

ISADORA FERREIRA CÂNDIDO

NOVA PLACA EM SEMI ANEL PARA FIXAÇÃO DE  
FRATURAS DO PLATÔ TIBIAL



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2014



ISADORA FERREIRA CÂNDIDO

**NOVA PLACA EM SEMI ANEL PARA FIXAÇÃO DE FRATURAS DO  
PLATÔ TIBIAL**

**Dissertação** apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de **MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA**.

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações

Orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Co-Orientador: Dr. Roberto da Cunha Luciano

Colaborador: Dr. Rodrigo Galvão Cardoso

**UBERLÂNDIA – MG**

**2014**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)  
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

C217n  
2014 Cândia, Isadora Ferreira, 1986-  
Nova placa em semi anel para fixação de fraturas do platô tibial /  
Isadora Ferreira Cândia. - 2014.  
91 f. : il.

Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.  
Coorientador: Roberto da Cunha Luciano.  
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.  
Inclui bibliografia.

1. Engenharia - Biomecânica - Teses. 2. Ortopedia - Teses. 3.  
Fraturas - Teses. I. Araújo, Cleudmar Amaral de, 1963-. II. Universidade  
Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia  
Mecânica. III. Título.

CDU: 621

---

# **NOVA PLACA EM SEMI ANEL PARA FIXAÇÃO DE FRATURAS DO PLATÔ TIBIAL**

Dissertação \_\_\_\_\_ pelo programa de  
Pós-graduação em Engenharia Mecânica da  
Universidade Federal de Uberlândia.

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e  
Vibrações

Banca Examinadora:

---

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo – FEMEC – UFU (Orientador)

---

Dr. Roberto da Cunha Luciano – Médico Ortopedista Hosp. das Clínicas – UFU (Co-Orientador)

---

Prof<sup>a</sup>. Dra. Sônia A. G. Oliveira – FEMEC – UFU (Interno da Área)

---

Prof<sup>a</sup>. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia – FEM - UNICAMP (Externo)

**UBERLÂNDIA – MG**

**2014**



## AGRADECIMENTOS

Sem o apoio obtido de algumas pessoas e instituições, não teria sido possível concretizar este trabalho. Por isso agradeço particularmente quem irei citar a seguir.

À Deus e à Nossa Senhora pelas bênçãos durante a minha caminhada e por permitirem a realização de mais este trabalho. Por estarem sempre presentes em meus pensamentos, me dando força, fé e foco para realização de todos os meus objetivos profissionais.

Aos meus pais por todo o apoio, compreensão e amor. Pois sempre foram os primeiros a acreditarem no meu sucesso e sempre estiveram ao meu lado, e sei que mesmo o meu pai “Seu” Isidoro não estando aqui em corpo, sempre estará em alma me abençoando.

À minha família por sempre acreditar em mim e me dar força durante toda a minha caminhada, principalmente ao meu irmão Ramon Isidoro, que sempre está por perto quando preciso.

Ao meu namorado Marko por me apoiar, vibrar com minhas conquistas, e me acalmar durante os momentos difíceis. Por estar sempre ao meu lado, e acreditar muitas vezes mais do que eu no meu sucesso.

Ao meu orientador prof. Cleudmar Amaral de Araújo, por quem tenho uma grande admiração e respeito, agradeço pela confiança, pelo apoio e por toda a dedicação durante este período. Por nos fazer acreditar que estamos no caminho certo, e por fazer do LPM uma grande família, da qual tenho muito carinho e orgulho.

Aos meus co-orientadores e médicos ortopedistas da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia (FAMED/UFU), Roberto da Cunha Luciano e Rodrigo Galvão Cardoso, por todo o apoio e tempo dedicado ao nosso trabalho, contribuindo imensamente para a realização deste. Por acreditarem nessa união da engenharia com a medicina para o desenvolvimento de pesquisas na área da engenharia biomecânica.

Aos meus amigos Fábio, Gabi, Marcília, Sérgio e Renato, que além da companhia, me ajudaram em algum momento durante o desenvolvimento do meu trabalho. Obrigada por toda a ajuda e apoio, mas principalmente, obrigada pela amizade, pelas risadas e pelos momentos únicos que vivemos durante esse período.

À família LPM, que me ajudou a “encarar” este período de forma mais leve e mais divertida. É muito bom se sentir em casa no ambiente de trabalho, todos vocês são muito especiais para mim.

A Capes e ao CNPq pelo apoio financeiro concedido.

À Universidade Federal de Uberlândia e a Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realizar este curso.



CANDIDO, I. F. **Nova Placa em Semi Anel para Fixação de Fraturas do Platô Tibial.** 2014. 91 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

### Resumo

As fraturas do platô tibial são lesões complexas que se não tratadas adequadamente podem deixar sequelas no paciente. Na maioria dos casos, o tratamento é realizado através de procedimentos cirúrgicos, os quais precisam ter acesso ao local e estabilizar as partes ósseas fraturadas. A forma de fixação dessas fraturas depende do estado da lesão e do tipo da fratura, e normalmente, a fixação de fraturas do platô tibial é feita por placas de sustentação tibial convencional (placas do tipo L) com sistemas de fixação interno e parafusos. Porém, apesar de ser eficiente na maioria dos tratamentos, a placa convencional do tipo L possui algumas desvantagens relacionadas à sua geometria, dimensões e quantidade de parafusos utilizados para a sua fixação ao osso. No entanto, a maior desvantagem deste sistema de fixação interna é a impossibilidade de fixação de fraturas pósteros laterais. Neste sentido, o principal objetivo deste trabalho foi projetar uma nova placa de fixação do platô tibial em liga de titânio (Ti-6Al-4V) para fixação de fraturas do tipo I, II e III póstero-laterais, visando desenvolver um sistema de fixação que facilite o processo de estabilização da fratura e reduza os tempos cirúrgicos utilizando uma geometria adaptada ao formato da tíbia, e uma menor quantidade de parafusos. Este novo sistema de fixação foi projetado com uma maior área lateral e um menor comprimento total, e foi denominado de “SA\_IRRC\_01”. As etapas de validação deste novo sistema consistiram na avaliação da resistência mecânica da placa e na estabilidade de uma fratura simulada utilizando modelagem por elementos finitos, comparando os resultados com uma fixação feita com a placa convencional do tipo L. Os resultados obtidos com a simulação utilizando a nova placa em semi anel apresentaram um comportamento mecânico similar ao modelo utilizando a placa convencional do tipo L, porém com uma geometria e dimensões menores, e uma menor quantidade de parafusos, indicando que esta poderá ser utilizada em fraturas póstero-laterais da tíbia. Para a comprovação destes resultados novas análises “in vitro” e “in vivo” mais elaboradas devem ser realizadas.

---

**Palavras Chave:** *Placa do tipo L, Fratura do platô tibial, Elementos Finitos, Ortopedia, Engenharia Biomecânica.*



CANDIDO, I. F. **New Plate at Semi Ring for Fixation the Tibial Plateau Fractures**. 2014. 91 f. M. Sc. Dissertation, Federal University of Uberlândia, Uberlândia.

### **Abstract**

Injuries in patients can be happen if complex lesions like tibial plateau fractures are not properly handled. Most of the time, the treatment is performed by surgical procedures, which need access to the site and stabilize the fractured bone parts. The fixation form of these fractures depends on the state of the injury and the type of fracture, and usually, the fixation of fractures of the tibial plateau is made by conventional tibial plates (called L type) with internal fixing systems and orthopedic screws. However, despite to good results and efficiency in the majority of cases, the conventional L type plate has some drawbacks related to its geometry, dimensions and amount of screws used to bone fixation. Although, the greatest disadvantage of this fixation system is that it is not appropriated to posterolateral fractures fixation. Therefore, the main objective of this work was to design a new fixation titanium plate (Ti-6Al-4V) for fixation of posterolateral fractures type I, II and III, aiming to develop a fastening system that favors the stabilization of the fracture and reduce the surgical time using an adapted geometry to the shape of the tibia, and a minor amount of orthopedic screws. This new fixation system called the "SA\_IRRC\_01" was designed with small length and stability simulated by finite element model. The reached results with the simulation using the new plate were compared to conventional L type plate and showed similar mechanical behavior with the conventional model L type, however with smaller geometry and with and a small quantity of screws. This new system proposed can be efficiently used to posterolateral fractures of the tibial plateau. Additional investigations need be carried out for future clinical use the new fixation system.

---

*Keywords: Plate of type L, Tibial plateau fracture, Finite Element, Orthopedics, Biomechanics Engineering.*



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1	Representação da tíbia e da fíbula. (MOORE; DALLEY, 2007) .....	1
Figura 1.2	I - Cisalhamento lateral; II - Cisalhamento e afundamento lateral; III – Afundamento lateral; IV – Cisalhamento e/ou afundamento medial; V – Articular total bicondilar; VI – Articular total com extensão metafisária. (KFURI JUNIOR et al. 2006) .....	2
Figura 2.1	Anatomia do Joelho. (Fonte: <a href="http://www.gustavokaempfer.com.br/index.php/joelho/anatomia.html">http://www.gustavokaempfer.com.br/index.php/joelho/anatomia.html</a> ) .....	8
Figura 2.2	Estruturas presentes na articulação do joelho. (Fonte: <a href="http://osteopatiafrancelo.blogspot.com.br/2012/12/lesoes-de-joelho.html">http://osteopatiafrancelo.blogspot.com.br/2012/12/lesoes-de-joelho.html</a> ) .....	8
Figura 2.3	Representação dos planos e dos seis graus de movimento do joelho. (NORDIN; FRANKEL, 2003) .....	9
Figura 2.4	Graus de liberdade do joelho. (TRILHA JUNIOR et al., 2009) .....	10
Figura 2.5	Representação das forças que agem sobre a tíbia proximal. (ESCAMILLA et al., 1998) .....	11
Figura 2.6	(A) Joelho flexionado a 90°, (B) Joelho flexionado entre 60° e 75° e (C) Joelho flexionado mais que 75°. (ALDABE, 2005) .....	11
Figura 2.7	Desvio em Valgo e Varo do joelho. (Fonte: <a href="http://biomedico-acupuntura.blogspot.com.br/2009/03/joelhos-com-osteoartrose-causa-pernas.html">http://biomedico-acupuntura.blogspot.com.br/2009/03/joelhos-com-osteoartrose-causa-pernas.html</a> ) .....	12
Figura 2.8	(a) Eixos de referência; (b) Forças externas atuantes sobre o platô tibial. (MORRISON, 1970) .....	13
Figura 2.9	Ligamentos presentes no joelho. (Fonte: <a href="http://www.fm.usp.br/fofite/fisio/pessoal/isabel/biomecanicaonline/articulacoes/joelho.php">http://www.fm.usp.br/fofite/fisio/pessoal/isabel/biomecanicaonline/articulacoes/joelho.php</a> ) .....	14

Figura 2.10	Ligamentos do joelho. (SHELBURNE et al., 2006) .....	15
Figura 2.11	Momento de adução total do joelho. (SHELBURNE et al., 2006) .....	15
Figura 3.1	Fraturas do platô tibial, tipo I, II e III segundo método de Schatzker. (LÓPEZ et al., 2010) .....	19
Figura 3.2	Placa de sustentação convencional (Tipo L). (MULLER et al., 1991) ...	21
Figura 3.3	Placa de sustentação convencional (Tipo L) fixada ao osso. (MULLER et al., 1991) .....	22
Figura 3.4	Ensaio mecânico para medir o movimento relativo e a carga de ruptura. (WU e TAI, 2007).....	23
Figura 3.5	Fratura do platô tibial, e sua fixação utilizando uma placa poliaxial. (BIGGI et al., 2010).....	24
Figura 3.6	Aplicação do carregamento no sistema utilizando uma formação triangular para os parafusos. (BAUMANN et al., 2011).....	25
Figura 3.7	Exposição da fratura do platô tibial. (BRUNNER et al., 2009) .....	27
Figura 3.8	Redução da fratura. (MULLER et al., 1991) .....	28
Figura 3.9	Procedimento cirúrgico para fixação da placa ao osso faturado. (QUINELATO, 199?).....	28
Figura 3.10	Vistas frontal e lateral de uma fratura do platô tibial lateral com componentes de lesão óssea póstero-lateral, fixada com uma placa convencional de sustentação do tipo L, juntamente com outra placa e parafusos adaptados.....	29
Figura 4.1	Vista frontal e lateral da tíbia, com as medições realizadas nas amostras. (CRISTOFOLINI e VICECONTI, 2000) .....	32
Figura 4.2	Geometria simplificada da tíbia. ....	33
Figura 4.3	Vista frontal e lateral da tíbia, com os valores das medidas do modelo tridimensional simplificado. ....	34
Figura 4.4	Placa convencional de sustentação do tipo L.(Fabricante @Synthes)....	35
Figura 4.5	Medidas em milímetros da placa do tipo L. (a) Vista Frontal; (b) Vista Lateral. ....	35
Figura 4.6	Medidas básicas em milímetros dos parafusos utilizados na placa convencional do tipo L.....	36
Figura 4.7	Modelo tridimensional da placa de sustentação convencional do tipo L. ....	36
Figura 4.8	Fratura do platô tibial do tipo I segundo método de Schatzker. (LÓPEZ et al., 2010).....	38

Figura 4.9	Fratura do platô tibial do tipo I fixada com a placa de sustentação convencional do tipo L.....	38
Figura 4.10	Modelo tridimensional da nova placa em semi anel para fixação de fraturas no platô tibial lateral. ....	39
Figura 4.11	Medidas em milímetros da placa em semi anel. (a) Vista Frontal; (b) Vista Lateral. ....	40
Figura 4.12	Medidas em graus dos ângulos fixos dos parafusos. ....	40
Figura 4.13	Placa em semi anel confeccionada na impressora 3D.....	41
Figura 4.14	Medidas em milímetros dos parafusos, os quais serão utilizados na nova placa em semi anel. ....	41
Figura 4.15	Placa em semi anel conformada.....	42
Figura 4.16	Placa convencional de sustentação do tipo L conformada.....	43
Figura 4.17	Montagem da placa em semi anel com os parafusos no platô tibial lateral.....	43
Figura 4.18	Montagem da placa convencional de sustentação do tipo L com os parafusos no platô tibial lateral.....	44
Figura 4.19	(a) Montagem da placa em semi anel ao osso fraturado. (b) Vista superior, para uma melhor visualização das inclinações dos parafusos.....	44
Figura 4.20	(a) Montagem da placa convencional do tipo L ao osso fraturado. (b) Vista superior, para uma melhor visualização das inclinações dos parafusos.....	45
Figura 5.1	Modelo com o componente tibial de prótese sem (a) e com a malha (b). (RODRÍGUEZ et al, 2001).....	49
Figura 5.2	Modelo geométrico malhado. (TRILHA JUNIOR et al., 2009).....	50
Figura 5.3	Representação da montagem do modelo numérico com a malha. (KIM et al., 2010).....	51
Figura 5.4	(a) Área onde foram medidas as tensões. (b) Tensões de Von Mises medidas no osso da tíbia e na placa com o compósito Kevlar/BCP. (KIM et al., 2010).....	52
Figura 5.5	Modelos tridimensionais com as placas fixadas ao osso da tíbia. (IZAHAM et al., 2012).....	53
Figura 5.6	Representação das forças atuantes na tíbia proximal. ....	54
Figura 5.7	Condições de contorno e forças aplicadas ao modelo utilizando a nova placa em semi anel (a) e utilizando a placa convencional do tipo L (b).....	56

