**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO**

MARCO AURÉLIO SERTÓRIO GRECCO

**Propriedades tensoras em sítio de neurorrafia: estudo experimental em nervos
ciáticos de porcos**

Ribeirão Preto

2017

MARCO AURÉLIO SERTÓRIO GRECCO

**Propriedades tensoras em sítio de neurorrafia: estudo experimental em nervos
ciáticos de porcos**

**Versão Corrigida. A versão original encontra-se disponível tanto na Biblioteca da
Unidade que aloja o Programa, quanto na Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da
USP (BDTD)**

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de
Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São
Paulo como parte dos requisitos obrigatórios para
obtenção do título de Doutor em Ciências da Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Nilton Mazzer

Ribeirão Preto
2017

Autorizo a reprodução e divulgação parcial ou total deste trabalho por qualquer meio convencional ou eletrônico para fins de pesquisa, desde que seja citada a fonte.

Grecco, Aurélio Sertório

Propriedades tensoras em sítio de neurorrafia: estudo experimental em nervos ciáticos de porcos. Ribeirão Preto, 2017.

58 p. :il. , 30cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde aplicadas ao aparelho locomotor.

Orientador: Mazzer, Nilton.

1. Animais. 2. Técnicas de Suturas. 3. Lesão de nervo periférico.
4. Tensão. 5. Fenômeno biomecânico.

GRECCO, Marco Aurélio Sertório

Propriedades tensoras em sítio de neurorrafia: estudo experimental em nervos ciáticos de porcos

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de
Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de
São Paulo para obtenção do Título de Doutor em
Ciências

Aprovado em: ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

Prof.(a) Dr.(a) _____

Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a) _____

Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a) _____

Assinatura: _____

Prof.(a) Dr.(a) _____

Assinatura: _____

SUPLENTES

Prof.(a) Dr.(a) _____

Prof.(a) Dr.(a) _____

Prof.(a) Dr.(a) _____

Prof.(a) Dr.(a) _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha família:

À minha esposa Roseane Lopes da Silva Grecco por ter me acompanhado em todas as etapas deste trabalho, por sua dedicação, ajuda, apoio e paciência, imprescindíveis na realização deste projeto.

Ao meu filho Pedro Augusto Lopes Grecco que, mesmo sendo criança, demonstrou compreensão pela minha ausência e pelo meu esforço em realizar este projeto.

Aos meus pais José Roberto Loia Grecco e Maria Aparecida Sertório Grecco pelo incentivo ao estudo e por toda a dedicação e sacrifício em todas as etapas de minha formação acadêmica.

A vocês agradeço toda a compreensão e apoio nesse longo caminho trilhado, sem os quais não seria possível chegar até aqui.

Toda a minha gratidão!

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Nilton Mazzer pela dedicação, ajuda e paciência. Pela oportunidade e confiança depositada em mim e pela condução da presente tese, oferecendo-me os pilares sustentadores para a construção desta trajetória acadêmica. Toda a minha gratidão e respeito!

Ao meu irmão Jandro Eduardo Sertório Grecco pelo apoio constante, preocupações e conselhos e pela prevalência da nossa união e amizade em todos os momentos.

À minha cunhada Aureane Lopes da Silva pelo apoio e amizade em todos os momentos.

Às Profas. Andrea Licre Pessina Gasparin e Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes pelo apoio, amizade e ensinamentos.

Aos funcionários do Laboratório de Bioengenharia da FMRP-USP Luís Henrique Alves Pereira, Francisco Carlos Mazzocato, Carlos Alberto Moro, Reginaldo Trevilato da Silva, Maria Teresinha de Moraes e Rita de Cássia S. Cossalter, pela convivência e experiência transmitida.

Aos docentes do Programa de Pós-graduação em Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor da FMRP/USP pela contribuição inestimável à minha formação profissional e acadêmica.

Aos professores e amigos da Universidade Federal do Triângulo Mineiro pela compreensão e apoio ao longo desta dupla jornada.

RESUMO

GRECCO, Marco Aurélio Sertório. **Propriedades tensoras em sítio de neurorrafia: estudo experimental em nervos ciáticos de porcos**. 2017. 58 f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2017.

Este estudo analisou experimentalmente as propriedades de tração no local da neurorrafia em nervos ciáticos seccionados dos porcos. Trata-se de um estudo comparativo entre quatro técnicas de suturas. Foram utilizados 25 nervos ciáticos distribuídos em cinco grupos com cinco nervos cada, de acordo com o tipo de técnica de sutura. Grupo 1: grupo controle composto por nervos, sem lesão; Grupo 2: com nervos lesionados submetidos à sutura epineural; Grupo 3: com nervos lesionados submetidos à sutura epineural e reforço com duas suturas extra lesionais; Grupo 4: composto por nervos lesionados submetidos à sutura epineural e reforço com Ultrapro® (Tela Cirúrgica Sintética não Absorvível) e Grupo 5: com nervos lesionados submetidos à sutura epineural reforçada com duas veias com suturas extra lesionais. A força máxima (N), deformação de ruptura (mm) e energia na força máxima (N.mm) foram medidos em ensaios mecânicos de tração em máquina universal de teste. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre os Grupos 3 e 4 e Grupos 2 e 5. A sutura do Grupo 3 apresentou maior resistência a tração, maior capacidade de absorver energia. Conclui-se que a técnica de sutura utilizada no Grupo 3 alcançou melhor desempenho.

Palavras-chave: Animais; técnicas de suturas; lesão de nervo periférico; tensão; fenômeno biomecânico

ABSTRACT

GRECCO, Marco Aurélio Sertório. **Tensile properties in site of neurorrhaphy: experimental study of the sciatic nerves of pigs. 2017. 58 f** Doctoral's Thesis - Ribeirão Preto Medical School at the University of São Paulo, Ribeirão Preto, 2017.

This study aimed to analyze experimentally, in the laboratory, the tensile properties at the neurorrhaphy site on sectioned sciatic nerves of pigs. A comparative study of four suture techniques. Twenty-five sciatic nerves were used. They were randomly distributed into 5 groups with 5 nerves each, according to the type of suturing technique. Group 1, Control group, consisting of nerves, without injury. Group 2, with injured nerves submitted to epineural suture. Group 3, with injured nerves submitted to epineural suture and reinforcement using 2 extralesional sutures. Group 4, composed of injured nerves submitted to epineural suture and reinforcement with Ultrapro[®] (Synthetic Non-Absorbable Surgical Patch). And Group 5, with injured nerves submitted to reinforced epineural suture with two veins using extralesional sutures. Maximum force (N), rupture deformation (mm), and energy at maximum force (N.mm) were measured in mechanical trials using a universal test machine. The results showed that there was no statistical difference between Groups 3 and 4 and between Groups 2 and 5. The Group 3 suture presented greater tensile strength, greater capacity to absorb energy. It was concluded that the suture technique used in group 3 achieved better performance.

Keywords: Animals; suture techniques; peripheral nerve injuries; tension; biomechanical phenomena.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Princípio de Saint-Venant- Adaptado de De Medinaceli.....	14
Figura 2 -	Inversão do Princípio de Saint-Venant- Adaptado de De Medinaceli.....	15
Figura 3 -	Demarcação de incisão em face posterior da coxa do animal.....	24
Figura 4 -	Nervo ciático em face posterior da coxa.....	24
Figura 5 -	Demarcações de incisões em face anterior do pescoço do animal.....	25
Figura 6 -	Veias jugulares (interna e externa).....	25
Figura 7 -	Grupos de estudo (desenho).....	27
Figura 8 -	Grupos de estudo.....	28
Figura 9 -	Máquina Universal de Teste – EMIC modelo DL-10000.....	30
Figura 10 -	Ensaio mecânico de tração em sutura do Grupo 2 (início e término do ensaio).....	30
Figura 11 -	Ensaio mecânico de tração em sutura do Grupo 3 (início e término do ensaio)	31
Figura 12 -	Ensaio mecânico de tração em sutura do Grupo 4 (início e término do ensaio).....	31
Figura 13 -	Ensaio mecânico de tração em sutura do Grupo 5 (início e término do ensaio).....	32
Figura 14 -	Propriedades tensoras de cada grupo (média e desvio padrão) em relação à Força Máxima.....	34
Figura 15 -	Propriedades tensoras de cada grupo (média e desvio padrão) em relação à deformação de ruptura (mm).....	36
Figura 16 -	Propriedades tensoras de cada grupo (média e desvio padrão) em relação à Energia na Força Máxima (N.mm).....	38

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Valores de p na análise da Força Máxima comparada entre os grupos de sutura.....	33
Tabela 2 -	Comparação entre as variáveis: desvios padrão, média, média mínima e máxima das propriedades tensoras de cada grupo em relação à Força Máxima (N).....	34
Tabela 3 -	Comparação entre o Grupo G3 com G2, G4 e G5 em relação à Força Máxima (N) e o resultado, em porcentagem, da resistência à força de tração.....	35
Tabela 4 -	Valores de p na análise da Deformação de Ruptura comparada entre os grupos de sutura.....	36
Tabela 5 -	Comparação entre as variáveis: desvios padrão, média, média mínima e máxima das propriedades tensoras de cada grupo em relação à Deformação de Ruptura (mm).....	37
Tabela 6 -	Valores de p na análise da Energia na força máxima comparada entre os grupos de sutura.....	38
Tabela 7 -	Comparação entre as variáveis: desvios padrão, média, média mínima e máxima das propriedades tensoras de cada grupo em relação à Energia na força máxima.....	39

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas

CETEA - Comissão de Ética em Experimentação Animal

Cm - Centímetro

E_FMAX - Energia na força máxima

FMRP - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

G - Gramas

kg – Quilograma

kgf - Quilograma-força

Min - Minuto

Mm - Milímetro

Mm/min - Milímetro por minuto

M3 -Escala de avaliação de Força Muscular (Realiza movimento contra a gravidade, porém sem resistência adicional).

M4- Escala de avaliação de Força Muscular (Realiza movimento contra a resistência externa moderada e gravidade).

M5 - É capaz de superar maior quantidade de resistência que no nível anterior.

Nm - Nanômetros

N - Newton

N.mm - Newton milímetro

® - Marca registrada

% - Porcentagem

USP - Universidade de São Paulo

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	12
1.1 Objetivo.....	16
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	17
3. MATERIAL E MÉTODOS.....	23
3.1 Animais e coleta de materiais.....	23
3.2 Grupos experimentais.....	26
3.3 Ensaios mecânicos.....	28
3.4 Análise estatística.....	32
4. RESULTADOS.....	33
4.1 Força Máxima.....	33
4.2 Deformação de Ruptura.....	35
4.3 Energia na Força Máxima.....	37
5. DISCUSSÃO.....	40
6. CONCLUSÃO.....	46
REFERÊNCIAS.....	47
ANEXOS.....	51

1 INTRODUÇÃO

As lesões nervosas periféricas afetam todas as faixas etárias e podem ter um impacto devastador sobre as atividades diárias do paciente, influenciando seu desempenho profissional (WOJTKIEWICZ et al., 2015).

