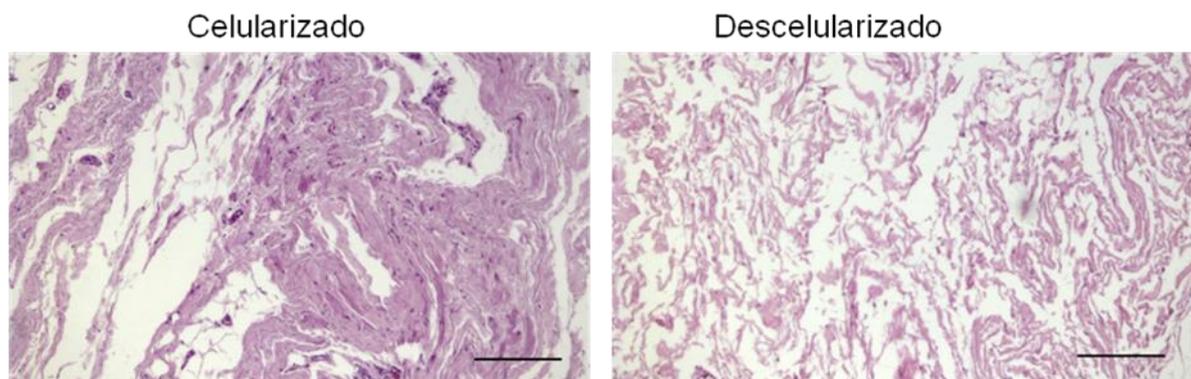
13 5.3 Características histológicas da fásia de Scarpa

5.3 Características histológicas da fáscia de Scarpa

As amostras dos diferentes grupos passaram por análises histológicas, e foram quantificadas quanto a porcentagem da área de colágeno e a porcentagem da área de fibras elásticas. Comparamos as características histológicas nos diferentes grupos.

Através da coloração hematoxilina e eosina pode –se avaliar a estrutura histológica de forma geral dos tecidos celularizado e descelularizado evidenciando os componentes teciduais, mostrando ser um tecido conjuntivo (Figura 10).

Figura 10- Aspecto microscópio da fáscia de Scarpa no grupo celularizado e descelularizado. Coloração hematoxilina – eosina.



Fonte: Elaborado pela Autora, 2017.

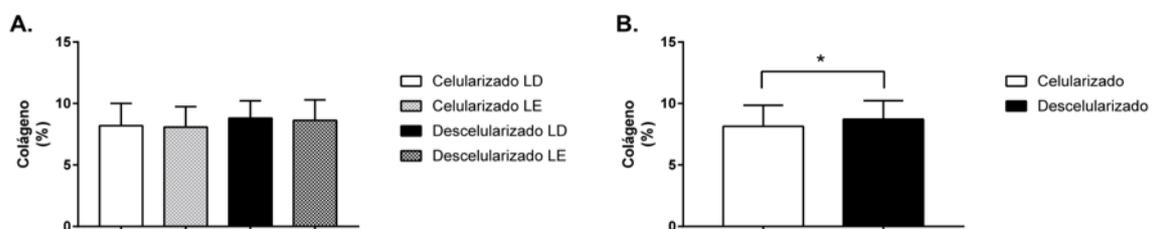
Quando comparada a porcentagem de área de colágeno entre os grupos celularizados direito e esquerdo e com os grupo descelularizado direito e esquerdo não houve diferenças significativas (Figura 11A). A porcentagem da área de colágeno foi comparada com os grupos celularizados e descelularizado independente dos lados direito e esquerdo. As amostras descelularizadas tiveram maior porcentagem da área de fibras de colágeno estatisticamente significativo quando comparado com o grupo das amostras celularizadas ($p= 0,0189$) (Figura 11B). O aspecto microscópio da porcentagem da área de colágeno da fáscia de Scarpa no grupo celularizado e descelularizado está representado na figura 12 através da coloração picro-sirus, pode–se observar que no grupo descelularizado o colágeno está em maior quantidade porém o aspecto mais frouxo.

Quando comparamos a porcentagem da área de fibras elásticas entre os

1 diferentes grupos celularizado direito e esquerdo e descelularizado direito e
 2 esquerdo não obtivemos resultados significativos (Figura 13 A), o mesmo ocorreu
 3 quando foram comparado os grupos celularizado e descelularizado independente
 4 dos lados direito e esquerdo os resultados obtidos não foram estatisticamente
 5 significativos ($p=0,11140$) (Figura 13 B). O aspecto microscópico da porcentagem da
 6 área de fibras elásticas da fáscia de Scarpa no grupo celularizado e descelularizado
 7 está representado na figura 14 através da coloração Verhoeff .

8

9 Figura 11 A- Características histológicas da fáscia de Scarpa com a porcentagem da
 10 área de colágeno nos grupos celularizado direito e esquerdo e descelularizado
 11 direito e esquerdo; 11B- Características histológicas da fáscia de Scarpa com a
 12 porcentagem da área de colágeno nos grupos celularizado e descelularizado.



13

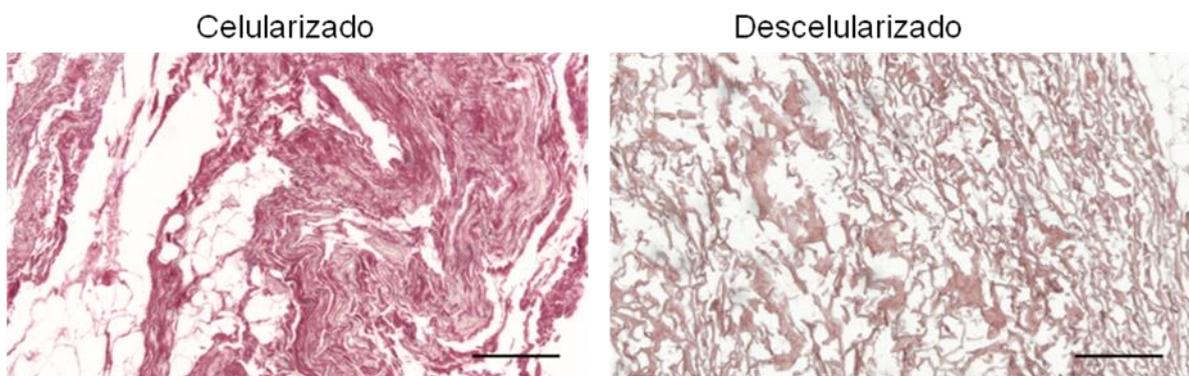
14

15 Fonte: Elaborado pela Autora, 2017.

16

17 Figura 12- Aspecto microscópico da porcentagem da área de colágeno da fáscia de
 18 Scarpa no grupo celularizado e descelularizado. Coloração Picro-Sirus.

19



20

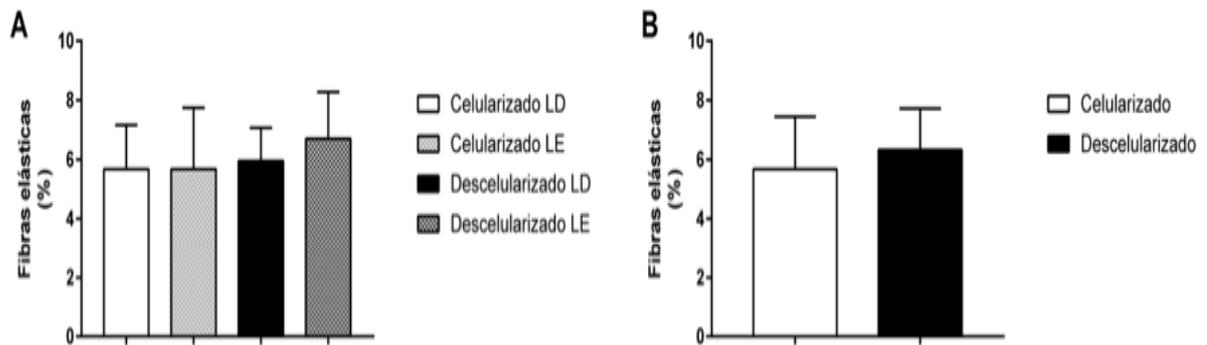
21 Fonte: Elaborado pela Autora, 2017.

22

23

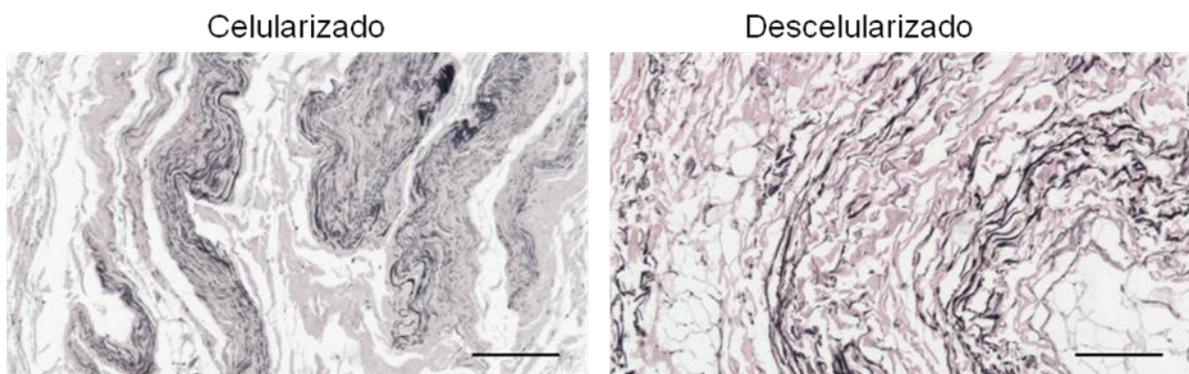
24

1 Figura 13 A- Características histológicas da fáscia de Scarpa com a porcentagem da
 2 área de fibras elásticas nos grupos celularizado direito e esquerdo e descelularizado
 3 direito e esquerdo.; 13 B- Características histológicas da fáscia de Scarpa com a
 4 porcentagem da área de fibras elásticas nos grupos celularizado e descelularizado.
 5



6
 7 Legenda: LD: Lado Direito; LE: Lado Esquerdo; (%) porcentagem
 8 Fonte: Elaborado pela Autora, 2017.
 9

10 Figura 14- Aspecto microscópio da porcentagem da área de fibras elásticas da
 11 fáscia de Scarpa no grupo celularizado e descelularizado. Coloração
 12 Verhoeff.