Figura 5.8	Contato entre a fratura e o corpo da tíbia.....	58
Figura 5.9	Contato entre a placa e os parafusos.....	58
Figura 5.10	Contato entre a placa e o osso cortical.....	59
Figura 5.11	Contato entre os parafusos e o osso cortical.....	59
Figura 5.12	Regiões da tíbia fixas nos três graus de liberdade.....	60
Figura 5.13	Tipos de elementos utilizados nos modelos estudados.....	61
Figura 5.14	Malha gerada para os modelos utilizando os elementos C3D8R nos parafusos e o elemento C3D10 na placa e no osso da tíbia.....	61
Figura 6.1	Linha de pontos situada na placa do tipo L para o estudo do grau do refinamento da malha.....	64
Figura 6.2	Pontos analisados na fratura (ponto 20) e na tíbia (ponto 39).....	64
Figura 6.3	Curvas de Tensão de Von Mises [MPa] x Distância dos Pontos [mm]. (Modelo utilizando a placa do tipo L).....	65
Figura 6.4	Linha de pontos situada na região mais solicitada da placa do tipo L, para o estudo das tensões de Von Mises.....	66
Figura 6.5	Curvas de Tensão de Von Mises [MPa] x Pontos Analisados, analisadas para os carregamentos de 40 N e 80 N. (Modelo utilizando a placa do tipo L).....	67
Figura 6.6	Tensões de Von Mises máximas nos parafusos. (Modelo utilizando a placa do tipo L).....	69
Figura 6.7	Deslocamento total resultante para o modelo utilizando a placa do tipo L submetido a uma carga de 40 N. ....	70
Figura 6.8	Caminhos de pontos que serão analisados na região da tíbia (a) e na região da fratura (b). (Modelo utilizando a placa do tipo L) ....	70
Figura 6.9	Curvas de Deslocamento [mm] x Pontos Analisados, analisadas para os carregamentos de 40 N e 80 N. (Modelo utilizando a placa do tipo L).....	71
Figura 6.10	Linha de pontos situada na nova placa em semi anel para o estudo do grau do refinamento da malha.....	73
Figura 6.11	Pontos analisados na fratura (ponto 91) e na tíbia (ponto 112).....	73
Figura 6.12	Curvas de Tensão de Von Mises [MPa] x Distância dos Pontos [mm]. (Modelo utilizando a nova placa em semi anel).....	74
Figura 6.13	Linha de nós situada na região mais solicitada da nova placa em semi anel, para o estudo das tensões de Von Mises.....	76



Figura 6.14	Curvas de Tensão de Von Mises [MPa] x Pontos Analisados, analisadas para os carregamentos de 40 N e 80 N. (Modelo utilizando a nova placa em semi anel).....	76
Figura 6.15	Tensões de Von Mises máximas nos parafusos. (Modelo utilizando a nova placa em semi anel).....	78
Figura 6.16	Deslocamento total resultante para o modelo utilizando a placa nova placa em semi anel, submetido a uma carga de 40 N.....	79
Figura 6.17	Caminhos de pontos que serão analisados na região da tíbia (a) e na região da fratura (b). (Modelo utilizando a nova placa em semi anel)....	79
Figura 6.18	Curvas de Deslocamento [mm] x Pontos Analisados, analisadas para os carregamentos de 40 N e 80 N. (Modelo utilizando a nova placa em semi anel).....	80
Figura 6.19	Distribuição dos níveis de deslocamentos na fratura, onde o maior deslocamento é representado pela cor vermelha.....	82
Figura 6.20	Deslocamentos relativos médios.....	83
Figura 6.21	Placa convencional do tipo L e nova placa em semi anel.....	84



## LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1	Médias dos valores medidos. (CRISTOFOLINI e VICECONTI, 2000).	33
Tabela 5.1	Valores obtidos com a modelagem numérica. (RODRÍGUEZ et al, 2001).....	49
Tabela 5.2	Propriedades mecânicas do osso da tíbia anisotrópica. (KIM et al., 2010).....	51
Tabela 5.3	Resultados de deslocamentos e tensões geradas na placa. (IZAHAM et al., 2012).....	53
Tabela 5.4	Propriedades mecânicas dos componentes.....	54
Tabela 5.5	Coeficiente de atrito entre as superfícies do osso da tíbia. (SHOCKEY et al., 1985).....	57
Tabela 6.1	Características das malhas para análise de sensibilidade. (Modelo utilizando a placa do tipo L).....	64
Tabela 6.2	Deslocamento relativo [mm] entre os nós situados na fratura e na tíbia. (Modelo utilizando a placa do tipo L).....	65
Tabela 6.3	Tensões de Von Mises na região mais solicitada da placa do tipo L, com o modelo submetido a uma carga de 40 N no côndilo medial.....	67
Tabela 6.4	Tensões de Von Mises na região mais solicitada da placa do tipo L, com o modelo submetido a uma carga de 80 N no côndilo medial.....	68
Tabela 6.5	Deslocamento total relativo entre a fratura e o osso da tíbia, com o modelo utilizando a placa do tipo L, submetido a uma carga de 40 N no côndilo medial.....	71
Tabela 6.6	Deslocamento total relativo entre a fratura e o osso da tíbia, com o modelo utilizando a placa do tipo L, submetido a uma carga de 80 N no côndilo medial. ....	72

Tabela 6.7	Características das malhas para análise de sensibilidade. (Modelo utilizando a nova placa em semi anel).....	74
Tabela 6.8	Deslocamento relativo [mm] entre os nós situados na fratura e na tíbia. (Modelo utilizando a nova placa em semi anel).....	75
Tabela 6.9	Tensões de Von Mises na região mais solicitada da nova placa em semi anel, com o modelo submetido a uma carga de 40 N no côndilo medial.....	77
Tabela 6.10	Tensões de Von Mises na região mais solicitada da nova placa em semi anel, com o modelo submetido a uma carga de 80 N no côndilo medial.....	77
Tabela 6.11	Deslocamento total relativo entre a fratura e o osso da tíbia, com o modelo utilizando a nova placa em semi anel, submetido a uma carga de 40 N no côndilo medial.....	80
Tabela 6.12	Deslocamento total relativo entre a fratura e o osso da tíbia, com o modelo utilizando a nova placa em semi anel, submetido a uma carga de 80 N no côndilo medial.....	81

## LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolo	Significado	
$E$	Módulo de Elasticidade	[MPa,GPa]
$E_x$	Módulo de Elasticidade Longitudinal	[MPa]
$E_y$	Módulo de Elasticidade Transversal	[MPa]
$E_z$	Módulo de Elasticidade Radial	[MPa]
$F_{CL}$	Força no Côndilo Lateral	[N]
$F_{CM}$	Força no Côndilo Medial	[N]
$F_G$	Força do gastrocnêmio	[N]
$F_H$	Força dos isquiotibiais	[N]
$F_{LCA}$	Força do ligamento cruzado anterior	[N]
$F_{LCP}$	Força do ligamento cruzado posterior	[N]
$\mu$	Coeficiente de Atrito	
$\nu$	Coeficiente de Poisson	
$\sigma$	Tensão	[MPa]
$\varnothing$	Diâmetro	[mm]



# SUMÁRIO

<b>CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
<b>CAPÍTULO II – ANATOMIA DO JOELHO</b>	<b>5</b>
2.1. Tecido Ósseo	5
2.2. Tíbia e Fíbula	6
2.2.1. Propriedades mecânicas da tíbia	6
2.3. Anatomia do Joelho	7
2.4. Biomecânica do Joelho	8
2.5. Forças Internas do Sistema Musculoesquelético	10
<b>CAPÍTULO III – TIPOS DE FIXAÇÃO PARA FRATURAS DO PLATÔ TIBIAL</b>	<b>17</b>
3.1. Tipos de Fraturas do Platô Tibial	17
3.2. Tipos de Fixação das Fraturas	19
3.2.1. Propriedades mecânicas das ligas de titânio	20
3.3. Procedimento Cirúrgico	26
3.3.1. Fixação da placa ao osso	27
3.4. Aplicações da Placa Convencional do Tipo L	28
<b>CAPÍTULO IV – MODELOS TRIDIMENSIONAIS DA TÍBIA, DA PLACA CONVENCIONAL (TIPO L) E DA NOVA PLACA DE FIXAÇÃO (SA_IRRC_01)</b>	<b>31</b>
4.1. Propriedades Mecânicas da Tíbia	31
4.2. Geometria da Tíbia	32
4.2.1. Modelo tridimensional simplificado da tíbia	33
4.3. Placa Convencional de Sustentação Tibial do Tipo L	34
4.4. Geometria da Nova Placa SA_IRRC_01	37
4.5. Medida dos parafusos de fixação	41
4.6. Conformação da placa em semi anel e da placa convencional de sustentação tibial do tipo L	42

4.7. Adaptação das placas ao osso da tíbia	43
<b>CAPÍTULO V—MODELAGEM NUMÉRICA DO PROCESSO DE FIXAÇÃO DA FRATURA</b>	<b>47</b>
5.1. Modelagem por Elementos Finitos	47
5.2. Propriedades Mecânicas dos Materiais	54
5.3. Forças Atuantes na Tíbia Proximal	54
5.4. Contato Mecânico entre os Componentes	56
5.5. Condições de Contorno	60
5.6. Geração da Malha de Elementos Finitos	60
<b>CAPÍTULO VI – RESULTADOS E DISCUSSÃO</b>	<b>63</b>
6.1. Placa Convencional de Sustentação do Tipo L	63
6.1.1. Estudo da malha para a placa convencional do tipo L	63
6.1.2. Resultados para o modelo utilizando a placa do tipo L	66
6.2. Placa em semi anel “SA_IRRC_01”	72
6.2.1. Estudo da malha para a placa em semi anel	73
6.2.2. Resultados para o modelo utilizando a placa em semi anel	75
6.3. Avaliação Geral das Placas de Fixação	81
<b>CAPÍTULO VII – CONCLUSÃO E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS</b>	<b>85</b>
<b>CAPÍTULO VIII – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>87</b>



# CAPÍTULO I

## INTRODUÇÃO

A tíbia é um dos ossos que compõe a articulação do joelho, juntamente com o fêmur e com a patela. Segundo Moore e Dalley (2007), a tíbia é o segundo maior osso no corpo humano que suporta peso, e sua parte superior é chamada de platô tibial ou planalto tibial, conforme pode ser observado na Fig. 1.1.

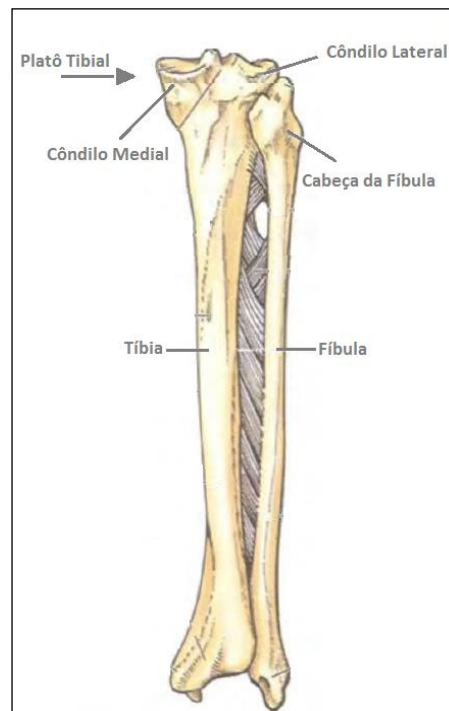


Figura 1.1 – Representação da tíbia e da fíbula. (MOORE; DALLEY, 2007)

As fraturas do platô tibial são lesões complexas que se não tratadas adequadamente podem deixar sequelas no paciente. Elas são absolutamente desafiadoras, pois são lesões que ocorrem em um osso metafisário, ou seja, um osso esponjoso de menor resistência mecânica às forças axiais, angulares e rotacionais. Além de comprometerem o tecido ósseo metafisário, comprometem biomecanicamente, com os mais variados níveis de gravidade, a superfície articular da articulação mais complexa do nosso organismo.

Essas fraturas podem ser classificadas de acordo com seu grau, e essas classificações ortopédicas auxiliam a uniformizar uma linguagem internacional na abordagem das lesões. De acordo com Kfuri Junior et al. (2006), as fraturas do platô tibial podem ser classificadas segundo o método de Schatzker em seis grupos, conforme mostrado na Fig. 1.2, os quais se distinguem entre cisalhamento puro, afundamento e associação entre esses dois padrões. Os três primeiros grupos (I, II e III) são fraturas puras do platô tibial, em geral associadas a traumas de baixa energia. E as fraturas dos outros grupos (IV, V, VI) estão associadas a traumas de alta energia.

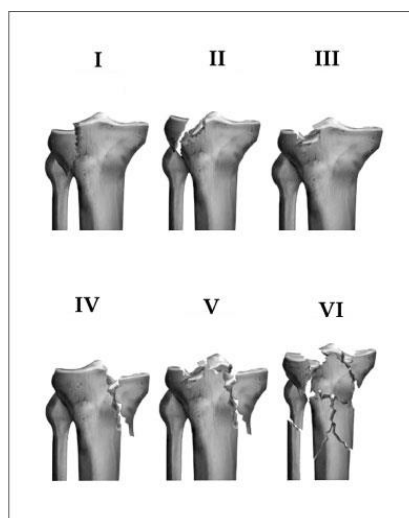


Figura 1.2: I - Cisalhamento lateral; II - Cisalhamento e afundamento lateral; III – Afundamento lateral; IV – Cisalhamento e/ou afundamento medial; V – Articular total bicondilar; VI – Articular total com extensão metafisária. (KFURI JUNIOR et al. 2006)

O tratamento das diferentes fraturas do platô tibial é realizado, na maioria dos casos, através de procedimentos cirúrgicos. Neste caso, a cirurgia ortopédica precisa ter acesso ao local e estabilizar as partes ósseas fraturadas. A forma de fixação dessas fraturas depende do estado da lesão e do tipo da fratura, e normalmente, a fixação de fraturas do platô tibial é feita por redução aberta e fixação interna.

Atualmente, a placa de fixação do tipo L é a mais utilizada para o tratamento de fraturas no platô tibial do tipo I, II e III. Porém, apesar de ser eficiente na maioria dos tratamentos, ela possui algumas desvantagens relacionadas à sua geometria, dimensões e quantidade de parafusos. Apesar dessas placas serem pré moldadas, elas devem ser conformada no formato ósseo do platô tibial para uma melhor adaptação, gerando um maior tempo cirúrgico. No entanto, a maior desvantagem deste sistema de fixação interna é a impossibilidade de fixação de fraturas pósteros laterais. Pois a cabeça da fíbula limita o acesso à região proximal e posterior do platô tibial, deixando um espaço muito exíguo para a fixação da fratura.

De acordo com Hamill e Knutzen (2012), a análise biomecânica avalia o movimento de um organismo vivo e o efeito de determinadas forças sobre esse organismo. Segundo o autor, a engenharia biomecânica é definida pela Sociedade Europeia de Biomecânica - SBE como uma área que estuda as forças atuantes geradas no interior do corpo e seus efeitos nos tecidos, fluidos ou materiais utilizados no diagnóstico, tratamento ou pesquisa médicas.

Segundo Hayasaki e Sousa (2006), a crescente evolução dos modelos computacionais tem contribuído para o desenvolvimento de produtos na área médica. A interface entre a engenharia e medicina tem possibilitado obter dispositivos com formas complexas, os quais, quando substitui a função de um membro real, procuram descrever o seu comportamento biomecânico.