As primeiras descrições do sistema nervoso periférico foram atribuídas a Hipócrates (460-370 aC), o primeiro relato dos efeitos de suas lesões a Galeno de Pergamo e a William de Saliceto (1210-1277) a primeira sutura dessas estruturas (DANIEL; TERZIS, 1997). Em 1873, Hueter (*apud* MILLESI, 1979) descreveu o método de sutura epineural e o primeiro enxerto nervoso experimental por Phillipeaux e Vulpian (1870 *apud* TERZIS; KOSTOPOULOS, 2009).

Apesar dos relatos nesses mais de 150 anos de experiência no tratamento cirúrgico das lesões de nervos periféricos, a reparação de um defeito do nervo permanece como um problema desafiador na cirurgia reconstrutiva (HARA et al., 2012).

Com o desenvolvimento de novas técnicas e materiais microcirúrgicos, atingiu-se um aperfeiçoamento na reconstrução das estruturas lesadas com melhora da recuperação funcional do nervo (SMITH, 1964; FERREIRA et al., 1974). Por meio de técnicas microcirúrgicas e fios de sutura mais finos, tornou-se possível a realização de neurorrafias e enxertos interfasciculares com nervos cutâneos autógenos, o que gerou melhores resultados funcionais quando comparados aos procedimentos usuais, bem como às suturas realizadas sob tensão (MILLESI; MEISSL; BERGER, 1972).

Para que haja uma boa regeneração do nervo lesado são necessários alguns critérios, tais como uma tensão mínima no local de reparo, coaptação adequada das extremidades, preservação dos fatores neurotróficos, fibrose mínima e reação mínima de corpo estranho no local da sutura (DE MEDINACELI et al., 1983; SIEMIONOW et al., 2002).

De Medinaceli (1994) descreveu que, de 1400 reparos primários de lesão nervosa, a sutura direta foi possível em 87% dos casos e em 13% houve perda de substância. No início dos anos 1970, Millesi, Meissl e Berger recomendaram a utilização do enxerto de nervo para qualquer lesão de nervo com falha maior do que 2cm, o que evitaria a sutura sob tensão.

Nos reparos em perdas de segmentos nervosos utiliza-se para o enxerto nervos doadores como o cutâneo medial do antebraço, o sural e o safeno (SEDDON, 1947; MILLESI, 1981; LUNDBORG, 1987). Apesar do desenvolvimento de técnicas mais

elaboradas, o uso de enxerto nervoso nas lesões com perda de substância nervosa ainda produz resultados insatisfatórios.

Diversos fatores podem dificultar ou alterar o crescimento axonal através do enxerto nervoso, ocasionando resultados piores em relação à sutura convencional (MCDONALD; BELL, 2010), como por exemplo: 1) o axônio em regeneração tem que atravessar dois locais de sutura; 2) o crescimento neuronal pode ser impedido ou alterado pelo tecido cicatricial formado pelas suturas; 3) a alteração da regeneração pela contratura no enxerto resultante do período de isquemia que ocorre antes do enxerto tornar-se vascularizado (SMITH, 1966) e 4) déficit neurológico causado na área doadora pela retirada de um nervo sadio (SMITH, 1966; MILLESI; MEISSL; BERGER, 1972; MILLESI; MEISSL; BERGER, 1976; HAASE, 1980; NOVAK; KELLY; MACKINONN, 1992; SIGH; MECHELSE, 1992).

O enxerto nervoso, como uma das formas de tratamento de lesões nervosas com falha segmentar, foi apresentado pela primeira vez em 1906 por Sherren (1906 *apud* THE LANCET, 1907). Millesi, Meissl e Berger (1972) indicaram que o enxerto nervoso deveria ser realizado quando a sutura epineural estivesse sob tensão ou em falhas segmentares e observaram também uma melhora significativa do resultado final com o emprego de técnicas microcirúrgicas.

A tensão da sutura é outro fator desfavorável à regeneração nervosa (MILLESI, 1993; SUNDERLAND, 2004). Entretanto, na prática cirúrgica as lesões de nervos são geralmente suturadas sob tensão (SUNDERLAND et al., 2004).

Diante disso, rotineiramente muitos cirurgiões preconizam a proteção da sutura, admitindo que técnicas de sutura usualmente utilizadas podem não resistir à tensão, mesmo em situações de tensão mínima *in situ*. A experiência clínica empírica é usada principalmente em relação a orientar a reabilitação do membro após o reparo do nervo, pois há poucas informações a respeito do melhor momento para mobilizar a extremidade do membro após o reparo nervoso (ABRAMS et al., 1998).

A reparação de uma lesão nervosa sem o uso de enxerto poderia evitar esses problemas, embora surja um dilema quando este reparo é tecnicamente possível devido à tensão resultante em toda a linha de sutura. Nervos suturados sob tensão apresentam piores resultados do que reparos nervosos utilizando enxerto (MILLESI, 1993).

De Medinaceli (1994) descreveu o princípio de Saint-Venant que concerne sobre distribuição de forças de tração em corpos elásticos (SAINT-VENANT, 1856). Trata-se de um conceito fundamental de elasticidade de cilindro elástico submetido à tensão axial. Os

efeitos localizados causados por qualquer carga que age sobre um corpo serão dissipados ou atenuados em regiões suficientemente afastadas do ponto de aplicação da carga. A distribuição de tensão resultante nestas regiões será a mesma. O fenômeno descrito neste princípio lançou luz sobre o efeito de suturas nervosas convencionais, elucidando o que acontece com um nervo submetido à tensão axial. Desta forma, a força axial ao tensionar uma ponta do cilindro elástico produzirá uma distribuição uniforme da tensão proximo ao local da ação dessa força (Figura 1).

Observando o que acontece em uma sutura convencional, na qual vários pontos de sutura são realizados acarretando tensão não uniforme nos cotos da lesão, De Medinaceli (1994) postulou um método de coaptação de cotos de uma lesão nervosa sem tensão baseado na inversão do princípio de Saint-Venant, no qual a tração é aplicada em uma determinada distância da borda do coto do nervo (Figura 2). Descreveu que desta maneira não ocorreria tensão na extremidade do coto a partir do local de sutura, havendo um deslocamento uniforme de toda a estrutura e uma captação suave dos cotos nervosos. O autor não usou suturas no sítio da lesão e, com este método, as fibras permanecem em alinhamento satisfatório, não havendo interposição de materiais estranhos e a distância entre os cotos nervosos é dramaticamente reduzida.

A sutura direta do nervo seccionado executada sem tensão seria método de reparo primário ideal.

Figura 1 - Princípio de Saint-Venant- Adaptado de De Medinaceli

Figura 2 - Inversão do princípio de Saint-Venant- Adaptado de De Medinaceli

1.1 Objetivo

Analisar experimentalmente, em nervo ciático de porcos seccionados, qual sutura nervosa apresenta melhor eficácia em estudo de ensaio mecânico de tração.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A revisão de literatura foi realizada com a finalidade de identificar os relatos de estudos de propriedades tensoras em técnicas de suturas de lesão de nervos periféricos.

A busca foi realizada nas bases de dados SciELO (Scientific Electronic Library Online), Lilacs (Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde), PubMed (Public Medline), Bireme (Biblioteca Regional de Medicina) e os temas pesquisados foram: Animais, Técnicas de Suturas, Lesão de nervo periférico, Tensão e Fenômeno Biomecânico.

Seddon (1947) apresentou resultados e considerações a respeito da utilização do enxerto nervoso em 56 casos. Os pacientes eram parte da casuística de 1681 casos de lesões nervosas tratadas entre 1940 e 1946, sendo a maioria decorrente de trauma de guerra. Descreveu o uso de enxerto nervoso nos casos de falhas segmentares extensas e a técnica. Ressaltou alguns detalhes como: as suturas devem ficar sem tensão; o leito receptor deve ser bem vascularizado e com tecidos vizinhos o mais próximo do normal possível; o diâmetro do enxerto não deve ser muito grande, pois isso aumenta o risco de necrose central; e o diâmetro do enxerto deve ser similar ao do nervo enxertado. Relatou que nervos maiores devem ser enxertados com o uso de suturas, mas que em pequenos ramos cutâneos poderia ser usada a cola de fibrinogênio. Citou os nervos sural, cutâneo medial do antebraço e o safeno como doadores. A sua casuística incluiu nervos do membro superior e inferior. Registrou 67,3% de bons resultados.

Sunderland e Bradley (1961) relataram - em um estudo utilizando nervos humanos (mediano, ulnar, poplíteo medial e poplíteo lateral) obtidos após autópsia - que os nervos periféricos possuem elasticidade. Quando são submetidos à tração gradual longitudinal, comportam-se como material elástico até atingir um determinado ponto, passando a seguir para um estado semiplástico até um ponto em que a força de carga leva à resistência do nervo gradualmente a zero (ponto de ruptura). Referiram que, embora existam variações individuais, o alongamento limítrofe do nervo é da ordem de 20 por cento e a falha mecânica ocorreria em alongamentos máximos de aproximadamente 30 por cento. Outro aspecto observado neste estudo foi que a região intermodal não interrompe sua condução e as fibras podem continuar a condução quase até o ponto de ruptura.

Smith, em 1966, mencionou que os resultados de enxertos nervosos não eram satisfatórios. Quando o enxerto nervoso é colocado entre os dois cotos de um nervo, um cabo de diferente arquitetura é interposto. Para que ocorra o crescimento de fibras nervosas, estas

devem passar através do tecido cicatricial da sutura, alterar seu curso para acomodar-se à diferença estrutural organizada pelas células de Schwann no enxerto e, ao atravessar a sutura distalmente, reajustarem-se ao padrão normal. Com o enxerto, o crescimento neuronal pode ser impedido ou alterado pela cicatriz ou contratura, provavelmente gerada pelo período de isquemia do enxerto antes de se tornar vascularizado. Desta forma, a cicatriz presente forma uma barreira, diminuindo o crescimento axonal.

Millesi, Meissl e Berger (1972), em estudos de lesões em nervo ciático de coelhos e gatos, investigaram o efeito da tensão no sítio da sutura nervosa. Descreveram que a tensão nos pontos de sutura é o fator mais importante que influencia o resultado da reparação nervosa. A quantidade de tecido conectivo e proliferativo e o tamanho do “*gap*” entre os cotos nervosos estão diretamente relacionados com o aumento da tensão. Referiram que o enxerto nervoso é melhor que a sutura término-terminal realizada sob tensão. Mencionaram também que a proliferação de tecido conectivo associada à cicatrização de nervo lesionado é derivada em sua maior parte do epineuro. E em relação ao enxerto troncular, relataram que ocorre necrose central antes de uma efetiva circulação ser estabelecida. Neste estudo, os autores introduziram uma nova técnica de enxerto de nervo interfascicular em nervos mediano e ulnar para “*gap*” maior que 2 cm.