13
 14 Fonte: Da autora, 2017.

15

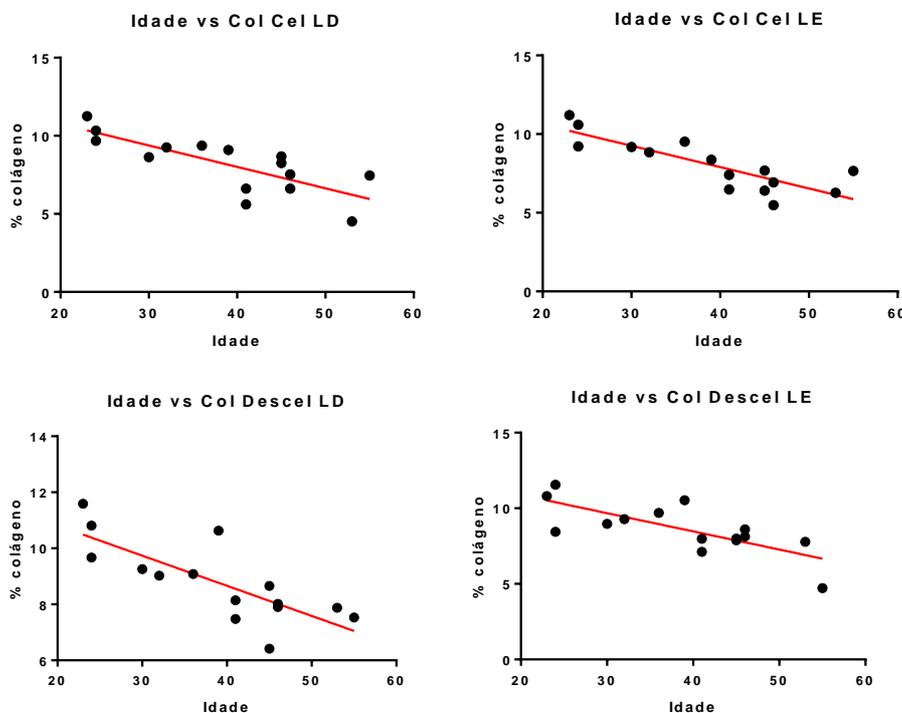
16 5.3.1 Características histológicas da fáscia de Scarpa x características clínicas dos 17 sujeitos

18 Correlacionadas a idade das pacientes com a porcentagem de área de fibras
 19 de colágeno nos diferentes grupos observou-se que a idade da paciente teve
 20 correlação inversamente proporcional com a porcentagem da área de colágeno e
 21 estatisticamente significativa. No grupo celularizado do lado direito ($rS = -0,8172$; $p =$

1 0,0004) e do lado esquerdo ($rS= -0,8477$; $p= 0,0001$) e no grupo descellularizado do
 2 lado direito ($rS=-0,8262$; $p= 0,0003$) e do lado esquerdo
 3 ($rS= -0,7491$; $p= 0,0019$) obtivemos valores negativos e estatísticos. Observamos
 4 que em todos os grupos obtivemos correlação negativa e significativa, ou seja,
 5 quanto maior a idade menor a porcentagem da área das fibras de colágeno (Figura
 6 15).

7

8 Figura 15- Correlação da idade da paciente com a porcentagem da área de
 9 colágeno nos grupos celularizados direito e esquerdo e nos grupos descellularizados
 10 direito e esquerdo.



11

12

13 Legenda: (%) porcentagem; vs: versus; Col: Colágeno; Cel LD: Celularizado Lado Direito; Descel LD:
 14 Descellularizado Lado Direito; Descel LE: Descellularizado Lado Esquerdo.

15 Fonte: Elaborado pela Autora, 2017

16

17 Quando correlacionamos a idade das pacientes com a porcentagem da área
 18 das fibras elásticas nos diferentes grupos, observamos que no grupo celularizado do
 19 lado direito ($rS= -0,6971$; $p= 0,005$) e do lado esquerdo ($rS= -0,3405$; $p= 0,2143$)
 20 obtivemos resultados negativos e significativos e nas amostras descellularizadas do
 21 lado direito ($rS= -0,07169$; $p= 0,7996$) e do lado esquerdo ($rS= -0,276$; $p= 0,3194$),
 22 obtivemos resultados negativos porém não significativos, porém pode –se observar
 23 que em todas as correlações foram negativas, ou seja, inversamente proporcional,

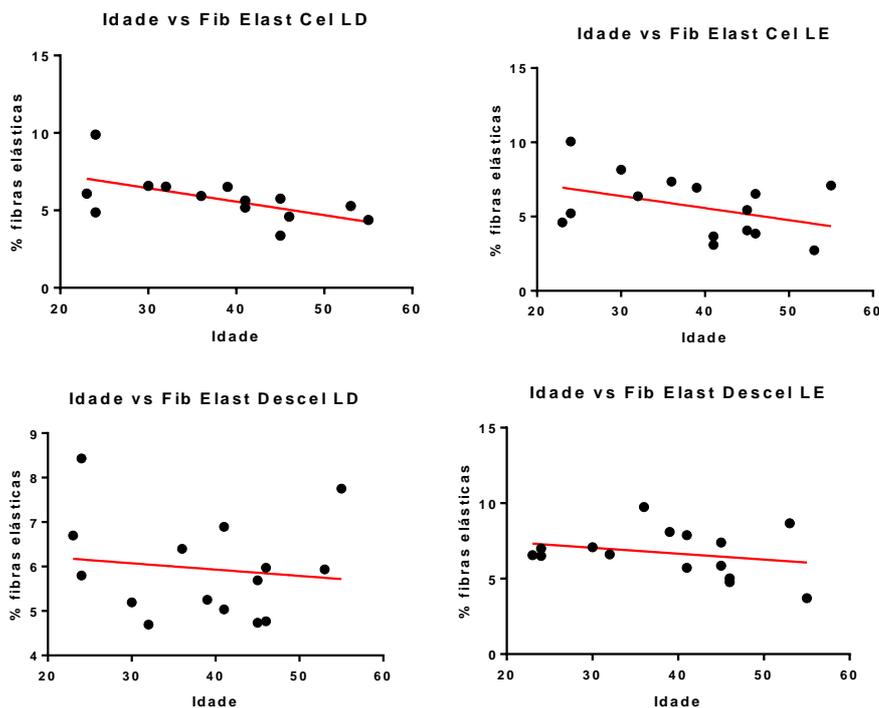
1 quanto maior a idade menor quantidade da porcentagem da área de fibras elásticas
2 (Figura 16).

3

4 Figura 16- Correlação da idade da paciente com a porcentagem da área de fibras
5 elásticas nos grupos celularizados direito e esquerdo e nos grupos descelularizados
6 direito e esquerdo.

7

8



9

10

11

12 Legenda: Idade vs Fib Elast Cel LD: Idade versus Fibras Elásticas Celularizado Lado Direito; B. :
13 Idade vs Fib Elast Cel Le: Idade versus Fibras Elásticas Celularizado Lado Esquerdo; C. Idade vs Fib
14 Elast Descel LD: Idade versus Fibras Elásticas Descelularizadas Lado Direito; D: Idade vs Fib Elast
15 Descel LE: Idade versus Fibras Elásticas Descelularizadas Lado Esquerdo.

16 Fonte: Elaborado pela Autora, 2017

17

18

19

20

21

22

23

Além da correlação das características histológicas com a idade realizou-se com o IMC. Foi observado que não houve correlação direta estatisticamente significativa como demonstrado na tabela 6. Quanto ao tipo de parto observamos que tanto o parto normal quanto o parto cesariana não obteve correlação significativa com a porcentagem de área de colágeno e com a porcentagem de área das fibras elásticas (Tabela 7) e (Tabela 8).

1 Tabela 6- Correlação entre o IMC com as características histológicas da fáscia de
 2 Scarpa nos grupos celularizados direito e esquerdo e nos grupos descelularizados
 3 direito e esquerdo.

4

	Cel D	Cel E	Desc D	Desc E
Colágeno	p= 0.5765 r = 0.1909	p= 0.8812 r = -0.05455	p= 0.9033 r = -0.04545	p= 0.8603 r = 0.9033
Fibras Elásticas	p= 0.595 r = 0.1818	p= 0.356 r = 0.3091	p= 0.4854 r = 0.2364	p= 0.0708 r = -0.5727

5 Legenda: Cel D: Celularizado Direito; Cel E: Celularizado Esquerdo; Desc D: Descelularizado Direito;
 6 Desc E: Descelularizado Esquerdo.

7 Fonte: Elaborado pela Autora, 2017.

8

9 Tabela 7- Correlação entre o tipo de parto normal com as características histológicas
 10 da Fáscia de Scarpa nos grupos celularizados direito e esquerdo e nos grupos
 11 descelularizados direito e esquerdo.

12

	Cel D	Cel E	Desc D	Desc E
Colágeno	p= 0.3837 r = 0.2415	p= 0.1858 r = -0.3612	p= 0.3099 r = -0.5407	p= 0.2463 r = -0.3184
Fibras elásticas	p= 0.1385 r = 0.4018	p=0.3751 r = 0.2458	p= 0.9298 r = 0.02564	p= 0.0573 r = -0.5043

13 Legenda: Cel D: Celularizado Direito; Cel E: Celularizado Esquerdo; Desc D: Descelularizado Direito;
 14 Desc E: Descelularizado Esquerdo.

15 Fonte: Elaborado pela Autora, 2017.

16

17

18

19

20

21

22

23

24

1 Tabela 8- Correlação entre o tipo de parto cesária com as características
 2 histológicas da fásia de Scarpa nos grupos celularizados direito e esquerdo e nos
 3 grupos descellularizados direito e esquerdo.

	Cel D	Cel E	Desc D	Desc E
Colágeno	p= 0.3365 r = -0.267	p= 0.4355 r = -0.218	p= 0.4895 r = -0.1936	p= 0.6969 r = -0.11
Fibras elásticas	p= 0.6024 r =0.1467	p= 0.7621 r = -0.08559	p= 0.5518 r = -0.1671	p= 0.7621 r = -0.08559

4 Cel D: Celularizado Direito; Cel E: Celularizado Esquerdo; Desc D: Descellularizado Direito; Desc E:
 5 Descellularizado Esquerdo.
 6 Legenda: Fonte: Elaborado pela Autora, 2017.