Neste sentido, a proposta deste trabalho é projetar uma nova placa de fixação do platô tibial para fixação de fraturas do tipo I, II e III. A proposta visa desenvolver uma placa que facilite o processo e reduza o tempo cirúrgico utilizando menores dimensões e menor quantidade de parafusos de fixação, mas sobretudo, que viabilize a fixação das fraturas do platô tibial lateral com componentes de lesão óssea pósterolateral. A placa em estudo deverá possuir menores dimensões, além de ser compatível com a morfologia da região ântero-lateral e pósterolateral do platô tibial lateral.

Neste estudo a nova geometria da placa será desenvolvida e avaliada com modelos tridimensionais de elementos finitos, comparando os resultados com o sistema de fixação convencional (placa tipo L).

Este trabalho possui um caráter multidisciplinar, uma vez que, envolvem conhecimentos das áreas de engenharia mecânica e ciências biológicas. Neste caso, existe a parceria com um grupo de médicos ortopedistas da Universidade Federal de Uberlândia.

Os capítulos seguintes tratarão do desenvolvimento dessa nova placa em semi anel para fixação de fratura do platô tibial, avaliando o comportamento biomecânico do sistema. Foram divididos da seguinte forma:

- Capítulo II – revisão da literatura sobre a anatomia do joelho e os tipos de fraturas que podem ocorrer na tíbia;
- Capítulo III – revisão da literatura sobre os tipos de fixação das fraturas ocorridos no platô tibial;
- Capítulo IV – desenvolvimento da nova placa projetada para a fixação das fraturas do tipo I, II e III. Neste capítulo, são feitas as descrições da geometria e dimensões do modelo simplificado do osso da tíbia, da placa convencional (placa L) e da nova placa projetada.
- Capítulo V – modelagem numérica por elementos finitos da placa de sustentação tibial convencional (placa L) e da nova placa projetada;
- Capítulo VI – análise dos resultados obtidos por elementos finitos, avaliando e comparando o comportamento biomecânico através dos níveis de estabilização das fraturas;
- Capítulo VII – conclusões feitas acerca da placa desenvolvida e sugestões para trabalhos futuros;
- Capítulo VIII – referências bibliográficas.

## **CAPÍTULO II**

### **ANATOMIA DO JOELHO**

No desenvolvimento de um trabalho que envolve o comportamento biomecânico de parte do corpo humano é de suma importância o conhecimento da sua anatomia, de suas propriedades mecânicas, e da intensidade e do sentido das forças que atuam sobre ele. Neste sentido, foi realizada uma busca na literatura para descrever os principais aspectos da anatomia do joelho, as propriedades mecânicas do osso da tíbia e as forças que atuam sobre ela, em especial no platô tibial. Visando planejar os modelos numéricos, foram estudados os tipos de fratura que podem ocorrer no platô tibial decorrente de algum tipo de trauma mecânico.

#### **2.1. Tecido Ósseo**

Segundo Hamed et al. (2010), o osso é um tecido biológico multifuncional que tem como função estrutural suportar os outros tecidos do corpo, e pela ação de músculos atuar como uma alavanca para efetuar a movimentação do corpo humano. Ele é formado por dois tipos de tecidos ósseo, o osso cortical e o osso esponjoso ou trabecular. O osso cortical constitui uma substância dura e compacta que confere resistência ao osso e forma uma capa externa a ele, enquanto o osso trabecular possui formas pouco organizadas com muitos poros, e compõe o preenchimento e as extremidades dos ossos. O osso é considerado um material anisotrópico, heterogêneo e viscoelástico.

Segundo Guagneli (2006), os ossos estão constantemente sujeitos a esforços de tração, compressão, flexão e torção, e na maioria das vezes devem suportar uma

combinação desses esforços. Sua capacidade de sustentar cargas depende da sua qualidade, ou seja, da quantidade suficiente de massa óssea com materiais que possuem um arranjo das fibras capazes de resistir às cargas em diferentes posições. Sendo, portanto, de grande importância o conhecimento de suas propriedades mecânicas. As fraturas ósseas apresentam forte correlação com a frequência e a magnitude dessas cargas.

De acordo com Hamill e Knutzen (2012), o tecido ósseo é leve, mas tem grande resistência à tração e a compressão e um grau significativo de elasticidade. A leveza do tecido ósseo possibilita o movimento, e a flexibilidade é importante para a absorção de forças de grande impacto. As propriedades elásticas do tecido ósseo permitem a absorção de energia ao mudarem de forma sem que ocorra ruptura e então, retornem ao seu comprimento normal. Se a energia transmitida exceder a zona de deformação plástica, a energia será liberada em forma de fratura.

As forças de compressão, de tração e de cisalhamento aplicadas simultaneamente ao osso são importantes no desenvolvimento da sua resistência, e não existe um valor de resistência padronizado para o osso, pois sua medição depende do tipo de osso e do local testado. Hamill e Knutzen (2012) afirmam que essas forças são geradas pela sustentação do peso, pela gravidade, por forças musculares e por forças externas.

O osso tem um nível de ductilidade baixo, sofrendo ruptura depois de pouquíssima deformação plástica, ou seja, se comporta como um material frágil. Quando se aplica uma carga, inicialmente o osso sofre uma deformação elástica, porém, segundo Hamill e Knutzen (2012), sua deformação máxima atinge aproximadamente 3%.

## **2.2. Tíbia e Fíbula**

De acordo com Moore e Dalley (2007), a tíbia é o segundo maior osso no corpo que suporta o peso corporal. Já a fíbula não possui função de sustentação de peso, mas atua principalmente na fixação de músculos. A parte superior da tíbia é plana, formando o platô tibial, o qual é formado pelos côndilos medial e lateral. O côndilo lateral possui uma faceta na sua parte inferior, a qual se articula com a cabeça da fíbula. O corpo da tíbia é triangular, e possui face medial, posterior e distal.

### **2.2.1. Propriedades mecânicas da tíbia**

Conforme mencionado anteriormente, o conhecimento das propriedades mecânicas do osso é de grande importância, principalmente no desenvolvimento de uma modelagem numérica deste osso. Porém, essas propriedades variam com o tempo e de indivíduo para

indivíduo, sendo difícil defini-las fielmente.

Rodríguez et al (2001) modelaram numericamente a tíbia, assumindo o osso como sendo compacto, homogêneo, isotrópico, com um coeficiente de Poisson igual a 0,3 e o módulo de elasticidade igual a 17,2 GPa.

Completo et al. (2006), também modelaram numericamente a tíbia proximal, porém modelaram tanto o osso cortical quanto o osso esponjoso. Eles consideraram o osso cortical como sendo um material isotrópico, homogêneo e linear elástico, com um módulo de elasticidade igual a 14,2 GPa e um coeficiente de Poisson igual a 0,3. O osso esponjoso foi igualmente assumido como um material isotrópico, homogêneo e linear elástico, porém com um módulo de elasticidade igual a 104 MPa e um coeficiente de Poisson igual a 0,3.

Izaham e Kadir (2010) também modelaram numericamente a tíbia para estudo da estabilidade das placas de fixação. Eles utilizaram um coeficiente de Poisson igual a 0,3 e um módulo de elasticidade igual a 17 GPa.

Já Hamed et al. (2010) determinaram o módulo de elasticidade analítico do osso cortical maduro, avaliando todos os níveis do osso, desde níveis nanoestruturais a níveis macroestruturais. Cada estrutura foi considerada isotrópica e homogênea, e o osso foi considerado em seu todo como heterogêneo. O módulo de elasticidade longitudinal encontrado foi de 18,69 GPa, e o módulo de elasticidade transversal foi de 11,84 GPa. Esses resultados foram bem próximos dos resultados encontrados na literatura através de ensaios experimentais.

Limbert et al. (1998), modelaram o osso cortical considerando o módulo de cisalhamento igual a 5,2 GPa e a densidade igual a 1849 kg/m<sup>3</sup>.

### **2.3. Anatomia do Joelho**

De acordo com Oliveira e Silva (2010), o joelho é uma das maiores articulações do corpo humano e tem grande importância na locomoção humana. Ele é constituído pela extremidade distal do fêmur e pela extremidade proximal da tíbia. Na parte distal do fêmur existe um osso arredondado denominado de patela (rótula) que possui como principal função a proteção articular e o aumento da força de extensão do joelho. A união do fêmur com a tíbia é realizada por ligamentos, os quais promovem a estabilidade do joelho, conforme pode ser observado na Fig. 2.1 e Fig. 2.2.

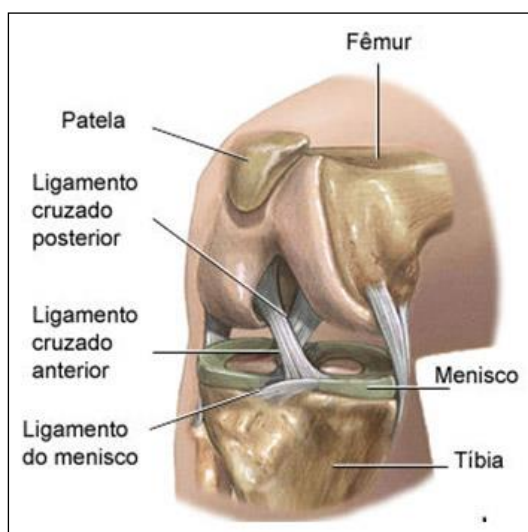


Figura 2.1 – Anatomia do Joelho.

(Fonte: <http://www.gustavokaempf.com.br/index.php/joelho/anatomia.html>)

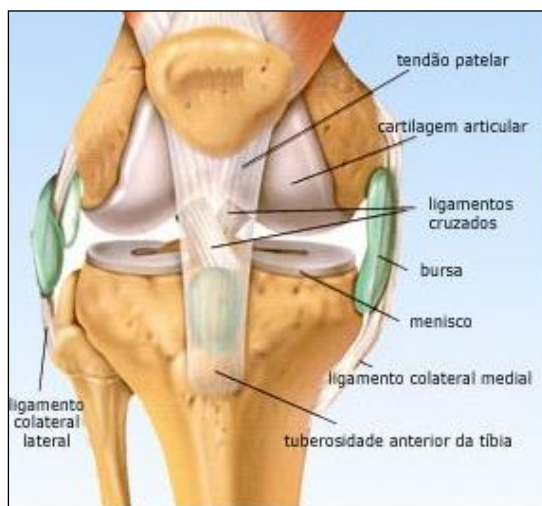


Figura 2.2 – Estruturas presentes na articulação do joelho. (Fonte: <http://osteopatiafrancelo.blogspot.com.br/2012/12/lesoes-de-joelho.html>)

## 2.4. Biomecânica do Joelho

De acordo com Nordin e Frankel (2003) as análises do movimento do joelho podem ser limitadas ao movimento em um plano, pois embora o movimento aconteça em três planos, em um determinado plano o movimento é maior, de tal forma que corresponde a praticamente todo o movimento. Esses três planos podem ser observados na Fig. 2.3. Da mesma forma, um grupo muscular gera uma força tão grande que essa pode ser considerada a força muscular que age sobre o joelho.



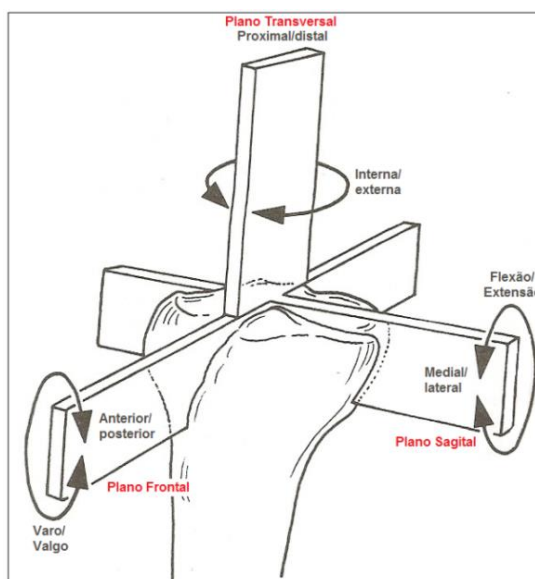


Figura 2.3 – Representação dos planos e dos seis graus de movimento do joelho. (NORDIN; FRANKEL, 2003)

Segundo Nordin e Frankel (2003) um movimento de superfície de juntas pode ser definido como o movimento entre as superfícies articuladas de uma junta, e no joelho esses movimentos acontecem entre os côndilos da tíbia e do fêmur e entre os côndilos do fêmur e da patela. Portanto, o joelho é composto por duas juntas, a junta tibiofemoral e a junta patelofemoral.

Na junta tibiofemoral o movimento da superfície de junta acontece nos três planos, mas é maior no plano sagital, possuindo limitada amplitude articular no plano frontal e transversal. O movimento no plano sagital de completa extensão até completa flexão é de  $0^{\circ}$  a aproximadamente  $140^{\circ}$ , e o joelho quando flexionado encontra-se em aproximadamente  $60^{\circ}$ . E na junta patelofemoral o movimento da superfície de juntas acontece em dois planos, o frontal e o transversal, mais é maior no plano frontal.

A junta tibiofemoral não é uma junta simples do tipo dobradiça, ela tem um movimento do tipo espiral ou helicoidal, e à medida que o joelho é flexionado a tíbia vai sofrendo rotação.

De acordo com De Castro et al. (2003), o joelho possui seis graus de liberdade, conforme pode ser observado na Fig. 2.4. Sendo três de translação, ântero-posterior (translação ao longo do eixo Y), médio-lateral (translação ao longo do eixo X) e céfalo-caudal (translação ao longo do eixo Z); e três de rotação, flexo-extensão (rotação em torno de X), rotação interna-externa (rotação em torno de Z) e rotação varo-valgo (rotação em torno de Y). O principal movimento é a rotação flexo-extensão, e a combinação desses movimentos cria um movimento complexo ao joelho.

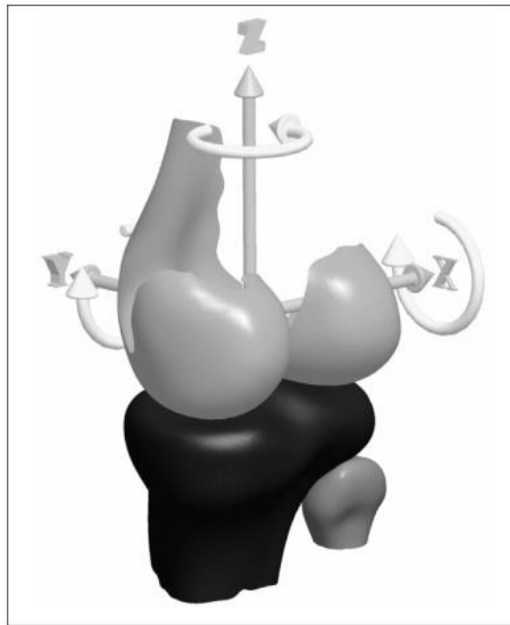


Figura 2.4 – Graus de liberdade do joelho. (TRILHA JUNIOR et al., 2009)

De acordo com Nordin e Frankel (2003) tanto na análise estática quanto na análise dinâmica, as forças que devem ser consideradas são produzidas pelo peso corporal, músculos, outros tecidos macios e por cargas externas aplicadas. Em um joelho normal, as tensões são distribuídas sobre uma área larga do platô tibial.

## 2.5. Forças Internas do Sistema Musculoesquelético

O conhecimento da forma como os músculos, ligamentos e as forças externas contribuem para a carga da articulação tibiofemoral durante as atividades da vida diária é de grande importância.