Em 1976, Millesse, Meissl e Berger mostraram os resultados de reparação de lesão de nervo mediano (43 casos), ulnar (44 casos) e radial (16 casos) com enxerto interfascicular. Nos casos de lesão do nervo mediano, a recuperação motora (M 3 ou superior) foi alcançada em 82% e a sensibilidade protetora foi restaurada em quase sua totalidade (menos em um caso). Nas lesões nervosas do ulnar todos os pacientes apresentaram recuperação motora (M 2+ ou superior), já nos casos de lesões do nervo radial a recuperação motora ocorreu em 77% (M4 ou M5). A maioria dos pacientes com resultados pobres apresentou algum fator desfavorável, como idade avançada, gravidade do trauma original ou longo intervalo de tempo antes do reparo. A comparação destes resultados com os de outras séries indicou bons resultados do enxerto de nervo interfascicular em relação às suturas sob tensão e resultados semelhantes à sutura epineural.

Miyamoto (1979) apresentou estudo eletromiográfico e histológico de reparo de lesão de nervo fibular em cachorro empregando três técnicas: sutura término-terminal sem tensão, sutura término-terminal com tensão e uso de enxerto nervoso. Concluiu que tensão acima de 25 gramas na sutura nervosa provoca diminuição de fluxo sanguíneo e lesão em vasos endoneurais e os resultados foram piores.

Também em 1979, Kendal et al. relataram - em estudo biomecânico com lesões de nervos ciáticos de ratos - que dois fatores mecânicos são importantes: a tensão necessária para reparo da lesão e a taxa de mudança da tensão após a cirurgia. Mostraram, que com o aumento da tensão há uma resistência crescente ao alongamento dos nervos. A tensão no nervo sob um constante alongamento reduz em cerca de 30 por cento nos primeiros 10 minutos e se torna menor nos 20 minutos seguintes.

Bora, Richardson e Black (1980) investigaram propriedades de tração em 50 nervos ciáticos de ratos brancos Sprague-Dawley reparados com sutura epineural, dos quais em dez nervos utilizaram o reparo direto, em outros dez um segmento de dois milímetros foi removido e depois suturado e, no restante, um segmento de cinco milímetros removido e reparado. Após sete semanas, os nervos operados e controle foram avaliados tanto em máquina universal de tração (Instron) - com velocidade de 10mm/min e carga de 50 gramas - quanto em estudo histológico. As curvas de carga-alongamento para o grupo controle e os grupos de nervos operados apresentaram as mesmas características. Esses autores sugeriram que os tecidos nervosos são capazes de se ajustarem a graus leve e moderado de tensão.

De Medinaceli et al. (1983) estudaram lesões de nervo ciático em ratos albinos machos e descreveram uma técnica cirúrgica. Relataram 17 condições que podem influenciar a recuperação funcional, entre elas: mecanismo do trauma; irregularidade do corte; trauma cirúrgico; precisão do reparo (desalinhamento axonal); interposição do material estranho; tensões mecânicas na sutura; dano químico (mudanças iônicas e mecanismos regulatórios); penetração de cálcio livre no axoplasma; fluxo do axoplasma em fibras cortadas e interposição de mielina. Descreveram um método de reparo que considerou o alinhamento adequado dos cotos, nitidez de corte e prevenção de danos físicos e químicos. Este método elimina a interposição de material estranho e as tensões longitudinais, produzindo assim uma reunião precisa dos cotos nervosos. Estudos histológicos mostraram que o desalinhamento longitudinal é mínimo e a distância entre as pontas do axônio foi, em algumas vezes, reduzida a alguns micrômetros. Após os estudos histológico e funcional, por meio do índice funcional do ciático (SFI), concluíram que esta técnica foi significativamente superior às micro suturas, sugerindo a utilização deste método para melhorar o retorno da função após lesão do nervo periférico.

Abrams et al. (1988), com o objetivo de estudar o tempo de proteção necessário após reparo nervoso com sutura epineural, estudaram as propriedades de tração da sutura epineural em lesões de nervos ciáticos de rato. Eles investigaram o desempenho da sutura em nervo

ciático lesado em 43 ratos, divididos em oito grupos, que foram sacrificados em 0, 1, 2, 4, 7, 21, 56, ou 70 a 84 dias após a reparação nervosa. Todos os nervos foram tensionados até a falha, que foi definida como o ponto em que a carga diminuiu abruptamente. Propriedades mecânicas como carga máxima (em gramas), tensão de ruptura (em Mpa) e deformação final (em %) foram estudadas. A deformação final foi definida como a tensão na falha. Concluíram que a partir do 7º dia não houve alterações mecânicas nas suturas.

Sunderland (1990), estudando a anatomia e fisiologia do nervo periférico traumatizado, descreveu que a elasticidade e a resistência à tração dos troncos nervosos e a capacidade de resistir à deformação da tração residem no tecido fascicular, enquanto o epineuro proporciona uma camada protetora contra a compressão.

Também em 1990, Rydevik et al. estudaram as propriedades tensoras em 18 nervos tibiais de coelhos. Os nervos foram submetidos à tensão em máquina universal de ensaio (Instron) com tração contínua a uma velocidade de 1 cm/min (correspondendo à velocidade de deformação de 0,5%/s). Determinaram a carga de deformação e curvas de tensão e deformação e também analisaram histologicamente com microscopia de luz os nervos traçados e controles. Os resultados mostraram que os nervos tibiais apresentaram uma tensão *in situ* de 11,0 $\pm$ 1,5% e uma relação de tensão-deformação não linear. Após 20% de deformação, a curva tornou-se linear até ao fracasso. A tensão final e a resistência à tração dos nervos foram 38,5 $\pm$ 2,0% e 11,7 $\pm$ 0,7 MPa, respectivamente. No caso de fadiga, a carga caiu repentinamente, mas os nervos permaneceram grosseiramente intactos. A análise histológica dos nervos tensionados mostrou múltiplas rupturas da bainha perineural quando comparados aos controles.

Clark et al. (1992), em lesões de nervos ciáticos de ratos reparados com suturas epineurais, sendo reparo imediato realizado em oito nervos e reparo após 3 semanas em sete, estudaram *in vivo* o efeito da tensão sobre fluxo sanguíneo nos nervos. Com 8% de alongamento da sutura, realizado por tensiômetro com o animal vivo, o fluxo sanguíneo aferido por doppler do nervo diminuiu em cerca de 50%, seguido por uma recuperação substancial no tempo de 30 minutos, enquanto que 15% de alongamento resultaram em aproximadamente uma redução de 80% no fluxo de sangue com a mínima recuperação. Concluíram que a tensão da sutura pode afetar o fluxo sanguíneo das fibras nervosas e, consequentemente, levar ao fracasso da reparação da lesão. Sugeriram que os cirurgiões devem ter cuidado para limitar o tensionamento em reparos agudos e tardios para evitar combinação de isquemia do nervo e tensão de reparos de sutura.

Wall et al. (1992) tentaram definir um limite seguro para tensão nervosa. Foi demonstrado que com 6% de tensão realizada durante uma hora, a amplitude do potencial de ação tinha diminuído em 70% na primeira hora e voltou ao normal durante o período de recuperação. E com 12% de tensão a condução foi completamente bloqueada por uma hora e alcançou a recuperação mínima. Os autores concluíram que estes achados têm implicações clínicas em reparo nervoso, trauma em membro e alongamento de membros.

Kalomiri, Soucacos e Beris (1994) estudaram 220 pacientes com lesões de nervos ulnar, mediano e radial, tratados com enxerto nervoso. Analisaram os resultados através da recuperação sensitiva e motora. Com os dados obtidos, concluíram que há uma inversa relação entre os resultados e a idade do paciente, bem como o intervalo entre o trauma e o enxerto. Observaram melhores resultados em enxerto nervoso em relação à sutura término-terminal sob tensão.

De Medinacelli (1994), em seu clássico livro (*Cell surgery to repair divided nerves*), descreve as complicações da lesão nervosa, da regeneração nervosa e efeitos das suturas nervosas, entre outros tópicos. Como solução para reparar sem tensão lesões com perda de substância, propõe a aplicação do princípio de Saint-Venant.

Sunderland et al. (2004) investigaram o efeito da tensão nervosa na regeneração nervosa. Os nervos ciáticos de 48 ratos Lewis foram seccionados e reparados com suturas epineurais após ressecção de 0 mm, 3 mm, 6 mm e 9 mm de segmento de nervo, criando situações de suturas, respectivamente: sem tensão, com tensão leve, moderada e grave. Os níveis de tensão pós-operatória foram quantificados utilizando um tensiômetro. Realizaram estudo funcional e histomorfométricos. Como resultados observaram que as lesões nervosas com lacunas de até 6 mm poderiam ser suturadas em tensão, apresentando recuperação anatômica e funcional semelhante às com intervalo de 0 mm. Concluíram que os nervos podem suportar um determinado grau de alongamento antes de a regeneração ser afetada negativamente.

Valin et al. (1994) compararam em lesões de nervo ciáticos em ratos, neurorrafias realizadas com suturas epineurais e suturas epineurais, reforçadas extra lesionalmente com placa de polímero de mamona em ensaio de tração em máquina universal de ensaio. Concluíram que a sutura com reforço com placa de polímero de mamona obteve resistência 300% maior que a sutura epineural. Os autores ressaltaram a importância do uso da placa do polímero como instrumento de reforço em suturas de nervos periféricos em lesões complexas que necessitem de movimentação precoce.

Nishimura et al. (2008) realizaram em lesões de nervos ciáticos em ratos Wistar um estudo comparativo de resistência entre reparo das lesões com suturas microcirúrgicas convencionais e reparo com uso de cola biológica. Observaram que o reparo com cola biológica foi significativamente menor que o reparo com sutura.

McDonald e Bell (2010) descreveram um caso com lesão de nervo mediano com “gap” de quatro cm. Para reparar este “gap” os autores teriam tipicamente que usar um enxerto nervoso. No entanto, utilizaram um dispositivo de tensão elástico nos cotos nervosos durante 20 minutos. Depois do alongamento do nervo, realizaram a neurorrafia término-terminal sem tensão. Após a análise funcional, os autores acreditaram que a recuperação funcional desta lesão nervosa foi semelhante à observada em uma reparação nervosa término-terminal primária.

Hara et al. (2012) desenvolveram um novo método para tratamento de lesões nervosas com falha segmentar. Trataram uma falha segmentar de 20 cm de nervo mediano de macaco através de um dispositivo de alongamento nervoso, que foi aplicado durante 20 dias. Após o alongamento o dispositivo foi retirado e a epineurrafia realizada. Avaliaram a regeneração nervosa por meio de estudos eletrofisiológico e histológico. A recuperação funcional foi comparada com enxerto nervoso. Os resultados observados no método de alongamento de nervo mostraram-se superiores ao do enxerto nervoso.