7

8 *5.4 Implantação das amostras da fásia de Scarpa no subcutâneo dos* 9 *camundongos*

10 O número de camundongos que receberam as amostras de implantes
 11 da fásia de Scarpa no subcutâneo foram 15. Os 15 camundongos receberam as
 12 quatro amostras da fásia de scarpa, sendo elas, amostra celularizada direita,
 13 amostra celularizada esquerda, amostra descellularizada direita e amostra
 14 descellularizada esquerda. Os camundongos foram divididos em três grupos com
 15 cinco camundongos cada grupo. Sendo que o primeiro grupo foi analisado com 7
 16 dias de pós operatório, o segundo grupo com 14 dias de pós operatório e o terceiro
 17 grupo com 28 dias de pós operatório.

18 Quando analisada a porcentagem da área de colágeno em relação aos dias
 19 de pós operatório obteve-se o seguinte resultado. A porcentagem da área de
 20 colágeno nos grupos celularizados e descellularizados obteve maior porcentagem de
 21 área de colágeno estatisticamente significativo com 7 e 14 dias comparado com o de
 22 28 dias ($p < 0.0001$)(Figura 17). As análises histológicas das membranas implantadas
 23 nos diferentes dias de pós operatório coradas pelo picro -sirius mostram estes
 24 resultados (Figura 18).

25

26

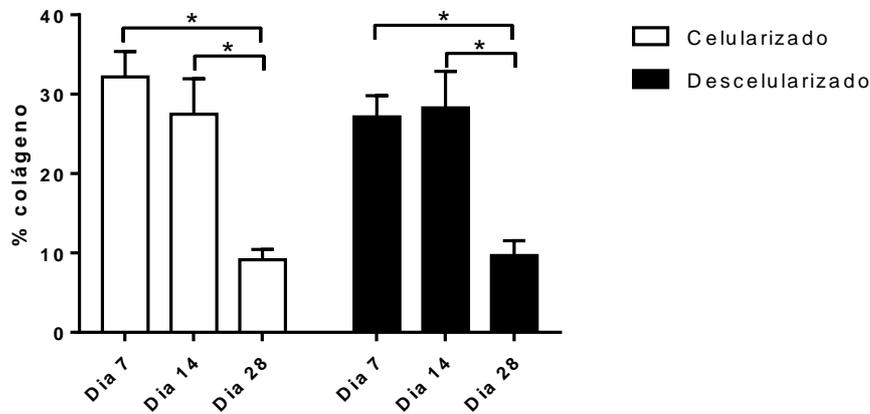
27

28

29

1 Figura 17- Comparação entre a porcentagem da área de colágeno com os diferentes
2 períodos de pós operatório.

3



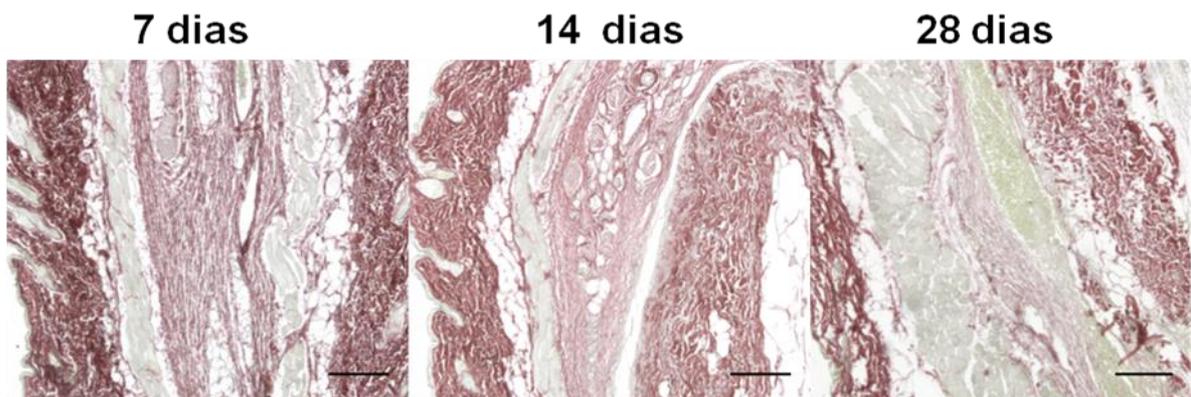
4

5

6 Fonte: Elaborado pela Autora, 2017

7

8 Figura 18- Aspecto microscópio da porcentagem da área de colágeno da fáscia de
9 Scarpa implantada no subcutâneo dos camundongos com 7, 14 e 28 dias.
10 Coloração Picro –Sirius.



11

12 Fonte: Elaborado pela Autora, 2017

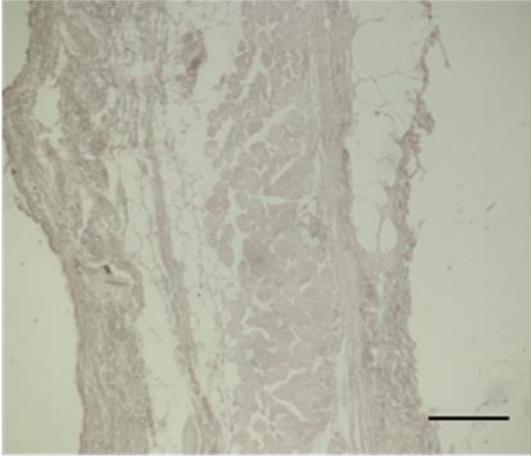
13

14 A técnica histoquímica de Von Kossa consiste em um método auxiliar de
15 diagnóstico indicado como específico para cálcio. Tal especificidade permite-nos
16 detectar as fases de mineralização dos tecidos em formação, oferecendo-nos
17 importantes informações histopatológica. Foi avaliada a presença ou não de cálcio nas
18 amostras implantadas nos subcutâneos dos camundongos. Não foram encontrados
19 íons de cálcio na análise histológica, ou seja, o resultado deu negativo para todos os
20 grupos (Figura 19).

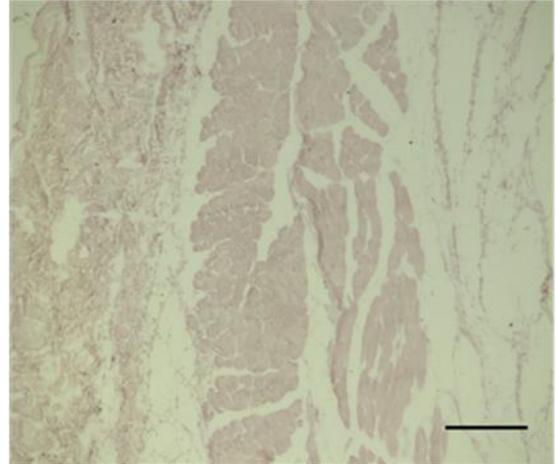
1

2 Figura 19- Aspecto microscópico da presença de cálcio na fáscia de Scarpa no grupo
3 celularizado e descelularizado. Coloração VonKossa.

Celularizado



Descelularizado



4

5 Fonte: Elaborado pela Autora, 2017.

6

7

8

9

10

11

12

13

14

15

16

17

18

19

20

21

22

23

24

25

6 DISCUSSÃO

Este trabalho foi realizado para analisar as características biomecânicas e histológicas da fásia de Scarpa usando o ensaio biomecânico de tração e como modelo experimental o camundongo, animal de fácil manipulação e manutenção.

Diante do objetivo proposto neste estudo, verificou-se que a fásia de Scarpa descelularizada apresentou alterações nas suas características biomecânicas e histológicas e algumas das características clínicas como a idade teve correlação direta com as fibras de colágeno.

Em nosso estudo utilizamos a fásia de Scarpa Humana como material biológico. A fásia de Scarpa pode ser um recurso de enxertia adicional em procedimentos de cobertura, apoio e elevação. A grande vantagem da sua utilização como material biológico seria o fato que a área doadora deixaria a incisão em um local inconspícuo, camuflada pelos trajes de banho (WORSEG *et al.*, 1997), sendo que outros biomateriais usados para enxertia como é o caso da fásia lata e fásia temporal deixam incisões da área doadora grande e visível. Para a utilização clínica da fásia de Scarpa faz necessário o conhecimento das suas características biomecânicas e histológicas sendo que o conhecimento biomecânico dos tecidos em situações de sobrecarga possibilita maior embasamento para a tomada de decisão clínica. Dessa forma, compreender como os tecidos se adaptam a diferentes níveis de estresse poderá auxiliar nos processos de entendimento do material, avaliação e tratamento (AQUINO, 2005) se faz necessário a importância de entender como sua arquitetura particular determina suas propriedades biomecânicas.

O estudo de todo o comportamento biomecânico de um material permite determinar qual é a sua resposta frente a um esforço (DONSKOI; ZARSIORSKY, 1988).

Estudos mostram que os testes de resistência à tração sobre membranas biológicas, revestem-se de importância pelo fato de que estas estruturas apresentam ampla aplicação como material de implante (PIGOSSI, 1964; ALVARENGA, 1992; DALECK *et al.*, 1992), tanto em experimentos com animais de laboratório (BASTOS *et al.*, 2005) quanto na prática da clínica cirúrgica (HITOMI *et al.*, 2013; DALECK *et al.*, 1988; DALECK *et al.*, 1992; COSTA NETO *et al.*, 1999; RODASKI *et al.*, 2002). Além disso faltam estudos sobre ensaios biomecânicos que envolvam membranas biológicas (BATISTA *et al.*, 1996).

1 Para a aplicação do ensaio biomecânico há necessidade do estabelecimento
2 das seguintes condições: o formato dos corpos de prova deve direcionar o centro da
3 força aplicada e, sua área, neste centro, deve ser conhecida e/ou padronizada
4 (BASTOS et al., 2005), por isso em nosso estudo todas as amostras da fáscia de
5 Scarpa foram padronizadas quanto ao formato, tamanho, local da retirada das
6 amostras e posicionamento para início do ensaio.

