UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Programa de Pós-Graduação em
Ciências da Saúde Aplicadas ao Aparelho Locomotor

Henrique de Barros Pinto Netto

Biomecânica de sistema de fixação específica para o canto volar ulnar da extremidade distal
do rádio

Ribeirão Preto
2019

HENRIQUE DE BARROS PINTO NETTO

Biomecânica de sistema de fixação específica para o canto volar ulnar da extremidade distal
do rádio

Tese de Doutorado apresentado ao Programa
de Pós-Graduação em Ciências da Saúde
Aplicadas ao Aparelho Locomotor da
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto.

Orientador: Prof. Dr. Antonio Carlos Shimano

Ribeirão Preto
2019

**AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTES
TRABALHOS, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO,
PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.**

Pinto Netto, Henrique de Barros.

Biomecânica de sistema de fixação específica para o canto volar ulnar da
extremidade distal do rádio. Ribeirão Preto 2019.

76f.: 59il. 30 cm

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP.

Orientador: Shimano, Antonio Carlos.

1. Fratura do Rádio Distal. 2. Fraturas do rádio, canto volar ulnar. 3. Placa Gancho. 4.
Biomecânica. 5. Métodos de Elementos Finitos.

Henrique de Barros Pinto Netto

Biomecânica de sistema de fixação específica para o canto volar ulnar da extremidade
distal do rádio. Ribeirão Preto 2019.

Tese de Doutorado apresentada ao Programa
de Pós-Graduação em Ciências da Saúde
Aplicadas ao Aparelho Locomotor da
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, da
Universidade de São Paulo, para obtenção do
título de Doutor em Ciências.

Aprovado em:

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. _____ Instituição:

_____ Assinatura:

Prof. Dr. _____ Instituição:

_____ Assinatura:

Prof. Dr. _____ Instituição:

_____ Assinatura:

Prof. Dr. _____ Instituição:

_____ Assinatura:

Prof. Dr. _____ Instituição:

_____ Assinatura:

Ribeirão Preto
2019

Dedico este trabalho:

Ao meu pai, José de Barros Pinto e a minha eterna gratidão a minha mãe Alda Silva de Barros, por terem sempre me incentivado e apoiado. Durante a minha formação mostraram que o caminho do estudo, do conhecimento e do esforço no trabalho são os melhores caminhos a serem seguidos.

Às minhas filhas, Marcela Máximo de Barros Pinto, Paula Máximo de Barros Pinto e Fernanda Vivacqua de Barros Pinto por serem o sentido e a inspiração da minha vida.

AGRADECIMENTOS

Em especial, ao Prof. Dr. Antonio Carlos Shimano, por ter me orientado e incentivado durante a realização deste trabalho. Em momento algum ter poupado os ensinamentos e sempre disponível a orientar durante este projeto. Minha gratidão e muito obrigado.

À Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/ Universidade de São Paulo (FMRP/USP), por permitir o desenvolvimento deste projeto.

Ao Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, em especial a Comissão de Coordenação do Programa de Pós-Graduação, pelo seu constante empenho no aprimoramento do programa e na formação dos alunos.

À secretária do Programa de Pós-graduação, Rita Cossalter, pela atenção, dedicação, paciência e por sempre me ajudar em toda a parte burocrática na Pós-graduação.

Ao meu amigo e funcionário do Laboratório de Bioengenharia -, Francisco (Chico), pelo apoio durante a realização dos ensaios.

Ao mestrando Leonardo Rigobello Bataglion, pela o desenvolvimento e realização dos ensaios de elementos finitos.

A residente Aline DePianti do serviço do Hospital Federal da Lagoa pelo desenvolvimento e realização do estudo da prevalência.

Aos meus colegas de trabalho do serviço de Ortopedia e cirurgia da Mão do Hospital Federal da Lagoa, pelas discussões que tivemos durante a realização do trabalho.

Aos técnicos do serviço de radiologia do Hospital Federal da Lagoa, em especial ao PET e ao PC por terem feito as tomografias deste trabalho.

A empresa PERPRIMA por ter viabilizado a doação dos implantes que foram utilizados neste trabalho, junto à fábrica da Medartis. Aos seus colaboradores, em especial ao Gabriel, pela ajuda na confecção dos modelos.

A toda a minha família, àqueles que participaram de cada momento da minha vida, em especial à minha irmã Neide e aos meus irmãos, André e Guto, pelos incentivos. Espero retribuir todo esse carinho.

RESUMO

Pinto Netto, H.B. Biomecânica de sistema de fixação específica para o canto volar ulnar da extremidade distal do rádio. Ribeirão Preto 2019. Tese – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2019.

As fraturas intra-articulares da extremidade distal do rádio, além de muito frequentes, são consideradas de elevada complexidade, em especial, as com desvio, em razão do tamanho reduzido dos fragmentos. Devido à complexidade dessas fraturas e à falta de consenso para o tratamento, é de extrema importância a realização de mais trabalhos para melhor compreensão e planejamento cirúrgico. Nos últimos 10 anos, a placa volar bloqueada tem sido o método de escolha para o tratamento dessas fraturas. Quando na extremidade distal do rádio, canto volar ulnar, a placa bloqueada não é capaz de fixar essas fraturas, assim, novas formas de tratamento vem sendo avaliadas e estudadas. Os objetivos desta pesquisa foram: avaliar as fraturas do canto volar ulnar da extremidade distal do rádio, em um banco de dados; avaliar quatro sistemas de fixação, analisar e comparar as propriedades mecânicas da placa gancho com outros três sistemas de osteossíntese, por meio de ensaios mecânicos de cisalhamento até o momento de falha e realizar simulações utilizando o método de elementos finitos. Para o estudo da prevalência foram analisados retrospectivamente as tomografias computadorizadas de punho realizadas no período de janeiro de 2013 a junho de 2018, na Rede de Diagnóstico das Américas Sociedade Anônima (DASA) – Rio de Janeiro. Foram avaliados 1.141 tomografias de punho, das quais 235 com fraturas da extremidade distal do rádio, sendo 128 intra-articulares e, destas, 14 fraturas do canto volar ulnar. No Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (USP), foram realizados os ensaios mecânicos de cisalhamento para determinar as propriedades mecânicas de quatro sistemas diferentes de osteossíntese, utilizando rádios Sawbone® (modelo 1027). As medidas do fragmento do canto volar ulnar foram padronizadas em 15 mm de comprimento, com largura de 17 mm e altura de 7 mm medindo da faceta anterior do semilunar da extremidade distal do rádio. Para a osteossíntese, foram empregadas 14 placas de 2.0 mm, Medartis®, com 5 orifícios (placa volar modificada com gancho, que será chamado de placa gancho e de suporte). Além disso, foram utilizados parafusos corticais 2,3 mm, Medartis®, para fixação do fragmento ósseo do canto volar ulnar, de modo horizontal e vertical. As propriedades mecânicas avaliadas foram força máxima e rigidez relativa. Os sistemas de osteossíntese com placa gancho apresentaram medidas de força máxima e rigidez relativa superiores aos demais sistemas e foram consideradas estatisticamente significativas. A análise pelo método de elementos finitos, os sistemas que utilizaram placas (gancho e suporte) foram validados pelo ensaio mecânico. O estudo mostra baixa prevalência e uma tendência a apresentação bimodal da fratura da extremidade distal do rádio, canto volar ulnar. As propriedades mecânicas do modelo utilizando a placa gancho modificada foram maiores entre os 4 modelos de fixação. Com as simulações realizadas com método de elementos finitos foi possível avaliar o comportamento mecânico separadamente: rádio, fragmento, placa e parafusos. Detalhes importantes que no ensaio mecânico não é capaz de avaliar.

Palavras-chave: Fratura do rádio distal. Fraturas do rádio. Canto volar ulnar. Placa Gancho. biomecânica. Métodos de elementos finitos.

ABSTRACT

Pinto Netto, H.B. Biomechanics of specific fixation system for ulnar volar corner of distal end of the radius. Thesis – Faculty of Medicine of Ribeirão Preto – University of São Paulo, 2019.

Fractures of intra-articular distal end of the radius, besides being quite frequent, are considered of high complexity, especially those with deviation, due to a small fragment. As a consequence of the complexity of these fractures and the lack of consensus on treatment, it is very important to conduct further studies for greater understanding and better surgical planning. Within the last 10 years, locking volar plate has been the method of choice for treating these fractures. When occurring in distal end of the radius, ulnar volar corner, the locking plate does not manage to fixate these fractures, thus new types of treatment have been assessed and analyzed. This research aimed to evaluate fracture of distal end of the radius, ulnar volar corner, in a database. Analysing 4 fixation systems and comparing mechanical properties of hook plate to 3 other osteosynthesis systems, by means of mechanical shear testing until the time of failure. Besides validating the finite element method when comparing the maximum displacement obtained to mechanical tests. Regarding the study of prevalence, there was a retrospective analysis of CT scans of the wrist performed within the period from January 2013 to June 2018, at the Rede de Diagnóstico das Américas Sociedade Anônima (DASA) – Rio de Janeiro. A total of 1,141 computerized tomography scans of the wrist were evaluated, out of which 235 had fractures of distal end of the radius, with 128 intra-articular fractures, and 14 of them were ulnar volar corner fractures. At the Bioengineering Laboratory of the Medical School of Ribeirão Preto of the University of São Paulo (USP), mechanical shear tests were performed to determine the mechanical properties of 4 different osteosynthesis systems, in Sawbone™ radius bones (model 1027). The ulnar volar corner fragment under analysis was 15 mm long, 17 mm wide, and 7 mm high in the anterior facet for the semilunar distal end of the radius. For osteosynthesis, fourteen 2.0 mm plates, Medartis™, with 5 holes (hook and support plates) were used. Also, 2.3 mm cortical screws were used for bone fragment fixation in the ulnar volar corner, horizontally and vertically. The mechanical properties assessed were maximum force and relative stiffness. The hook plate osteosynthesis systems showed maximum force and relative stiffness values higher than the other systems and they were considered statistically significant. In the analysis using the finite element method, the systems that used to plates (hook and support) were validated by mechanical testing. The study shows a tendence to low prevalence and a bimodal presentation of fracture of distal end of the radius, ulnar volar corner. The mechanical properties of the model that used a modified hook plate were higher among the 4 fixation models. Through Finite elements study, it was possible to assess separately the mechanical behavior of materials (bone, plates, and screws) used in this study. And analyse import details that are not able to evaluate in a mecanic test.