De acordo com Aldabe (2005), o método inverso é o processo mais utilizado para a avaliação das forças internas do sistema musculoesquelético. Essa técnica desenvolve um modelo matemático, o qual comporta o maior número de variáveis capazes de representar o sistema musculoesquelético em questão, utilizando parâmetros cinéticos e cinemáticos para a representação das forças articulares e momentos musculares. A desvantagem dessa técnica é que considera que o corpo humano seja formado por segmentos rígidos e homogêneos, os quais se movem por articulações do tipo dobradiças. Outro fator que influencia negativamente, é que essa técnica considera que os músculos geram apenas torque, fazendo com que os valores de força articular sejam subestimados.

As forças internas que agem sobre a tíbia proximal, de acordo com Escamilla et al. (1998), podem ser observadas na Fig. 2.5. Onde estão representadas a força tibiofemoral

( $F_{TF}$ ), a força do ligamento cruzado posterior ( $F_{LCP}$ ), a força do ligamento cruzado anterior ( $F_{LCA}$ ), a força do tendão patelar ( $F_{TP}$ ), a força do gastrocnêmio ( $F_G$ ) e a força dos isquiotibiais ( $F_H$ ). As forças dos isquiotibiais são formadas pelas forças dos músculos, do bíceps femoral e da porção medial dos isquiotibiais.

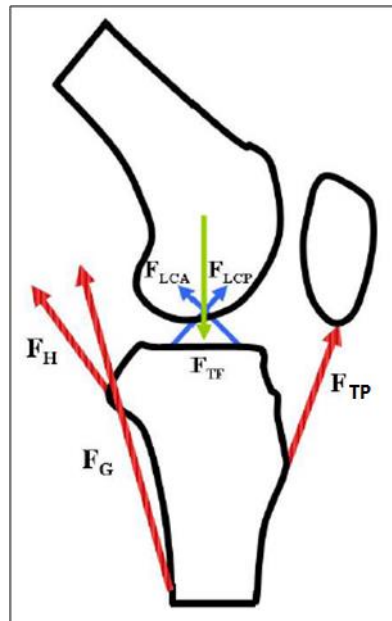


Figura 2.5 – Representação das forças que agem sobre a tíbia proximal. (ESCAMILLA et al., 1998)

Segundo Aldabe (2005), a força do tendão patelar ( $F_{TP}$ ) pode gerar forças na tíbia em direções diferentes conforme a flexão do joelho, como mostrado na Fig. 2.6.

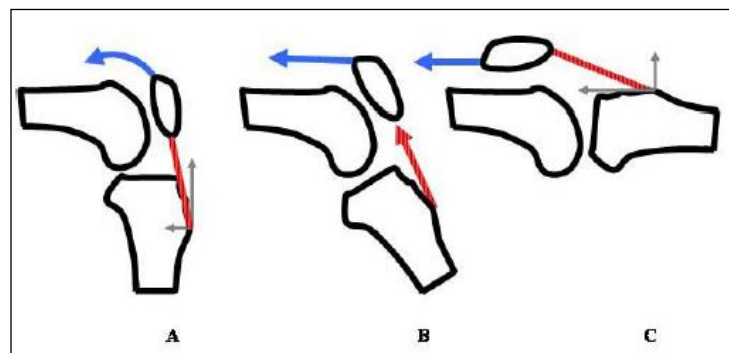


Figura 2.6 – (A) Joelho flexionado a 90°, (B) Joelho flexionado entre 60° e 75° e (C) Joelho flexionado mais que 75°. (ALDABE, 2005).

Pode-se observar na Fig. 2.6 que quando o joelho encontra-se flexionado a 90° (A) a linha de ação do ligamento patelar gera uma força com componentes que deslocam a tíbia posteriormente e superiormente. Quando o joelho encontra-se flexionado entre 60° e 75° (B) a linha de ação do ligamento patelar realiza somente compressão na tíbia com o fêmur. E quando o joelho encontra-se flexionado mais que 75° (C), a linha de ação do ligamento patelar gera uma força com componentes que deslocam a tíbia anteriormente e superiormente. Ressaltando que a ação do quadríceps durante a extensão do joelho também gera vetores de forças que atuam no joelho.

Além das forças fisiológicas, a tíbia também está submetida a forças não fisiológicas, as quais, de acordo com López et al. (2010), estão associadas aos impactos de alta tensão (acidentes de trânsito, quedas, acidentes com arma de fogo).

Os estudos das forças atuantes nas articulações do joelho durante a marcha normal é limitada pela dificuldade de medir com precisão o seu movimento interno. A distribuição destas forças entre os côndilos medial e lateral durante a marcha depende de dois fatores, a magnitude do momento em varo ou valgo externo que atua sobre o joelho e as contribuições que os músculos e os ligamentos fazem para anular este momento. Em pé, o momento atuante no plano frontal dobra a perna para dentro, sendo necessária uma combinação de forças musculares e ligamentos de resistir ao momento de adução externo, evitando assim a abertura da junta lateral. A Fig. 2.7 mostra os desvios em valgo e em varo do joelho.



Figura 2.7 – Desvio em Valgo e Varo do joelho. (Fonte: <http://biomedico-acupuntura.blogspot.com.br/2009/03/joelhos-com-osteoartrose-causa-pernas.html>).

Morrison (1970) definiu as forças atuantes na articulação do joelho conforme pode ser observado na Fig. 2.8. Para a determinação das forças atuantes, Morrison (1970) realizou 14 experimentos em 12 indivíduos. O momento  $M_z$  é provocado pela força vertical

que atua no pé quando o indivíduo caminha. Após pisar, o joelho tende a flexionar, causando um  $M_{zs}$ , esse momento é resistido pela ação das forças atuantes no quadríceps femoral controlando assim, a posição do joelho. O momento  $M_{ys}$  atua no joelho durante a fase de apoio da marcha, e deve ser equilibrado pela ação das forças dos ligamentos. A força máxima registradas nos ligamentos cruzados nos 12 indivíduos analisados variou de 10 a 112 lb (4,54 a 50,80 kg). Em todos os testes a força máxima do ligamento cruzado posterior foi maior do que a força máxima do ligamento cruzado anterior, sendo um valor médio de 74 lb (33,56 kg) para o ligamento cruzado posterior e 35 lb (15,86 kg) para o ligamento cruzado anterior. Sendo importante ressaltar que para o cálculo dessas forças o efeito do atrito foi negligenciado. As forças transmitidas pelo ligamento colateral lateral e pelo ligamento colateral medial também foram calculadas, tendo um valor máximo de 148 lb (67,13 kg) e 29 lb (13,15 kg), respectivamente. A média das forças máximas que agiram sobre o ligamento colateral medial foi de 14 lb (6,35 kg), já a média das forças máximas que agiram sobre ligamento colateral lateral foi de 59 lb (26,76 kg). Os ligamentos cruzado anterior, cruzado posterior, colateral lateral e colateral medial podem ser observados na Fig. 2.9.

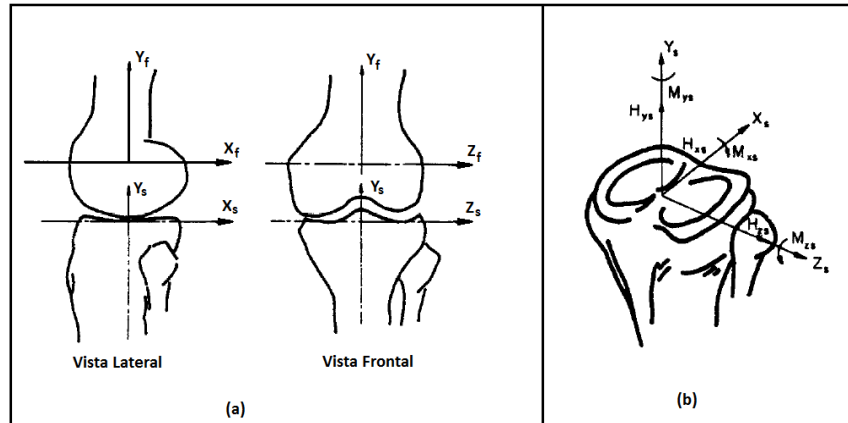


Figura 2.8 – (a) Eixos de referência; (b) Forças externas atuantes sobre o platô tibial. (MORRISON, 1970)

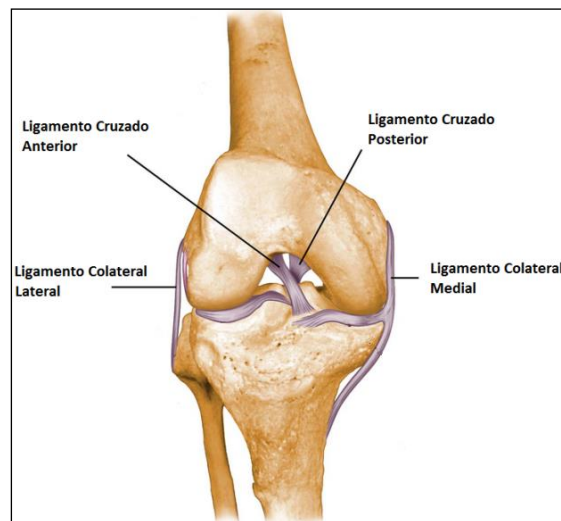


Figura 2.9 – Ligamentos presentes no joelho.

(Fonte: <http://www.fm.usp.br/fofito/fisio/pessoal/isabel/biomecanicaonline/articulacoes/joelho.php> )

O valor médio da força combinada máxima calculada no joelho durante a marcha foi de 3,03 vezes o peso corporal. Alguns indivíduos foram testados duas vezes, a fim de analisar se a percentagem do ciclo de marcha estava em boa concordância. Os testes com indivíduos do sexo masculino e feminino não revelaram diferenças óbvias na magnitude ou na variação cíclica da força entre os sexos.

De acordo com Morrison (1970), todos os resultados experimentais indicaram que durante a fase de apoio a marcha, a maior parte da carga foi transmitida pelo côndilo medial, essa afirmação está em desacordo com a crença comum que afirma que a maior carga é transmitida pelo côndilo lateral. Os valores médios das forças máximas desenvolvidas no quadríceps femoral, nos tendões e nos músculos gastrocnêmios foram de 167 lb (75,75 kg), 270 lb (122,47 kg) e 234 lb (106,14 kg) respectivamente.

Shelburne et al. (2006), identificaram os músculos e ligamentos que estabilizam o joelho no plano frontal durante a marcha. De acordo com os autores os ligamentos pósterolateral do joelho, o ligamento colateral lateral (LCL) e o ligamento popliteofibular (PFL) oferecem a maior resistência ao momento de adução. E o quadríceps, o gastrocnêmio, e o isquiotibiais produzem a maior parte do momento necessário para resistir à adução pura. A geometria e o comportamento mecânico dos ligamentos do joelho foram modelados de acordo com Fig. 2.10, na qual é possível observar o conjunto anterior (aACL) e posterior (pACL) do ligamento cruzado anterior; o conjunto anterior (aPCL) e posterior (pPCL) do ligamento cruzado posterior; o conjunto central (cMCL), anterior (aMCL) e posterior (pMCL)

do ligamento colateral medial; o conjunto anterior (aCM) e posterior (pCM) do ligamento colateral medial profundo; o ligamento colateral lateral (LCL); o ligamento popliteofibular (PFL); as estruturas anterolaterais (ALS); e a cápsula posterior medial (Mcap) e lateral (Lcap).

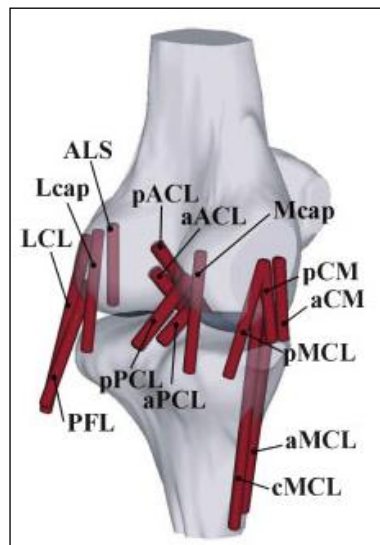


Figura 2.10 - Ligamentos do joelho (SHELBURNE et al., 2006).

Shelburne et al. (2006) assumiram a superfície de contato do fêmur e da tíbia como deformável, enquanto a superfície de contato entre o fêmur e patela como rígida. O momento de adução total do joelho foi considerado como a soma de todos os momentos que tendiam a aduzir o joelho, conforme pode ser observado na Fig. 2.11 abaixo. Ele foi calculado sobre o centro de pressão no côndilo medial da articulação tibiofemoral.

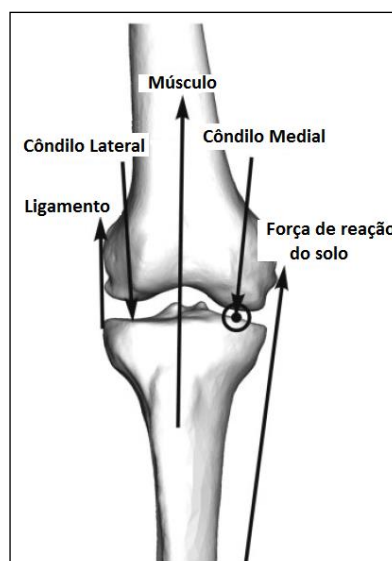


Figura 2.11 – Momento de adução total do joelho. (SHELBURNE et al., 2006)

De acordo com Shelburne et al. (2006), o valor do pico de força encontrado no côndilo medial foi de 1650N, e no côndilo lateral foi de 560 N. Confirmando assim, que o contato no côndilo medial durante a marcha é maior, e essa força é determinada principalmente pela orientação da força de reação do solo. Eles também afirmam que as forças musculares e gravitacionais são maiores que as forças transmitidas pelas articulações dos membros inferiores, e que os músculos do quadríceps e o gastrocnêmio são os que mais contribuem para a estabilidade do joelho.

Shelburne et al. (2004), utilizaram um modelo 3D detalhado do joelho para determinar as forças musculares atuantes durante a marcha normal, e o joelho foi representado como uma articulação conjunta de um grau de liberdade. Seis coordenadas generalizadas descreveram os movimentos da tibia em relação ao fêmur, e outras seis coordenadas descreveram os movimentos da patela em relação ao fêmur. Durante as simulações, o pico de força isquiotibiais utilizado no modelo de membro inferior durante a marcha normal foi 4162 N.

De acordo com Benatti (2005), os músculos isquiotibiais tem o papel de estabilizar a articulação do joelho durante a locomoção humana, principalmente quando ocorre uma lesão no ligamento cruzado anterior (LCA).



## **CAPÍTULO III**

### **TIPOS DE FIXAÇÃO PARA FRATURAS DO PLATÔ TIBIAL**

Na maioria dos casos, quando ocorrem as fraturas no platô tibial o paciente é submetido ao tratamento cirúrgico, o qual visa à fixação das partes fraturadas. A opção de não realizar o tratamento cirúrgico é limitado a fraturas com pequenas depressões (afundamento) da superfície articular (menor que 2 mm), bem como pequena diástase (menor que 3 mm), essas fraturas são geralmente consideradas fraturas estáveis. Com o tratamento cirúrgico é possível obter bons resultados, mesmo em pacientes com osteoporose ou doenças articular degenerativas.

Neste capítulo será apresentada uma revisão bibliográfica sobre os tipos de fixação das fraturas ocorridas no platô tibial e o seu procedimento cirúrgico.