7 Todos os ensaios biomecânicos foram realizados dentro do bloco cirúrgico
8 com as amostras a fresco para que não houvesse influências externas, como por
9 exemplo o meio de conservação, segundo PIGOSSI, 1967 o meio de conservação
10 altera as estruturas histológicas e biomecânicas aumentando a resistência à tração.
11 O glutaldeído é muito utilizado na preservação de tecidos naturais (SCHMIDT, C.
12 E.; BAIER, J. M, 2000), porém a fixação de tecidos biológicos com glutaldeído
13 apresenta propriedades mecânicas alteradas em comparação com tecido não
14 tratado (TROWBRIDGE, E.A et al., 1988). As válvulas aórticas porcinas fixadas com
15 glutaldeído tendem a ser mais rígidas do que o tecido fresco (TALMAN, E.A ;
16 BOUGHNER, A. D. R, 1995) A glicerina usada como meio de conservação a
17 98% mantida em temperatura ambiente houve discreto aumento da força máxima
18 quando comparado com o grupo a fresco (ALVARENGA, 1992; WELLS et al., 2006),
19 porém em outro estudo constatou-se que todas as membranas analisadas, tanto
20 nas amostras a fresco, quanto nas conservadas em glicerina a 98% tinha a mesma
21 constituição estrutural. Segundo Costa et al., 2005 o pericárdio bovino a fresco
22 responde de forma diferente suportando maior tensão comparado com o pericárdio
23 bovino descelularizado. Foram desenvolvidos diversos trabalhos (MOTA et al.,
24 2002; ALVARENGA, 1992; POMERANTZEFF et al., 1997; RABELO et al., 2004)
25 para tentar encontrar algum meio de conservação que não alterasse a estrutura
26 biomecânica e histológicas dos materiais, porém os autores concluíram que
27 nenhuma das soluções estudadas como a acetona, o álcool absoluto, glutaldeído
28 entre outros foram capazes de manter a integridade estrutural.

29 Na busca por resultados estéticos mais satisfatórios, técnicas operatórias são
30 associadas com a lipoaspiração, na tentativa de atingir melhores resultados
31 (SALDANHA, O. R, 2001), porém todas nossas amostras utilizadas foram de
32 pacientes que realizaram a cirurgia de abdominoplastia clássica e não a
33 lipoaspiração conjugada mesmo que seja um método que otimiza os resultados, pois
34 segundo, Wulkan, 2010 a lipoaspiração adicionada a abdominoplastia poderia lesar

1 a fáscia de Scarpa, ou seja, alterar a estrutura morfológica e conseqüentemente as
2 características biomecânicas interferindo nos resultados. Todas as amostras deste
3 estudo são de pacientes do sexo feminino já que outro autor mostrou que existem
4 diferenças de espessura da fáscia de Scarpa em diferentes sexos e isso poderia
5 interferir nos resultados, segundo estudo anterior a espessura da fáscia de Scarpa
6 da parte inferior do abdômen nos homens foi significativamente maior do que nas
7 mulheres (KUMAR, et al., 2011).

8 Durante o ensaio biomecânico todas as amostras estavam fixadas no mesmo
9 sentido, ou seja, durante o ensaio todas as fibras estavam na mesma direção, pois a
10 orientação da amostra é um fator que pode interferir também nos resultados, já que
11 a rigidez ao alongação oferecida pelas fibras de colágeno diminui com o aumento do
12 ângulo em relação ao eixo axial (REIPS, 2009).

13 Após os ensaios biomecânicos as amostras da fáscia de Scarpa rompidas
14 pelo ensaio biomecânico não eram utilizadas posteriormente para análise
15 histológica, pois segundo WU et al; 2004, a constante de elasticidade dos corpos de
16 prova modificam-se com a ação da força axial, em decorrência das micro-rupturas
17 que ocorrem a cada momento da tração, com conseqüente alteração da disposição
18 celular e fibrilar do tecido. Segundo estudo anterior ao avaliar a histologia das
19 amostras após os ensaios biomecânicos, evidenciando-se a presença de
20 espaçamentos difusos, os quais promovem o afastamento das fibras colágenas,
21 ocasionando perda de resistência e conseqüente ruptura, explicando o fato das
22 nossas amostras não serem as mesmas que passaram pelo ensaio biomecânico.

23 Os tecidos descelularizados tem sido usados com sucesso em medicina
24 regenerativa e engenharia tecidual com o objetivo de remover eficientemente todo o
25 material celular e nuclear com o intuito de não provocar resposta adversa ao
26 organismo e no processo de descelularização procura-se não prejudicar a
27 composição, a integridade mecânica e a atividade biológica individual do tecido
28 descelularizado (BATISTA, 1996), além de minimizar todo o efeito adverso na
29 composição, na atividade biológica, e na integridade mecânica da MEC restante
30 (GILBERT et al., 2006), porém os métodos de descelularização usados variam muito
31 de acordo com os tecidos e os órgãos (GILBERT et al., 2006), cada tecidos e órgãos
32 possuem suas características próprias e conseqüentemente o processo de
33 descelularização é específico para cada um. Em nosso estudou após o processo de
34 descelularização houve diferenças das características biomecânicas das amostras

1 da fásia de Scarpa descelularizadas comparadas com as amostras celularizadas,
2 apresentando menores valores de força máxima, alongamento na força máxima,
3 força no limite de escoamento estatisticamente significativa comparada com os
4 grupos das amostras celularizadas. O processo de descelularização podem explicar
5 estes resultados, neste processo é comumente utilizados a combinação de
6 tratamentos físicos e químicos fazendo com que o tecido passe por vários contatos
7 com detergentes. Cada um destes tratamentos afetam a composição bioquímica,
8 ultraestrutura do tecido, e comportamento biomecânico do arcabouço e da matriz
9 extra celular (MEC), que por sua vez, pode afetar a resposta do hospedeiro frente ao
10 material, porém não parece haver nenhum consenso definitivo sobre os efeitos de
11 agentes individuais comumente usados no processo de descelularização nas
12 propriedades mecânicas (CRAPO, 2011).

13 A diminuição das propriedades biomecânicas no tecido descelularizado pode
14 ser explicado pelo fato destas amostras passarem por processo de estabilização
15 comumente chamado de liofilização neste processo ocorre o congelamento inicial,
16 secagem primária e secagem secundária que tem em um dos seus processos a
17 desidratação tecidual, porém a desvantagem da liofilização pode ser a possível
18 diminuição das propriedades biomecânicas (SANTIN, 2014).

19 A rigidez aumenta quando a temperatura e a hidratação diminuem e no
20 procedimento de descelularização e de liofilização as amostras desidratam. Isso se
21 deve ao fato de que as propriedades biomecânicas desses tecidos moles estão
22 determinadas em grande parte pela interação sólido-liquido da estrutura. A
23 porcentagem da água interfibrilar determina a rigidez do tecido e a sua presença no
24 tecido determina a distância na qual as fibras interagem fisicamente e quimicamente
25 (NIGG; HERZOG, 1994). Para recriar as condições fisiológicas do tecido em ensaios
26 experimentais, usa-se a imersão em fluídos como água, soro ou plasma,
27 promovendo o inchaço das fibras de colágeno. Estudo mostra que tecido que
28 mantêm seu estado hidratado ao longo do processo de descelularização pode evitar
29 mudanças na arquitetura do tecido melhor que os tecidos que são submetidos a um
30 passo de desidratação seguido de re hidratação (BADLACK, 2011). Em nosso
31 estudo as amostras descelularizadas tiveram menores valores de rigidez porém não
32 significativa comparada com as amostras celularizadas estando de acordo com outro
33 estudo que através de ensaios biomecânicos demonstraram uma diminuição da
34 rigidez nos tecidos descelularizados em comparação com os tecidos celularizados

1 (STEENBERGHE, 2017) . Nosso resultado pode ser explicado devido a re
2 hidratação feita com soro fisiológico das amostras descelularizadas antes do ensaio
3 biomecânico e a re hidratação fez com que as amostras diminuísse a desidratação e
4 conseqüentemente a rigidez. Outro fato que pode ter acontecido em nosso estudo
5 quanto a rigidez é a análise subjetiva dos valores de rigidez das amostras pelo
6 observador. Calculamos a rigidez do material pela inclinação da região linear inicial
7 da curva força x alongamento e isso apresenta grande margem de erro, visto que
8 em tecidos biológicos a região inicial da curva não é linear e às vezes pouco se
9 aproxima de uma reta. O erro-padrão também é grande, o que demonstra a grande
10 variabilidade dos resultados. Portanto, um erro significativo deve ser considerado na
11 avaliação dos resultados (BENDOLAN et al., 2001), isso comprova em estudos
12 anteriores (WOO et al., 2005; PROVENZANO et al., 2001).

13 As características biomecânicas foram correlacionadas com as características
14 clínicas das pacientes com o intuito de avaliar se existe correlação da idade, IMC,
15 tipo de parto normal ou cesária com as propriedades biomecânicas. No grupo
16 celularizado direito houve correlação significativa do parto normal com a força
17 máxima do tecido, isto pode ser justificado pelo fato que durante o parto normal
18 pode provocar alterações na integridade de estruturas do assoalho pélvico como a
19 diminuição da força da fâscia que ancora o colo vesical (RORTVEIT et al.; 2003)
20 (FAÚNDES et al., 2001). Outras características clínicas não tiveram correlação com
21 as propriedades biomecânicas, ou seja, a maioria das características clínicas não
22 interferem nas características biomecânicas, pode –se considerar um resultado
23 satisfatório devido a não limitação quanto as características clínicas para uma
24 possível utilização da fâscia de Scarpa como um tecido de apoio ou sustentação nas
25 cirurgias reconstrutivas.