Keywords: Fractur of the distal radius. Fractures of radius. Ulnar volar corner. Biomechanical Hook Plate. Finite element method.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Imagem em 3D, em posição oblíqua da extremidade distal do rádio, que demonstra a extensão anterior da superfície volar da faceta do semilunar.....	17
Figura 2: A: distância da subsidência do semilunar, B: distância entre a linha paralela ao ponto mais distal da cabeça da ulna e C: linha paralela a margem articular volar – ulnar da faceta do semilunar.....	18
Figura 3: A: translação carpal, B: linha paralela a córtex volar do rádio e C: centro do Capitato.	18
Figura 4: A: comprimento da superfície volar, B: ponto mais proximal da fratura na córtex volar e C: margem articular da faceta do semilunar.....	19
Figura 5: Classificação AO para as fraturas da extremidade distal do rádio tipo 23B3.....	20
Figura 6: Classificação de fragmento específico mostrando os 5 componentes da fratura da extremidade distal do rádio.....	22
Figura 7: Corte Coronal (A= comprimento do fragmento menor 15mm), corte Sagital (B = altura do fragmento menor 7 mm) e o corte Axial (C = largura do fragmento menor 19 mm).	29
Figura 8: Placa tipo gancho A- Vista frontal da placa antes de fazer o gancho, b- vista lateral da placa dobrada na extremidade (gancho) e c- vista superior da placa gancho.....	30
Figura 9: Placa tipo suporte.....	31
Figura 10: Parafuso cortical 2,3mm	31
Figura 11: Parafuso cortical com detalhe da cabeça com baixo perfil, sistema <i>hexadrive</i>	32
Figura 12: Osso Sawbone® rádio direito	32
Figura 13: Medindo a largura com o paquímetro, com 19mm.....	33
Figura 14: Medindo o comprimento com o paquímetro, com 15mm.....	33
Figura 15: Medindo a altura com o paquímetro, com 7mm.	34
Figura 16: Corte com o estilete no osso Sawbone® para reproduzir a fratura AO 23, B3.....	34

Figura 17: Modelo ósseo Sawbone® simulando uma fratura do rádio distal instável por cisalhamento (classificação AO 23 B3.3). A- Fragmento de 15mm de comprimento, B-com a largura de 17mm e C- com a altura de 9mm.....	35
Figura 18: Apresenta a vista frontal do aparelho de inclusão.....	36
Figura 19: Sistema de osteosíntese usando a placa tipo gancho.....	37
Figura 20: Sistema de osteosíntese usando a placa de suporte.....	38
Figura 21: Ilustra o sistema de fixação com 2 parafusos corticais 2,3 mm, colocados de forma paralela na posição vertical, vista frontal.....	38
Figura 22: Ilustra o sistema de fixação com 2 parafusos corticais 2,3mm, colocados de forma paralela na posição horizontal, vista frontal.	39
Figura 23: Apresenta os 4 tipos de fixação preparados para realizar ensaio de cisalhamento.....	40
Figura 24: Arquivo STL importado no programa Rhinoceros®	41
Figura 25: BioCAD: em azul a extremidade distal do rádio, em verde as dimensões do fragmento estudado, (A) comprimento, (B) largura e (C) altura.....	42
Figura 26: BioCAD: (A) placa suporte e (B) gancho.....	43
Figura 27: BioCAD dos parafusos.....	43
Figura 28: Área para aplicação da força de cisalhamento nos quatros modelos propostos. (A) Parafuso Horizontal (B) Parafuso Vertical (C) Placa Suporte (D) Placa gancho.....	44
Figura 29: Malha obtida para um dos modelos	45
Figura 30: Condições de contorno para aplicação da força de cisalhamento (em rosa).....	46
Figura 31: Condições de contorno onde o osso é fixado (em verde) ponto de fixação.....	46
Figura 32: Deslocamento no ensaio de compressão com força de 250N, Sistema Parafusos Horizontal	55
Figura 33: Tensão máxima principal após a aplicação da força de compressão de 250N.....	56
Figura 34: Tensão mínima principal após a aplicação da força de compressão de 250N.....	56

Figura 35: Tensão equivalente de von Mises nos parafusos de fixação após a aplicação da força de compressão de 250N	56
Figura 36: Deslocamento no ensaio de compressão com força de 250N, Sistema Parafusos Horizontal.	57
Figura 37: Tensão máxima principal após a aplicação da força de compressão de 250N.....	57
Figura 38: Tensão mínima principal após a aplicação da força de compressão de 250N.....	58
Figura 39: Tensão equivalente de von Mises na placa e parafusos de fixação após a aplicação da força de compressão de 250N.....	58
Figura 40: Deslocamento no ensaio de compressão com força de 250N, Sistema Placa Suporte.....	59
Figura 41: Tensão máxima principal após a aplicação da força de compressão de 250N.....	59
Figura 42: Tensão mínima principal após a aplicação da força de compressão de 250N.....	60
Figura 43: Tensão equivalente de von Mises na placa e parafusos de fixação após a aplicação da força de compressão de 250N.....	60
Figura 44: Deslocamento no ensaio de compressão com força de 250N, Sistema Placa Gancho.....	61
Figura 45: Tensão máxima principal após a aplicação da força de compressão de 250N.....	61
Figura 46: Tensão mínima principal após a aplicação da força de compressão de 250N.....	62
Figura 47: Tensão equivalente de von Mises na placa e parafusos de fixação após a aplicação da força de compressão de 250N.....	62

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Gráfico de dispersão entre idade e comprimento (em mm)	51
Gráfico 2: Gráfico de dispersão entre idade e altura (em mm)	51
Gráfico 3: Gráfico de dispersão entre idade e largura (em mm)	51
Gráfico 4: Média e desvio padrão da força máxima (N), segundo o tipo de ensaio realizado.	52
Gráfico 5: Média e desvio padrão da rigidez (em N/mm), segundo o tipo de ensaio realizado.	52

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Propriedades dos materiais.	45
Tabela 2: Perfil dos pacientes com fraturas intra-articulares	49
Tabela 3: Medidas dos fragmentos aferidas (mm) segundo sexo.....	50
Tabela 4: Matriz de correlação entre as medidas dos fragmentos aferidas e a idade dos pacientes	50
Tabela 5: média e desvio padrão das medidas aferidas nos diferentes ensaios realizados.....	52
Tabela 6: Resultados dos testes de hipótese das comparações entre ensaios.	54
Tabela 7: Comparação entre os resultados do ensaio Mecânico e o MEF	63

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS, SÍMBOLOS E UNIDADES

FMRP/USP	Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese
DASA	Diagnóstico das Américas Sociedade Anônima
LCP	Locking plate
mm	milímetro
N	Newton
Hz	Hertz
N/mm	Newton dividido por milímetro
N.mm	Newton vezes milímetro
kgf	kilograma força
Dp	Desvio padrão

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
1.1	Anatomia	17
1.2	Classificação.....	20
1.3	Tratamento.....	22
1.4	Estudos Biomecânicos	24
1.5	Método de Elementos Finitos	24
2	HIPÓTESES	26
2.1	Hipótese 1	26
2.2	Hipótese 2	26
2.3	Hipótese 3	26
3	OBJETIVOS	27
3.1.	Objetivo Geral	27
3.2.	Objetivos Específicos	27
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	28
4.1	Estudo da prevalência.....	28
4.1.1	CrITÉRIOS de exclusão	28
4.1.2	Estudo Biomecânico	29
4.1.3	Material.....	29
4.2	Métodos	32
4.2.1	Preparação do fragmento	32
4.2.2	Preparação dos modelos	36
4.2.3	Descrição dos grupos e sistemas de fixação	37
4.2.3.1	Sistema de fixação	37
4.2.3	Ensaio Mecânico.....	39
4.3	Métodos de Elementos Finitos	40
4.3.1	Obtenção de BioCADs tridimensionais dos conjuntos osso, placa e parafuso.	41
4.3.2	BioCAD	41
4.3.3	Simulação e validação dos modelos propostos	44
4.3.4	Simulação e validação dos modelos propostos	45
4.3.5	Validação dos modelos propostos	46
4.4	Análise Estatística.....	47
5	RESULTADO	48

5.1	Resultado da Prevalência.....	48
5.2	Resultado do Ensaio Mecânico.....	52
5.3	Resultado pelo Método de Elementos Finitos	55
5.3.1	Resultados do Sistema de Parafusos colocados na posição Horizontal	55
5.3.2	Resultados do Sistema de Parafusos colocados na posição Vertical.....	57
5.3.3	Resultados do Sistema de Placa Suporte	58
5.3.4	Resultados do Sistema de Placa Gancho	60
6	DISCUSSÃO	64
7	CONCLUSÕES	70
8	REFERÊNCIAS	71

1 INTRODUÇÃO

A maioria das fraturas, até 1950, eram causadas por acidentes industriais ou lesões de guerra. Nos últimos cinquenta anos, trauma de alta energia relacionados à acidentes de automóveis dominaram as indicações cirúrgicas por fraturas. Nos últimos 20 ou 30 anos houve um grande aumento na expectativa de vida da população. Aumentando assim o número de fraturas em pacientes idosos e osteoporóticos ao sofrerem trauma de baixa energia, como queda da própria altura. Sendo mais frequentemente acometidos as fraturas do quadril e da extremidade distal do rádio respectivamente. Estas fraturas têm aumentado em número e levando a um impacto considerável no orçamento do sistema de saúde de muitos países (COURT-BROWN, MCQUEEN, 2016).

Frequentes nas emergências, as fraturas da extremidade distal do rádio possuem uma incidência estimada em mais de 600 mil casos por ano na Alemanha, com ocorrência em distribuição bimodal e maior predominância em homens jovens acometidos por trauma de alta energia e em mulheres idosas com osteopenia ou osteoporose, devido à queda da própria altura, Moss et al., 2011. As fraturas da extremidade distal do rádio são as segundas mais frequentes em idosos, perdendo apenas para as fraturas da extremidade proximal do fêmur (MOSS ET AL., 2011; BARTL et al., 2014; COURT-BROWN, MCQUEEN, 2016).

As fraturas da extremidade distal do rádio associadas a traumas de alta energia são altamente incapacitantes para as atividades diárias. Com frequência se estendem para a superfície da articulação radiocárpica e radioulnar distal, podendo ocasionalmente estar associada a cominuição no local da fratura (MELONE, 1984).

Além de relevantes pela alta frequência com que aparecem nos ambulatórios da especialidade, as fraturas intra-articulares da extremidade distal do rádio são consideradas de elevada complexidade, em especial, as com desvio, em razão do tamanho reduzido dos fragmentos e da sua relação com a cinemática das articulações rádio cárpica e radioulnar distal (MELONE, 1984). Devido à complexidade destas fraturas e a falta de consenso para o tratamento, é necessária a realização de mais trabalhos para melhor compreensão e planejamento cirúrgico.

1.1 Anatomia

A superfície articular da extremidade distal do rádio é dividida em duas facetas articulares: uma para o escafoide e a outra para o semilunar. E a margem volar do rádio distal é frequentemente descrita e entendida como uma superfície plana (CHIDGEY, 1995). Sobre esta (ANDERMAHR et al., 2006), em estudo anatômico, com análise mais próxima da faceta do semilunar, observaram que a mesma se projeta anteriormente: com altura em média de 3 mm (com variação de 1 mm para mais ou para menos) e a largura de 19 mm (com variação de 4 mm para mais ou para menos), na área que se define como superfície plana da extremidade distal do rádio (figura 1).

Figura 1: Imagem em 3D, em posição oblíqua da extremidade distal do rádio, que demonstra a extensão anterior da superfície volar da faceta do semilunar.

Fonte: Andermahr et al., 2006.

Com a finalidade de identificar as fraturas que perderam a redução após a fixação com placa volar de rádio distal (BECK et al., 2014), fizeram a revisão em 51 tomografias computadorizadas de pacientes com fratura da extremidade distal do rádio por cisalhamento (AO 23 B3), chegando à conclusão de que os pacientes acometidos por este tipo de fratura com fragmento da faceta volar do semilunar menor de 15 mm e medida de subsidência maior que 5 mm (figura 2) estavam sob risco de não fixação, mesmo que a placa volar estivesse inserida corretamente (figuras 3 e 4).

Berger e Landsmeer (1990) realizaram um estudo anatômico sobre a origem do ligamento rádio semilunar curto, localizada na margem volar da faceta do semilunar, e de sua inserção na superfície volar do osso semilunar. Trata-se de análise relevante pelo fato deste ligamento exercer importante papel na estabilização da articulação radiosemilunar.

Quando ocorre uma fratura nesta região, ocorre justamente a avulsão do ligamento rádio semilunar curto, e consequentemente haverá luxação do carpo (figura 3) (MELONE, 1984; HARNESS et al., 2004).

Figura 2: A: distância da subsidência do semilunar, B: distância entre a linha paralela ao ponto mais distal da cabeça da ulna e C: linha paralela a margem articular volar – ulnar da faceta do semilunar.

Fonte: Beck et al., 2014.

Figura 3: A: translação carpal, B: linha paralela a córtex volar do rádio e C: centro do Capitato.

Fonte: Beck et al., 2014.

Figura 4: A: comprimento da superfície volar, B: ponto mais proximal da fratura na córtex volar e C: margem articular da faceta do semilunar

Fonte: Beck et al., 2014.

A morfologia dos fragmentos articulares possui múltiplas variações, o que torna as fraturas na faceta volar do semilunar uma das lesões articulares mais difíceis de serem tratadas (MELONE, 1984).

As fraturas que acometem a faceta volar do semilunar, na área que se define como superfície plana da extremidade distal do rádio, cujos fragmentos são considerados maiores, não só acometem a articulação radiocárpica como também a rádio ulnar distal, levando à incongruência articular.