#### **3.1. Tipos de Fraturas do Platô Tibial**

A fratura é uma combinação da lesão óssea juntamente com lesões nos tecidos. Assim, em um tratamento de fratura é necessário respeitar não somente o aspecto ósseo, mas também as lesões ósseas teciduais do local. Embora a maioria das fraturas cicatrize bem, muitas podem resultar em perdas significativas e permanentes das funções biológicas.

As fraturas do platô tibial são lesões difíceis de tratar devido ao envolvimento da superfície articular, podendo ocorrer juntamente com lesões nos meniscos e nos ligamentos. Se não tratadas adequadamente podem deixar sequelas no paciente. De acordo com Markhardt et al. (2009), os fatores que mais afetam o tratamento cirúrgico dessas fraturas são o afundamento e o deslocamento dos fragmentos do osso. A geometria e o desvio dessas fraturas dependem de vários fatores, como a magnitude e a direção da aplicação da

força, o grau de flexão do joelho no momento do trauma e da qualidade óssea.

Segundo Kfuri Junior et al. (2006), as fraturas do platô tibial resultam da aplicação de forças compressivas axiais combinadas ou não com tensões em varo ou valgo da articulação do joelho. O tratamento dessas fraturas depende do perfil do paciente, da condição dos tecidos circundantes e da existência de outros traumatismos associados.

De acordo com Luciano et al. (2007), as fraturas do platô tibial correspondem a cerca 1% de todas as fraturas e 3% quando em condições expostas. López et al (2010), afirmam que em pacientes idosos é mais frequente encontrar fraturas por depressão, sendo geralmente causadas por traumas de menor energia, e raramente estão associadas a lesão dos ligamentos. Já em pacientes mais jovens os fragmentos tendem a serem maiores e em “cunha”, devido às forças de cisalhamento, e com alto índice de lesão nas estruturas que compõe a articulação do joelho, especialmente os ligamentos.

Porém, o grau de energia das lesões que comprometem o aparelho locomotor intensifica exponencialmente com o avanço tecnológico do mundo atual. Isto quer dizer que as lesões ocorrem cada vez mais frequentemente nos acidentes de trânsito e na construção civil, por exemplo. Modificando assim, aquele tradicional modelo padrão das fraturas articulares, sobretudo as que ocorrem no joelho. Não sendo possível afirmar que a grave cominuição (fragmentação) articular ocorra somente no osso osteoporótico (paciente idoso).

De acordo com Kfuri Junior et al. (2006), os dois métodos mais utilizados para a classificação das fraturas são o método de Schatzker e o método do Grupo AO, esses métodos ajudam a uniformizar uma linguagem internacional para a classificação das fraturas ocorridas no platô tibial. Porém, de acordo com o López et al (2010), a classificação de Schatzker proposta em 1979 é a mais utilizada devido a sua simplicidade, e as fraturas do platô tibial são divididas em seis grupos distintos, distinguindo entre cisalhamento puro, depressão pura e associação entre esses dois padrões.

Conforme mencionado anteriormente, os três primeiros grupos (I, II e III) são fraturas puras do platô tibial, em geral associadas a traumas de baixa energia. E as fraturas dos outros grupos (IV, V, VI) estão associadas a traumas de alta energia. Porém, os traumas de baixa energia que ocorrem em ossos com osteoporose podem acarretar em fraturas semelhantes as que ocorrem com traumas de alta energia (MARKHARDT et al., 2009). A Fig. 3.1 ilustra os três primeiros tipos de fraturas classificadas pelo método de Schatzker, pois serão as fraturas analisadas no desenvolvimento deste trabalho.

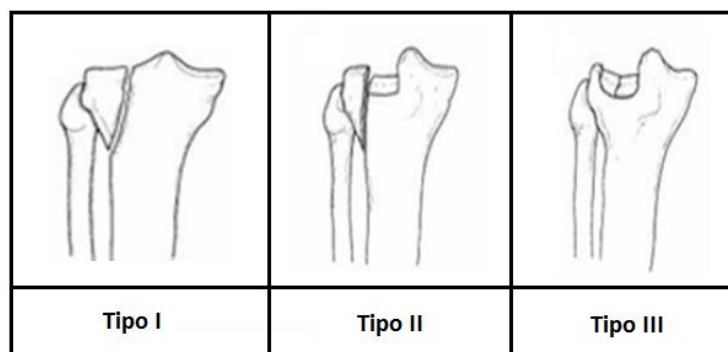


Figura 3.1 - Fraturas do platô tibial, tipo I, II e III segundo método de Schatzker. (LÓPEZ et al., 2010)

A fratura do tipo I é por cisalhamento puro do platô tibial lateral, ocorrendo geralmente em pacientes mais jovens cujo osso subcondral é denso o suficiente para resistir ao afundamento da superfície articular. De acordo com Markhardt et al. (2009), esse tipo de fratura possui menos de 4 mm de afundamento ou de deslocamento, e representa aproximadamente 6% de todas as fraturas que ocorrem no platô tibial. Quando ocorre esse tipo de fratura é comum a ocorrência de lesão no menisco.

A fratura do tipo II é por cisalhamento e depressão do platô tibial lateral, ocorrendo geralmente em pacientes acima dos 40 anos e com certo grau de osteoporose. Segundo Markhardt et al. (2009), esse tipo de fratura possui um afundamento maior que 4 mm, representando cerca de 25% de todas as fraturas do platô tibial.

As fraturas do tipo I podem ser parecidas com as fraturas do tipo II, da mesma forma que as fraturas do tipo II podem ser parecidas com as fraturas do tipo I.

As fraturas do tipo III ocorrem em pacientes idosos e com osteoporoses, e é associada a osso porótico, onde a fratura é uma depressão pura sem cisalhamento. Representando, de acordo com Markhardt et al. (2009), cerca de 36% de todas as fraturas que ocorrem no platô tibial. Neste caso, a incidência de lesão nos ligamentos é baixa.

As fraturas do platô tibial com um alto grau de afundamento ou deslocamento devem ser reduzidas e fixadas.

### 3.2. Tipos de Fixação das Fraturas

Segundo Biggi et al. (2010), o método padrão de tratamento para fratura no platô tibial é a redução aberta, o qual é um processo cirúrgico que visa alinhar o osso fraturado expondo cirurgicamente a lesão. No caso de uma redução fechada, a redução é realizada

apenas através de manipulações. A fixação interna com placas de compressão óssea e parafusos é considerada um tipo de redução aberta.

O grau de dificuldade para o restabelecimento da anatomia articular (redução aberta) está diretamente relacionado ao grau de energia que compromete o tecido osteo-articular, bem como com a região articular fraturada. Sendo a região pósterolateral a de mais difícil acesso, isto em função da existência da articulação tíbio-fibular.

Para um melhor resultado funcional, são recomendados exercícios pós-operatórios para desenvolver a amplitude de movimento do joelho, evitando a rigidez articular.

As placas de fixação são constituídas de biomateriais metálicos, os quais devem possuir biocompatibilidade, resistência à corrosão e resistência mecânica, pois elas entram em contato com as células vivas, tecidos e fluidos biológicos, os quais são de natureza agressiva para os metais. Quando essas placas não apresentam biocompatibilidade com o organismo humano ocorre uma rejeição do corpo. De acordo com Nag e Banerjee (2012), é compreensivo que exista certa reação tecidual, pois ocorre a introdução de uma substância estranha no corpo humano, porém essas reações não podem ser tão agressivas a ponto de provocar a rejeição da placa.

Quando ocorre a rejeição, os implantes são prematuramente removidos do corpo do paciente. Outro fator que pode desencadear a remoção prematura desses implantes é quando ocorre algum tipo de falha, em decorrência de corrosão ou fratura. Nag e Banerjee (2012) afirmam que as cirurgias de revisão são mais difíceis, possuindo taxas de sucessos inferiores e podendo causar danos adicionais aos tecidos circundantes. Além disso, em toda remoção de implante o paciente experimenta o trauma de cirurgias repetidas e dor acentuada durante o processo de rejeição.

Os metais mais utilizados para os implantes ortopédicos são os aços inoxidáveis austeníticos, as ligas de cobalto-cromo e as ligas de titânio, devido a sua maior capacidade de suportar cargas.

### **3.2.1. Propriedades mecânicas das ligas de titânio**

De acordo com Nag e Banerjee (2012), após o início da década de 70, as ligas de titânio começaram a ganhar maior popularidade, devido a sua excelente resistência mecânica, a sua boa biocompatibilidade e sua maior resistência à corrosão. Segundo os autores, a liga Ti-6Al-4V (6% de alumínio e 4% de vanádio) é um dos materiais mais utilizados para a confecção de próteses. Porém recentemente descobriu-se que a presença de vanádio nessa liga pode ser prejudicial ao corpo humano, e devido à preocupação sobre

a toxicidade deste elemento está sendo necessário o desenvolvimento urgente de novas e melhores ligas ortopédicas, chamadas ligas biomédicas.

Segundo Bauer (2007), a liga Ti-6Al-4V possui excelentes propriedades mecânicas devido ao fato do alumínio ser um estabilizador da fase alfa e o vanádio ser um estabilizador da fase beta, fazendo com que a liga apresente ambas as fases em temperatura ambiente.

O módulo de elasticidade desta liga, de acordo com Nag e Banerjee (2012), é igual a 110 GPa, o limite elástico está entre 850-900 MPa, e a resistência a tração está entre 960-970 MPa. Bauer (2007) afirma que a resistência à tração e a dureza da liga Ti-6Al-4V quase dobra em relação ao titânio puro.

Completo et al. (2006) também afirmam que o módulo de elasticidade da liga Ti-6Al-4V é 110 GPa e, de acordo com eles, o coeficiente de Poisson é igual 0,3.

A placa de sustentação tibial convencional (placa do tipo L) é a mais utilizada atualmente para as cirurgias do platô tibial, possuindo um sistema de travamento angular dos parafusos para evitar o contato entre eles durante a sua fixação e proporcionar uma maior estabilidade. Essa placa pode ser observada nas Fig. 3.2 e Fig. 3.3.



Figura 3.2 – Placa de sustentação convencional (Tipo L). (MULLER et al., 1991)



Figura 3.3 – Placa de sustentação convencional (Tipo L) fixada ao osso. (MULLER et al., 1991)

O debilitado suprimento de sangue ao osso, as infecções que podem ocorrer após o procedimento cirúrgico e a condição dos tecidos moles continuam sendo uma preocupação. Assim sendo, as placas de fixação são desenvolvidas para permitir que durante a sua fixação, ou seja, durante o procedimento cirúrgico as técnicas operacionais sejam menos agressivas.

A redução aberta, redução da fratura expondo cirurgicamente a lesão, com a fixação interna com placas e parafusos são os tratamentos mais utilizados para tratar fraturas da tíbia proximal, porém não são os únicos existentes. A desvantagem desse tratamento, de acordo com Nikolaou et al. (2011), é que pode colocar em perigo os tecidos moles, pois muitas vezes exige a exposição invasiva da zona da fratura comprometendo assim o ambiente biológico para a cicatrização óssea.

Outro tratamento utilizado é o sistema de estabilização menos invasivo (LISS), o qual é determinado por um novo fixador interno que combina tanto os princípios das propriedades biomecânicas da fixação, como um contato osso-implante ideal, comprometendo o menos possível os tecidos moles.

Wu e Tai (2007) avaliaram a tolerância de carga na placa convencional de sustentação tibial do tipo L para fraturas no platô tibial, comparando-os do ponto de vista biomecânico. Foram utilizadas 14 tíbias sintéticas, as quais foram divididas em dois grupos, grupo “buttress” e grupo banda de tensão. No grupo “buttress” as placas convencionais do tipo L foram colocadas sobre o côndilo medial da tíbia (similar ao modelo que iremos

analisar), e no grupo banda de tensão as placas foram colocadas sobre o côndilo lateral da tíbia, conforme pode ser observado na Fig. 3.4. O movimento relativo e a carga de ruptura final entre os dois grupos foram avaliadas.

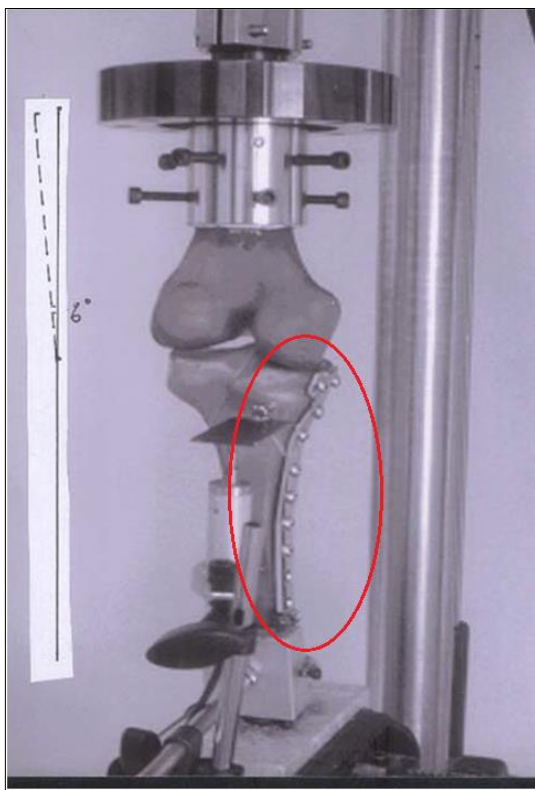


Figura 3.4 – Ensaio mecânico para medir o movimento relativo e a carga de ruptura. (WU e TAI, 2007)

Foram aplicados vários carregamentos, com incrementos de 1000N, variando de 1000N a 10000N. O grupo “buttress” teve um deslocamento significativamente menor do que o grupo banda de tensão após o aumento do carregamento. E no ensaio de falha, o grupo “buttress” também teve uma maior carga de ruptura final e um menor deslocamento. O valor máximo de carga suportado pelo grupo “buttress” foi de 8400N, com um deslocamento da fratura de 8,13 mm. Porém, de acordo com os autores, o máximo deslocamento permitido é de 4 mm, assim a máxima carga que pode ser aplicada ao sistema é de 6000 N.

Wu e Tai (2007) concluíram assim, que os fragmentos do côndilo medial da tíbia alcançaram uma boa estabilização com o travamento utilizando placas convencionais do tipo L, e que este tipo de técnica de fixação é suficiente, pois normalmente a articulação do joelho suporta cargas de 200-300 kg.

Langhi et al. (2007) analisaram fraturas do platô tibial do método Schatzker tipo III, tratadas por redução aberta e fixação interna com placas e parafusos sem a adição de enxerto ósseo subcondral. Foram avaliadas 20 pacientes durante um período de sete anos, e não foram observadas grandes complicações durante o tratamento. Comprovando assim, que a redução aberta é um método eficiente, e que a utilização de placas convencionais de sustentação tibial é adequada para esse tipo de fratura.

Biggi et al. (2010) avaliaram o tratamento das fraturas do platô tibial com placa poliaxial de fixação interna e redução aberta ou fechada, Fig. 3.5. O tratamento foi realizado em um grupo de 58 fraturas da tíbia proximal, tratados cirurgicamente de janeiro de 2004 a junho de 2007. Os resultados funcionais obtidos, utilizando a pontuação Rasmussen, foram de bons à excelentes em 78%. Assim, a placa de fixação interna, juntamente com a redução aberta ou fechada, são procedimentos adequados para a fixação das fraturas no platô tibial.