26 A porcentagem da área de colágeno do grupo descelularizado foi maior do
27 que no grupo celularizado. Embora pareça lógico que o processo de
28 descelularização afetará a estrutura e a composição da matriz extracelular, a
29 intenção do processo é a preservação da maior parte das propriedades biológicas,
30 porém alguns detergentes utilizados para facilitar a descelularização têm
31 demonstrado que alteram o colágeno de certos tecidos podendo levar a um aspecto
32 mais frouxo, enquanto o mesmo detergente pode não afetar o colágeno em outro
33 tecido (BADYLAK, 2011). Em nosso estudo as amostras descelularizadas obtiveram
34 maior área de colágeno porém com o aspecto mais frouxo, isso pode ser explicado

1 pelo uso do detergente não iônico Triton X-100 utilizado em nosso processo de
2 descelularização que em outro estudo mostrou que o uso dele levou a abertura e
3 frouxidão das fibras de colágeno (VAVKEN et al., 2009) e esta alteração encontrada
4 nas fibras de colágeno pode ter levado a diminuição das propriedades biomecânicas
5 descrito anteriormente. Estudos demonstraram que os detergentes perturbam o
6 colágeno em certos tecidos, diminuindo assim a resistência mecânica do tecido,
7 enquanto o mesmo detergente pode não ter efeito aparente sobre o colágeno,
8 mesmo em tecidos bastante semelhantes (por exemplo, tendão versus ligamento) (
9 WOODS, T.; GRATZER, P. F, 2005) (CARTMELL, J. S.; DUNN, M. G, 2000).
10 Distúrbios estruturais das fibras colágenas levam a alterações das propriedades
11 biomecânicas dos biomateriais, podendo ainda alterar sua capacidade de
12 remodelação, revascularização e reintegração (ZIMMERMAN et al., 1994).

13 Não houveram diferenças das propriedades biomecânicas e histológicas entre
14 as amostras do lado direito e do lado esquerdo, acredita-se que a fáscia de Scarpa é
15 um tecido homogêneo entre o lados. Em outro estudo (RODRIGUES, 2001) a fáscia
16 de Scarpa foi analisada através da avaliação histológica e mostrou ser um tecido
17 conjuntivo denso com fibras elásticas longas e espessas, distribuídas
18 homogeneamente em toda sua extensão.

19 As características histológicas foram correlacionadas com as características
20 clínicas das pacientes com o intuito de avaliar se existe correlação da idade, IMC,
21 tipo de partos normal ou cesária com as porcentagem de área de colágenos e de
22 fibras elásticas. A idade é um fator favorável para porcentagem de colágeno, quanto
23 maior a idade menor a quantidade de colágeno, como podemos observar em nosso
24 estudo. A correlação da porcentagem da área de colágeno com a idade das
25 pacientes tiveram correlação forte, negativa e significativa. Isso pode ser explicado
26 pelo fato que ocorre a partir dos 30 anos, quando o corpo passa a perder 1% da
27 proteína ao ano (OLIVEIRA et al., 2010; RODRIGUES, 2009). Em um estudo
28 realizado com 218 retalhos pré-auriculares de mulheres que se submeteram a
29 cirurgia estética facial, Baroni et al., (2012) relataram alterações significativas no
30 tecido cutâneo atreladas a idade. Além disso, a diminuição gradativa na produção de
31 colágeno é acompanhada por aumento na degradação dessa proteína. A soma
32 dessas variáveis culmina na fragmentação e a desorganização das fibras colágenas
33 (BARONI, 2012). O colágeno é sintetizado pelos fibroblastos, com o passar da
34 idade essas células são observadas em menor frequência pois suas divisões de

1 mitoses são reduzidas com o envelhecimento, menos fibras de colágeno tornam-se
2 presentes nestas estruturas (RODRIGUES, 2009). Portanto como vimos
3 anteriormente a idade não influenciou nas características biomecânicas, então
4 mesmo ocorrendo uma correlação significativa com a porcentagem da área de
5 colágeno isso não vai influenciar nas características biomecânicas. O mesmo
6 ocorreu com as fibras elásticas, houve correlação inversamente proporcional com a
7 idade porém não teve uma correlação forte.

8 Os trabalhos que avaliam as propriedades biomecânicas e as características
9 histológicas da fásia de Scarpa são escassos então a comparação das
10 características biomecânicas e histológicas deveriam ser comparadas com outras
11 fásias já existentes e utilizadas como enxertos e tecido de sustentação nas
12 cirurgias reconstrutivas como a fásia lata e fásia temporal, porém entende-se que
13 a dificuldade em comparar os resultados obtidos com os descritos na literatura deve-
14 se as características heterogênea das amostras e dos ensaios biomecânicos
15 (REIFF, 2007).

16 A biocompatibilidade dos materiais pode ser acessada por vários métodos,
17 alguns deles como no subcutâneo ou muscular. A implantação subcutânea em
18 camundongos é o método mais utilizado devido às seguintes vantagens: uso de área
19 limitada para a manutenção dos animais e fácil manutenção da mesma; é uma
20 metodologia de fácil execução que não envolve tecidos duros, acelerando assim o
21 processo laboratorial; permite comparar a resposta dos tecidos, para diversos
22 materiais implantados, no mesmo animal e tem um custo relativamente baixo, além
23 da facilidade de colocação e pela quantidade de amostras colocadas (GUANG;
24 CHENG-SHENG; HENG-SHENG, 2006).

25 Os esforços na pesquisa de biomateriais estão sendo conduzidos pela
26 necessidade significativa de órgãos e tecidos de substituição. Trabalhos estão em
27 andamento para garantir que esses biomateriais implantados sejam biocompatíveis
28 e estimulem apenas respostas imunes mínimas (MODULEVSK, 2016). Assim a
29 importância da resposta deste biomateriais frente a implantação.

30 O sucesso da implantação de qualquer uma dessas membranas dependerá,
31 em grande parte, da reação biológica no processo de reparação e regeneração
32 tecidual, sugerindo a necessidade de investigações mais específicas sobre esses
33 eventos, principalmente, aquelas envolvendo experimentações “in vivo”
34 (GUIMARÃES, 2006). A resposta do tecido do hospedeiro após a implantação *in*

1 vivo desses materiais depende da eficácia da descelularização e remoção de
2 remanescentes de células (CRAPO, P. M, 2011). Após a implantação das
3 membranas foi possível observar o crescimento de pêlos na região cirúrgica, o que é
4 um dos indícios de que as membranas implantadas não promoveram danos à região
5 de implantação, como já observado em estudo anterior (GUANG C et al., 2006).

6 Não houve sinais de rejeição, como o caso de edema e exsudato
7 (MODULEVSK, 2016) o que pode ser indicativo favorável a seu uso como material
8 para inclusões. Essa foi também a conclusão a que chegaram outros estudiosos,
9 porém fazendo uso do material para outros fins (MAJETI et al., 2003). Através do
10 exame clínico observacional a ferida cirúrgica evoluiu bem, sem sinais de infecção,
11 deiscência, a cicatrização foi completa, as membranas não promoveram saliência,
12 nem qualquer outra alteração visível da pele sobre o local que foi implantada,
13 apresentando dificuldade de localizar as membranas no subcutâneo. Estes achados
14 também foram observados e utilizados como resultado da avaliação da
15 biocompatibilidade da membrana de quitosana no subcutâneo de camundongos
16 (BRITO, 2009).

17 A porcentagem da área de colágeno foi maior nos dias 7 e 14 de pós operatório
18 comparado com o de 28 dias. A síntese de colágeno pela ação dos fibroblastos é
19 mais intensa no quinto ao sétimo dia de pós operatório (CLARK, 1996). Segundo
20 Brito, 2009 após 5 dias da implantação da membrana de quitosana no subcutâneo
21 de camundongos havia grande número de fibroblastos ao redor da inclusão. Em
22 nosso estudo o colágeno diminui de forma bem significativa ficando evidente a
23 diminuição de pelo menos dois terços. Este fato pode ser explicado pela absorção
24 destas proteínas. Com 28 dias de pós operatório o tecido se encontra na última fase
25 da maturação, onde a maioria das fibras de colágeno tipo III é substituída por fibras
26 tipo I, e o excesso de colágeno é degradado por enzimas proteolíticas que
27 promovem a remodelação do tecido (MESTER et al., 1985; MAGALHÃES et al.,
28 2008) explicando o nosso resultado que em 28 dias de pós operatório há uma
29 diminuição das fibras de colágeno.

30 A calcificação distrófica é um fator importante a se considerar na implantação
31 de biomateriais, pois é a mais frequente causa de falência funcional das valvares
32 cardíacas porcinas e de pericárdio bovino fixadas com glutaraldeído (GDA), estudos
33 mostraram presença de calcificação em 48 horas após implante de válvula
34 cardíaca porcinas no subcutâneo de ratos jovens, observaram que as células do

1 tecido são as primeiras a serem calcificadas. Uma alternativa para prevenir a
2 presença de calcificação seria a remoção dos fosfolipídeos do substrato que isso
3 pode acontecer com a procedimento de descelularização (ROSSI et al., 1986; 1990;
4 DARVEL, 1988; SCHOEN et al., 1994; LEE et al., 1998).

5 Não foram encontrados vestígios de depósitos de cálcio no grupos
6 celularizados e descelularizados, o pré-tratamento com detergente sodium dodecil
7 sulfato (SDS) Tween 80 pode ter inibido a calcificação pela remoção dos
8 fosfolipídeos do substrato o que aconteceu em outro estudos (ROSSI et al., 1990;
9 SONCINI et al., 2006). Estudo mostrou que tecidos descelularizados depois de
10 implantados tem o processo de calcificação distrófica reduzido (COLLATUSSO,
11 2012; KASIMIR, 2003).

12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36

7 CONCLUSÃO

A fásia de Scarpa apresenta diferença de comportamento biomecânico e histológico das amostras celularizadas e descclularizadas. As amostras da fásia de Scarpa descclularizada independente do lado direito e esquerdo apresentou diminuição das propriedades biomecânicas. A fásia de Scarpa descclularizada apresentou maior quantidade de fibras colágenas porém com aspecto mais frouxo e as fibras elásticas não alteraram com a descclularização.

A fásia de Scapa celularizada e descclularizada no subcutâneo do camundongo não apresentou sinais de rejeição e com 7 e 14 dias de pós operatório a quantidade de colágeno foi maior.

Precisam de mais pesquisas para avaliar se a fásia de Scarpa consegue desencadear uma resposta biológica adequada no tecido e participar de forma ativa no processo de recuperação e sustentação de estruturas danificadas.