A estabilização da articulação rádio ulnar distal tem sido estudada por diversos autores, principalmente, no que se refere ao papel que cada uma de suas estruturas (fossa sigmóide, complexo da fibrocartilagem triangular, ligamentos ulno carpais, tendão extensor carpi ulnaris, pronador quadrado e a membrana interóssea) desempenha na mobilidade e rigidez desta articulação.

Assim, Cole et al. (2006) investigaram o papel da arquitetura óssea da fossa sigmóide e da inserção volar e dorsal da fibrocartilagem triangular na estabilização desta articulação em diferentes graus de rotação: pronação, supinação e neutro. Obtendo os seguintes resultados: quando ocorre fratura da faceta volar do semilunar associada à lesão completa da inserção dorsal da fibrocartilagem triangular:

- (1) pronação, haverá translação volar
- (2) neutro, subluxação dorsal
- (3) supinação não foi significativa.

1.2 Classificação

Em 1838, Barton foi o primeiro a descrever um tipo especial de fratura da extremidade distal do rádio por cisalhamento e associada à luxação do carpo. Atualmente, o epônimo “fratura de Barton” se refere a este tipo de fratura do rádio por cisalhamento – (WOODYARD, 1969).

Embora existam diversos sistemas de classificação das fraturas da extremidade distal do rádio, poucas incluem a “fratura de Barton”. Fernandez (1993), em sua classificação, leva em consideração diferentes mecanismos que acarretam as fraturas do rádio, sendo as fraturas por cisalhamento classificadas como “tipo 2”.

A *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese* (AO – *Association for the Study of Internal Fixation*) divide o envolvimento intra-articular em três grandes grupos, os quais podem ser subdivididos em 27 padrões de fratura distintos. O tipo A descreve uma fratura extra-articular, o tipo B um acometimento parcial da superfície articular e o tipo C uma fratura articular completa (MÜLLER et al., 1990; SCHNEPPENDAHL, WINDOLF, KAUFMANN, 2012).

Figura 5: Classificação AO para as fraturas da extremidade distal do rádio tipo 23B3.

Fonte: Manual AO, 2002.

Na classificação AO, Kreder et al. (1996), as fraturas por cisalhamento são classificadas como “tipo B” (parcial articular), referindo-se as “B3” às fraturas de Barton. De acordo com o tamanho do fragmento volar, estas podem ser subclassificadas como: B3.1 – fragmento pequeno, B3.2 – fragmento grande e B3.3 – fragmento cominuto.

A maior parte das classificações não levam em conta a localização, a morfologia e a associação ligamentar que está relacionado a este fragmento volar. E, assim, a complexidade que possa ocorrer nos diferentes tipos de fraturas (LU et al., 2015).

Yi Lu et al. (2015) propuseram a classificação da “fratura de Barton” de acordo com a morfologia do fragmento. Baseando-se na tomografia computadorizada, tais autores a classificaram em 4 tipos: típica, ulnar, radial e cominutiva.

A “fratura de Barton” típica é aquela que possui um fragmento intacto volar, visto na Tomografia Computadorizada corte coronal, sendo a mais frequente. “Barton ulnar” envolve somente a parte ulnar da extremidade distal do rádio, melhor visto no corte axial, sendo a terceira mais frequente. “Barton radial”, fratura que acomete a estilóide radial e também é vista no corte axial é a menos frequente. Por último, as “fraturas de Barton cominutivas”, também melhor vista nos cortes axial, são a segunda mais frequente.

Além da classificação em quatro tipos, a fratura de Barton foi graduada em outros dois tipos, com base na magnitude e na direção da força de cisalhamento: há (i) as “fraturas por avulsão”, que são aquelas em que a força de cisalhamento é menor e o ângulo do vetor de força é maior, sendo menor no sentido axial e (ii) “as fraturas por avulsão-depressão”, cuja força de cisalhamento é maior, mas o ângulo do vetor de força é menor, mais no sentido axial do rádio.

De acordo com Beck et al. (2014) e Harness et al. (2004), tais fraturas, independentemente das dimensões dos fragmentos, se classificariam como do rádio distal (23) por cisalhamento (B) e volar (3) – AO 23B3 –, ou, quando associadas à cominuição, como tipo (C) e intra-articular (3), AO23C3.

De acordo com Apergis et al. (2002), as fraturas da margem volar do semilunar associadas à luxação do carpo podem ser classificadas em três maneiras diferentes: (A) fratura luxação radiocárpica (tipo 4; classificação de Fernandez), (B) fratura por cisalhamento (tipo 2; classificação de Fernandez), (C) ou como um tipo de instabilidade palmar radiocárpica, relacionada à deficiência da margem palmar da fossa do semilunar, considerada um novo subtipo B3.4, na classificação de Fernandez.

Outra forma de classificar estas fraturas é através da classificação proposta por Medoff (2005): fixação específica. Especialmente, os componentes desta fratura são a coluna radial, o canto ulnar, a margem volar, a parede dorsal e os fragmentos intra-articulares (figura 6). A fratura da faceta anterior volar do semilunar estaria classificada como fratura da margem volar (canto volar ulnar).

Há diversas classificações que podem ser empregadas para identificar as fraturas da extremidade distal do rádio, algumas se basearam em estudos de imagem em radiografias e outras em tomografias.

A melhor forma de identificar e classificar o tipo de fratura que está sendo estudada, canto volar ulnar, é através de classificações que levam em conta os estudos tomográficos, como por exemplo (LU et al., 2015).

Figura 6: Classificação de fragmento específico mostrando os 5 componentes da fratura da extremidade distal do rádio

Fonte: Medoff, 2005.

1.3 Tratamento

A alta incidência das fraturas do rádio distal nas emergências e a complexidade na análise do tratamento – decorrentes, especialmente, da variação morfológica dos fragmentos – indicam a importância do diagnóstico e da identificação de fragmentos específicos por tomografia computadorizada e reconstrução em 3D, bem como o desenvolvimento de novas técnicas para a fixação dos pequenos fragmentos.

Assim como todas as fraturas periarticulares complexas, os objetivos do tratamento das fraturas de rádio distal são: (a) a redução anatômica, (b) a fixação estável e (c) a reabilitação precoce.

A redução anatômica significa a restauração da geometria do rádio distal, ou seja, a restauração da altura do rádio, da congruência articular e o restabelecimento dos parâmetros dos ângulos de inclinação radial e palmar (GRINDEL et al., 2007).

Segundo Freeland e Lubber (2005), existem inúmeras técnicas de fixação e redução das fraturas da extremidade distal do rádio. Porém, uma única técnica ou sistema não é apropriado para se obter a estabilização de todos os tipos de fraturas. O conhecimento da anatomia da fratura, a experiência do cirurgião e as variáveis do paciente (como qualidade óssea e lesões associadas) possuem importante papel na escolha do tipo de fixação a ser usada para a estabilização das fraturas da extremidade distal do rádio.

A fixação com placa volar se tornou a técnica escolhida para o tratamento de vários tipos destas fraturas em razão da sua boa reprodutibilidade, bons resultados e poucas complicações (ORBAY, FERNANDEZ, 2002E e 2004; ROZENTAL, BLAZAR, 2006).

Entretanto, em 2004, Harness et al. chamaram a atenção para uma limitação importante na fixação das fraturas da extremidade distal do rádio por placas volares: a não estabilização da faceta anterior do semilunar. A falta de estabilização deste fragmento acarreta a luxação radiocárpica e/ou luxação da rádio-ulnar distal, por estarem inseridos neste osso os ligamentos rádio semilunar curto e o ligamento volar rádio-ulnar distal. Por esse motivo, os autores relatam a necessidade de se utilizar outro tipo de fixação para a redução e fixação deste fragmento.

Outra técnica de osteosíntese vêm despontando, como a fixação dos fragmentos específicos (ou, simplesmente, fixação específica). Esta técnica depende da identificação dos fragmentos específicos da extremidade distal do rádio: estiloide radial, canto ulnar, parede central e a margem volar (LEON, KEITH, 2006; GRINDEL et al., 2007). Uma vez identificados os fragmentos, a fixação específica pode ser feita com o uso de fios de kirshner, fios de aço, placas e parafusos, os quais devem estabilizá-los em cada uma das colunas do rádio.

A principal vantagem da fixação específica é a estabilização dos pequenos fragmentos com acessos cirúrgicos minimamente invasivos. Em determinados casos, inclusive, essa técnica, combinada à da placa volar, se torna uma opção mais segura para o tratamento de fraturas de rádio distal desviados. Isso, porque há circunstâncias nas quais o grau de

cominuição é tanta que a placa volar sozinha não é suficiente para estabilizar a fratura adequadamente (MEDOFF et al., 2005).

1.4 Estudos Biomecânicos

O objetivo de qualquer técnica de osteossíntese é obter uma fixação estável e que permita mobilização precoce. Para isto, ela deve ser capaz de suportar forças geradas durante a movimentação do punho em flexão e extensão e a preensão dos dedos. É importante que estas forças geradas, durante a reabilitação precoce, não excedam a metade da força de falha reportada para o sistema de fixação em uso (TAYLOR et al., 2006).

Estudos biomecânicos têm comparado a fixação específica com outros tipos de técnicas tradicionais. Sob essa perspectiva, comparou-se o comportamento cíclico da fixação específica com a placa volar de ângulo fixo no tipo de fratura AO 23 C2 (fratura do rádio distal), chegando-se à conclusão de que a fixação específica obteve resultados tão bons quanto à placa volar, sendo significativamente rígida em estabilizar a coluna intermediária (TAYLOR et al., 2006).

Alguns autores, tem mostrado soluções diversas para a fixação do fragmento volar da faceta do semilunar. Em 1999, Chin e Jupiter descreveram a técnica usando fios de kirshner e fio de aço para estabilizar este fragmento (banda de tensão). Outra técnica possível é a spring wire fixation, que reduz e fixa o fragmento do canto volar ulnar com dois fios de kirshner ao mesmo tempo em que estabiliza os demais fragmentos da fratura com placa volar bloqueada ou qualquer outro sistema de placa volar disponível (GEROSTATHOPOULOS et al., 2007; KONRATH et al., 2002).

Apesar do tamanho pequeno dos implantes a serem empregados na fixação dos fragmentos específicos, estes devem suportar as cargas necessárias para a imediata mobilização do punho de acordo com o programa de reabilitação pós-operatória (DODDS et al., 2002; TAYLOR et al., 2006; SCHUMER, LESLIE, 2005).

1.5 Método de Elementos Finitos

O método de elementos finitos (MEF) surgiu no ano de 1955 como uma evolução da análise matricial de modelos reticulados, em razão da necessidade de se poder projetar estruturas de modelos contínuos, sendo o seu desenvolvimento propiciado pelo advento dos

computadores digitais. A sua formulação teve como ponto de partida os estudos de engenheiros aeronáuticos para a análise de distribuição de tensões em chapas de asas de avião, sendo a sua formulação creditada à Engenharia Aeronáutica e ao computador digital (SORIANO, 2003 apud MACEDO, 2009).

Este método de análise é frequentemente utilizado na pesquisa biomecânica como uma ferramenta de avaliar o comportamento mecânico dos ossos, correlacionadas à sua microestrutura. Por meio da obtenção de imagens em 3D e em alta resolução – resolução essa capaz suficientemente de capturar a microestrutura óssea –, pode-se definir a geometria do modelo de elementos finitos. Ao simular condições de carga, este modelo, pode, então, ser utilizado para avaliar a rigidez e a força do tecido ósseo, (VAN RIETBERGEN, 2015).

Apesar das fraturas da extremidade distal do rádio serem bastante frequentes, as fraturas do canto volar ulnar são raras. Ainda não há um consenso sobre a prevalência destas fraturas e nem a melhor maneira de fixá-las.

Neste estudo inédito serão avaliados retrospectivamente por tomografia computadorizada a prevalência da fratura do canto volar ulnar. E como existem diversas maneiras de fixar estas fraturas, iremos através do trabalho de estudo mecânico, avaliar quatro tipos de fixação específica e também fazer a análise através do estudo de elementos finitos com a finalidade de validar o teste mecânico de cisalhamento que foram submetidos os sistemas de fixação.

2 HIPÓTESES

2.1 Hipótese 1

H1: As fraturas do canto volar ulnar da extremidade distal do rádio possuem uma prevalência baixa.