Bai et al. (2015) realizaram estudo prospectivo randomizado de lesão em nervo mediano, em nível de cotovelo, em 13 pacientes, sendo 11 masculinos e dois femininos. Compararam um grupo submetido a um alongamento por um expansor tecidual sintético com um grupo controle reparado com epineurrafia convencional. No grupo controle o cotovelo foi mantido em flexão por seis semanas para evitar tensão e proteger a sutura. No grupo de estudo a sutura foi realizada sem tensão e o cotovelo foi imobilizado por quatro semanas. Evidenciaram uma recuperação melhor e precoce da função neurológica no grupo de alongamento do nervo, mas nenhuma diferença significativa na recuperação da função neurológica de longo prazo foi detectada entre os dois grupos. Em relação à função do cotovelo, a recuperação foi significativamente melhor no grupo de alongamento do nervo.

3 MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo experimental e transversal foi aprovado pela Comissão de Ética em Experimentação Animal (CETEA) do IRCAD América Latina, sob o número de Parecer 010/2013 - vide Anexo1.

Os materiais (nervos e veias de suínos) foram coletados no IRCAD América Latina (Barretos, Brasil). O estudo das propriedades tensoras foi realizado no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo (FMRP-USP), Ribeirão Preto, SP.

3.1 Animais e coleta de materiais

Neste estudo, foram utilizados 20 suínos da raça Large White, fêmeas, com idade média de 70 dias, peso médio de 25 kg e de um mesmo criadouro.

No IRCAD América Latina, centro de treinamento de cirurgia minimamente invasivo, os suínos foram submetidos previamente à cirurgia ginecológica laparoscópica. Após o término deste procedimento, os animais foram sacrificados.

Após o sacrifício, iniciou-se a coleta dos materiais (40 nervos ciáticos e 10 veias jugulares). Por meio de incisões cirúrgicas em face posterior das coxas, os nervos ciáticos foram colhidos em comprimentos variáveis. Foram usados 25 nervos de comprimentos entre 13 a 14 cm e diâmetro em torno de oito milímetros (Figuras 3 e 4). Em incisões em face anterior do pescoço, à esquerda e à direita da traquéia, foram colhidas as veias jugulares em comprimentos variáveis de quatro a seis centímetros (Figuras 5 e 6). Os materiais coletados foram imediatamente colocados em recipientes com soro fisiológico 0,9% e em temperatura de aproximadamente 6°Celsius.

Após a coleta dos materiais, as incisões cirúrgicas foram suturadas com fio mononylon 3.0.

Figura 3 - Demarcação de incisão em face posterior da coxa do animal

Figura 4 - Nervo ciático em face posterior da coxa

Figura 5 - Demarcações de incisões em face anterior do pescoço do animal

Figura 6 - Veias jugulares (interna e externa)

3.2 Grupos experimentais

Após a coleta no IRCAD América Latina (Barretos, Brasil), os materiais foram imediatamente transportados para o Laboratório da Bioengenharia da FMRP-USP, Ribeirão Preto. Num intervalo de 14 horas da coleta, os procedimentos cirúrgicos (neurorrafias) foram realizados no Laboratório da Bioengenharia.

Para a realização das neurorrafias foram utilizadas pinças microcirúrgicas e lupas cirúrgicas com aumento de visão 3,5 e 6,0 vezes. Os procedimentos cirúrgicos foram realizados pelo mesmo cirurgião e no mesmo período (matutino), sendo realizados cinco grupos de estudo.

Os nervos do grupo 1 permaneceram intactos, sem secção cirúrgica e compuseram o grupo controle.

Cada nervo dos outros quatro grupos foi colocado sobre um campo cirúrgico azul e seccionado ao meio, no ponto médio do comprimento, em sentido transversalmente usando bisturi cirúrgico com lâmina número 11.

No grupo 2 foi realizada no local da secção neurorafia término-terminal com três suturas epineurais equidistantes com fio de sutura mononylon 8,0 (Mononylon 8-0, preto, 12", agulha TG 100-8 ¼ círculo de 6,5 mm, Ethicon®).

No grupo 3, neurorafia término-terminal foi realizada com três suturas epineurais equidistantes com fio mononylon 8.0 e reforçada com duas suturas extra lesionais com dois pontos de ancoragem para cada sutura com fio mononylon 5.0 (mononylon 5.0, preto, agulha SC-20, 3/8, círculo de 19 mm, Ethicon®). Em cada lado do nervo, os dois pontos de sutura de ancoragem foram aplicados num ponto equidistante a partir da lesão. Sendo a distância do ponto de ancoragem à lesão equivalente a 1,5 ou 2 vezes o diâmetro do nervo.

No grupo 4, neurorafia término-terminal foi realizada com três suturas epineurais equidistantes com fio mononylon 8.0 e reforçada com Ultrapro ® (malha cirúrgica sintética não absorvível). A malha foi fixada em cada lado do nervo por dois pontos de ancoragem com fio mononylon 5.0, aplicados numa localização equidistante a partir da lesão equivalente a 1,5 ou 2 vezes o diâmetro do nervo.

No grupo 5, as extremidades do nervo seccionadas foram suturadas com três pontos epineurais equidistantes com fio mononylon 8.0 e reforçadas com duas veias jugulares. Em cada lado do nervo, uma veia foi suturada com dois pontos utilizando fio mononylon 5.0

aplicados num ponto equidistante a partir da lesão. Sendo estes pontos aplicados numa localização equidistante a partir da lesão equivalente a 1,5 ou 2 vezes o diâmetro do nervo.

Os Grupos de estudo formados são descritos a seguir:

Grupo 1 - composto de 5 nervos, sem lesão (grupo controle);

Grupo 2 - 5 nervos seccionados e reparados com três suturas epineurais;

Grupo 3 - 5 nervos seccionados e reparados com três suturas epineurais e reforço com duas suturas extra lesionais;

Grupo 4 - consistiu de 5 nervos seccionados e reparados com três suturas epineurais e reforçadas com Ultrapro® (malha cirúrgica sintética não absorvível), suturada com pontos de ancoragem;

Grupo 5 - consistiu de 5 nervos seccionados e reparados com três suturas epineurais e reforçadas com duas veias extra lesionais, suturada com pontos de ancoragem (Figuras 7 e 8).

Figura 7 - Grupos de estudo (desenho)

Figura 8 - Grupos de estudo

3.3 Ensaios mecânicos

O ensaio mecânico consistiu em submeter os nervos dos cinco grupos de estudo à força de tração axial e analisar seus comportamentos quanto à Força Máxima, Deformação de Ruptura e Energia na Força Máxima.

Como as estruturas testadas nesta pesquisa foram avaliadas através de ensaios mecânicos, faz-se necessário esclarecer:

1) O ensaio de tração consiste em submeter um corpo de prova de geometria definida a um esforço crescente na direção axial desse corpo, levando-o a alongar-se até seu rompimento (ZIEDAS; TATINI, 1997);

2) Curva de tensão/deformação: no ensaio de tração, o registro da curva de tensão/deformação é feito através de medições simultâneas da força F aplicada e da variação do comprimento sofrido pelo corpo de prova durante a realização do ensaio (ZIEDAS; TATINI, 1997);

3) Carga é a força aplicada ou esforço externo à estrutura responsável pelas deformações da mesma. A força máxima representa a maior carga recebida pela estrutura antes de se romper (DADALT FILHO, 2001);

4) Deformação de Ruptura: quando um corpo recebe uma força inicialmente maior àquela que produz a deformação plástica, gerando sua ruptura (COTO et al., 2007);

5) Energia na Força Máxima: energia absorvida no ponto de ruptura (N.mm) (SILVA et al., 2013);

6) Material Viscoelástico: apresenta simultaneamente comportamento mecânico que engloba propriedades do material elástico e viscoso. O ritmo de retorno elástico é determinado pelas propriedades do material, em particular a quantidade de resistência viscosa. É possível observar uma fase de deformação plástica, a qual ocorre quando se excede o limite elástico do material (WHITING; ZERNICKE, 2001).

Os ensaios mecânicos de tração foram realizados em máquina universal de ensaios EMIC DL10000 (INSTRON EMIC, São José dos Pinhais, PR, 83020, Brasil) de alta precisão para cargas até 200 kg do Laboratório de Bioengenharia da FMRP-USP, Ribeirão Preto, SP (Figura 9). Foram utilizadas garras apropriadas desenvolvidas no Laboratório de Bioengenharia para a fixação das extremidades do nervo, que não permitiram a soltura destas extremidades até em carga muito superior à suportada pelas suturas. Os nervos ciáticos colhidos apresentavam comprimento variando de 13 a 14 cm e ao fixá-los nas garras, procurou-se manter uma uniformidade de tamanho entre esses. Após a fixação das extremidades do nervo suturado nas garras, uma pré-carga de 0,5N foi aplicada para tensionamento leve da montagem. Em seguida, iniciou-se a tração contínua, com velocidade de 5 mm/min. O teste consistiu em submeter as suturas a uma carga de tensão gradualmente aumentada. Durante o período de teste, as propriedades mecânicas como Força Máxima (N), Deformação de Ruptura (mm) e Energia na Força Máxima (E_FMAX) em N.mm foram aferidas através de software TESC versão 3.04. O critério de colapso (interrupção do ensaio) foi definido como o ponto em que a carga de tração aplicada no nervo diminuiu abruptamente, ou seja, ao atingir 40% de perda de força e/ou atingir 10 mm de tração (Figuras 10, 11, 12 e 13). Ao atingir o critério de colapso, o ensaio cessa imediatamente.

Figura 9 - Máquina Universal de Teste - EMIC modelo DL-10000

Figura 10 – Ensaio mecânico de tração em sutura do Grupo 2 (início e término do ensaio)

Figura 11 - Ensaio mecânico de tração em sutura do Grupo 3 (início e término do ensaio)

Figura 12 - Ensaio mecânico de tração em sutura do Grupo 4 (início e término do ensaio)

Figura 13 - Ensaio mecânico de tração em sutura do Grupo 5 (início e término do ensaio)

3.4 Análise estatística

O teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para análise de normalidade dos dados obtidos. Para verificar a homogeneidade da variância foi utilizado o teste de Levene. Os grupos controle e experimental foram comparados usando uma análise de uma via de variância (*one way* ANOVA). Nos casos em que o teste *one-way* ANOVA demonstrou significância foi utilizado o teste *post-hoc* Fisher. Foi considerado o nível convencional de significância de $p < 0,05$.

4 RESULTADOS

4.1 Força Máxima

Em relação aos dados de estudo da Força Máxima, foi encontrada diferença estatística entre o grupo controle (G1) e os demais grupos de suturas. Também foi observada diferença quando comparado o grupo G3 aos grupos G2 e G5. Porém, não foi encontrada diferença na comparação entre os dados do grupo G4 em relação aos dos grupos G2, G3 e G5, o que também foi observado na comparação entre os grupos G3 e G4 e entre G2 e G5 (Tabela 1).