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25

REFERÊNCIAS

- ALVARENGA, J. **Possibilidades e limitações da utilização de membranas biológicas preservadas em cirurgia.** In: DALECK, C. R.; BAPTISTA, L. C.; MUKAI, L. S. **Tópicos em cirurgia de cães e gatos**, p. 33-42, 1992.
- ANLICORA, R.; BARBOSA, F. A. M. A.; SÁ, J. Z.; BRAGA, A. C. C. R.; SÁ, G.T. Reconstruction of complex lesions of the lower limbs with reverse fasciocutaneous flaps. **Revista Brasileira de Cirurgia Plástica**, v.32, n.1, p. 116- 122, 2017.
- AQUINO, C. F.; VIANA, S. O.; FONSECA, S.T.; **Biomechanical behavior and biological tissue response to stress and immobilization.** *Fisioterapia em Movimento*, v.18, n. 2, p. 35-43, 2005.
- ASKELAND, D. R.; PHULÉ, P.P. **The science and engineering of materials.** 4.ed. California: Brooks/Cole-Thomson Learning, 2003.
- ATIYEH, B. S.; COSTAGLIOLA, M. **Cultured epithelial autograft (CEA) in burn treatment: three decades later.** *Burns*, v. 33, n. 4, p. 405-13, 2007.
- BADYLAK, S. F.; HOPPO, A.; NIEPONICE, T. W.; GILBERT, J. M.; DAVISON, B. A. *Jobe*, **Tissue Eng. A** , v. 17, p. 11-12, 2011.
- BASTOS, E. L. S.; FAGUNDES, D. J.; TAHA, M. O.; NOVO, N. F.; SILVADO, R. A. B. Peritônio bovino conservado na correção de hérnia ventral em ratos: uma alternativa para tela cirúrgica biológica. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgia**, Rio de Janeiro, v. 32, n. 5, p. 256-260, 2005.
- BARONI, E. R. V., et al. Influence of aging on the quality of the skin of white women. The role of collagen. *Acta Cir. Bras*, v.27, n.10, 2012.
- BARTLETT, R. H. **Skin Substitutes.** *J Trauma*, v. 21, p. 731,1981.
- BATISTA, L. C.; DALECK, C.R.; SHIMANO, A. C.; ALESSI, A. C.; ABRAHÃO, M. S. **Comparative study of resistance to tension of the peritoneus (equine, swine, bovine and canine) fresh and conserved in glycerin.** *Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science*, v. 33, p. 305-312, 1996.
- BRACCIALLI, C. S. **“Restauração da parede torácica de cães com cartilagem auricular de bovino conservada em glicerina”.** 100f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Campus de Jaboticabal da Universidade Estadual Paulista-UNESP, 2002.
- BENESCH, J.; TENGVALL, P. **Blood protein adsorption onto chitosan.** *Biomaterials*, v. 23, p. 2561-8, 2002.

- BRENDOLA, A. P.; REZENDE, C. M. F.; PEREIRA, M. M. **Biomechanical properties of canine fascia lata and cranial cruciate ligament.** Arq. Bras. Med Vet. Zootec, v. 53, n. 1, 2001.
- CALLISTER, J. R. W. D. **Ciência e engenharia de materiais: uma introdução** . ed. LTC. 5ª ed. Rio de Janeiro, 2002.
- CHIM, H.; GOSAIN, A. K. Biomaterials in craniofacial surgery: experimental, **Jornal de Cirurgia Craniofacial**, v. 20, n.1, p.29-33, 2009.
- CLARK, P. **The molecular and cellular biology of wound repaired**, ed. Richard A. F. Clark. 2ª ed. New York: Plenum Press, p.611, 1996.
- COLLATUSSO, C.; RODERJAN, J.G.; VIEIRA, E.D.; COSTA, F.D.; NORONHA, L.; FORNAZARI, D. de F. **Effect of SDS-based decellularization in the prevention of calcification in glutaraldehyde-preserved bovine pericardium: study in rats.** Revista brasileira de cirurgia cardiovascular : órgão oficial da Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular. v.27, n.1, p.88-96, 2012.
- COSTA, J. N. L.; POMERANTZEFF, P. M. A.; BRAILE, D. M.; RAMIREZ, V. A.; GOISSIS, G.; STOLF, N. A. G. **Comparação entre o pericárdio bovino decelularizado e o pericárdio bovino convencional utilizado na confecção de biopróteses valvares cardíacas.** Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular, São José do Rio Preto, v. 20, n. 1, p. 14-22, jan./fev. 2005.
- COSTA NETO, J. M.; DALECK, C. R.; ALESSI, A. C.; BRACCIALLI, C. S. **Tenoplastia experimental do calcâneo em cães com peritônio bovino conservado em glicerina.** *Ciência Rural*, Santa Maria, v. 29, n. 4, p. 697-703, 1999.
- CRAPO, P. M.; GILBERT, T. W.; BADYLAK, S. F. **An overview of tissue and whole organ decellularization processes.** *Biomaterials*, v. 32, p. 3233-3243, 2011.
- DALEC, C. R.; BAPTISTA, L. C.; MUKAI, L. S. **Tópicos em cirurgia de cães e gatos**, p. 33-42, 1992.
- DONSKOI, D.; ZARSIORSKY, V. **Biomecânica de los ejercicios físicos.** Moscou: 1988.
- DOWLING, N. E. **Mechanical behavior of materials.** New Jersey: Prentice Hall, 1993.
- DRAY, J. P.; TURUT, P. Traitement chirurgical du ptosis majeur par suspension frontale avec l'aponévrose temporale. *J Fr Ophtalmol*, v.15, p.544-5, 1992.
- DUREJA, H.; TIWARY, A. K.; GUPTA, S. **Simulation of skin permeability in chitosan membranes.** *Int J Pharm*, v. 213, p. 193-8, 2001.

ENGLES, M. Tissue response. In: DONATELLI, R.A.; WOODEN, M.J. **Orthopaedic Physical Therapy**. 3.ed. Philadelphia: Churchill Livingstone, P. 2001. Cap.1. p.1-24.

EVERS, L. H.; BHAYSAR, D.; BODOR, R.; LEMPERLE, G. Biomechanical Properties of Fascia Lata Grafts. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, v. 62, p. 831, 2009.

FONTOURA FILHO, C. **Efeito da deficiência protéica – calórica sobre a resistência mecânica de ossos de ratas: estudo do cisalhamento sobre a placa de crescimento proximal da tíbia e da flexão sobre a diáfise femoral**. Ribeirão Preto. 103 p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo, 2000.

GARCIA, C. S. C.; GARCIA, L. C. C.; HENRIQUES, J. A.P.; ELY, M. R.; GARCIA, P. M. C. **Adipose tissue-derived stem cell autologous grafts: a new approach to application in the treatment of burn victims and reconstructive plastic surgery**. *Brazilian Journal of plastic surgery*, v. 31, n. 3, p. 417-423, 2016.

GILBERT, T. W.; SELLARO, S. F.; BADYLAK. *Biomaterials*. v. 27, n. 19, p. 3675 - 3689, 2006.

HITOMI, S.; HAKAN, O.; HIROTO, H.; REI, O. G. **Acellular adipose matrix as a natural scaffold for tissue engineering**. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 2013.

KANANI, A. G.; BAHARAMI, S. H.; TAFTEI. **Effect of Chitosan –polyvinyl alcohol beend nanofibrous web on the healing of excision and incision full thickness wounds**. *IET Nanobiotechnology*, v.4, n. 4, p. 109-117, 2010.

KASIMIR, M.T.; RIEDER, E.; SEEBACHER, G.; SILBERHUMER, G.; WOLNER, E.; WEIGEL, G., et al. **Comparison of different decellularization procedures of porcine heart valves**. *The International journal of artificial organs*. v.26, n.5, p.421-7, 2003.

KLEPPNER, D.; KOLENKOW, R. **An Introduction to Mechanics**. McGraw-Hill, p. 133-134, 1973.

KUMAR, P.; PANDEY, A. K.; KUMAR, B.; AITHAL, S. K. **Anatomical study of superficial fascia and localized fat deposits of abdomen**. *Indian J Plast Surg*, v. 44, p. 478-83, 2011.

LEE, C. H.; VYAVAHARE, N.; ZAND, R.; KRUTH, H.; SCHOEN, F.J.; BIANCO, E.; LEVY, R. J. **Inhibition of aortic wall calcification in bioprosthetic heart valves by ethanol pretreatment: Biochemical and biophysical mechanisms**. *Journal of Biomedical Materials*, v. 42, n. 1, p. 30-37, 1998.

LIN, C. H.; YANG, I. C.; TSAI, C.H.; FANG, H. W.; HSU, M. D. **Engenharia de tecidos auriculares usando diferenciação osteogênica de células-tronco adiposas com submucosa do intestino delgado.** Cirurgia Plástica e Reconstrutiva, v. 140, n. 2, p. 1976 – 305, 2017.

MAJETI, N. V.; KUMAR, R. A. **A review of chitin and chitosan applications.** React Funct Polym, v. 46, n. 1, p. 1-27, 2000.

MCHUGH, M.P. et al. **Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle.** Med Sci Sports Exerc, v.24, n.12, p.1375-82, 1992.

MCNAIR, P.J. et al. **Stretching at the ankle joint: Viscoelastic responses to holds and continuous passive motion.** Med Sci Sports Exerc, v.33, n.3, p.354-8, 2000

MESTER, E.; MESTER A. F.; MESTER, A. **The biomedical effects of laser application.** Laser and Sugery an Medicine, v.5, p.31-39, 1985.

MODULEVSK, D. J.; CUERRIER, C. M.; PELLING, A. E. **Biocompatibility of Subcutaneously Implanted Plant-Derived Cellulose Biomaterials.** PLoS One, v. 11, n. 6, 2016.

MOTA, F. C. D.; EURIDES, D.; BELLETTI, M. E.; FREITAS, P. M. C.; MASTRANTONIO, E. C.; SHIMIZU, B. J.; CARDOSO, J. R.; MARTINS, A. K. **Análise ultra-estrutural da túnica muscular do intestino delgado de cães preservado em diferentes meios.** Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science, São Paulo, v. 39, n. 1/6, p. 13-17, dez. 2002.

NIGG, W.; HERZOG B.M. **Biomechanics of the musculo-skeletal system** .Chichester: Wiley, p.686 1994.

NORKIN, C.C.; LEVANGIE, P. K. **Joint Structure & Function: A comprehensive analysis.** 2.ed. Philadelphia: FA Davis Company, 1992. 512p

OLIVEIRA, S. H. S.; SOARES, M. J. G. O.; ROCHA, P. S. **Uso de cobertura com colágeno e aloe vera no tratamento de feridas isquêmica: estudo de caso.** Rev Esc Enferm USP, v. 44, n. 2, 2010.