H0: As fraturas do canto volar ulnar da extremidade distal do rádio não possuem uma prevalência baixa.

2.2 Hipótese 2

H1: O sistema de fixação utilizando a Placa Volar Modificada com Gancho é tão estável quanto ao sistema de osteossíntese com a placa volar 2,0 mm de suporte e/ou dois parafusos corticais de 2,3 mm fixados de forma paralela na posição vertical ou de forma horizontal, para a fixação das fraturas do canto volar ulnar da extremidade distal do rádio.

H0: O sistema de fixação utilizando a Placa Volar Modificada com Gancho não é tão estável quanto ao sistema de osteossíntese com a placa volar 2,0 mm de suporte e/ou dois parafusos corticais de 2,3 mm fixados de forma paralela na posição vertical ou de forma horizontal, para a fixação das fraturas do canto volar ulnar da extremidade distal do rádio.

2.3 Hipótese 3

H1: O método de elementos finitos é capaz de realizar simulações de modelos digitais para avaliar o comportamento mecânico do sistema completo e em partes.

H0: O método de elementos finitos não é capaz de realizar simulações de modelos digitais para avaliar o comportamento mecânico do sistema completo e em partes.

3 OBJETIVOS

3.1. Objetivo Geral

Estudar as fraturas do canto volar ulnar da extremidade distal do rádio, utilizando o banco de dados de imagens do Diagnóstico das Américas Sociedade Anônima (DASA), ensaios mecânicos de cisalhamento e simulações utilizando o Método dos Elementos Finitos.

3.2. Objetivos Específicos

- 1- Obter a prevalência e avaliar as fraturas do canto volar ulnar na extremidade distal do rádio, através da tomografia computadorizada do punho.
- 2- Analisar e comparar as propriedades mecânicas da placa gancho com outros três sistemas de osteossíntese, através de ensaios mecânicos de cisalhamento.
- 3- Avaliar e comparar as tensões geradas nos quatros modelos propostos por meio método de elementos finitos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

A realização desta tese foi dividida em três partes: 1- Estudo da prevalência das fraturas na extremidade distal do rádio; 2- Ensaios mecânicos dos modelos propostos e 3- Simulações utilizando o Método dos Elementos Finitos dos modelos propostos.

4.1 Estudo da prevalência

Para o estudo da prevalência de fraturas na extremidade distal do rádio foi realizado entre janeiro de 2013 a junho de 2018 na Rede de Diagnóstico das Américas Sociedade Anônima (DASA) - Rio de Janeiro. Antes do início da pesquisa foi realizado um pedido a Comissão de Ética do Instituto de Traumatologia (INTO), via Plataforma Brasil. Aprovação tem número de Processo CAAE: 05837119.0.0000.5273.

Um estudo retrospectivo foi realizado em 1141 pacientes, através das tomografias computadorizadas de punho

4.1.1 Critérios de exclusão

Foram excluídas da avaliação as fraturas da extremidade distal do rádio que se encontravam no pós-operatório; imagens com baixa qualidade devido a artefatos; fraturas consolidadas; fraturas em esqueleto imaturo e fraturas extra-articulares.

As fraturas do canto volar ulnar foram avaliadas através de imagens multiplanares, nos cortes coronal, sagital e axial, com cortes de 1 mm. A partir das imagens, foi medido o fragmento do canto volar ulnar em seu maior diâmetro, baseando-se nos parâmetros anatômicos abaixo descritos (Figura 7).

Figura 7: Corte Coronal (A= comprimento do fragmento menor 15mm), corte Sagital (B = altura do fragmento menor 7 mm) e o corte Axial (C = largura do fragmento menor 19 mm).

Fonte: o autor

Os dados foram todos coletados por meio de consulta aos sistemas de informação eletrônicos – PACS (*Picture Archiving and Communication System*), conforme rotina já estabelecida na Rede DASA. Tais dados consistiram em: sexo, idade (em anos completos no momento em que foi realizada a tomografia computadorizada), lado comprometido (direito e/ou esquerdo) e medição do fragmento em questão em milímetros (mm).

4.1.2 Estudo Biomecânico

No laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (FMRP) da Universidade de São Paulo (USP), foram realizados os ensaios mecânicos de cisalhamento para determinar as propriedades mecânicas (força máxima e rigidez relativa) de quatro sistemas diferentes de osteossíntese: (I) o primeiro, com placa volar 2,0 mm tipo gancho, (II) o segundo, com placa volar 2,0 mm de suporte, (III) o terceiro, com dois parafusos corticais 2,3 mm colocados de forma paralelas na posição vertical e (IV) o quarto, com dois parafusos corticais 2,3 mm colocados de forma horizontal, para fixação da faceta anterior do semilunar na extremidade distal do rádio.

4.1.3 Material

Foram utilizadas 03 placas de reconstrução de 2,0mm de 16 furos Medartis™, Suíça (A-4600.04). A partir destas placas foram feitas 7 placas gancho (figura 8) e 7 placas tipo suporte

(figura 9), ambas com 5 furos. Para a construção da placa gancho, o seu furo inicial foi cortado o mais distal possível, com uma cisalha especial de corte e após dobrado com alicate, de tal forma que formaram 2 ganchos de 3mm. Todas as placas foram fixadas ao rádio com parafusos corticais de 2.3mm.

Figura 8: Placa tipo gancho A- Vista frontal da placa antes de fazer o gancho, b- vista lateral da placa dobrada na extremidade (gancho) e c- vista superior da placa gancho.

Fonte: o autor

Figura 9: Placa tipo suporte.

Fonte: o autor

Para a fixação das placas aos ossos foram empregados 49 parafusos corticais 2,3 mm, Medartis®, Suíça (A-5500.xx), auto-fresantes, com recesso tipo Hexadrive cortical (figura 10). A Cabeça com baixo perfil para ser usada nos orifícios redondos da placa e fornecer compressão ou fixação neutra. O comprimento dos parafusos utilizados foi de 16 mm (A-5500.16) proximalmente à placa e, distalmente, de 23 mm (A-5500.23) e 24 mm (A-5500.24) (figura 11). Além destes foram utilizados mais 14 parafusos corticais 2,3 mm (A-5500.xx) variando o comprimento de 23 mm (A-5500-23) e 24 mm (A-5500.24) para fixação do fragmento ósseo do canto volar ulnar, a metáfise da extremidade distal do rádio.

Figura 10: Parafuso cortical 2,3mm

Fonte: o autor

Figura 11: Parafuso cortical com detalhe da cabeça com baixo perfil, sistema *hexadrive*.

Fonte: o autor

Foram utilizados 28 ossos rádios Sawbone®, Pacific Laboratories Inc., Vashon, WA; direitos (modelo: 1027), no seu interior inclui a medula óssea, com canal medular de 5,5mm e comprimento de 25 cm (figura 12).

Figura 12: Osso Sawbone® rádio direito

Fonte: o autor

Esse modelo ósseo também foi utilizado para ensaios mecânicos das fraturas da extremidade distal do rádio por outros autores (ANDREW et al., 2006; MUGNAI et al., 2018).

4.2 Métodos

4.2.1 Preparação do fragmento

Para criar o modelo de fratura intra-articular instável, foi utilizado um paquímetro (Ortop) e um conjunto de estiletes de corte para trabalho com materiais leves (Fengda). O primeiro ponto a ser considerado foi a extremidade mais ulnar da faceta anterior do semilunar. A partir deste ponto, com o uso do paquímetro em 19mm, foi feita a marcação da largura do

fragmento (figura 13). O segundo ponto a ser considerado foi a porção mais distal da faceta do semilunar. Também com o auxílio do paquímetro, em 15mm, foi medido o comprimento (figura 14). Para se medir altura, a referência foi o ponto mais distal da faceta do semilunar e o paquímetro com 7mm (figura 15). Em sequência, os cortes foram feitos usando os estiletes (figura 16).

Figura 13: Medindo a largura com o paquímetro, com 19mm.

Fonte: o autor

Figura 14: Medindo o comprimento com o paquímetro, com 15mm.

Fonte: o autor

Figura 15: Medindo a altura com o paquímetro, com 7mm.

Fonte: o autor

Figura 16: Corte com o estilete no osso Sawbone® para reproduzir a fratura AO 23, B3.

Fonte: o autor

Trata-se de um estudo experimental de fraturas do rádio distal intra-articular, instáveis por cisalhamento, acometendo o canto volar ulnar. A fratura do rádio distal intra-articular foi preparada cortando um fragmento de 15mm de comprimento, com a largura de 19mm e 7mm de altura da faceta anterior do semilunar da extremidade distal do rádio, (classificação AO 23 B3.3), (figura 17).

Figura 17: Modelo ósseo Sawbone® simulando uma fratura do rádio distal instável por cisalhamento (classificação AO 23 B3.3). A- Fragmento de 15mm de comprimento, B-com a largura de 17mm e C- com a altura de 9mm.

Fonte: o autor

4.2.2 Preparação dos modelos

Foram utilizados 28 ossos rádio direitos Sawbone® (Código: 1027), os quais foram incluídos em resina, na forma quadrangular de 50 mm de comprimento, por 50 mm de largura e 50 mm de altura, para melhor se ajustarem à fixação na máquina de teste de força.

Para a inclusão no bloco de resina, foi confeccionado um aparelho na Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus da USP Ribeirão Preto, que permitiu que o osso ficasse em seu centro, perfeitamente equidistante das laterais (figura 18).

Figura 18: Apresenta a vista frontal do aparelho de inclusão.

Fonte: o autor

Para fazer o bloco de resina, foi usada resina acrílica auto polimerizante da marca Jet® (São Paulo, Brasil), composta de metil-etimetacrilato 94%, etilenoglicol 4% e peróxido de benzoila, na proporção de 150 ml do pó e 75 ml do líquido, respectivamente. Assim que todos os ossos foram incluídos, estes sofreram um processo de faceamento em um torno para que não houvesse nenhum tipo de superfície irregular, evitando qualquer interferência no processo de adaptação na máquina de ensaio mecânico.

4.2.3 Descrição dos grupos e sistemas de fixação

4.2.3.1 Sistema de fixação

Sistema de fixação 1, que utiliza uma placa de 2,0 mm tipo gancho e 3 parafusos corticais: sendo dois parafusos de 16 mm proximais à placa para a fixação a diáfise do rádio, estes foram previamente perfurados com uma broca de 1,9 mm de diâmetro por 35 mm de comprimento com o auxílio do suporte de perfuração. E um parafuso cortical de 24 mm de comprimento no segmento distal da placa, usando o mesmo sistema de perfuração, para fixar o fragmento a extremidade metafisária distal do rádio (figura 19).

Figura 19: Sistema de osteossíntese usando a placa tipo gancho

Fonte: o autor

Sistema de fixação 2, que utiliza uma placa de 2,0 mm de suporte e 4 parafusos corticais: sendo que ao colocar os dois parafusos de 16 mm de comprimento (A-5500.16) proximais à placa, estes foram previamente perfurados com uma broca de 1,9 mm de diâmetro por 35 mm de comprimento com o auxílio do suporte de perfuração e assim foi feita a fixação a diáfise do rádio. Logo a seguir, com o mesmo sistema de perfuração foram colocados os dois parafusos corticais de 23 e 24 mm de comprimento no segmento distal da placa, fixando o fragmento a extremidade metafisária distal do rádio (figura 20).

Figura 20: Sistema de osteossíntese usando a placa de suporte.

Fonte: o autor

Sistema de fixação 3, com dois parafusos corticais 2,3 mm colocados equidistantes e no centro do fragmento de forma paralela e na posição vertical (figura 21).

Figura 21: Ilustra o sistema de fixação com 2 parafusos corticais 2,3 mm, colocados de forma paralela na posição vertical, vista frontal.

Fonte: o autor

Sistema de fixação 4, com dois parafusos corticais 2,3 mm colocados equidistantes e no centro do fragmento de forma paralela e na posição horizontal (figura 22).

Figura 22: Ilustra o sistema de fixação com 2 parafusos corticais 2,3mm, colocados de forma paralela na posição horizontal, vista frontal.