Os valores do desvio padrão, da média da Força Máxima, média, média mínima máxima estão apresentados na Figura 14 e Tabela 2.

Tabela 1 - Valores do p na análise da Força Máxima comparada entre os grupos de sutura

Valor de p					
Grupo	1	2	3	4	5
1		0,000000*	0,000000*	0,000000*	0,000000*
2	0,000000*		0,019976*	0,107127	0,841867
3	0,000000*	0,019976*		0,410034	0,030620*
4	0,000000*	0,107127	0,410034		0,153150
5	0,000000*	0,841867	0,030620*	0,153150	

Teste Post Hoc Fisher ($p < 0,05$) *

Figura 14 - Propriedades tensoras de cada grupo (média e desvio padrão) em relação à Força Máxima (N)

Tabela 2 – Comparação entre as variáveis: desvios padrão, média, média mínima e máxima das propriedades tensoras de cada grupo em relação à Força Máxima (N)

Grupos	DP	Força Máxima (Média)	Média Mínima	Média Máxima
G1	7,609	33,82	24,33	40,96
G2	0,428	2,08	1,43	2,63
G3	0,453	3,30	2,69	3,74
G4	0,747	2,89	1,78	3,68
G5	0,422	2,17	1,64	2,78

Ao realizar a comparação entre o grupo G3 com os demais grupos de estudo (G2, G4 e G5) em relação à resistência a tração, observou-se uma maior resistência do grupo G3 (Tabela 3).

Tabela 3 – Comparação entre o grupo G3 com G2, G4 e G5 em relação à Força Máxima (N) e o resultado, em porcentagem, da resistência à força de tração.

Grupos	Força máxima (Média)	Força de tração (%)
Grupo 3	3,301	59%
Grupo 2	2,076	
Grupo 3	3,301	14,02%
Grupo 4	2,895	
Grupo 3	3,301	51,84%
Grupo 5	2,174	

4.2 Deformação de Ruptura

Na análise dos dados do estudo da Deformação de Ruptura foi encontrada diferença significativa do grupo controle (G1) em relação aos grupos G2 e G5, e não houve diferença entre o G1 e os grupos G3 e G4. Também foi encontrada diferença entre o grupo G3 com os grupos G2 e G5, bem como entre o grupo G4 com os grupos G2 e G5 (Tabela 4). Entretanto, não houve diferença estatística na comparação entre os grupos G3 e G4.

Os valores do desvio padrão, da média da Deformação de Ruptura, média, média mínima e máxima estão apresentados na Figura 15 e Tabela 5.

A Deformação de Ruptura do grupo G3 foi semelhante à do G1, indicando que ambos atingiram o critério de colapso determinado (10 mm) sem rompimento. A do grupo G2 (sutura epineural) atingiu 4,96 mm (média), quando foi observado seu rompimento (Tabela 5).

Tabela 4 - Valores de p na análise da Deformação de Ruptura comparada entre os grupos de sutura

Grupo	Valor de p				
	1	2	3	4	5
1		<i>0,000021*</i>	0,986212	0,291793	<i>0,001112*</i>
2	<i>0,000021*</i>		<i>0,000020*</i>	<i>0,000251*</i>	0,100999
3	0,986212	<i>0,000020*</i>		0,284283	<i>0,001068*</i>
4	0,291793	<i>0,000251*</i>	0,284283		<i>0,013154*</i>
5	<i>0,001112*</i>	0,100999	<i>0,001068*</i>	<i>0,013154*</i>	

Teste Post Hoc Fisher ($p < 0,05$)*

Figura 15 - Propriedades tensoras de cada grupo (média e desvio padrão) em relação à Deformação de Ruptura (mm)

Tabela 5 - Comparação entre as variáveis desvio padrão, média, média mínima e máxima das propriedades tensoras de cada grupo em relação à Deformação de Ruptura (mm)

Grupos	DP	Deformação de Ruptura (Média)	Média Mínima	Média Máxima
G1	0,002	10,01	10,01	10,02
G2	2,251	4,96	2,94	8,65
G3	0,011	10,03	7,93	10,02
G4	1,662	9,03	6,18	10,02
G5	1,662	6,53	3,63	6,75

4.3 Energia na Força Máxima

Em relação aos dados da Energia na Força Máxima não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos de suturas. A diferença foi observada somente na comparação entre o grupo controle com os grupos de sutura (G2, G3, G4 e G5) (Tabela 6).

Os valores do desvio padrão, da média da Energia na Força Máxima, média mínima e máxima estão apresentados na Figura 16 e Tabela 7.

O Grupo G3 apresentou três vezes (305%) mais capacidade de absorver energia (Energia na Força Máxima) que a do grupo G2, 63,65% mais que a do Grupo G4 e 272,64% mais capacidade de absorver energia que a do Grupo 5 (Tabela 7).

Tabela 6 - Valores de p na análise da Energia na Força Máxima na comparação entre os grupos de sutura

Valor de p					
Grupos	1	2	3	4	5
1		0,000000*	0,000000*	0,000000*	0,000000*
2	0,000000*		0,311594	0,638481	0,951761
3	0,000000*	0,311594		0,580985	0,340297
4	0,000000*	0,638481	0,580985		0,681973
5	0,000000*	0,638481	0,340297	0,681973	

Teste Post Hoc Fisher ($p < 0,05$)*

Figura 16 - Propriedades tensorais de cada grupo (média e desvio padrão) em relação à Energia na Força Máxima (N. mm)

Tabela 7 - Comparação entre as variáveis: desvios padrão, da média, mínima e máxima das propriedades tensoras de cada grupo em relação à Energia na força Máxima

Grupos	DP	Energia na Força Máxima (Média)	Média Mínimo	Média Máximo
G1	61,80	171,9	7,542	10,02
G2	2,661	5,97	3,37	9,85
G3	4,207	18,24	14,82	25,15
G4	2,301	11,61	9,40	14,86
G5	2,345	6,69	4,23	9,00

5 DISCUSSÃO

O reparo das lesões de nervo periférico constitui um importante problema clínico e encontrar a melhor sutura é um grande desafio.

O Nervo ciático de porco foi escolhido para este estudo experimental por ter diâmetro semelhante ao nervo mediano humano e o emprego de nervo humano em pesquisa extra vivo apresenta problemas éticos.

As suturas epineurais são as mais utilizadas e foram comparadas às suturas epineurais com reforço de duas suturas extra-lesionais, suturas epineurais com reforço com tela Ultrapro® (malha cirúrgica sintética não absorvível) e suturas epineurais com reforço de duas veias.

Os procedimentos cirúrgicos realizados utilizaram técnicas microcirúrgicas, sendo necessário um treinamento prévio para tal.

Foram encontrados na literatura somente estudos que avaliaram as propriedades tensoras em nervos periféricos intactos e lesados (ABRAMS et al., 1988; RYDEVIK et al., 1990; CLARK et al., 1992; SUNDERLAND et al., 2004; BAI et al., 2015).

Millesi, Meissl e Berger (1972) indicaram o enxerto nervoso em sutura epineural sob tensão ou em falhas segmentares e a sua utilização melhorou significativamente os resultados clínicos com o emprego de técnicas microcirúrgicas. Kalomiri, Soucacos e Beris (1994) também relataram melhores resultados com a utilização do enxerto nervoso em relação à sutura término-terminal sob tensão.

Seguindo este raciocínio, nas perdas de substância nervosa nenhum método cirúrgico se mostrou melhor do que o enxerto autógeno, todavia este apresenta o inconveniente de lesar um nervo normal, acarretando danos na área doadora (LOLLEY et al., 1995). O problema nesta abordagem é o déficit neurológico causado pela retirada de um nervo sadio (SMITH, 1966; MILLESI; MEISSL; BERGER, 1972; MILLESI; MEISSL; BERGER, 1976; HAASE, 1980; PUBURSKI; MALIN; STARK, 1985; NOVAK; KELLY; MACKINONN, 1992; SIGH; MECHELSE, 1992; PERRY; BRIL, 1994). Smith (1966) evidenciou que a contratura no enxerto resultante do período de isquemia que ocorre antes do enxerto tornar-se vascularizado pode alterar a regeneração nervosa e que o axônio em regeneração tem que atravessar dois locais de sutura e o crescimento neuronal pode ser impedido ou alterado pelo tecido cicatricial acarretado pelas suturas.

Sunderland et al (2004) descreveram que a tensão da sutura também é um fator desfavorável à regeneração nervosa, ocasionando um alto grau de fibrose no sítio de sutura, a diminuição da fibra nervosa e do tecido neural. Referiram que, em lesões nervosas sem perda neural, o local do reparo término-terminal pode ficar sob tensão concordando com a conclusão de Millese (1993).

Frequentemente, na prática cirúrgica, realiza-se a sutura sob tensão nas lesões de nervos (SUNDERLAND et al., 2004), o que leva a tomar decisões complementares, tais como a imobilização do nervo, a ampla dissecação para reduzir a tensão, a transposição do nervo, o encurtamento ósseo e o posicionamento da articulação em flexão excessiva em pós-operatório para diminuição da tensão. Bai et al. (2015) descreveram que estas abordagens podem ser úteis, dependendo da situação de *stress* da sutura nervosa.

Diante disso, muitos cirurgiões preconizam rotineiramente a proteção da sutura admitindo que técnicas de sutura costumeiramente utilizadas podem não resistir até mesmo em situações de tensões mínimas *in situ* (NISHIMURA et al., 2008). Para tanto, períodos de imobilização de até seis semanas são sugeridos e aplicados (TEMPLE et al., 2004; ROLFE, 2010) e a experiência clínica empírica é usada principalmente em relação à orientação na reabilitação do membro após o reparo do nervo (ABRAMS et al., 1998).

Os efeitos adversos de imobilização e, por outro lado, os efeitos benéficos do movimento sobre a cartilagem e os tecidos moles são bem conhecidos (KNAPICK et al., 2013). Estes autores relataram que essa imobilização gera situações conflitantes na reabilitação pós-operatória. Há poucas informações a respeito do melhor momento para mobilizar com segurança uma extremidade após o reparo nervoso. Por exemplo, no reparo de lesão de nervo digital simultânea à reparação do tendão flexor no mesmo dígito, há o conflito entre a necessidade de mobilização do tendão e a necessidade de mantê-lo imobilizado devido ao reparo nervoso. De acordo com Nishimura et al (2008), o reparo de uma lesão de nervo periférico deve idealmente permitir o movimento precoce do membro afetado e resistir ao rompimento provocado pelas forças tensoras geradas durante o processo de regeneração e cicatrização.

Dos muitos estudos (ABRAMS et al., 1988; RYDEVIK et al., 1990; CLARK et al., 1992; SUNDERLAND et al., 2004; BAI et al., 2015) baseados em nervos intactos ou agudamente lesados para investigar tanto a mecânica do nervo como os efeitos fisiológicos do alongamento do nervo sobre propriedades de tração dos nervos periféricos, Miyamoto (1979)

concluiu que uma tensão acima de 25 gramas na sutura nervosa provoca a diminuição do fluxo sanguíneo e lesão em vasos endoneurais.