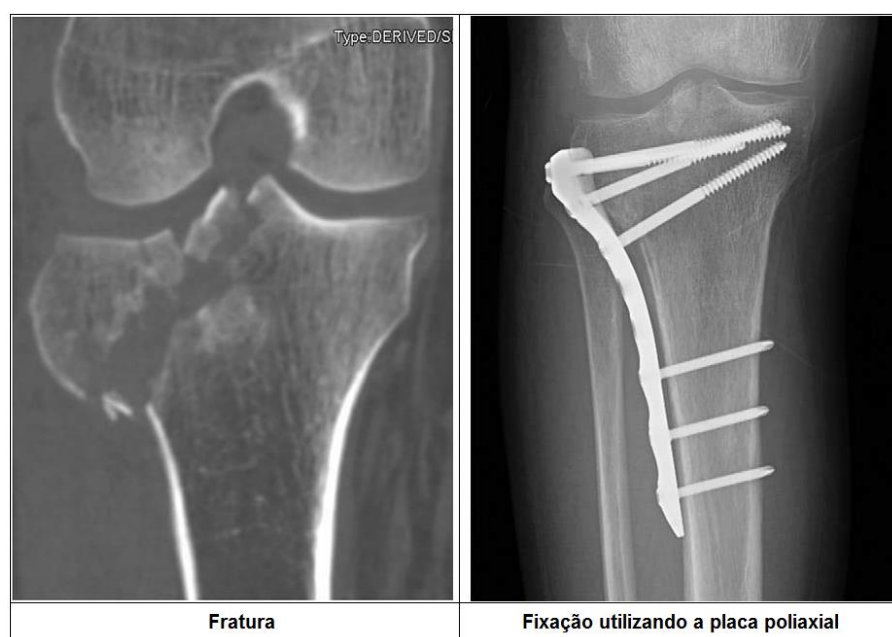


Figura 3.5 – Fratura do platô tibial, e sua fixação utilizando uma placa poliaxial. (BIGGI et al., 2010)

Nikolaou et al. (2011) também avaliaram um sistema de fixação de placas poliaxiais em fraturas na tíbia proximal em 60 pacientes. Foram analisados todos os dados clínicos e radiográficos. Não houve fraturas nas placas nem nos parafusos. O sistema de fixação de placas poliaxiais forneceu uma fixação estável extra-articular e intra-articular da fratura da tíbia proximal e bons resultados funcionais com baixo índice de complicações. Comprovando novamente a eficiência dessas placas de fixação interna.



Baumann et al. (2011) avaliaram se para fraturas do platô tibial a utilização de parafusos em placas de travamento lateral formando uma construção triangular melhoram a estabilidade da fratura. Foram utilizadas 16 tíbias para o modelo da fratura, e foi aplicada uma força alternada de compressão sobre o platô tibial, conforme pode ser observado na Fig. 3.6. Os côndilos tibiais, medial e lateral, foram fixados com três parafusos.

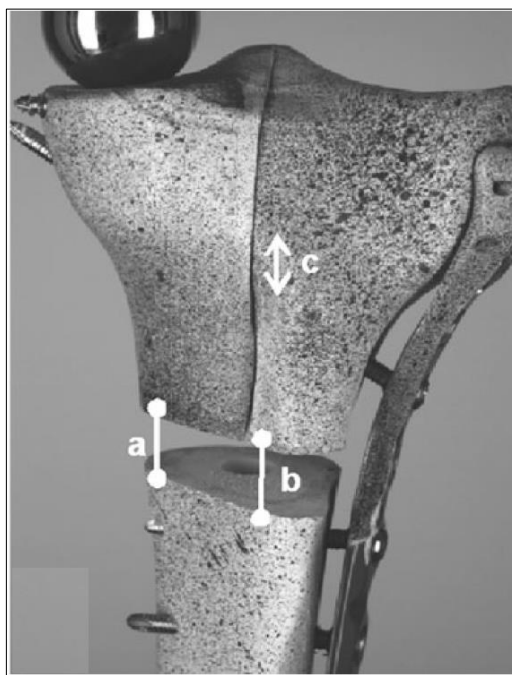


Figura 3.6 – Aplicação do carregamento no sistema utilizando uma formação triangular para os parafusos. (BAUMANN et al., 2011)

Durante o ensaio mecânico, Baumann et al. (2011) aplicaram vários carregamentos, com incrementos de 10 N, começando em 250 N e com uma carga máxima suportada de 400 N. Entre o côndilo medial e lateral, o cisalhamento foi significativamente menor utilizando uma formação triangular para os parafusos. Na região metafisial a deformação plástica permaneceu idêntica independente da posição dos parafusos, já a deformação elástica reduziu significativamente quando aplicada as forças de compressão mais elevadas. Assim, a utilização de parafusos com uma formação triangular melhora a estabilidade da fratura.

A confiabilidade das placas para fraturas no platô tibial foi analisada por Ehlinger et al. (2011). De acordo com os autores, a fratura articular com um componente medial pode ser controlada com uma placa de bloqueio único lateral. Nesse estudo foram avaliados 20 pacientes com idade média de 47 anos que apresentavam fratura na tíbia proximal, a placa utilizada foi uma placa de bloqueio único lateral LCP<sub>TM</sub> associada ou não a um parafuso

complementar. Os resultados radioclínicos foram satisfatórios, e todos os pacientes ativos voltaram a trabalhar normalmente em uma média de 4,5 meses.

Portanto, é possível afirmar, com base na literatura, que a utilização da placa convencional de sustentação tibial do tipo L proporciona resultados satisfatórios, sendo bastante eficiente para o tratamento de fraturas no platô tibial. Também é possível observar que a redução aberta é um método adequado para a fixação interna da placa.

### **3.3. Procedimento Cirúrgico**

A osteossíntese é uma intervenção cirúrgica que reúne mecanicamente os fragmentos ósseos de uma fratura por intermédio de uma peça metálica. Essa técnica é variada e apresenta diversas alternativas para o tratamento de uma fratura, existindo sempre aquela mais adequada para um determinado tipo de fratura. Ela pode ser classificada como osteossíntese interna (placas, parafusos, fios, hastes intramedulares) ou osteossíntese externa (fixadores externos).

De acordo com Paschoal (2002), uma osteossíntese estável é aquela em que sempre existe um vetor resultante de compressão sobre os fragmentos ósseos, a qual elimina a dor e permite que o paciente retorne o movimento, com sustentação parcial de carga sem risco de falha da fixação.

O primeiro passo no tratamento de lesões no platô tibial é uma rigorosa avaliação da gravidade dessa lesão. Conforme mencionado anteriormente, a estratégia de tratamento e o resultado obtido com esse tratamento estão fortemente relacionados com a condição do tecido mole.

De acordo com Muller et al. (1991), primeiramente é necessário avaliar o tipo de fratura que ocorreu, para depois preparar o plano pré-operatório. Após a análise da fratura, determinam-se os instrumentos a serem utilizados, selecionando uma placa adequada e esterilizada. Depois o paciente é posicionado em decúbito dorsal na mesa de operação, e a placa é inserida através de uma incisão e fixada ao osso com parafusos.

Após o corte do tecido subcutâneo os músculos são retraídos lateralmente expondo a fratura, conforme pode ser observado na Fig. 3.7, para que possa ser realizada a incisão da placa. Segundo Dutra et al. (2004), se a fratura é deslocada ou angulada é realizada a redução da fratura antes da fixação da placa. A redução aberta significa alinhar os fragmentos da fratura. Conforme mencionado anteriormente, essa redução pode ser aberta, expondo cirurgicamente a lesão, ou fechada, a qual é realizada apenas através de manipulações.

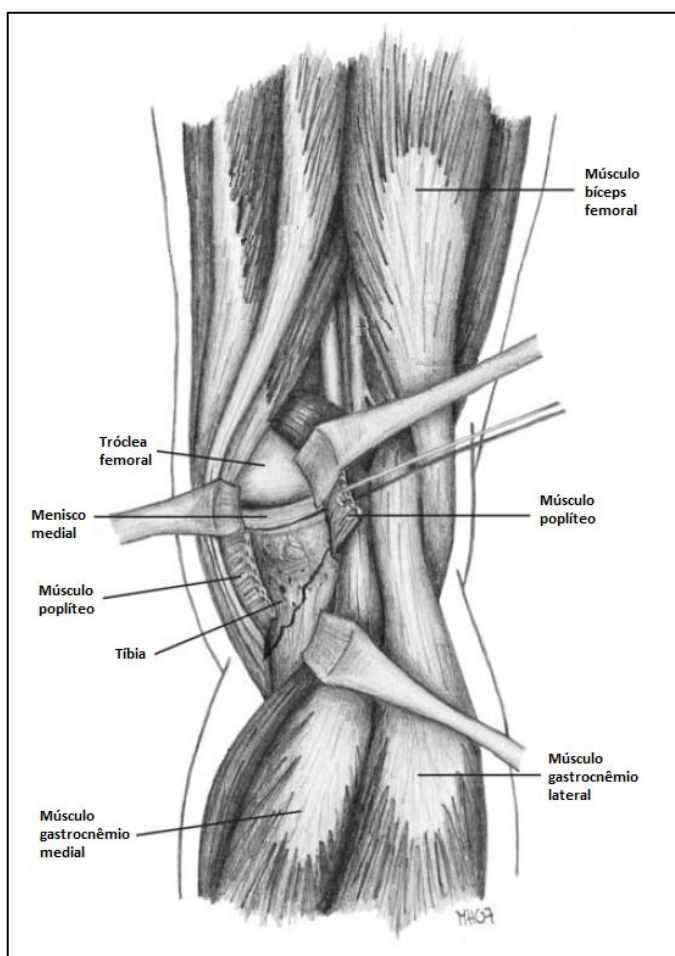


Figura 3.7 – Exposição da fratura do platô tibial. (BRUNNER et al., 2009)

### 3.3.1. Fixação da placa ao osso

De acordo com Quinelato (199?), para a fixação da placa ao osso é possível realizar dois procedimentos cirúrgicos. O cirurgião pode realizar a redução da fratura e a compressão axial antes de fixar a placa ao osso (Fig. 3.8), ou pode furar o osso antes de efetuar a redução da fratura (Fig. 3.9). O método de fixação utilizado mais frequentemente é o segundo método, no qual primeiramente, utilizando a bainha de proteção que afasta as partes moles, é feito um furo guia no fragmento ósseo perpendicular ao plano da fratura (a) para então realizar a redução da fratura (b). Realizada a redução da fratura, a placa é fixada ao osso com um parafuso na posição neutra (c) e com um parafuso na posição compressão (d). Posteriormente, o parafuso é fixado perpendicularmente ao plano da fratura (e). Se necessário, outros parafusos são adicionados na posição neutra (f).

Nos dois casos o parafuso deve ser fixado perpendicularmente ao plano da fratura.

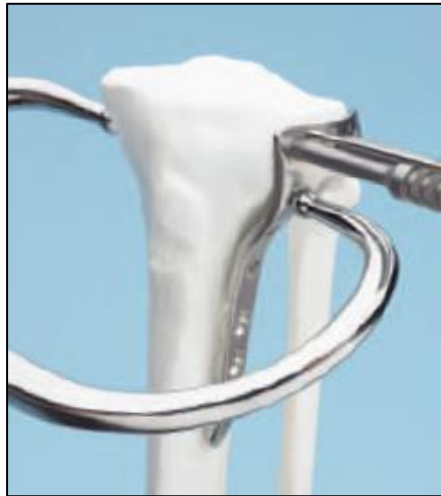


Figura 3.8 – Redução da fratura. (MULLER et al., 1991)

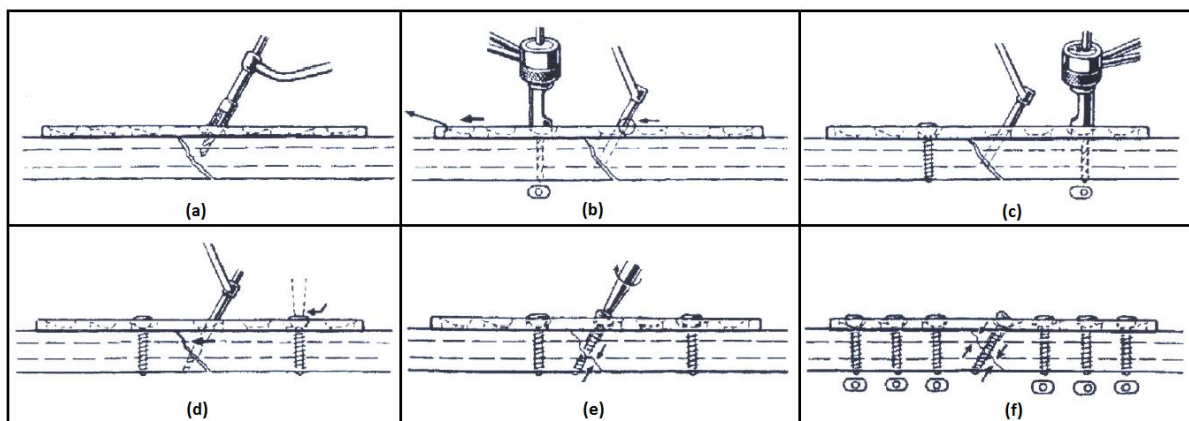


Figura 3.9 – Procedimento cirúrgico para fixação da placa ao osso faturado. (QUINELATO, 1997).

### 3.4. Aplicações da Placa Convencional do Tipo L

A placa de sustentação tibial convencional do tipo L é a mais utilizada para o tratamento de fraturas no platô tibial do tipo I, II e III.

Segundo profissionais da área, quando ocorrem fraturas do platô tibial lateral com componentes de lesão óssea póstero-lateral, a solução para estabilidade da lesão é utilizar a placa tipo L adaptada com outras placas e parafusos de suporte. Neste caso, o procedimento cirúrgico é mais elaborado e complexo, principalmente, devido às características geométricas, dimensões e quantidade de parafusos utilizados no processo de fixação. Com isso, outras complicações podem ser geradas, inclusive com o aumento do

tempo cirúrgico. Para ilustrar este processo, a Fig. 3.10 mostra um exemplo de estabilização/redução da tíbia fraturada utilizando uma placa do tipo L adaptada com outros implantes.

Além disso, a utilização de vários elementos metálicos no organismo, apesar de serem biocompatíveis, pode gerar uma maior agressão biológica nos tecidos, como por exemplo, inflamações, formação de fibroses, corrosão galvânica, dentre outros.