Fonte: o autor

4.2.3 Ensaio Mecânico

O ensaio mecânico foi realizado na Máquina Universal de Ensaios, EMIC® modelo DL10000, com células de carga de 500 N, do Laboratório de Bioengenharia da FMRP/USP. O ensaio mecânico de cisalhamento foi realizado em 28 modelos preparados com 4 tipos diferentes de fixação. A Figura 23 apresenta os modelos com o acessório, preparados para realização dos ensaios de cisalhamento.

Figura 23: As figuras (A) Modelo com Placa gancho, (B) Modelo com placa suporte, (C) Modelo fixado com dois parafusos na vertical e (D) Modelo fixado com dois parafusos na horizontal, preparados para realizar ensaio de cisalhamento.

Fonte: o autor

4.3 Métodos de Elementos Finitos

As simulações utilizando o método dos elementos finitos foram feitas no laboratório de Bioengenharia da FMRP/USP, assim como a obtenção de BioCADs tridimensionais dos conjuntos osso/placa/parafuso e a simulação e a validação dos modelos propostos. 2.2 Descrição dos Grupos e Sistemas de fixação

4.3.1 Obtenção de BioCADs tridimensionais dos conjuntos osso, placa e parafuso.

Foram obtidas tomografias computadorizadas do osso, da placa e dos parafusos em tomógrafo Philips Brilliance (6 canais) do Hospital Federal da Lagoa, Rio de Janeiro/RJ, com resolução de (512 x 512) e distância entre cortes de 1 mm, no qual foram gerados arquivos *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM).

A partir dos arquivos DICOM, foi realizada a reconstrução das imagens no *software InVesalius™*, sendo obtidas reconstruções das superfícies em formato *STereoLithography* (STL) (Figura 25).

4.3.2 BioCAD

Os arquivos STL (Figura 24) foram importados para o programa Rhinoceros® para o desenho dos BioCADs. Assim, foram desenhados separadamente o osso, a placa e os parafusos utilizados (Figuras 25, 26 e 27).

Figura 24: Arquivo STL importado no programa Rhinoceros®

Fonte: o autor.

Figura 25: BioCAD: em azul a extremidade distal do rádio, em verde as dimensões do fragmento estudado, (A) comprimento, (B) largura e (C) altura.

Fonte: o autor

Figura 26: BioCAD: (A) placa suporte e (B) gancho.

Fonte: o autor

Figura 27: BioCAD dos parafusos.

Fonte: o autor

Para a correta aplicação da força de cisalhamento, foi delimitada a superfície que correspondia à área de contato do ensaio mecânico (figura 28).

Figura 28: Área para aplicação da força de cisalhamento nos quatros modelos propostos. (A) Parafuso Horizontal (B) Parafuso Vertical (C) Placa Suporte (D) Placa gancho

Fonte: o autor

Finalizado o BioCAD, foi gerado um arquivo *Standard for the Exchange of Product Model Data* (STEP), para importação pelo programa de simulação por elementos finitos SimLabTM (Altair/HyperWorks).

4.3.3 Simulação e validação dos modelos propostos

Uma vez importados os quatros modelos (I) placa gancho (PHK), (II) placa suporte (PS), (III) dois parafusos corticais na posição vertical (PV) e (IV) dois parafusos corticais na posição horizontal (PH), realizou-se a definição da malha de cada um.

A malha foi feita em cada parte dos modelos individualmente, verificando o detalhe a ser reproduzido, para definição do tamanho do elemento a ser utilizado. Foi inicialmente realizada a malha de superfície e, posteriormente, a malha volumétrica. Foram utilizados elementos tetraédricos (Figura 29). No modelo de placa gancho foram utilizados um total de 636.308 elementos e 376.117 nós, já no modelo com placa de suporte foram utilizados 699.413 elementos e 280.630 nós, no modelo PV foram utilizados 467.718 elementos e 280.630 nós e por último no modelo PH foram utilizados 467.372 elementos e 279.551 nós.

Figura 29: Malha obtida para um dos modelos

Fonte: o autor

4.3.4 Simulação e validação dos modelos propostos

Os materiais foram considerados homogêneos e isotrópicos e os parâmetros dos materiais considerados e utilizados nas simulações dos dois modelos propostos foram: osso cortical – módulo de elasticidade de 13700 MPa e coeficiente de Poisson de 0,30; osso trabecular – módulo de elasticidade de 1370 MPa e coeficiente de Poisson de 0,30; e, para a liga de titânio – módulo de elasticidade de 11400 MPa e coeficiente de Poisson de 0,33, conforme a tabela 1.

Tabela 1: Propriedades dos materiais.

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson
Osso Cortical	13700	0,30
Osso Trabecular	1370	0,30
Liga de Titânio	114000	0,33

Fonte: o autor

Foram definidas as condições de contorno com o modelo fixado na região proximal e as forças foram aplicadas nas regiões pré-definidas (Figuras 30 e 31).

Figura 30: Condições de contorno para aplicação da força de cisalhamento (em rosa).

Fonte: o autor

Figura 31: Condições de contorno onde o osso é fixado (em verde) ponto de fixação.

Fonte: o autor

4.3.5 Validação dos modelos propostos

A validação dos modelos foi realizada comparando-se, os resultados obtidos dos deslocamentos nos ensaios mecânicos de cisalhamento, com os mesmos resultados dos deslocamentos obtidos através do método de elementos finitos.

4.4 Análise Estatística

A análise estatística empregada no estudo da prevalência foi a descritiva. Para avaliar uma possível relação linear entre a idade dos pacientes e as respectivas medidas dos fragmentos aferidas, calculou-se o coeficiente de correlação linear de Pearson entre eles. As análises foram feitas por meio do *software* Stata® 11.0.

Análise estatística que foi realizado no ensaio mecânico de compressão em 28 corpos de prova, submetidos a quatro diferentes sistemas de fixação específica para o canto volar ulnar da extremidade distal do rádio. Os sistemas avaliados neste estudo foram: dois parafusos horizontais (PH), dois parafusos verticais (PV), placa Gancho (PHK) e placa suporte (PS).

Para cada teste realizado, foi calculado: a média e o desvio padrão da força máxima da deflexão, e da rigidez relativa.

Os resultados obtidos foram submetidos a um teste estatístico não paramétrico, com base na amostra em estudo.

As análises foram feitas por meio do *software* Stata® 11.0. Nas comparações entre os grupos, foi aplicado o teste U de Mann-Whitney, não paramétrico, empregado como alternativa ao teste t de *Student* (paramétrico), para o caso de pequenas amostras e distribuições das variáveis em estudo não normais. O teste U de Mann-Whitney também possui a vantagem de ser menos sensível a valores considerados outliers (extremos).

O nível de significância padronizado e utilizado nas análises foi de 5%.

A análise estatística empregada no estudo pelo Método de Elementos Finitos (MEF) foi a descritiva. Comparando-se os resultados dos deslocamentos, entre o ensaio mecânico e o MEF.

5 RESULTADO

5.1 Resultado da Prevalência

Das 1141 tomografias computadorizadas de punho avaliadas foram observados 235 casos de fraturas da extremidade distal do rádio, sendo apenas uma bilateral.

Das 235 fraturas da extremidade distal do rádio, foram observadas 128 fraturas intra-articulares (54,47%), sendo que somente 14 comprometeram o canto volar ulnar, o que corresponde a aproximadamente 10,94% das fraturas articulares.

Em relação aos 128 pacientes com fraturas intra-articulares, a maior parte foi do sexo feminino (59,4%), com mais de 45 anos de idade (59,3%). A idade média da amostra foi de 50 anos, sendo a mais nova com 17 anos e a mais velha com 88 anos.

Ao se comparar a distribuição das idades entre os homens e as mulheres, observa-se que há uma diferença significativa. O percentual de mulheres com fratura intra-articulares com mais de 45 anos de idade foi de 73,7%, ao passo que o de homens foi de apenas 38,5%. Ou seja, aproximadamente metade dos homens com fratura intra-articular possuía menos de 40 anos de idade.

No que se refere ao lado acometido pela fratura, a amostra se apresentou equilibrada, aproximadamente metade com fratura no lado direito e a outra metade no lado esquerdo. O mesmo foi observado entre homens e mulheres.

Tabela 2: Perfil dos pacientes com fraturas intra-articulares

Variáveis	n (%)
Sexo	
Feminino	76 (59,4%)
Masculino	52 (40,6%)
Idade	
Até 25 anos	9 (7,0%)
26 a 45 anos	43 (33,6%)
46 a 65 anos	51 (39,8%)
Mais de 65 anos	25 (19,5%)
Lado da fratura	
Direito	65 (50,8%)
Esquerdo	63 (49,2%)
Total	128 (100,0%)

Fonte: o autor

Das 128 fraturas intra-articulares, 14 delas comprometeram o canto volar ulnar, sendo 8 dessas em pessoas do sexo feminino e 6 do sexo masculino. A idade média da amostra é de 53 anos, tendo o paciente mais novo 32 anos e o mais velho 74 anos.

Ao se fazer a análise das medidas dos fragmentos, conforme os resultados na tabela 3, nota-se que a média do comprimento, largura e altura se apresentam um pouco maior no subgrupo dos homens do que no das mulheres.

Tabela 3: Medidas dos fragmentos aferidas (mm) segundo sexo.

Sexo	Medida (Em mm)	Média ± DP	Mín	Máx
Mulheres	Comprimento	14,0 ± 4,1	8,0	22,0
	Altura	8,4 ± 3,0	4,0	13,0
	Largura	11,8 ± 3,5	7,0	17,0
Homens	Comprimento	17,8 ± 3,1	13,0	21,0
	Altura	10,0 ± 4,6	2,0	15,0
	Largura	16,3 ± 5,1	7,0	22,0
Total	Comprimento	15,6 ± 4,1	8,0	22,0
	Altura	9,1 ± 3,7	2,0	15,0
	Largura	13,7 ± 4,7	7,0	22,0

Fonte: o autor

Após a análise das medidas dos fragmentos foi feita a correlação entre as medidas e a idade dos pacientes, conforme demonstrado na tabela 4.

Tabela 4: Matriz de correlação entre as medidas dos fragmentos aferidas e a idade dos pacientes

Variável	Idade	Comprimento	Altura	Largura
Idade	1,000			
Comprimento	0,015	1,000		
	(0,958)			
Altura	0,330	0,164	1,000	
	(0,250)	(0,575)		
Largura	0,328	0,413	0,336	1,000
	(0,263)	(0,142)	(0,241)	

Fonte: o autor

Conforme resultados apresentados na primeira coluna da tabela, cujos valores estabelecem a correlação entre a idade e as medidas aferidas nos fragmentos, verifica-se que o maior valor obtido é de 0,330, que se refere a correlação entre a idade dos pacientes com comprometimento do canto volar ulnar e a altura do fragmento. No entanto, esse valor aponta para uma correlação fraca entre elas. Ou seja, não houve correlação linear entre idade e as medidas dos fragmentos (comprimento, altura e largura).

Os gráficos de dispersão 1 a 3 ilustram a não relação linear entre a idade e as medidas dos fragmentos aferidas.

Gráfico 1: Gráfico de dispersão entre idade e comprimento (em mm)

Fonte: o autor

Gráfico 2: Gráfico de dispersão entre idade e altura (em mm)

Fonte: o autor

Gráfico 3: Gráfico de dispersão entre idade e largura (em mm)

Fonte: o autor

5.2 Resultado do Ensaio Mecânico

A tabela 5 apresenta os resultados da média e o desvio padrão da força máxima e da rigidez obtidas em cada ensaio realizado, nos vinte e oito corpos de prova disponíveis, para cada tipo de sistema de fixação em estudo.

Tabela 5: média e desvio padrão das medidas aferidas nos diferentes ensaios realizados.

Tipo do ensaio	Força máxima (N)		Rigidez (N/mm)	
	(Média ± DP)		(Média ± DP)	
Dois parafusos horizontais (PH)	149,32	± 50,70	63,57	± 12,36
Dois parafusos verticais (PV)	208,39	± 76,54	54,79	± 12,50
Placa Gancho (PHK)	321,09	± 37,93	113,27	± 12,89
Placa Suporte (PS)	233,78	± 44,82	83,98	± 26,18

Fonte: o autor

Os gráficos, por sua vez, apresentam a média das medidas aferidas, referindo-se as barras de erros aos valores dos respectivos desvios padrões amostrais para cima e para baixo, em relação à média.