Bora, Richardson e Black (1980), em investigação de propriedades de tração do nervo ciático de ratos reparado com sutura epineural, após sete semanas da sutura, encontraram extensões iguais de rigidez linear entre os nervos reparados e controles intactos, sugerindo que os tecidos nervosos são capazes de se ajustar a graus leve e moderado de tensão.

Em outra análise, envolvendo alterações na condução nervosa em nervo tibial de coelho sob tensão, Wall et al (1992) tentaram definir um limite seguro para tensão nervosa. Foi demonstrado que com 6% de tensão realizada durante uma hora, a amplitude do potencial de ação tinha diminuído em 70% na primeira hora e voltou ao normal durante o período de recuperação. E com 12% de tensão a condução foi completamente bloqueada por uma hora, alcançando uma recuperação mínima. Os autores concluíram que estes achados têm implicações clínicas em reparo nervoso, trauma em membro e alongamento de membros.

Clark et al (1992) demonstraram uma correlação inversa entre o fluxo sanguíneo nos nervos e tensão da sutura. Com 8% de alongamento do nervo suturado, o fluxo sanguíneo do nervo diminuiu em cerca de 50%, seguido por uma recuperação substancial no tempo de 30 minutos e com 15% de alongamento houve uma redução de aproximadamente 80% no fluxo de sangue com uma recuperação mínima. Concluíram que a tensão da sutura pode afetar o fluxo sanguíneo das fibras nervosas e, conseqüentemente, levar ao fracasso da reparação da lesão.

Sunderland et al (2004) forneceram evidências de que os nervos podem suportar certo grau de alongamento antes de a regeneração ser afetada negativamente. Em seu modelo de nervo ciático de ratos, lesões nervosas com lacunas de até seis milímetros poderiam ser suturadas em tensão, apresentando recuperação anatômica e funcional semelhante ao obtido com um intervalo de zero milímetro. Somente quando os nervos foram alongados para superar uma lacuna nove milímetros (correspondentes a cerca de 0,56 N de força de tração) houve um impacto negativo demonstrável na regeneração.

Os achados destes autores, Miyamoto (1979), Bora, Richardson e Black (1980), Wall et al. (1992) e Sunderland et al. (2004) confirmam o uso de sutura sem tensão para não interferir na regeneração nervosa.

Um estudo especificamente em mecânica realizado por Sunderland e Bradley (1961) mostrou que os nervos periféricos são viscoelásticos, apresentando curvas de tensão-

deformação análogas às do tecido conjuntivo e podem tolerar alongamentos de 15% a 23% antes de falha mecânica. Os autores estudaram as propriedades de nervos intactos.

Outro estudo sobre a viscoelasticidade de nervo (KENDAL et al., 1979) mostrou que a tensão necessária para o reparo da lesão muda após a cirurgia e sob uma força constante fixa foi observada uma redução da tensão em cerca de 30 por cento nos primeiros dez minutos e diminuindo mais nos 20 minutos seguintes. Hara et al. (2012) repararam com sucesso um defeito de 20 mm do nervo mediano lesado em antebraço de macaco através do alongamento gradual simultâneo de ambos os cotos nervosos. Neste artigo, o método nervo-alongamento apresentou resultados superiores na velocidade de condução nervosa, maturação do axônio e testes funcionais em relação aos do auto enxerto.

A sutura do grupo 3 da presente pesquisa é baseada na inversão do Princípio de Saint-Venant (que trata da distribuição de forças de tração em corpos elásticos) proposto por De Medinaceli (1994). De acordo com este autor não ocorreria tensão na extremidade do coto a partir do local de sutura, promovendo um deslocamento uniforme de toda a estrutura e uma coaptação suave dos cotos nervosos. Os relatos de Sunderland e Bradley (1961), Kendal et al. (1979), Bora, Richardson e Black (1980) e Hara et al. (2012) corroboram os dados das suturas do Grupo 3 que atingiram 10 mm de tração (deformidade de ruptura) sem rompimento, indicando que a viscoelasticidade dos nervos periféricos é uma característica importante para o alongamento.

Com o objetivo de estudar o tempo de proteção que o reparo nervoso com sutura epineural requer, Abrams et al. (1998) estudaram as propriedades de tração da sutura em lesões de nervos ciáticos de ratos reparados com sutura epineural. Investigaram o desempenho de suturas epineurais em nervos ciáticos lesados de 43 ratos, divididos em oito grupos que foram sacrificados em 0, 1, 2, 4, 7, 21, 56, ou 70 a 84 dias após a reparação nervosa, cujos nervos coletados foram submetidos ao estudo em máquina de tração universal. Todos os nervos foram tensionados até a falha, a qual foi definida como o ponto em que a carga diminuiu abruptamente (critério de colapso). Propriedades tensoras como carga máxima (em gramas), tensão de ruptura (em Mpa) e deformação final (em %) foram estudadas. A deformação final foi definida como a tensão na falha. Concluíram que a partir do sétimo dia não houve alterações mecânicas nas suturas epineurais. No presente trabalho a reparação nervosa foi feita *extra vivo* e o estudo realizado logo após o reparo, e foram analisados outros dados mecânicos [Energia Máxima (N), Deformação de Ruptura (mm) e Energia na Força Máxima] de quatro tipos diferentes de técnicas de suturas, e Abrams et al. (1998) estudaram

apenas a sutura epineural. Outro ponto que diferiu foi o critério de colapso avaliado. Abrams et al. (1998) definiram como critério de colapso o ponto em que a carga diminui abruptamente. No presente estudo foi definido como critério de colapso 10 mm de alongamento ou 40% de perda de força a uma tração contínua.

Temple et al. (2004) realizaram seu estudo em máquina de tração universal e tração com velocidade de 5mm/mim, porém utilizaram como critério de colapso a presença de separação do sítio de sutura. Rydevik et al. (1990) estudaram as propriedades tensoras de nervos tibiais de coelhos intactos que foram submetidos à tensão em máquina universal de ensaio à tração contínua com velocidade de 1 cm/mim e adotaram como critério de colapso a diminuição abrupta da carga de força aplicada. Na presente pesquisa, usou-se tração contínua com velocidade de 5 mm/min e o critério de colapso foi definido como o ponto em que a carga de tração aplicada ao nervo diminuiu abruptamente, ou seja, 40% de perda de força e/ou atingir 10 mm de tração.

Valin et al. (1994), em rato, compararam lesão de nervo ciático suturado com ponto epineural e reforçado com placa de polímero de mamoma e sutura epineural sem reforço, e evidenciaram um aumento de 300% na resistência à tração da sutura com reforço. No presente estudo, as suturas com reforço extra-lesionais também apresentaram maior resistência à tração.

Para efeito de comparação, confrontou-se neste estudo a sutura mais comumente usada (epineural) com suturas epineurais com reforço de material autógeno (veia) e com material cirúrgico sintético (Ultrapro®) e sutura epineural com duas suturas extra-lesionais, baseada no princípio de De Medinaceli (1994).

A presente investigação foi limitada em analisar o ensaio mecânico de tração axial de quatro tipos de suturas em nervos ciáticos seccionados de porco e avaliar os resultados quanto à força máxima, deformação de ruptura e energia na força máxima. A tela (sistema) Ultrapro®, utilizado nas suturas do Grupo 4, é um dispositivo da Ethicon de tela macroporosa parcialmente absorvível desenvolvido para reparos de hérnia inguinal. A sua utilização na pesquisa foi meramente para a comparação no ensaio mecânico de tração. O seu emprego em neurografia não é usual.

A sutura utilizada no Grupo 3 não apresentou diferença estatística em relação a sutura utilizada no Grupo 4. O mesmo ocorreu entre a sutura do Grupo 2 e a do Grupo 5.

A sutura do Grupo 3 apresentou maior resistência a força de tração axial. A Força Máxima utilizada para atingir o colapso no Grupo 3 foi superior em 59% à usada no Grupo 2.

Foi superior em 14,02% em relação a empregada no Grupo 4 e 51,84% em relação a usada no Grupo 5. Dentre estes resultados, destaca-se a superioridade na comparação com a sutura do Grupo 2, que é a sutura comumente utilizada na reparação de lesão de nervo periférico

A sutura do Grupo 3 exibiu maior capacidade de absorver energia (Energia na Força Máxima). A sutura do Grupo apresentou 3 vezes (305%) mais capacidade de absorver energia que o grupo G2, 63,65% mais que o Grupo 4 e 272,64% mais que o Grupo 5.

A sutura do Grupo 3 atingiu 10mm (critério de colapso) sem rompimento, no estudo mecânico da Deformação de Ruptura, apresentando resultado semelhante ao Grupo 1 (controle). O que não foi verificado nos outros grupos de sutura, A sutura do Grupo 2 atingiu 4,92mm; a do Grupo 4 alcançou 9,03mm e a do Grupo 5, 6,53mm.

As suturas do Grupo G2 e G5 apresentaram resultados semelhantes em relação a resistência a força de tração axial (Força Máxima), a capacidade de absorver energia (Energia na Força Máxima) e ao rompimento na Deformação de Ruptura. Os Grupos G2 e G5 não apresentaram diferença, apesar da utilização de reforço extra-lesional com veia no Grupo 5, provavelmente devido a propriedade viscoelástica da veia.

Os resultados desse estudo fornecem orientações para a realização da sutura do Grupo 3 em lesões sob tensão, evitando o uso de enxerto de nervo e gerando condições mais adequadas e segura para a reabilitação precoce.

6 CONCLUSÕES

a) A sutura do Grupo 3 alcançou melhor desempenho em relação a Força Máxima, a Deformação de Ruptura e a Energia na Força Máxima.

b) Há benefício mecânico ao sítio de sutura quando o princípio de De Medinaceli é utilizado.