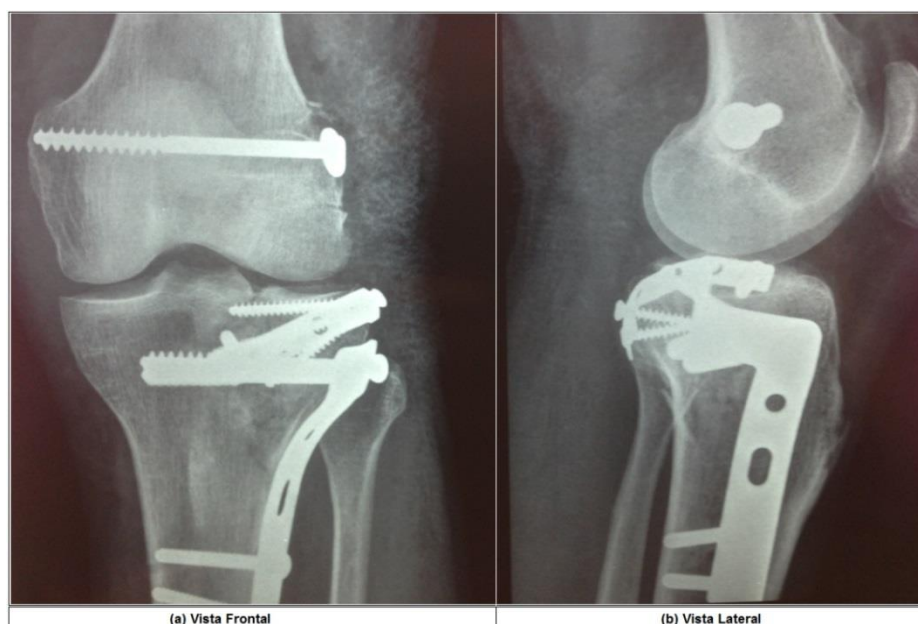


Figura 3.10 – Vistas frontal e lateral de uma fratura do platô tibial lateral com componentes de lesão óssea pósterio-lateral, fixada com uma placa convencional de sustentação do tipo L, juntamente com outra placa e parafusos adaptados.

Portanto, a proposta deste trabalho, que é o desenvolvimento de um novo sistema de fixação com menores dimensões e quantidade de parafusos, visa auxiliar o profissional da área na questão de obter uma boa estabilidade de fixação aliada a uma redução nos tempos cirúrgicos e, indiretamente nos custos operacionais.



## **CAPÍTULO IV**

### **MODELOS TRIDIMENSIONAIS DA TÍBIA, DA PLACA CONVENCIONAL (TIPO L) E DA NOVA PLACA DE FIXAÇÃO (SA\_IRRC\_01)**

A concepção dos modelos numéricos que possam replicar o modelo real da tíbia não é uma tarefa simples, devido à sua geometria complexa e o fato do osso apresentar características anisotrópicas (osso esponjoso e osso cortical).

Neste capítulo será apresentada a proposta para o desenvolvimento da nova placa de fixação, juntamente com as descrições da geometria e dimensões do modelo simplificado do osso da tíbia e da placa convencional (placa L).

#### **4.1. Propriedades Mecânicas da Tíbia**

Como apresentado anteriormente, o tecido ósseo tem grande resistência à tração e a compressão e um grau significativo de elasticidade, e sua capacidade em sustentar cargas depende de sua qualidade. Portanto, é de grande importância a determinação de suas propriedades mecânicas, as quais dependem do aspecto estrutural do osso.

Neste trabalho a tíbia será considerada como sendo um osso compacto, isotrópico, homogêneo e linear elástico, com um coeficiente de Poisson igual a 0,3 e o módulo de elasticidade igual a 17 GPa (RODRÍGUEZ et al.,2001; IZAHAM e KADIR, 2010). Também será considerado um módulo de cisalhamento igual a 5200 MPa e uma densidade igual a 1849 kg/m<sup>3</sup> (LIMBERT et al.,1998). A utilização destas aproximações não influencia a análise, uma vez que, as análises serão comparativas e serão consideradas as mesmas condições de contorno e carregamentos.

## 4.2. Geometria da Tíbia

A tíbia possui uma geometria bastante complexa, por isso a geração fiel dessa geometria tridimensional apresenta algumas dificuldades. É possível obter uma cópia dessa geometria através de recursos computacionais, como a partir de tomografias axial computadorizada. Porém, neste trabalho foi utilizada uma geometria simplificada.

Cristofolini e Viceconti (2000), utilizando um paquímetro com precisão em medições de 0.1 mm, realizaram várias medidas das dimensões da tíbia conforme pode ser observado na Fig. 4.1.

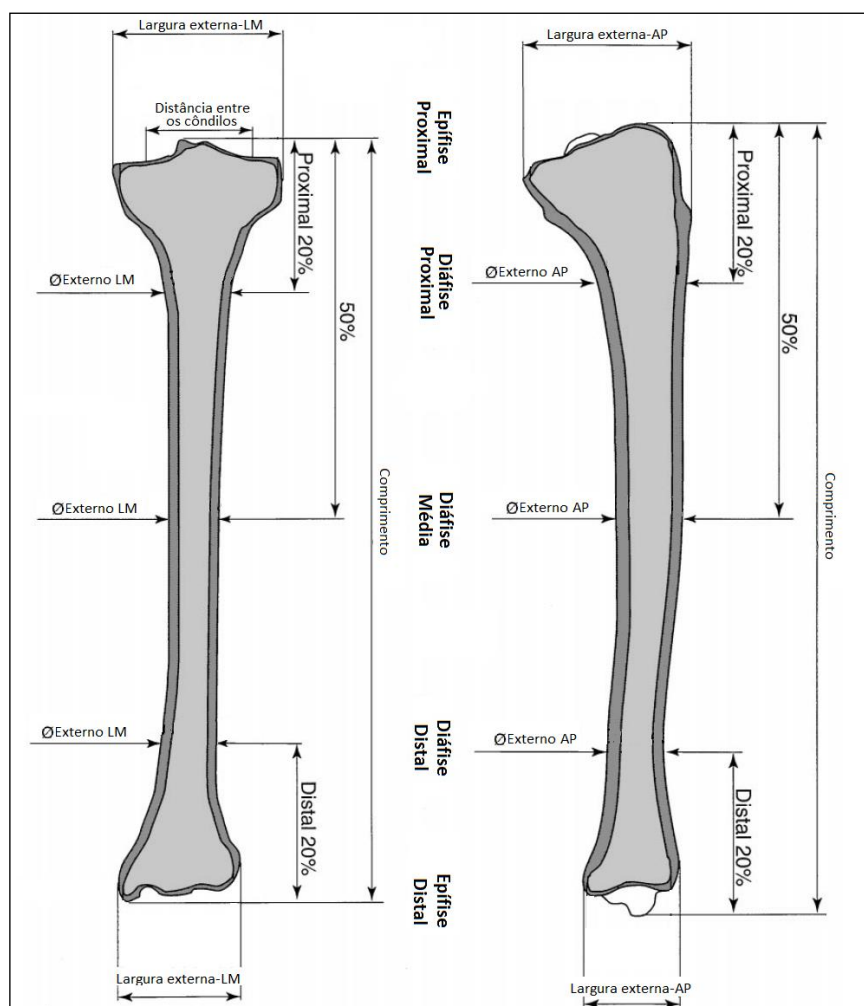


Figura 4.1 – Vista frontal e lateral da tíbia, com as medições realizadas nas amostras. (CRISTOFOLINI e VICECONTI, 2000).

A Tabela 4.1 mostra os valores médios da geometria da estrutura da tíbia (CRISTOFOLINI e VICECONTI, 2000).



Tabela 4.1 – Médias dos valores medidos. (CRISTOFOLINI e VICECONTI, 2000).

	Média [mm]	Desvio Padrão [mm]
Comprimento	365.0	29.0
Distância entre os côndilos	42.5	4.1
Diáfise Proximal- Ø externo AP	39.8	5.8
Diáfise Média - Ø externo AP	28.0	2.5
Diáfise Distal - Ø externo AP	22.5	2.4
Diáfise Proximal- Ø externo LM	33.0	5.6
Diáfise Média - Ø externo LM	21.8	3.2
Diáfise Distal - Ø externo LM	23.5	3.1
Epífise Proximal – Largura externa AP	57.5	5.9
Epífise Distal – Largura externa AP	42.5	3.8
Epífise Proximal – Largura externa LM	79.5	8.1
Epífise Distal – Largura externa LM	52.3	5.1

#### 4.2.1. Modelo tridimensional simplificado da tíbia

Nesta fase do trabalho, a principal etapa é o desenvolvimento da nova placa de fixação. Neste caso, a placa deve ser modelada na tíbia para simular a fixação de uma fratura específica da tíbia. Para facilitar esse processo de fixação da nova placa projetada, bem como da placa convencional do tipo L, a estrutura da tíbia foi simplificada considerando-a com estruturas regularizadas e estrutura óssea isotrópica.

A geometria em perspectiva tridimensional simplificada da parte superior da tíbia foi modelada utilizando o software *Autodesk Inventor Professional 2014*. Essa geometria pode ser observada na Fig. 4.2:



Figura 4.2 – Geometria simplificada da tíbia.

As medidas utilizadas no modelo tridimensional da tíbia estão representadas na Fig. 4.3, as quais foram determinadas tomando como referência os valores encontrados por Cristofolini e Viceconti (2000). Como este é um modelo simplificado da tíbia alguns valores tiveram que ser adaptados para a resolução do problema proposto.

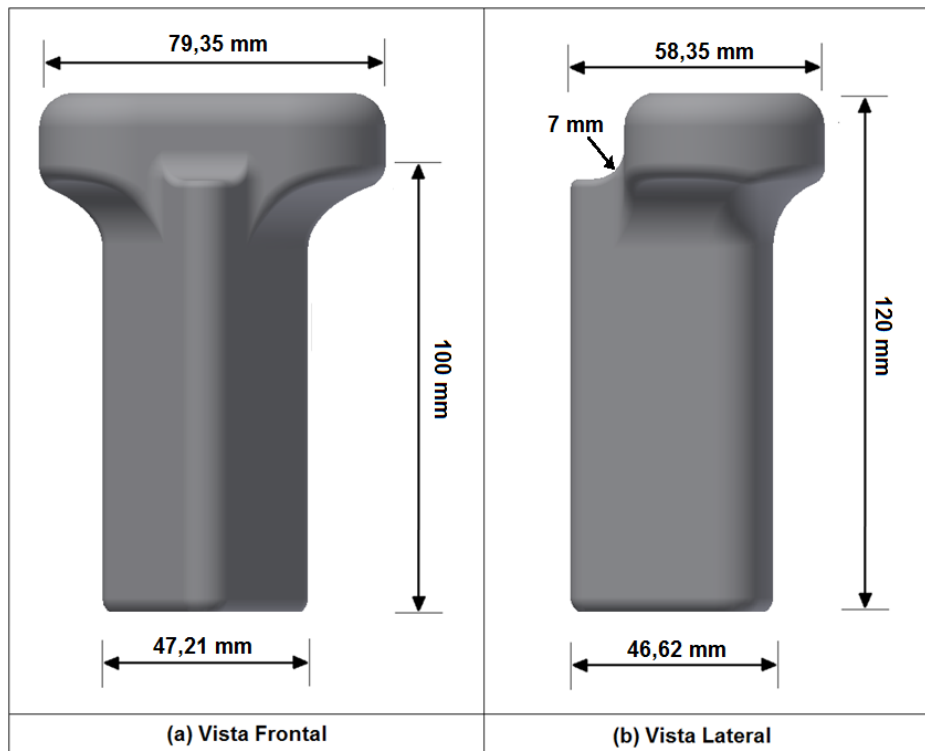


Figura 4.3 – Vista frontal e lateral da tíbia, com os valores das medidas do modelo tridimensional simplificado.

#### 4.3. Placa Convencional de Sustentação Tibial do Tipo L

Para o desenvolvimento deste trabalho foi utilizada como referência uma placa convencional do tipo L do fabricante ®Synthes, fornecida pela equipe médica de ortopedia da UFU. Conforme mencionado anteriormente, essa placa é a mais utilizada atualmente para fraturas no platô tibial, e pode ser observada na Fig. 4.4:



Figura 4.4 – Placa convencional de sustentação do tipo L. (Fabricante ®Synthes)

Pode-se observar que essa placa possui parafusos de ângulos fixos e o material dela é o aço inoxidável, porém o material utilizado na modelagem numérica será uma liga de titânio, o mesmo material utilizado na nova placa projetada.

As medidas dessa placa e dos parafusos foram determinadas utilizando um paquímetro. Essas medidas podem ser observadas na Fig. 4.5 e Fig. 4.6.

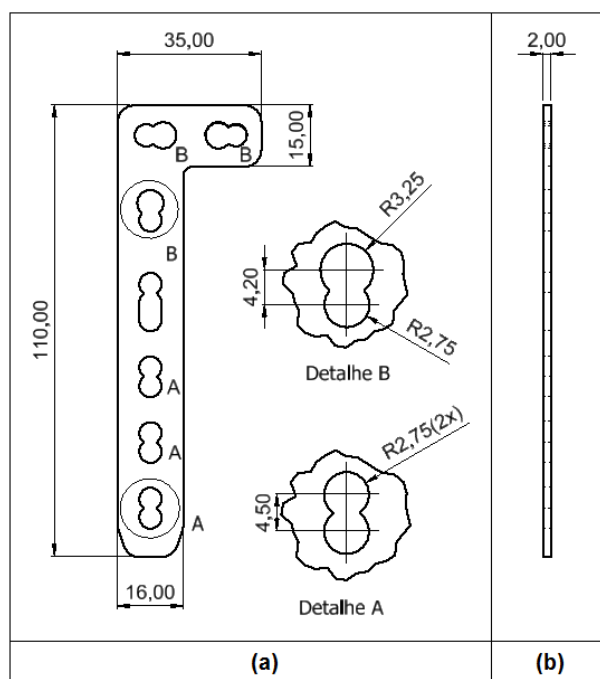


Figura 4.5 – Medidas básicas em milímetros da placa do tipo L. (a) Vista Frontal; (b) Vista Lateral.

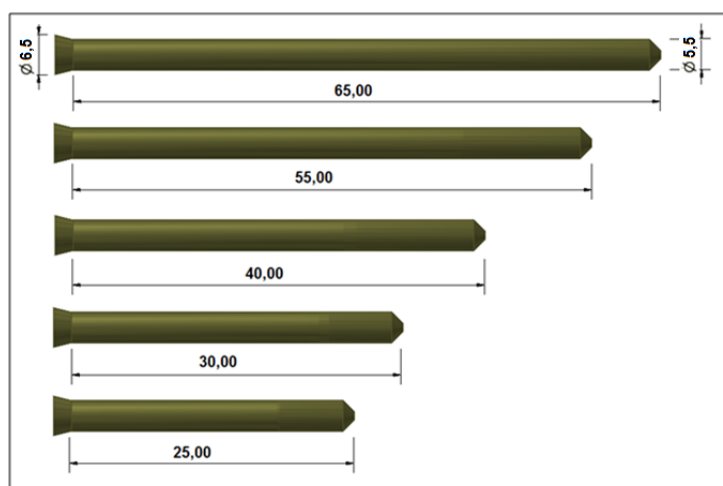


Figura 4.6 – Medidas básicas em milímetros dos parafusos utilizados na placa convencional do tipo L.

Os filetes de rosca nos parafusos não foram considerados nesta primeira análise, e os diâmetros de todos os parafusos são iguais. A justificativa desta aproximação é que nos modelos numéricos de elementos finitos, apesar da consideração de não linearidade, as roscas foram consideradas consolidadas a estrutura óssea, visando uma simplificação da análise. Neste caso, a geometria era relativamente complexa devido ao processo de curvatura das placas. Portanto, nesta primeira etapa, esta simplificação foi considerada em virtude das análises comparativas entre o novo sistema de fixação proposto e a placa convencional do tipo L.