Gráfico 4: Média e desvio padrão da força máxima (N), segundo o tipo de ensaio realizado.

Fonte: o autor

Gráfico 5: Média e desvio padrão da rigidez (em N/mm), segundo o tipo de ensaio realizado.

Fonte: o autor

A partir dos dados coletados, verifica-se que o sistema de placa suporte foi o que apresentou maior variabilidade da força máxima aferida nos corpos de prova.

Com relação aos grupos de sistema de fixação, efetua-se, na sequência, a comparação entre estes, bem como a realização de testes de hipóteses, com o intuito de avaliar se as medidas aferidas (apontadas nos gráficos) apresentam diferenças estatisticamente significativas entre os ensaios realizados, com intervalo de confiança de 5% ($p\text{-valor} < 0,05$).

Sendo assim, procede-se às comparações dos resultados entre os seguintes ensaios:

- Sistema de fixação com dois Parafusos Horizontais (PH) x dois Parafusos Verticais (PV)
- Sistema de fixação com dois Parafusos Horizontais (PH) x Placa Gancho (PG)
- Sistema de fixação com dois Parafusos Horizontais (PH) x Placa Suporte (PS)
- Sistema de fixação com dois Parafusos Verticais (PV) x Placa Gancho (PG)
- Sistema de fixação com dois Parafusos Verticais (PV) x Placa Suporte (PS)
- Sistema de fixação com Placa Gancho (PG) x Placa Suporte (PS)

A tabela 6 apresenta justamente os resultados dos testes de hipótese das comparações entre os ensaios de cada sistema de fixação. Quando os resultados apontam o $p\text{-valor}$ abaixo de 0,01, há indicação com dois asteriscos, ao passo que quando apontam o $p\text{-valor}$ entre 0,05 e 0,01, consta com um asterisco.

Tabela 6: Resultados dos testes de hipótese das comparações entre ensaios.

Ensaio comparado	Força (N) (p-valor)	Rigidez (N/mm) (p-valor)
PH x PV	0,110	0,225
PH x PG	0,001**	0,002**
PH x PS	0,013*	0,064
PV x PG	0,013*	0,002**
PV x PS	0,565	0,018*
PG x PS	0,018*	0,018*

* p-valor <0,05; ** p-valor <0,01.

Fonte: o autor

De acordo com os resultados obtidos, na comparação entre o sistema de fixação com parafuso horizontal (PH) e o sistema de parafuso vertical (PV), tanto os resultados da força máxima quanto a rigidez não foram significantes. Ressalta-se, porém, que, em números absolutos, o sistema com parafusos verticais apresentou força máxima superior ao suportado pelo sistema dos parafusos horizontais.

No que se refere à comparação entre a medida de força máxima suportada pelos sistemas de fixação com placa Gancho (PG) e os demais avaliados, verifica-se que este apresentou medidas de força máxima superiores aos outros, sendo tais diferenças consideradas estatisticamente significantes, no intervalo de confiança de 5%. Quanto aos demais sistemas de fixação, no que se refere à força máxima suportada, esses não apresentaram evidências de que as medidas da força máxima fossem consideradas estatisticamente significantes.

Com relação às medidas de rigidez aferidas nos ensaios, é possível alcançar conclusão semelhante à anterior obtida para a placa Gancho (PG) além de esse sistema ter apresentado força máxima estatisticamente superior em relação aos demais, também apresentou medidas de rigidez mais altas que aqueles e estatisticamente diferentes, com nível de significância de 5%.

No que tange ao sistema de fixação de placa Suporte (PS), a sua comparação com o sistema de fixação que utiliza parafusos horizontais (PH) apontou que este apresentou evidências de suportar mais força (força máxima) com nível de significância de 5%. Na comparação do sistema PS com o sistema de fixação PV (parafusos verticais), em relação à força máxima, o resultado não foi significativo no intervalo de confiança de 5%. Porém,

quanto à rigidez, o sistema de fixação PS foi mais rígido que o PV, com nível de significância de 5%. O mesmo não ocorreu ao se comparar a rigidez do sistema PS e PH, pois não houve significância estatística.

5.3 Resultado pelo Método de Elementos Finitos

5.3.1 Resultados do Sistema de Parafusos colocados na posição Horizontal

Foi aplicado uma força de 250N no sistema de fixação que utilizava dois parafusos na posição horizontal. Obtivemos o resultado de deslocamento máximo no eixo z de 0,574mm.

– Deslocamento no ensaio de compressão com força de 250N, Sistema Parafusos Horizontal.

Figura 32: Deslocamento no ensaio de compressão com força de 250N, Sistema Parafusos Horizontal

Fonte: o autor

Figura 33: Tensão máxima principal após a aplicação da força de compressão de 250N

Fonte: o autor

Figura 34: Tensão mínima principal após a aplicação da força de compressão de 250N

Fonte: o autor

Figura 35: Tensão equivalente de von Mises nos parafusos de fixação após a aplicação da força de compressão de 250N

Fonte: o autor

5.3.2 Resultados do Sistema de Parafusos colocados na posição Vertical

Foi aplicado uma força de 250N no sistema de fixação que utilizava dois parafusos na posição vertical. Obtivemos o resultado de deslocamento máximo no eixo z de 0,555mm.

Figura 36: Deslocamento no ensaio de compressão com força de 250N, Sistema Parafusos Horizontal.

Fonte: o autor

Figura 37: Tensão máxima principal após a aplicação da força de compressão de 250N

Fonte: o autor

Figura 38: Tensão mínima principal após a aplicação da força de compressão de 250N.

Fonte: o autor

Figura 39: Tensão equivalente de von Mises na placa e parafusos de fixação após a aplicação da força de compressão de 250N

Fonte: o autor

5.3.3 Resultados do Sistema de Placa Suporte

Foi aplicado uma força de 250N no sistema de fixação que utilizava uma placa suporte. Obtivemos o resultado de deslocamento máximo no eixo z de 0,532mm.

Figura 40: Deslocamento no ensaio de compressão com força de 250N, Sistema Placa Suporte

Fonte: o autor

Figura 41: Tensão máxima principal após a aplicação da força de compressão de 250N

Fonte: o autor

Figura 42: Tensão mínima principal após a aplicação da força de compressão de 250N

Fonte: o autor

Figura 43: Tensão equivalente de von Mises na placa e parafusos de fixação após a aplicação da força de compressão de 250N

Fonte: o autor

5.3.4 Resultados do Sistema de Placa Gancho

Foi aplicado uma força de 250N no sistema de fixação que utilizava uma placa gancho. Obtivemos o resultado de deslocamento máximo no eixo z de 0,545mm.

Figura 44: Deslocamento no ensaio de compressão com força de 250N, Sistema Placa Gancho.

Fonte: o autor

Figura 45: Tensão máxima principal após a aplicação da força de compressão de 250N

Fonte: o autor

Figura 46: Tensão mínima principal após a aplicação da força de compressão de 250N

Fonte: o autor

Figura 47: Tensão equivalente de von Mises na placa e parafusos de fixação após a aplicação da força de compressão de 250N

Fonte: o autor

Após a obtenção dos resultados do deslocamento dos 4 sistemas de fixação que foram submetidos ao MEF, foi feita a comparação entre os resultados obtidos do deslocamento pelo ensaio mecânico e pelo MEF. Assim foi usada a fórmula: $\text{Variação Percentual} = (\text{Valor maior} - \text{valor Menor}) / (\text{Valor Menor}) * 100$, conforme os resultados apresentados na **tabela 7**.

Tabela 7: Comparação entre os resultados do ensaio Mecânico e o MEF

Modelos	EM(mm)	MEF(mm)	%
Placa Suporte	0,242	0,213	13,6
Placa Gancho	0,191	0,218	14,1
pv	0,291	0,222	31,0
ph	0,230	0,229	0,4

Fonte: o autor

6 DISCUSSÃO

Historicamente, as fraturas do rádio distal são alvos de discussões e controvérsias tanto no meio acadêmico quanto na prática médica, haja vista a pluralidade de classificações propostas com base na multiplicidade e variedade das lesões, e a diversidade de opções de tratamento e às formas de avaliação pós-operatória (BABIKIR et al., 2017).

Algumas classificações existentes foram criadas através de estudo de imagem obtida por RX como: Epônimos, AO, Universal, Fernandes, Mayo Clinic, Melone, Fragmento específico e colunar, cada uma com suas limitações e vantagens. Outras classificações levam em conta os estudos tomográficos, como Yi Lu et al. (2015) e Brink e Rikli (2016). A avaliação pelo estudo da tomografia computadorizada tem como vantagem a possibilidade em identificar e medir os tamanhos dos fragmentos. Apesar da existência de inúmeras classificações não há uma classificação ideal para este tipo de fratura. Existem vários estudos aos longos dos anos que sugerem a melhor caracterização destas fraturas através da avaliação tomográfica em relação a radiográfica (ANDERSEN et al., 1996).

Brink e Rikli (2016), baseando-se na combinação da classificação do modelo das três colunas proposta por Rikli e Regazoni (1996) e a classificação de Melone (1984), desenvolveram o conceito dos quatro cantos: (I) o canto radial, formado pela estilóide radial, na qual há a inserção do tendão braquioradial, e a fossa do escaféide, na qual se encontra, em sua margem anterior, a origem dos ligamentos radiocárpicos; (II) o canto volar, em que consiste na superfície articular do semilunar e do encaixe da sigmóide; (III) o canto dorsal – (compondo ambos a coluna intermediária) e (IV) o canto ulnar, formado pela cabeça da ulna e a estilóide ulnar, fazendo parte da articulação rádio ulnar distal, ponto de rotação do rádio.

No presente estudo foi analisado a fratura que se classifica como da coluna intermediária canto volar (BRINK, RIKLI, 2016), por cisalhamento (FERNANDEZ; 1993), com classificação AO 23 B3.1 (BARTON, 1838), ulnar, além de ser considerada por avulsão, por ser de pequeno fragmento (LU et al., 2015; MEDOFF, 2005), de fixação específica, e, ainda, da margem volar da faceta do semilunar (canto volar ulnar).

A coluna intermediária volar deve ser observada na tomografia computadorizada, na reconstrução sagital, para avaliar a ocorrência da luxação do carpo. A estratégia do tratamento, segundo Brink e Rikli (2016), consiste na observação do “canto chave” com fragmento do rádio ao qual o osso semilunar se mantém unido, devendo este, do ponto de vista cirúrgico, ser o primeiro a ser reduzido e estabilizado.

O presente estudo chama a atenção da importância da tomografia computadorizada, além do estudo radiológico convencional. Nas fraturas da extremidade distal do rádio intra-articular é importante através da TC medir o tamanho dos fragmentos, o que auxilia no planejamento cirúrgico. Muitas vezes o uso da tomografia computadorizada não faz parte da rotina de avaliação da proposta terapêutica por parte do cirurgião. Tais discussões são pertinentes pois as fraturas intra-articulares da extremidade distal do rádio, além de lesões frequentes, possuem uma patogênese que envolve uma complexa combinação de forças: avulsão, compressão e cisalhamento.

Na primeira parte deste trabalho, ao se estudar a prevalência das fraturas do canto volar ulnar na extremidade distal do rádio, em pacientes que procuraram a rede DASA para fazerem a sua Tomografia computadorizada. Os resultados encontrados estão de acordo com a literatura, com tendência a distribuição bimodal. Em 14 tomografias que foram avaliadas, as mulheres foram as mais frequentes (idade média de 54,25 anos) e quando em homens são mais jovens (idade média de 52 anos). De acordo com os trabalhos de Harness et al. (2004) e Andermahr et al. (2006), o sexo masculino foi o mais frequente, e a idade média foi de 41 anos e 51,4 anos, respectivamente.