OLIVEIRA, M. Ensaio Biomecânico. Uberaba, 13 de Setembro de 2017. Disponível em: <<https://www.youtube.be/wTF2AwnyBU>>. Acesso em 13 Set. 2017.

PARK, J. B. Biomaterials science and engineering. **Introduction a Biomaterials – Cap 1,** New York: Plenum Press, p. 1-10, 1984.

PARK, J. B.; LAKES, R. S. **Biomaterials science and engineering.** New York: Springer , p. 560-561, 2007

- PIGOSSI, N. **A glicerina na conservação de dura-máter: estudo experimental.** 1964. 83 f. Tese (Livre Docência)- Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1964.
- PIRIS, A. L. R.; BIERHALZ, A. C. K.; MORAES, A. M. Biomateriais: Tipos, aplicações e mercado. *Quim Nova*, v. 38, n. 7, p. 957-971, 2015.
- POMERANTZEFF, P. M. A.; BRANDÃO, C. M. A.; CAUDURO, P.; PUIG, L. B.; GRINBERG, M.; TARASOUTCHI, F.; CARDOSO, L. F.; LERNER, A.; STOLF, N. A. G.; VERGINELLI, G.; JATENE, A. D. **Biopróteses de pericárdio bovino Fisics-InCor: 15 anos.** *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular*, São José do Rio Preto, v. 12, n. 4, p. 359-366, out./dez. 1997.
- PROVENZANO, P.; LAKES, R.; KEENAN, T.; VANDERBY R. JR. **Nonlinear ligament viscoelasticity.** *Annals of Biomedical Engineering*, p. 908-914, 2001.
- RABELO, R. E.; TAVARES, G. A.; PAULO, N. M.; SILVA, L. A. F.; DAMASCENO, A. D.; ANDRADE, M. A.; MARTINS, F. G.; ROMANI, A. F.; SILVA, O. C.; TRINDADE, B. R. **Características físicas e microbiológicas do centro tendíneo diafragmático bovino conservado em glicerina a 98% e no glutaraldeído a 4%.** *Ciência Animal Brasileira*, v. 5, n. 4, p. 229-238, out./dez. 2004.
- REIPS, L; VASSOLER, J; FANCELLO, E. **A variational viscoelastic framework for fiber reinforced soft tissues.** *Comput. Methods Appl. Mech*, 2009.
- ROCHA, L. B. **Matrizes de colágeno aniônico: eficácia e aspectos biológicos no reparo de defeitos ósseos.** 2005. 86 f. Tese (Doutorado em Ciências da Saúde) - Universidade de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2005.
- RODASKI, S.; CUNHA, O.; NARDI, A. B.; RIOS, A.; COMAR, F. A.; CASTRO, J. H. T. **Artroplastia acetábulo-femoral em cães com pericárdio bovino conservado.** *Archives of Veterinary Science*, Curitiba, v. 7, n. 2, p. 179-187, 2002.
- RODRIGUES, V. **Análise dos efeitos do colágeno bovino e derivados na proliferação celular e biossíntese de colágeno em fibroblastos humanos.** São Paulo, 2009.
- RODRIGUES, C. J.; FAGUNDES NETO, H. O.; LUCON, M.; LUPINACCI, R.; PETTI, D.; RAMOS, L. O.; RODRIGUES JR, A. J. **Elastic Fiber System Changes in the Endopelvic Fascia of a Young Patient with Uterine Prolapse - A Case Report,** *Revista Brasileira de Ginecologia e obstetrícia*, v. 23, n. 01, p. 53-55, 2001.
- ROSA, G.R.S.; COSTA, F. D. A.; VILANI, R.G.D.C.; SOUZA, F. P.; REICHERT, L.; COSTA, I. S. E. A. **Uso de etanol na prevenção da calcificação do heteroceno pulmonar porcino: estudo experimental em ovinos.** *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular*, v. 21, n. 3, p. 304-313, 2006

ROSSI, M.A.; BRAILE, D. M.; TEIXEIRA, D. R.; CARILLO, S.V. **Calcific degeneration of pericardial valvular xenografts implanted subcutaneously in rats.** International Journal of Cardiology, v. 12, p.331-339, 1986.

ROSSI, M. A.; BRAILE, D. M.; TEIXEIRA, M. D.; SOUZA, D. R.; PERES, L. C. **Lipid extraction attenuates the calcific degeneration of bovine pericardium used in cardiac valve bioprostheses,** v. 71, n. 2, p. 187-196, 1990.

SALDANHA, O. R.; PINTO, E. B.; MATOS JR, W. N.; LUCON, E. L.; MAGALHÃES, F.; BELLO, E. M. **Lipoabdominoplasty without undermining.** Aesthet Surg J, v. 21, n. 6, p. 518- 26, 2001.

SANDFORD, P. A. **Chitin and chitosan: sources, chemistry, biochemistry, physical properties and applications.** 4th ed. New York: Elsevier, P. 665, 1988.

SCARPA, A. **Sull'ernie: memoire anatômico- chirurgiche** , Milano: Stamperia Reali, 1809.

SCHMIDT, C. E.; BAIER, J. M. **Acellular vascular tissues: natural biomaterials for tissue repair and tissue engineering.** Biomaterials, v. 21, p. 2215 - 2231, 2000.

SCHOEN, F. J.; HIRCH, R. W.; BIANCO.; LEVY, R. J. **Onset and progression of calcification in porcine aortic bioprosthetic valves implanted as orthotopic mitral valve replacements in juvenile sheep.** J. Thorac. Cardiovasc. Surg, v. 108, p. 880–887, 1994.

SOARES, E. J. C.; FIGUEIREDO, A. R. P.; SOUZA, G. L.; ALMEIDA, H. C.; OLIVEIRA, L. R. M.; MAGALHÃES, M. M.; PORTELINHA, W. M. **Blefaroptose.** Cirurgia plástica ocular, São Paulo: Roca, p. 77-152, 1997.

Sociedade Brasileira de Cirurgia Plástica, 2009.

SOUZA, S. A. **Ensaio mecânicos de materiais metálicos,** ed. Edgard Blucher . 5^a ed. São Paulo, 1982.

TALMAN, E.A.; BOUGHNER, A. D. R. **Glutaraldehyde fixation alters the internal shear properties of porcine aortic heart valve tissue.** . Ann Thorac Surg , v. 60, n.2, p. 369-373, 1995.

TAYLOR, D.C. et al. **Viscoelastic properties of muscle-tendon units: The biomechanical effects of stretching.** Am J Sports Med, v.18, n.3, p.300-8, 1990.

TOBIN, C. E.; BENJAMIN, J. A. **Anatomic and clinical re-evaluation of Camper's, Scarpa's, and Colles' fasciae.** Surg Gynecol Obstet, v 88, n. 5, p. 545-59, 1949.

TROWBRIDGE, E. A.; CROFTS, C. E. **The standardisation of gauge length: its influence on the relative extensibility of natural and chemically modified pericardium..** J Biomech . v. 19, p. 1023 -1033, 1986.

TSUBOI, R.; RIFKIND, D. B. **Recombinant basic fibroblast growth factor stimulates wound healing in healing impairing db/db mice.** Journal of Experimental Medicine, v. 172, p. 245 – 251, 1990

TUBINO, D.F. **Planejamento e controle da produção-Teoria e Prática.** São Paulo: 2ª. ed. Atlas, 2009.

VANDEVORD, P. J.; MATTHEW, H. W.; DESILVA, S. P.; MAYTON, L.; WU, B.; WOOLEY, P. H. **Evaluation of the biocompatibility of a chitosan scaffold in mice.** J Biomed Mater Res, v.59, p. 585-90, 2002.

WILLIAMS, D.F. Medical and Dental Materials, **Verlag Chemie -VCH Publishers Inc,** 1992.

WOO, S. L. Y.; LEE, T. Q; ABRAMOWITCH, S.; GILBERT T. W. **Basic Orthopedic Biomechanics and Mechano-Biology.** Lippincott Williams & Wilkins, p. 616, 2005.

WORSEG, A. P.; KUZBARI, R.; HUBSCH, P. **Scarpa's fascia flap: Anatomic studies and clinical application.** Plast Reconstr Surg, v.99, p. 1368-80, 1997.

WU, F. C.; LEE, H. D.; MACHADO, R. B.; DALMÁS, S.; COY, C. S. R.; GÓES, J. R. N.; FAGUNDES, J. J. Apresentação do teste energia total de ruptura para avaliação de material biológico com propriedade viscoelástico não-linear. **Acta Cirúrgica Brasileira,** São Paulo, v. 19, n. 6, p. 609-616, nov./dez. 2004.

WULKAN, M. **The preservation and suspension of Scarpa's fascia inabdominoplasty.** Rev. Bras. Cir. Plást, v. 23, n. 3, p. 490 – 8, 2010.

Xi-Guang C, Cheng-Sheng L, Chen-Guang L, Xiang-Hong M, Chong ML, Hyun-Jin P. **Preparation and biocompatibility of chitosan microcarriers as biomaterial.** Biochem Eng J, v.27, p. 269-74, 2006.

ZIUPOS, P. **Recent development in the study of failure solid biomaterials and bone: 'fracture' and 'pre-fracture' toughness.** Material Science and Engineering, v. 6, n. 1, p. 33-40, 1998.

ZOGRAFOU, A.; TSIGRIS, C.; PAPADOPOULOS, O.; KAVANTZAS, N.; PATSOURIS E.; DONTA, I. **Improvement of skin-graft survival after autologous transplantation of adipose-derived stem cel.** J Plast Reconstr Aesthet Surg. V. 64, n. 12, p. 1647- 56, 2011.

ANEXO I - APROVAÇÃO DO CEP DA UFTM



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ESTUDOS MORFOLÓGICO E MORFOMÉTRICO E DO PODER DE SUSTENTAÇÃO DA FÁSCIA DE SCARPA HUMANA

Pesquisador: Marco Tulio Rodrigues da Cunha

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 46307414.9.0000.5154

Instituição Proponente: Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Triângulo Mineiro

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.363.681

Apresentação do Projeto:

de acordo com o pesquisador:

A – INTRODUÇÃO/JUSTIFICATIVA

A.1. O TEMA EM ESTUDO

No princípio do século dezenove, a existência de uma camada membranosa, na porção profunda da fáscia superficial da parede abdominal inferior, foi primeiramente descrita por Scarpa, em uma cirurgia de hérnia da parede abdominal (SCARPA, A., 1809).