REFERÊNCIAS

- ABRAMS, R.A.; BUTLER, J.M.; FOWLER, S.B.; BOTTE M.J. Tensile properties of the neurorrhaphy site in the rat sciatic nerve. **J Hand Surg.** Philadelphia, v. 23, n.3: 465-470, 1998.
- BAI, L.; WANG, T.B.; WANG, X.; ZHANG, W.W.; XU, J.H.; CAI, X.M.; ZHOU, D.Y.; CAI, L.B.; PAN, J.; TIAN, M.T.; CHEN, H.; ZHANG, D.Y.; FU, Z.G.; ZHANG, P.X.; JIANG, B.G. Use of nerve elongator to repair short-distance peripheral nerve defects: a prospective randomized. **Neural Regen Res.** Shenyang, v. 10, n.1:79-83, 2015.
- BRANDT, J.; DAHLIN, L.B.; LUNDBORG, G. Autologous tendons used as grafts for bridging peripheral nerves defects. **J. Hand Surg Br.** Edinburgh, v. 24, n.3: 284-290, 1999.
- BORA, F.W.; RICHARDSON, S.; BLACK J. The biomechanical responses to tension in a peripheral nerve. **J Hand Surg.** Philadelphia, v. 5, n.1: 21-25, 1980.
- CLARK, W.L.; TRUMBLE, T.E.; SWIONTKOWSKI, M.F.; TENCER, A.F. Nerve tension and blood flow in a rat model of immediate and delayed repairs. **J Hand Surg.** Philadelphia, v. 17, n.4: 677-687, 1992.
- COTO, N.P.; BRITO, R.; COSTA, R.A.; ANTONIAZZI, T.F.; CARVALHO, E.P.C. Mechanical behavior of Ethylene Vinyl Acetate copolymer (EVA) used for fabrication of mouthguards and interocclusal splints. **Braz. Dent. J.** Ribeirão Preto, v. 18, n.4: 324-328, 2007.
- DANIEL R.K.; TERZIS J.K. **Reconstructive microsurgery.** Boston: Little Brown; 1997.
- DADALT FILHO, LUIZ GONZAGA. **Estudo experimental comparativo da reparação nervosa com sutura sob tensão, enxerto de nervo e segmento de veia para alívio de tensão.** 2001. Tese (Doutorado em Ciências Médicas) - Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2001.
- DE MEDINACELI, L.; WYATT, R.J.; FREED, W.J. Peripheral nerve reconnection: mechanical, thermal and ionic conditions the promote the return of function. **Exp. Neurol.** New York, v. 81: 469-487, 1983.
- DE MEDINACELI, L. **Cell surgery to repair divided nerves.** New York: Casis, 1994.
- FERREIRA, M.C.; EHART, E.A.; MARCHESE, A.T.; AZZE, A.J. Microcirurgia de nervos periféricos: nova técnica. **Rev Paul Med.** São Paulo, v. 84: 52-53, 1974.
- HAASE, J. Median and ulnar nerve transactions treated with microsurgical interfascicular cable grafting with autogenous sural-nerve. **J Neurosurg.** Chicago, v. 53, n.1: 73-84, 1980.
- HARA, Y.; NISHIURA, Y.; OCHIAI N.; SHARULA; NAKAJIMA, Y.; KUBOTA, S.; SAIJILAFU; MISHIMA, H. New treatment for peripheral nerve defects: reconstruction of a 2 cm, monkey median nerve gap by direct lengthening of both nerve stumps. **J Orthop Res.** New York, v. 30, n.1: 153-161, 2012.

HUETER, K.: Die Allgemeine Chirurgie. Leipzig, Vogel Verlag, 1873.

KALOMIRI, D.E.; SOUCACOS, P.N.; BERIS, A.E. Nerve grafting in peripheral nerve microsurgery of upper extremity. **Microsurg.** New York, v. 15, n.7: 506-511, 1994.

KENDALL, J.P; STOKES, I.A; O'HARA, J.P; DICKSON, R.A. Tension and creep phenomena in peripheral nerve. **Acta Orthop Scand.** Copenhagen, v. 6, n.6: 751-755, 1979.

KNAPICK, D.M.; HARRIS, J.D.; PANGRAZZI, G.; GRIESSER, M.J.; SISTON, R.A.; AGARWAL, S.; FLANIGAN, D.C. The Basic science of continuous passive motion in promoting knee health: A systematic review of studies in a rabbit model. **Arthroscopic.** New York, v. 29, n.10: 1722-1731, 2013.

LOLLEY, R.D.; BOSE, W.J.; BASTIAN, F.; BASSAM, B.; MEYER, F.N.; ANDERSON, L.D. Vein silastic, and polyglycolic acid fine mesh: a comparative study in peripheral nerve repair. **Ann Plast Surg. Boston**, v. 35, n.3: 266-271, 1995.

LUNDBORG, G. Nerve regeneration and repair. **Acta Orthop Scand.** København v. 58, n.2: 145-169, 1987.

MCDONALD, D.S.; BELL, M.S. Peripheral nerve gap repair facilitated by a dynamic tension device. **Can J Plast Surg.** Oakville, v. 18, n.1: e17-e19, 2010.

DE MEDINACELI, L. **Cell surgery to repair divided nerves.** New York: Casis, 1994.

MILLES, H.; MEISSL, G.; BERGER, A. The interfascicular nerve grafting of the median and ulnar nerves. **J Bone Joint Surg Am.** Boston, v. 54-A, n.4: 727-750, 1972.

MILLES, H.; MEISSL, G.; BERGER, A. Further experience with interfascicular grafting of the median, ulnar and radial nerves. **J Bone Joint Surg Am.** Boston, v. 58, n.2: 209-218, 1976.

MILLES, H. Microsurgery of Peripheral Nerves. **World J Surg.** New York, v. 3, n.1: 67-79, 1979.

MILLES, H. Interfascicular nerve grafting. **Orthop Clin North Am.** Philadelphia, v. 12, n.2: 287-301, 1981.

MILLES, H. Forty-two years of peripheral nerve surgery. **Microsurgery.** New York, v. 14, n.4: 228-233, 1993.

MIYAMOTO, Y. Experimental study of results of nerve suture under tension vs nerve grafting. **Plast Reconstr Surg.** Baltimore, v. 64, n.4: 540-549, 1979.

NISHIMURA, M.T.; MAZZER, N.; BARBIERI, C.H.; MORO, C.A. Mechanical resistance of peripheral nerve repair with biological glue and with conventional suture at different postoperative times. **J. Reconstr. Microsurg.** New York, v. 24, n.5: 327-332, 2008.

ORTIGUELA, M.E.; WOOD, M.B.; CAHILL, D.R. Anatomy of sural nerve complex. **J. Hand. Surg.** Philadelphia, v. 12, n.6: 19-23, 1987.

PERRY, J.R.; BRIL V. Complications of sural nerve biopsy in diabetic versus non-diabetic patients. **Can. J. Neuro Sci.** Calgary, v. 21, n.1: 34-37. 1994.

PHILLIPEAUX JM, VULPIAN A. Note sur les Essais de greffe d'un tronçon de nerf lingual entre les deux bouts de l'hypoglose. *Arch Physiol Norm Path.* v.3, p.618. 1870.

PUBURSKI, R.; MALIN, J.P.; STARK, E. Sequelae of sural nerve biopsies. **Clin Neurol Neurosurg.** Amsterdam v. 87, n.3: 193-199, 1985.

NOVAK, C.B.; KELLY, L.; MACKINONN, S.E. Sensory recovery after median nerve grafting. **J Hand Surg.** Philadelphia, v. 17, n.1: 59-68, 1992.

RAPPAPORT, W.D.; VALENTE, J.; HUNTER, G.C.; RANCE, N.E; LICK, S.; LEWIS, T.; NEAL, D. Clinic utilization and complications of nerve sural biopsy. **Am. J. Surg.** New York, v.166, n.3: 252-256, 1993.

ROLFE, B. Nerve repair. In: Green DP, **Operative hand surgery.** Philadelphia: Churchill Livingstone, 2010, cap. 32: 1035-1074.

RYDEVIK, B.L.; KWAN, M.K.; MEYERS, R.R.; BROWN, R.A.; TRIGGS, K.J.; WHOO, S.L.; GARFIN, S.R.I. An in vitro mechanical and histological study of acute stretch in on rabbit tibial nerve. **J Orthop Res.** New York. v. 8, n.5: 694-701, 1990.

SEDDON, H.J. The use of autogenous grafts for the repair of large gaps in peripheral nerves. **Br J Surg.** Bristol, v. 35, n.138: 151-166, 1947.

SHERREN, J. Some points in the surgery of the peripheral nerves. **Edinb Med J.** Edinburgh, v. 20: 297-332, 1906.

SIEMIONOW, M.; TETIK, C.; OZER, K.; AYHAN, S.; SIEMIONOW, K.; BROWNE, E. Epineural sleeve neurography: surgical technique and functional results – a preliminary report. **Ann Plast Surg.** Boston, v. 48, n.3: 281-285, 2002.

SIGH, R.; MECHELSE, K. Long-term results of transplantations to repair median, ulnar and radial nerve lesions by a microsurgical interfascicular autogenous cable graft technique. **Surg Neurol.** Tryon, v. 37, n.6: 425-431, 1992.

SILVA, S.F.; MARQUES, M.S.; SILVA, J.B.; BENTO, B.J.; NETO O.T.; CORRÊA, M.A. Desenvolvimento de sistema para reprodução e análise de curvas força-distensão em tendões calcâneos de ratos. **Rev. Ciênc. Méd. Biol.** Salvador, v. 12, n.1: 15-21, 2013.

SMITH, J.W. Factors influencing nerve repair II. Collateral circulation of peripheral nerves. **Arch Surg.** Chicago, v. 93, n.3: 433-437, 1966.

SMITH, J.W. Microsurgery of nerves peripheral. **Plast Reconstr Surg.** Baltimore, v. 33: 317-329, 1964.

STANIFORTH, P.; FISHER, T.R. The effects of sural nerve excision in Autogenous nerve grafting. **Hand**. New York, v. 10, n.2: 187-190, 1978.

SUNDERLAND, S.; BRENNER, M.J.; SINGHAM, J.; RICKMAN, S.R.; HUNTER, D.A.; MACKINNON, S.E. Effect of tension on nerve regeneration in rat sciatic nerve transection model. **Ann Plast Surg**. Boston, v. 53, n.4: 382-387, 2004.

SUNDERLAND, S.; BRADLEY K.C. Stress-strain phenomena a in human peripheral nerve trunks. **Brain**. Londron. n.84: 102-19, 1961.

SUNDERLAND, S. The anatomy and physiology of nerve injury. **Muscle & Nerve**. New York, v. 13, n.9: 771-784, 1990.

SZYLEJKO, A.; BIELECKI, M.; TERLIKOWSKI, R. Epidemiology of upper limb peripheral nerve injuries in the material collected in the Department of Orthopedics and Traumatology Medical University of Bialystok. **Progress in Health Sciences**. Białystok, n.5, v. 1: 130-138, 2015.

TEMPLE, C. L. F.; ROSS, D.C.; DUNNING, C.E.; JOHNSON, J.A. Resistance to Disruption and Gapping of Peripheral Nerve Repairs: An In Vitro Biomechanical Assessment of Techniques. **J Reconstr Microsurg**. New York, v. 20, n.8: 645-650, 2004.

TERZIS, J.; KOSTOPOULOS, V.K.; Vascularized Ulnar Nerve Graft: 151 Reconstructions for Posttraumatic Brachial Plexus Palsy. **Plastic & Reconstructive Surgery**. Baltimore, v. 3, n.4: 1276-1291, 2009.

THE LANCET. The Surgery of Peripheral Nerves, v. 169, n. 4354: 374, 1907.

TREHAN, S.K.; MODEL, Z.; LEE, S K. Nerve repair and nerve grafting. **Hand Clinic**. Philadelphia, v. 32, n.2: 119-125, 2016.