A identificação e mensuração destas fraturas pelo método da tomográfico como descrito neste trabalho, está de acordo com o estudo feito por Andermahr et al. (2006). Em estudo anatômico da porção mais volar da faceta do semilunar, observaram que a mesma se projeta anteriormente: com a altura de 1 a 7 mm (com média de 3 ± 1 mm) e a largura de 10 a 26 mm (com média de 19 ± 4 mm). Em outro estudo anatômico realizado por, Berger e Landsmeer em 1990, acerca da origem do ligamento rádio semilunar curto, constataram que este se localiza na margem volar da faceta do semilunar e se insere na superfície volar do osso semilunar. Beck et al. (2014), em estudo retrospectivo em 51 pacientes com fratura da extremidade distal do rádio por cisalhamento (AO 23 B3) no qual houve falha da síntese, chegaram à conclusão de que os pacientes acometidos por este tipo de fratura com fragmento da faceta volar do semilunar menor de 15 mm e medida de subsidência maior que 5 mm estavam sob risco de não fixação deste pequeno fragmento. Melone (1984) e Harness et al., (2004), concluíram que quando ocorrem fraturas nesta região, equivalem à avulsão ligamentar, e que a não fixação deste fragmento faz com que haja luxação de forma volar do carpo.

Existe forte associação estatística entre a localização do traço de fratura e a origem dos ligamentos carpais, conforme o trabalho de Mandziak et al. (2011). De acordo com os autores,

os ligamentos podem contribuir de duas formas: na primeira, o ligamento intacto avulsiona o fragmento ósseo, enquanto, na segunda, protege o osso subjacente. Sobre este, DePalma em 1952 demonstrou que, mesmo diante de fraturas cominutivas, os ligamentos permanecem intactos.

Desta forma, segundo os trabalhos de Mandziak et al. (2011) e Bain et al. (2013), nas fraturas do rádio distal, os traços de fratura ocorrem entre as origens dos ligamentos ou subjacentes a estas. Tal análise se relaciona ao presente trabalho no sentido de que, quando existe um pequeno fragmento provocado por alguma força de cisalhamento do canto volar ulnar, o carpo tende a luxar de forma volar justamente pela origem do ligamento escafo semilunar curto, o que é destacado também nos estudos de Andermahr et al. (2006), Harness et al. (2004) e Brink e Rikli (2016). Devido a necessidade de fixação de um pequeno fragmento e a redução da luxação do carpo, o modelo de placa gancho proposto neste trabalho foi capaz de suportar carregamentos que permite a mobilidade precoce, tanto nos ensaios mecânicos quanto nas simulações utilizando o método dos elementos finitos.

Nos ensaios mecânicos neste estudo, tendo em vista tais análises, optou-se pela utilização de um fragmento ósseo de 7 mm de altura por 17 mm de largura e 14 mm de comprimento, no qual, em tese, estaria a origem do ligamento rádio semilunar curto. É importante salientar que, após extensa revisão bibliográfica, tanto em trabalhos clínicos quanto biomecânicos, não foi encontrado nenhum estudo que levasse em consideração fraturas com fragmento ósseo de tais dimensões.

O tratamento ideal deve levar em consideração não apenas a restauração do alinhamento biológico do punho, mas também o ganho de função da biomecânica articular. Assim, haveria um equilíbrio entre o comportamento biológico e as propriedades mecânicas, o que resultaria em um programa terapêutico mais adequado aos pacientes (CHENG et al., 2007).

A placa volar bloqueada para a fixação das fraturas da extremidade distal do rádio tem sido a opção de escolha, padrão ouro, para o tratamento destas fraturas nos últimos 10 anos. Entretanto, a existência de fraturas raras, como a da faceta volar do semilunar, com fragmentos pequenos, menores que 15 mm de comprimento, impedem a utilização desse tipo de placa (BECK et al., 2014). De fato, existem diversos relatos de luxação após a redução e a fixação da faceta anterior do semilunar como resultado de uma interpretação inadequada do tamanho do fragmento (BECK et al., 2014; CHIN, JUPITER, 1999).

Existem inúmeras técnicas de fixação das fraturas da extremidade distal do rádio e cada uma delas possui vantagens e desvantagens. As fraturas intra-articulares que acometem o canto volar ulnar são incomuns, como visto neste estudo: a prevalência foi de 10,94%. A identificação e análise do fragmento através da tomografia com cortes de 1 mm e imagens multiplanares é importante para o planejamento cirúrgico (HARNESS et al., 2004).

No presente trabalho foi comparado 4 tipos diferentes de fixação específica deste pequeno fragmento, que é o “canto chave” volar ulnar, através de teste mecânico de cisalhamento até o momento de falha. Os resultados dos deslocamentos pelo ensaio mecânico foram utilizados para comparar e validar os modelos propostos no Método dos Elementos Finitos.

Ao analisar e comparar as propriedades mecânicas da placa gancho com outros três sistemas de osteossíntese, placa suporte (PS) e com os de parafusos verticais (PV), conclui-se, em números absolutos, que os sistemas de placas foram superiores tanto na força máxima e quanto na rigidez, sendo que o sistema PG, quando comparado isoladamente em relação aos demais sistemas, se demonstrou superior, com diferença estatística significativa nas duas propriedades analisadas.

Na comparação feita entre os parafusos colocados na posição horizontal e vertical, os resultados da força máxima foram superiores aos parafusos horizontais em valores absolutos. Em tese, ambos seriam capazes de suportar o protocolo de reabilitação precoce, pois, segundo o trabalho de Putnam et al. (2000), quando se utiliza modelos com placa, a força de preensão não pode exceder de 67 a 140 N e, aos modelos que utilizam fixador externos, de 67 N a 159 N.

Assim, ao se adicionar uma placa com um gancho (suporte intraósseo) de 3 mm de comprimento e fixá-la com parafusos verticais, este sistema foi capaz de neutralizar a força de cisalhamento durante os testes mecânicos.

Apesar de serem fragmentos pequenos, os implantes para fragmentos específicos são utilizados para suportar forças que permitem a mobilidade precoce da mão e do punho e assim deixar que se inicie o protocolo de reabilitação precoce, (DODDS et al., 2002; TAYLOR et al., 2006; SCHUMER, LESLIE, 2005).

As forças extrínsecas geradas durante o início da reabilitação não devem exceder à metade da força prevista pelo sistema no seu teste de falha mecânica. Osada et al. (2003), afirmam que a força estimada durante a mobilidade ativa do punho e atividades da vida diária é em torno de 100 N e a força gerada pelos tendões digitais pode alcançar 250 N. Desta

maneira, o sistema de placa gancho (PG) ao suportar a força de cisalhamento de 300 N, como foi demonstrado no ensaio mecânico até a falha, é muito provável que pacientes utilizando a montagem com esta placa gancho possam utilizar o do protocolo de reabilitação precoce.

Uma vez realizada a identificação, e havendo o conhecimento do tamanho dos fragmentos da fratura, deve-se fazer o planejamento cirúrgico. A estabilidade dos grandes fragmentos das fraturas da extremidade distal do rádio se faz pelo uso da placa volar bloqueada, mas o pequeno fragmento do canto volar ulnar pelo uso desta técnica não é possível (HARNESS et al., 2004). Como o objetivo do tratamento é restaurar a congruência articular e manutenção da estabilidade da fratura e promover uma mobilidade precoce, a fixação específica desses pequenos fragmentos é o método de tratamento mais adequado (BABIKIR et al., 2017).

No presente estudo com a finalidade de validar o método dos elementos finitos foi utilizado o ensaio mecânico de cisalhamento valor este comparado através dos deslocamentos gerados no MEF e no EM. Nos 4 sistemas estudados pelo MEF, foi aplicado uma força de 250N para obter o resultado do deslocamento máximo. Ao compararmos os 4 sistemas, o sistema de placa gancho, em números absolutos em mm, foi o segundo melhor resultado, sendo superado apenas pela placa suporte.

Ao compararmos os resultados do deslocamento em ambos os métodos estudados, EM e o MEF, obtivemos em valores percentuais que a placa gancho ao ser comparada com os demais sistemas foi o segundo melhor resultado. De acordo com o trabalho de Ching-Chi et al. (2005), que para a validação do método de elementos finitos pelo ensaio mecânico, o deslocamento do sistema deve ficar abaixo de 20%. Assim ambos os sistemas de fixação que utilizaram placas tiveram os ensaios validados pelo MEF.

Uma vez que ambos os sistemas que utilizaram placas são capazes de suportar cargas que permitem a utilização do protocolo de reabilitação precoce e tiveram seus ensaios pelo MEF validados pelo ensaio mecânico. Vale a pena ressaltar que há fraturas que o fragmento é tão pequeno que não é possível colocar 2 parafusos na fixação do segmento distal da placa, como se faz na placa suporte. Sendo assim a única maneira de fixar este tipo de fratura é usar o sistema de fixação com placa gancho, um parafuso e o gancho de 3mm intraósseo.

Mais uma vez para corroborar com a importância dos resultados obtidos pelo MEF, em relação a placa gancho. No resultado do ensaio de tensão equivalente de Von Mises, observamos que a área de maior fragilidade do sistema encontra-se justamente no local onde não se pode colocar o parafuso, por ser o local onde está o traço da fratura.

Ao analisar os resultados da tensão máxima e mínima principal observamos que as regiões que são mais submetidas a tensão são: o segmento mais distal, o gancho e o parafuso e a porção mais proximal da placa.

Este trabalho sem dúvida tem bastante relevância por ter estudado um subtipo pouco prevalente das fraturas da extremidade distal do rádio, porém potencialmente incapacitante caso não tratado de forma adequada. Havendo bastante controvérsia de quanto ao método de fixação ideal. Através de ensaios mecânicos e validação do método de elementos finitos não só foi realizado a comparação de diferentes métodos de fixação como ainda foi proposto uma nova abordagem terapêutica.

7 CONCLUSÕES

O estudo mostra baixa prevalência e uma apresentação bimodal da fratura da extremidade distal do rádio, canto volar ulnar.

As propriedades mecânicas do modelo utilizando a placa gancho modificado foram maiores entre os quatros modelos de fixação.

Os resultados obtidos pelo método de elementos finitos confirmaram que a placa gancho modificada foram validados pelo ensaio mecânico.

Com este método foi possível avaliar o comportamento mecânico separadamente dos materiais (osso, placas e parafusos) utilizado neste estudo.

8 REFERÊNCIAS

ANDERMAHR, J.; LOZANO-CALDERON, S.; TRAFTON, T.; CRISCO, J.J.; RING, D. The volar extension of the lunate facet of the distal radius: a quantitative anatomic study. **J Hand Surg Am.** 2006;31(6):892–895.

ANDERSEN, D.J.; BLAIR, W.F.; STEYERS, C.M. JR.; ADAMS, B.D.; EL-KHOURI, G.Y.; BRANDSER, E.A. Classification of distal radius fractures: an analysis of interobserver reliability and intraobserver reproducibility. **J Hand Surg** 1996;21(4):574–82.

APERGIS, E.; DARMANIS, S., THEODORATOS, G., MARIS, J. Beware of the ulno-palmar distal radial fragment. **J Hand Surg Br.** 2002; 27(2): 139 e 145.

BABIKIR, E.M.E.; AL-MAQDASSY, E.D.; HASAN, K.; HAMEED, S.A., ABDULJABBAR, A.; AL-DOSARI, M.M.A. Efficiency of fragment specific fixation plates in the treatment of comminuted distal radial fractures. **International Orthopaedics (SICOT)**, 2017. 41: 1763-1769.

BAIN, G.I.; ALEXANDER, J.J.; ENG, K.; DURRANT, A.; ZUMSTEIN, M.A. Ligament origins are preserved in distal radial intraarticular two-part fractures: a computed tomography-based study. **J Wrist Surg.** 2013; 2(3):255–262.

BARTL, C.; STENGEL, D.; BRUCKNER, T.; GEBHARD, F.; ORCHID Study Group. The treatment of displaced intra-articular distal radius fractures in elderly patients. **Dtsch Arztebl Int.** 2014; 111(46):779-87.

BARTON JR (1838). Views and treatment of an important injury of the wrist. **Med Exam** 1:365–368.

BECK, JD; HARNESS, NG; SPENCER, HT. Volar plate fixation failure for volar shearing distal radius fractures with small lunate facet fragments. **J Hand Surg Am.** 2014; 39(4):670–678.