A fáscia de Scarpa se une lateralmente com a fáscia profunda do músculo oblíquo externo, no nível da linha axilar anterior; distalmente ela cruza com ligamento inguinal medialmente à espinha ilíaca ântero-superior e se funde com a fáscia lata; medialmente e cranialmente as margens não são bem delimitadas porque a fáscia se torna divergente, criando duas ou mais camadas na borda lateral da aponeurose do músculo reto abdominal e no nível do umbigo (TOBIN, C. E. & BENJAMIN, J. A., 1949).

Em uma dissecação completa, a fáscia foi medida e revelou valores que variaram entre 16cm e 23cm (17cm +- 4,3cm) de comprimento e de 11cm a 16cm (12,6cm +- 2,8cm) de largura (WORSEG, A. P. et al., 1997).

No nível da cicatriz umbilical duas lâminas superficial e profunda, são em geral bem distintas, e

Endereço: Rua Madre Maria José, 122

Bairro: Nossa Sra. Abadia

CEP: 38.025-100

UF: MG

Município: UBERABA

Telefone: (34)3318-5776

Fax: (34)3318-5776

E-mail: cep@pesqpg.uftm.edu.br



Continuação do Parecer: 1.363.681

podem ser facilmente separadas por dissecação. Esta divisibilidade foi realçada para dar denominações especiais às duas lâminas desta região: a fásia de Camper e a fásia de Scarpa (TOBIN C. E., BENJAMIN, J. A. & WELLS, J. C., 1946).

As fásias são estruturas de tecido conjuntivo fibroso, distintas de estruturas organizadas como os tendões, aponeuroses e ligamentos.

Em uma cirurgia plástica de abdome, geralmente são descartados extensos retalhos de pele e tela subcutânea, de onde se podem obter amplas amostras de fásia de Scarpa para estudo.

A.2. IMPACTO SOCIAL DO TEMA

A possibilidade da utilização clínica da fásia de Scarpa como elemento de cobertura e de sustentação em cirurgias plásticas reconstrutoras é muito promissora, podendo beneficiar uma ampla gama de pacientes vítimas de traumas e de malformações congênitas.

As fásias utilizadas já há muitos anos para esse fim são as fásias lata e têmporo-parietal que tem as desvantagens de deixarem cicatrizes muito visíveis, nas áreas doadoras, ou de serem de tamanho insuficiente para a cobertura de áreas mais extensas (KOSHIMA, I., 1996).

A área doadora para a fásia de Scarpa deixaria a incisão em um local inconspícuo, camuflada pelos trajés de banho (WORSEG, A. P. et al., 1997).

A.3. CONTEXTUALIZAÇÃO DO TEMA

O trabalho será realizado no Centro Cirúrgico do Hospital de Clínicas da UFTM, pela Disciplina de Cirurgia Plástica, onde a fásia será coletada e na Disciplina de Patologia Geral da UFTM, onde a análise microscópica será feita.

Serão utilizados trinta fragmentos de fásia de Scarpa, em quinze pacientes, retirados dos retalhos excedentes a serem desprezados, após a sua exérese em cirurgia de abdominoplastia.

A.4. LACUNAS NO CONHECIMENTO SOBRE O TEMA

Não foram encontrados, na literatura pesquisada, estudos morfológico e morfométrico da fásia de Scarpa, assim como a sua correlação clínica.

Apesar de escassos trabalhos demonstrando a utilidade do uso clínico da fásia de Scarpa, não há como saber sua resistência para seu uso como elemento de sustentação e tração, como por exemplo, na cirurgia ptose palpebral.

A.5. PERGUNTAS DA PESQUISA

Endereço: Rua Madre Maria José, 122	CEP: 38.025-100
Bairro: Nossa Sra. Abadia	
UF: MG	Município: UBERABA
Telefone: (34)3318-5776	Fax: (34)3318-5776
	E-mail: cep@pesqpg.uftm.edu.br



UNIVERSIDADE FEDERAL DO
TRIÂNGULO MINEIRO - MG



Continuação do Parecer: 1.363.681

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

de acordo com o pesquisador:

Os benefícios esperados em decorrência de sua participação aos sujeitos pelos procedimentos planejados são indiretos. Haverá a possibilidade da utilização clínica de um elemento anatômico geralmente descartado após uma cirurgia de abdominoplastia. Portanto não exige risco extra ao paciente pela utilização do material que seria descartado.

Não haverá risco extra para os pacientes visto o procedimento realizado para obtenção da fáschia é amplamente utilizado e com inúmeras publicações científicas atestando seu benefício aos pacientes. . Existe o benefício potencial de se estabelecer um novo material para uso em cirurgias reparadoras.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

pesquisa com relevância científica

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

apresentados adequadamente.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

De acordo com a Resolução CNS nº 466 de 2012 e a Norma Operacional nº 001 de 2013 do CNS, o colegiado do CEP em reunião de 11/12/2015 aprova o projeto.

Conforme orientações da CONEP, após a aprovação do projeto pelo CEP, o pesquisador deve notificar na plataforma Brasil o início da pesquisa, bem como apresentar relatórios parciais (semestrais) e final.

A aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFTM dá-se em decorrência do atendimento à Resolução CNS 466/12, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_418641.pdf	09/11/2015 17:27:32		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura	Projeto.doc	09/11/2015 17:27:07	Marco Tulio Rodrigues da	Aceito

Endereço: Rua Madre Maria José, 122
Bairro: Nossa Sra. Abadia **CEP:** 38.025-100
UF: MG **Município:** UBERABA
Telefone: (34)3318-5776 **Fax:** (34)3318-5776 **E-mail:** cep@pesqg.uftm.edu.br

ANEXO II- APROVAÇÃO DO CEUA DA UFTM

246 15/06/2012	Características funcionais de células tronco cardíacas na hipertensão arterial espontânea em ratos	Valdo José Dias Da Silva	Retirado
247 15/06/2012	Mecanismos de enriquecimento ambiental em recintos para animais cativos em zoológicos: estudo de caso com gaviões/do rabo branco (<i>Geranoaetus albicaudatus</i>) (aves, accipitridae) em Uberaba/MG	Wagner Rodrigues Da Silva	Retirado
248 15/06/2012	Associação entre a herpetofauna e fatores ambientais em parques ecológicos no município de Uberaba/MG	Wagner Rodrigues Da Silva	Retirado
249 10/06/2012	Influência da dieta na história de vida de <i>Dermestes maculatus</i> de Geer, 1774 (coleoptera, dermestidae)	Afonso Pelli	Aprovado 09/08/2013
250 05/07/2012	Avaliação da resposta imune e do infiltrado celular em tumores experimentais de mama submetidos à imunoterapia com interferon tipo alpha e células dendríticas	Márcia Antoniazi Michelin	Aprovado 07/06/2013
251 07/07/2012	Caracterização do gene codificador da crp e correlação com nível de produção de anticorpos líticos em diferentes cepas de <i>T. cruzi</i>	Wendell Sérgio Ferreira Meira	Aprovado 07/06/2013
252 24/09/2012	Morfologia e morfometria das artérias coronárias direita, esquerda, circunflexa e interventricular anterior do coração de ratos Wistar, submetidos à fumaça de cigarro	Abadio Gonçalves Caetano	Aprovado 24/05/2013
253 24/09/2012	Estudo epidemiológico da leishmaniose canina em regiões não endêmicas de minas/gerais/Brasil	Luis Eduardo Ramirez Giraldo	Aprovado 24/05/2013
254 01/10/2012	Caracterização da atividade cininogénica no fluido pericárdico	Roseli Aparecida Da Silva Gomes	Retirado
255 01/11/2012	Avaliação da resposta inflamatória, metabólica e pancreática induzida durante a infecção experimental de <i>T. cruzi</i> com diferentes inóculos em diferentes períodos de infecção	Javier Emilio Lazo Chica	Aprovado 07/06/2013
256 06/11/2012	Estudo da biologia das células dendríticas sob efeito da saliva de carrapatos <i>Amblyomma cajennense</i>	Carlo José Freire De Oliveira	Aprovado 19/04/2013
257 06/12/2012	Biocompatibilidade de compósitos produzidos com álcool polivinílico e polianilina para uso biomédico	Lenaldo Branco Rocha	Aprovado 07/06/2013
258 29/01/2013	Efeito da dieta e do exercício resistido sobre a glicemia, perfil lipídico e estresse oxidativo em ratos	Guilherme Vannucchi Portari	Aprovado 30/01/2013

ANEXO III- TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO TRIÂNGULO MINEIRO - Uberaba-MG
Comitê de Ética em Pesquisa- CEP

MODELO DE TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO PARA SUJEITOS MAIORES DE IDADE

Título do Projeto: *Estudos morfológico e morfométrico da fáschia de Scarpa humana.*

Você está sendo convidado (a) a participar do estudo *Estudos morfológico e morfométrico da fáschia de Scarpa humana.*

Os avanços na área médica ocorrem através de estudos como este, por isso a sua participação é importante. O objetivo deste estudo é estudar um pequeno fragmento de tecido que se encontra na peça que será desprezada na cirurgia de abdome e caso você participe, não será necessário fazer exames de sangue, e não será feito nenhum procedimento que lhe traga qualquer desconforto ou risco à sua vida.

Você poderá obter todas as informações que quiser e poderá não participar da pesquisa ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem prejuízo no seu atendimento. Pela sua participação no estudo, você não receberá qualquer valor em dinheiro, mas terá a garantia de que todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa não serão de sua responsabilidade. Seu nome não aparecerá em qualquer momento do estudo, pois você será identificado com um número.

Uberaba,/...../.....

Nome do voluntário _____

Assinatura do voluntário-----

Documento de Identidade

Assinatura do pesquisador responsável

Assinatura do pesquisador orientador

Em caso de dúvida em relação a esse documento, você pode entrar em contato com o Comitê Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, pelo telefone 3318-5854.