VALIN, E.C.; AURÉLIO, P.; MAZZER, N; BARBIERI, C.H. Uso da placa de polímero da mamona para aumentar a resistência da sutura nervosa. Estudo experimental em nervo ciático de rato “in vitro”. **Medicina**. Ribeirão Preto, v. 27, n 3-4: 420 - 489, 1994.

WALL, E.J.; MASSIE, J.B.; KWAN, M K; RYDEVIK, B.L.; MYERS R.R.; GARFIN S.R.; Experimental stretch neuropathy. Changes in nerve conduction under tension. **J Bone Joint Surg Br**. London. v. 74, n.1: 126-129, 1992.

WHITING, W. C.; ZERNICKE, R. F. **Biomecânica da Lesão Músculo Esquelética**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

WOJTKIEWICZ, D.M.; SAUNDERS, J.; DOMESHEK, L.; NOVAK, C.B.; KASKUTAS, V.; MACKINNON, S.E. Social impact of peripheral nerve injuries. **Hand**. New York, v. 10, n.2: 161-167, 2015.

ZIEDAS, S.; TATINI, I. Soldagem. **Coleção Tecnológica Senai**. São Paulo: Senai, 1997.

ANEXO 1¹

Parecer da Comissão de Ética no uso de animais (CEUA) do ICARD

CERTIFICADO - CEUA
COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS - CEUA

Título da Pesquisa: "Propriedades Tensoras de uma Nova Sutura em Nervo Ciático de Porco."

Pesquisador Responsável: Marco Aurélio Sertório Grecco.

Instituição Proponente: USP-RP **Número do Parecer:** 010/2013

Quantidade de Animais: 20 unidades **Espécie:** Suínos (Large White)

Por estar em concordância com a Lei 11.794, de 8 de outubro de 2008 e suas complementares, e de acordo com os Princípios Éticos de Experimentação Animal adotados pela Comissão de Ética no Uso de Animais do IRCAD Brazil, o protocolo de pesquisa foi APROVADO em 07/10/2013.

Solicitamos que sejam encaminhados ao CEUA:

- Relatório parcial previsto para 07 de Outubro de 2014.
- Solicitar autorização prévia do CEUA para efetuar qualquer mudança nos protocolos anteriormente aprovados.
- Notificar imediatamente ao CEUA a ocorrência de qualquer acidente com animais na Instituição, relatando as ações saneadoras porventura adotadas.
- Notificar ao CEUA as mudanças na Equipe Técnica.

Os dados individuais de todas as etapas da pesquisa devem ser mantidos em arquivo após conclusão do Estudo.

Barretos, 07 de Outubro de 2013.

Dr. Croider Franco Lacerda
Presidente

Daniela Girardi
Assistente de CEUA

Comitê de Ética no Uso de Animais - IRCAD Brazil
Rua Antenor Duarte Vilela, 1331 - Bairro Dr. Paulo Prata, Barretos / SP - CEP: 14.784-400
Telefone: (17)3321-6600 - Ramal: 6894
E-mail: cep@icardbarretos.com.br

¹ O título do projeto foi mudado durante a realização do trabalho, mas não ocorreram mudanças na metodologia proposta inicialmente à Comissão de Ética em Experimentação Animal.

ANEXO 2

O parecer da Comissão de Ética no uso de animais (CEUA) do ICARD após mudança de título do projeto

CERTIFICADO - CEUA
COMITÊ DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS – CEUA
FUNDAÇÃO PIO XII IRCAD BRAZIL

Certificamos que a proposta intitulada “Propriedades Tensoras em Sítio de Neurorrafia: Estudo Experimental em Nervos Ciáticos de Porcos”, registrada com o nº 010/2013, sob responsabilidade de Marco Aurélio Sertório Grecco – que envolve a manutenção e utilização de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto humanos), para fins de atividade de ensino – encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Concelho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA), e foi APROVADA pelo COMITÊ DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA), da Fundação Pio XII IRCAD, em reunião de 07 de outubro de 2013.

Finalidade	() Ensino (X) Pesquisa Científica
Vigência da autorização	De 07 de Outubro de 2013 á 07 de Outubro de 2014
Espécie/Linhagem/raça	Suíno (Large White)
Número de Animais	20
Peso/Idade	25 a 30kg
Sexo	Ambos (fêmea e macho)
Origem	Granja Fênix Colina. Razão Social: Fênix Colina participações e empreendimentos LTDA, Colina, SP. CNPJ: 10.565.285/0003-23

Solicitamos que sejam encaminhados ao CEUA:

- Relatório Parcial do Projeto previsto para 07 de Outubro de 2014, com comprovante de descarte de carcaças para até 20 animais.
- Solicitar autorização prévia do CEUA para efetuar qualquer mudança nos protocolos anteriormente aprovados.
- Notificar imediatamente ao CEUA a ocorrência de qualquer acidente com animais na Instituição, relatando as ações saneadoras porventura adotadas.
- Notificar ao CEUA as mudanças na Equipe Técnica.
- Informar o CEUA quando da(s) publicação(ões) relacionadas à proposta aprovada.

Os dados individuais de todas as etapas da pesquisa devem ser mantidos em arquivo após conclusão do Estudo.

Barretos, 08 de Junho de 2017.

Dr. Luis Gustavo Capochin Romagnolo
Vice-Coordenador do CEUA

Comitê de Ética no Uso de Animais – Fundação Pio XII
Rua Antenor Duarte Villela, 1331, Barretos, SP, Brasil, CEP 14784-400
Fone +55 17 3321-6600
ceua@amits.com.br

FONE/FAX + (17) 3321-6600
END: RUA ANTENOR DUARTE VILELLA, 1331
CEP - 14784-400 - BARRETOS/SP - BRASIL
WWW.HCANCERBARRETOS.COM.BR

Versão 3.0 – janeiro de 2016

Ensaio mecânico de tração em sutura do Grupo 1 (5 nervos sem lesão), aferidas pelo software TESC 3.04

Relatório de Ensaio

Corpo de Prova	id	Força Máxima (N)	Def_Rup (mm)	E_FMáx (N.mm)
CP 1	1	24.33	10.01	131.542
CP 2	2	26.92	10.02	98.072
CP 3	3	38.35	10.02	165.635
CP 4	4	40.96	10.01	253.382
CP 5	5	38.56	10.01	210.843
Número CPs	0	5	5	5
Média	*	33.82	10.01	171.9
Desv.Padrão	*	7.609	0.001934	61.80
Coef.Var.(%)	*	22.50	0.01932	35.95
Mínimo	*	24.33	10.01	98.07
Máximo	*	40.96	10.02	253.4

ANEXO 4

Ensaio mecânico de tração em sutura do Grupo 2 (5 nervos seccionados e reparados com três suturas epineurais) aferidas pelo software TESC 3.04

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL10000**

Célula: **Trd 28**

Programa: **Tesc versão 3.04**

Método de Ensaio: **Arrancamento**

Ident. Amostra: >> Sutura: **Simples** Fio de sutura: **sim** Complemento de sutura: **não**

Corpo de Prova	id	Força Máxima (N)	Def_Rup (mm)	E_FMáx (N.mm)
CP 1	1	2.15	8.65	9.846
CP 2	2	2.00	5.42	6.456
CP 3	3	2.17	2.94	3.551
CP 4	4	2.63	4.14	6.640
CP 5	5	1.44	3.67	3.369
Número CPs	0	5	5	5
Média	x	2.076	4.963	5.972
Desv.Padrão	x	0.4283	2.251	2.661
Coef.Var.(%)	x	20.63	45.36	44.56
Mínimo	x	1.435	2.938	3.369
Máximo	x	2.626	8.650	9.846

Força (N)

Ensaio mecânico de tração em sutura do Grupo 3 (5 nervos seccionados e reparados com três suturas epineurais e reforço com duas suturas extra lesionais) aferidas pelo software TESC

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL10000** Célula: **Trd 28** Extensômetro: - Data: **24/07/2014** Hora: **16:24:30** Trabalho nº **0912**
Programa: **Tesc versão 3.04** Método de Ensaio: **Arrancamento**
Ident. Amostra: >>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>> Sutura: **Simples** Fio de sutura: **sim** Complemento de sutura: **Medimacelli**

Corpo de Prova	id	Força Máxima (N)	Def_Rup (mm)	E_FMáx (N.mm)
CP 1	1	2.68	10.04	15.246
CP 2	2	3.05	10.03	16.921
CP 3	3	3.71	10.02	19.055
CP 4	4	3.33	10.02	14.821
CP 5	5	3.75	10.04	25.149
Número CPs	0	5	5	5
Média	*	3.301	10.03	18.24
Desv.Padrão	*	0.4527	0.01064	4.207
Coef.Var.(%)	*	13.71	0.1061	23.06
Mínimo	*	2.678	10.02	14.82
Máximo	*	3.746	10.04	25.15

ANEXO 6

Ensaio mecânico de tração em sutura do Grupo 4 (5 nervos seccionados e reparados com três suturas epineurais e reforçadas com Ultrapro®), aferidas pelo software TESC 3.04

Relatório de Ensaio

Máquina: **Emic DL10000** Célula: **Trd 28** Extensômetro: - Data: **14/05/2015** Hora: **16:19:52** Trabalho n° **1065**
Programa: **Tesc versão 3.04** Método de Ensaio: **Arrancamento**
Ident. Amostra: >>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>>> Sutura: **simples** Fio de sutura: **sim** Complemento de sutura: **tela**

Corpo de Prova	id	Força Máxima (N)	Def_Rup (mm)	E_FMáx (N.mm)
CP 1	1	3.29	10.01	12.785
CP 2	2	1.79	10.02	9.525
CP 3	3	3.68	6.18	11.475
CP 4	4	2.52	8.90	9.401
CP 5	5	3.20	10.01	14.860
Número CPs	0	5	5	5
Média	*	2.895	9.026	11.61
Desv.Padrão	*	0.7471	1.662	2.301
Coef.Var.(%)	*	25.81	18.42	19.82
Mínimo	*	1.785	6.182	9.401
Máximo	*	3.676	10.02	14.86

Ensaio mecânico de tração em sutura do Grupo 5 (5 nervos seccionados e reparados com três suturas epineurais e reforçadas com duas veias extra lesionais) aferidas pelo software TESC

Relatório de Ensaio

Corpo de Prova	id	Força Máxima (N)	Def_Rup (mm)	E_FMáx (N.mm)
CP 1	1	1.65	4.28	4.231
CP 2	2	2.05	8.81	4.314
CP 3	3	2.78	6.71	8.888
CP 4	4	2.05	6.76	9.002
CP 5	5	2.35	6.12	7.046
Número CPs	0	5	5	5
Média	*	2.174	6.537	6.696
Desv. Padrão	*	0.4218	1.622	2.345
Coef. Var.(%)	*	19.40	24.81	35.02
Mínimo	*	1.645	4.277	4.231
Máximo	*	2.783	8.809	9.002