BENSON, L.S.; MINIHANE, K.P.; STERN, L.D.; ELLER, E.; SESHADRI, R. The outcome of intraarticular distal radius fractures treated with fragment-specific fixation. **J Hand Surg Am.** 2006; 31(8):1333-9.

BERGER, R.A.; LANDSMEER, J.M. The palmar radiocarpal ligaments: a study of adult and fetal human wrist joints. **J Hand Surg Am,** 1990; 15(6):847–854.

BRINK, P.R.; RIKLI, D.A. Four-corner concept CT. Based assessment of fracture patterns in distal radius. **J Wrist Surg**, v. 5, n. 2, p. 147-51, 2016 May.

CHENG, H.Y.K. et al. Biomechanical evaluation of the modified double-plating fixation for the distal radius fracture. **Clinical Biomechanics** 22 (2007) 510–517.

CHIDGEY, L.K. The distal radioulnar joint: problems and solutions. **J Am Acad Orthop Surg** 1995;3:95–109.

CHIN, K.R.; JUPITER, J.B. Wire-loop fixation of volar displaced osteochondral fractures of the distal radius. **J Hand Surg [Am]**. 1999;24: 525–33.

CHING-CHI, Hsu; CHING-KONG, Chao; JAW-LIN, Wang; SHENG-MOU, Hou; YING-TSUNG, Tsai; JINN, Lin. Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses. **Journal of Orthopaedic Research** 23 (2005) 788-794.

COONEY, W.P. 3rd; LINSCHIED, R.L.; DOBYNS, J.H. External pin fixation for unstable Colles' fractures. **J Bone Joint Surg Am**. 1979; 61(6A):840-5.

COLE, David W.; ELSAIDI, Gamal A.; KUZMA, Kevin R.; KUZMA, Gary R.; SMITH, Beth P.; RUCH, David S. Distal radioulnar joint instability in distal radius fractures: The role of sigmoid notch and triangular fibrocartilage complex revisited. **Injury, Int. J. Care Injured** (2006) 37, 252—258.

COURT-BROWN, C.M., McQUEEN, M.M. Global Forum: Fractures in the Elderly. **J Bone Joint Surg Am**. 2016; 98: e36(1-7) d <http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.15.00793>.

CROSBY, Samuel N., MD; FLETCHER, Nicholas D., MD; YAP, Erwin R., BE; LEE, Donald H., MD. The Mechanical Stability of Extra –Articular Distal Radius Fractures With Respect to the Number of Screws Securing the Distal Fragment. **J Hand Surg Am**. 2013; 38A: 1097-1105.

DePALMA, A.F. Comminuted fractures of the distal end of the radius treated by ulnar pinning. **J Bone Joint Surg Am** 1952;24-A(3): 651–662.

DODDS, S.D.; CORNELISSEN, S.; JOSSAN, S.; WOLFE, S.W. A biomechanical comparison of fragment-specific fixation and augmented external fixation for intra-articular distal radius fractures. **J Hand Surg Am**. 2002; 27(6):953-64.

FERNANDEZ, DL. (1993) Fractures of the distal radius: operative treatment. **Instr Course Lect** 42:73–88.

FREELAND, A.E.; LUBER, K.T. Biomechanics and biology of plate fixation of distal radius fractures. **Hand Clin**. 2005;21:329–39.

GEROSTATHOPOULOS, N.; KALLIAKMANIS, A., FANDRIDIS, E. et al. Trimed fixation system for displaced fractures of the distal radius. **J Trauma**. 2007;62:913–8.

GRINDEL, S.I.; WANG, M.; GERLACH, M.; McGRADY, L.M.; BROWN, S. Biomechanical comparison of fixed-angle volar plate versus fixed-angle volar plate plus fragment-specific fixation in a cadaveric distal radius fracture model. **J Hand Surg Am**. 2007; 32(2):194-9.

KAINZ, Hans; DALL'ARA, Enrico; ANTONI, Anna; REDL, Heinz; ZYSSET, Philippe; WENINGER, Patrick. Calcium phosphate cement augmentation after volar locking plating of distal radius fracture significantly increases stability. **Eur J Orthop Traumatol** (2014) 24:869-875.

HARNESS, N.G.; JUPITER, J.B.; ORBAY, J.L.; RASKIN, K.B.; FERNANDEZ, D.L. Loss of fixation of the volar lunate facet fragment in fractures of the distal part of the radius. **J Bone Joint Surg** 2004;86A:1900–1908.

HIGGINS, T.F.; DODDS, S.D.; WOLFE, S.W. (2002) A biomechanical analysis of fixation of intra-articular distal radial fractures with calcium-phosphate bone cement. **J Bone Joint Surg Am** 84-A(9):1579–1586.

KAINZ, H.; DALL, Ara; ANTONI, Anna.; REDL, Heinz; ZYSSET, Philippe; WENINGER, Patrick. Calcium phosphate cement augmentation after volar locking plating of distal radius fractures significantly increases stability. **J Orthop Surg Traumatol Eur**. 2014; 24: 869-875

KREDER, H.J.; HANEL, D.P.; McKEE M. et al. (1996) Consistency of AO fracture classification for the distal radius. **J Bone Joint Surg (Br)** 78:726–731.

KOH, S.; MORRIS, R.P.; PATTERSON, R.M.; KEARNEY, J.P.; BUFORD, W.L. Jr.; VIEGAS, S.F. Volar fixation for dorsally angulated extra-articular fractures of the distal radius: a biomechanical study. **J Hand Surg** 2006;31A: 771–779.

KONRATH, G.A.; BAHLER, S. Open reduction and internal fixation of unstable distal radius fractures: results using the trimed fixation system. **J Orthop Trauma**. 2002;16:578–85.

LEIXNERING, M.; JUPITER, J.B. (2006) Volar fixed-angle plating of distal radius extension fractures: influence of plate position on secondary loss of reduction—a biomechanic study in a cadaveric model. **J Hand Surg Am**. 31(4):615–622.

LEON, S.B.; KEITH, P.M. (2006) The outcome of intra-articular distal radius fractures treated with fragment-specific fixation. **J Hand Surg**. 31:1333–1339.

LINHART, W.; BRIEM, D.; SCHMITZ, N.D.; PRIEMEL, M.; LEHMANN, W.; RUEGER, J.M. (2003) Treatment of metaphyseal bone defects after fractures of the distal radius.

Medium-term results using a calcium-phosphate cement (BIOBON). **Unfallchirurg**. 106(8): 618–624.

LOZANO-CALDERON, S.; MOORE, M.; LIEBMAN, M.; JUPITER, J.B. (2007) Distal radius osteotomy in the elderly patient using angular stable implants and Norian bone cement. **J Hand Surg Am**. 32(7): 976–983.

LU, Yi; LI, Shaoliang; WANG, Manyi (2015). A classification and grading system for Barton fractures. **International Orthopaedics** (SICOT) DOI 10.1007/s00264-015-3034-x.

MACEDO, A.P. **Uso do método de elementos finitos na análise biomecânica de parafusos do sistema de fixação vertebral**. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) – USP, Ribeirão Preto, 2009.

MANDZIAK, D.G.; WATTS, A.C.; BAIN, G.I. Ligament contribution to patterns of articular fractures of the distal radius. **J Hand Surg Am** 2011;36 (10):1621–1625.

McCALL TODD, A.; CONRAD BRYAN, Badman; WRIGHT, Thomas. Volar Versus Dorsal Fixed-Angle Fixation of Dorsally Unstable Extra-Articular Distal Radius Fractures: A Biomechanic Study. **J Hand Surg** 2007;32A:806–812.

MOSS, D.P.; MEANS, K.R. Jr.; PARKS, B.G.; FORTHMAN, C.L. A biomechanical comparison of volar locked plating of intra-articular distal radius fractures: use of 4 versus 7 screws for distal fixation. **J Hand Surg Am**. 2011; 36(12):1907-11.

MELONE, C.P. Jr. Articular fractures of the distal radius. **Orthop Clin North Am**. 1984;15:217-36.

MEDOFF, R.J. Essential radiographic evaluation for distal radius fractures. **Hand Clin** 2005;21(3):279–288.

MEHLING, I.; MÜLLER, L.P.; DELINSKY, K.; MEHLER, D.; BURKHART, K.J.; ROMMENS, P.M. Number and locations of screw fixation for volar fixed-angle plating of distal radius fractures: biomechanical study. **J Hand Surg Am**. 2010; 35(6):885-91.

MUGNAI, R.; TARALLO, L.; CAPRA, F.; CATANI, F. Biomechanical comparison between stainless steel, titanium and carbon-fiber reinforced polyetheretherketone volar locking plates for distal radius fractures. **Orthop Traumatol Surg Res**. 2018 Oct;104(6):877-882.

MÜLLER, M.E. et al. **The comprehensive classification of fractures of long bones**. Berlin: Springer, 1990.

ORBAY, J.L.; FERNANDEZ, D.L. Volar fixation for dorsally displaced fractures of the distal radius: a preliminary report. **J Hand Surg [Am]**. 2002;27:205–15.

ORBAY, J.L.; FERNANDEZ, D.L. Volar fixed-angle plate fixation for unstable distal radius fractures in the elderly patient. **J Hand Surg [Am]**. 2004;29:96–102.

OSADA, D.; VIEGAS, S.F.; SHAH, M.A.; MORRIS, R.P.; PATTERSON, R.M. Comparison of different distal radius dorsal and volar fracture fixation plates: a biomechanical study. **J Hand Surg**, 2003;28A:94–104.

PUTNAM, M.D.; MEYER, N.J.; NELSON, E.W.; GESENSWAY, D.; LEWIS, J.L. Distal radial metaphyseal forces in an extrinsic grip model: implications for postfracture rehabilitation. **J Hand Surg Am**. 2000; 25(3):469-75.

ROZENTAL, T.D.; BLAZAR, P.E. Functional outcome and complications after volar plating for dorsally displaced, unstable fractures of the distal radius. **J Hand Surg [Am]**. 2006; 31:359–65.

VAN RIETBERGEN, B.; ITO, K. 2014. A survey of micro-finite element analysis for clinical assessment of bone strength: The first decade. **Journal of Biomechanics** 48 (2015) 832–841 84.

SCHNEPPENDAHL, J.; WINDOLF, J.; KAUFMANN, R.A. Distal radius fractures: current concepts. **J Hand Surg Am**, v. 37, p. 1718-25, 2012.

SCHUMER, E.D.; LESLIE, B.M. (2005) Fragment-specific fixation of distal radius fractures using the Trimed device. **Tech Hand Upper Extrem Surg** 9:74–83.

SHAUVER, M.J.; YIN, H.; BANERJEE, M.; CHUNG, K.C. Current and future national costs to medicare for the treatment of distal radius fracture in the elderly. **J Hand Surg Am**. 2011; 36(8):1282-7.

SCHUIND, F., COONEY, W. P.; LINSCHIED, R.L; AN, K. N.; CHAO, Y. S. Force and pressure transmission through the normal wrist. A theoretical two-dimensional study in the posteroanterior plane. **J Biomechanics**. 1995; 28 587-601.

SOKOL, S.C.; AMANATULLAH, D.F.; CURTISS, S.; SZABO, R.M. Biomechanical properties of volar hybrid and locked plate fixation in distal radius fractures. **J Hand Surg** 2011;36A:591–597.

TAYLOR, K.F.; PARKS, B.G.; SEGALMAN, K.A. Biomechanical stability of a fixed-angle volar plate versus fragment-specific fixation system: cyclic testing in a C2-type distal radius cadaver fracture model. **J Hand Surg Am**. 2006; 31(3):373-81.

TAYLOS, Kenneth F., MD; PARKS, Brent G., MSc; KEITH, A. Biomechanical comparison of Fragment-Specific Fixation and Augmented External Fixation for Intra-Articular Distal Radius Fractures. **J Hand Surg Am.** 2002;27A:953-964.

WILLIS, Andrew A., KUTSUMI, Keiji, ZOBITIZ, Mark E., COONEY, William P. III. Internal fixation of dorsally displaced fractures of the distal part of the radius. **J Bone Joint Surg Am.** 2006; 88:

WOODYARD, J.E. (1969) A review of Smith's fractures. **J Bone Joint Surg Br** 51:324–329.