O modelo em projeção tridimensional da placa L foi desenvolvido utilizando o software *Autodesk Inventor Professional 2014*, o qual esta representada na Fig. 4.7 abaixo:

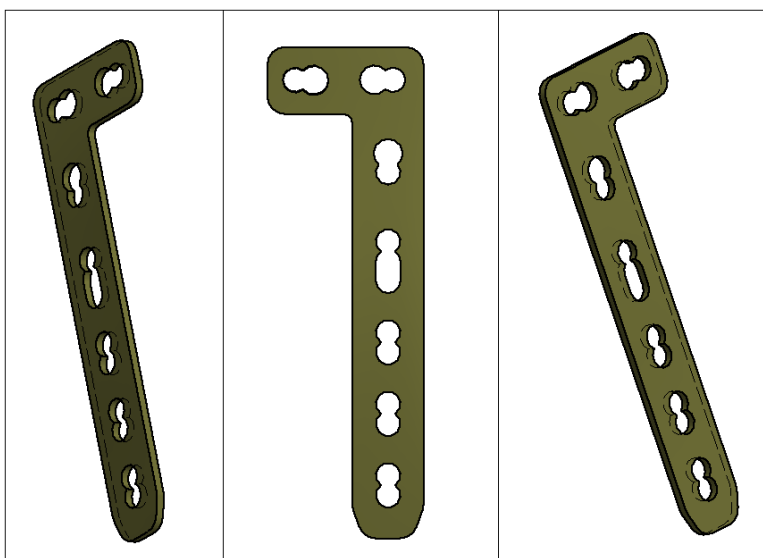


Figura 4.7 – Modelo tridimensional da placa de sustentação convencional do tipo L.

As placas de fixação óssea tem a função de dar suporte e estabilidade às fraturas, mantendo uma boa redução anatômica dos fragmentos. Por isso, primeiramente é necessário conformar essas placas no formato do osso da tíbia, para que possa adaptar-se adequadamente a anatomia do osso a ser tratado. Posteriormente a placa é fixada ao osso através de parafusos, os quais, neste caso, possuem um ângulo fixo para que não ocorra o contato entre eles, promovendo um “travamento” das estruturas ósseas fraturadas.

Nos implantes ortopédicos os metais mais utilizados são os aços inoxidáveis, as ligas de cobalto-cromo e as ligas de titânio, os quais devem possuir biocompatibilidade, pois após sua fixação estarão em contato constante com as células, os tecidos e os fluidos biológicos. Nenhum implante cirúrgico é completamente livre de reações adversas do corpo humano, porém a utilização do material adequado pode resultar um nível de resposta biológica aceitável.

O material utilizado na nova placa em semi anel e nos parafusos de fixação foi a liga de titânio Ti-6Al-4V, a qual é utilizada atualmente nos implantes, sendo adequada para ambientes corrosivos (meio biológico) e possuindo um baixo peso. Será utilizado um módulo de elasticidade igual a 110 GPa e um coeficiente de Poisson igual a 0,3 (NAG e BANERJEE, 2012; COMPLETO et al., 2006).

#### **4.4. Geometria da Nova Placa SA\_IRRC\_01**

Conforme mencionado anteriormente, as fraturas do tipo I, II e III são difíceis de serem estabilizadas utilizando as placas convencionais do tipo L. A Figura 4.8 mostra um exemplo de uma fratura do tipo I do platô tibial. A compressão da fratura, ou mesmo a estabilização lateral da fratura, não é completamente envolvida pela placa do tipo L, conforme pode ser observado na Fig. 4.9. De acordo com os profissionais da área, não existe uma placa que possua uma estrutura geométrica, associada com os parafusos de fixação, que possa ser adaptada na tíbia para esse tipo de fratura. Normalmente, utiliza-se a placa convencional do tipo L associada com outros elementos para fixar a fratura. Por isso, a nova placa foi elaborada visando possuir uma maior área lateral e com uma redução no seu comprimento total. Este primeiro protótipo da placa foi denominado de “placa em semi anel”, e foi previsto para fornecer uma boa estabilidade desse tipo de fratura, com um menor número de parafusos e visando diminuir o tempo cirúrgico.

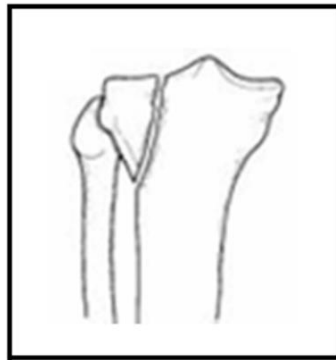


Figura 4.8 – Fratura do platô tibial do tipo I, segundo método de Schatzker. (LÓPEZ et al., 2010)

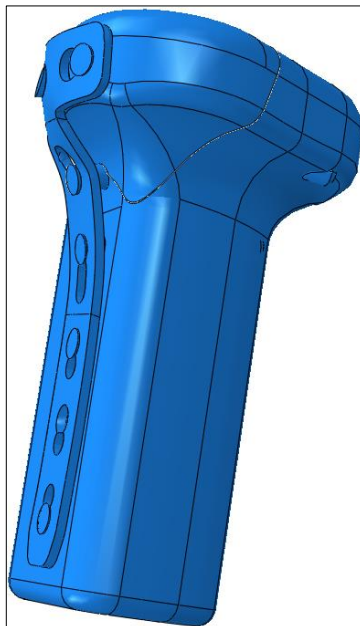


Figura 4.9 – Fratura do platô tibial do tipo I fixada com a placa de sustentação convencional do tipo L.

As dimensões iniciais da nova placa em semi anel (SA\_IRRC\_01) foram desenvolvidas utilizando como referência a placa convencional do tipo L, porém com as adaptações sugeridas pelos ortopedistas da UFU, visando o desenvolvimento de uma placa que facilite o processo e viabilize a fixação das fraturas do platô tibial lateral com componentes de lesão óssea pósterio-lateral. Pois a cabeça da fíbula limita o acesso à região proximal e posterior do platô tibial, sendo necessária uma placa mais fina, que seja possível a sua fixação neste local.

A parte superior da placa possui:

- Tamanho adequado para coincidir com a lateral da tíbia proximal, sem causar nenhum dano às partes biológicas próximas, ajustando-se à borda proximal do platô tibial;
- Quatro furos para os parafusos. Esses furos possuem um sistema de ângulo fixo pré moldado para evitar o conflito entre os parafusos e sobretudo conferir maior estabilidade à interface implante fratura (osso).

O corpo da placa possui:

- Tamanho adequado para proporcionar uma maior estabilidade na fixação da placa, fixando-a assim, ao corpo da tíbia. Essa nova placa possui um tamanho bem menor que o da placa convencional (placa em L), pois irá fixar somente as fraturas que ocorrem no platô tibial lateral;
- Um furo para o parafuso, também de ângulo fixo, para fixação distal à linha articular, conferindo maior estabilidade à interface implantes/fratura nos planos axial, frontal e sagital.

Todos os furos possuem uma combinação de dois furos, um com travamento de rosca e outro sem rosca, proporcionando uma maior flexibilidade de compressão axial e uma maior capacidade de travamento.

O modelo em projeção tridimensional da placa em semi anel foi desenvolvido utilizando o software *Autodesk Inventor Professional 2014*, o qual esta representada na Fig. 4.10:

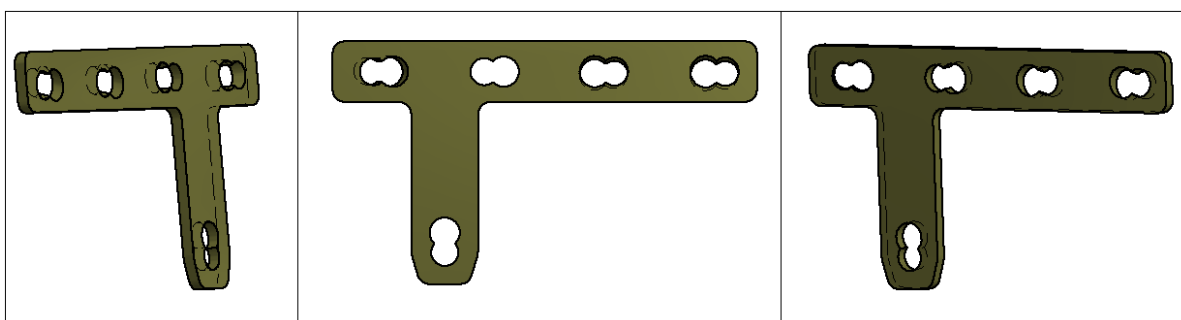


Figura 4.10 – Modelo tridimensional da nova placa em semi anel para fixação de fraturas no platô tibial lateral.

As medidas dessa nova placa em semi anel são mostradas na Fig. 4.11, e os ângulos dos parafusos estão determinados na Fig. 4.12.

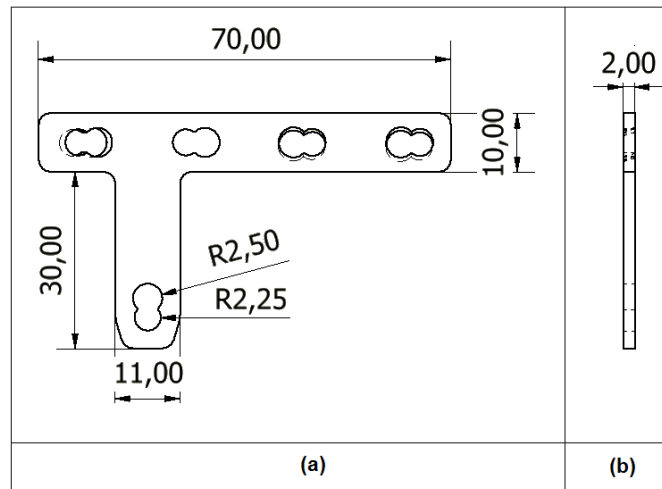


Figura 4.11 – Medidas em milímetros da placa em semi anel. (a) Vista Frontal; (b) Vista Lateral.

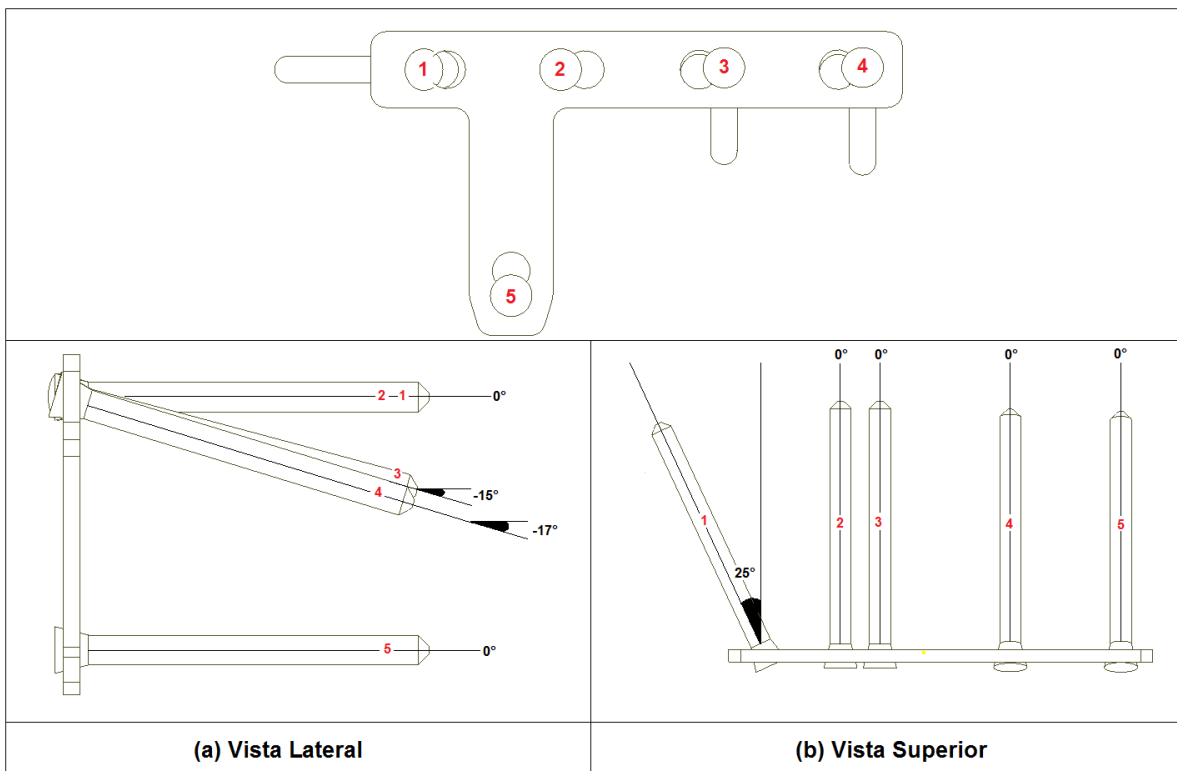


Figura 4.12 – Medidas em graus dos ângulos fixos dos parafusos.

Para visualizar fisicamente a geometria da nova placa, um modelo foi fabricado à base de resina epóxi, como pode ser visto na Fig. 4.13. Este processo foi realizado utilizando uma impressora 3D PROJET 1500 (LPM/FEMEC/UFU).



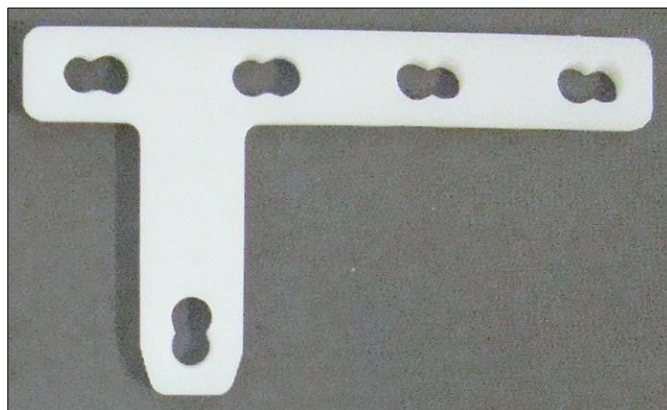


Figura 4.13 – Placa em semi anel confeccionada na impressora 3D.

#### 4.5. Medida dos parafusos de fixação

Foram modelados cinco tamanhos diferentes de parafusos, tomando como referência os parafusos da placa convencional do tipo L. Esses tamanhos estão representados na Fig. 4.14. Ressaltando que os diâmetros dos parafusos são iguais, mas os comprimentos são diferentes. Nestes parafusos também não foram considerados os filetes de rosca.

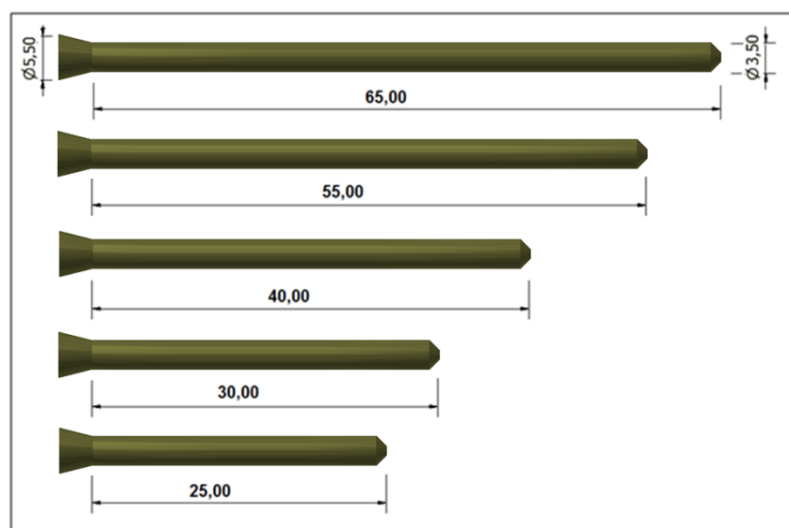


Figura 4.14 – Medidas em milímetros dos parafusos, os quais serão utilizados na nova placa em semi anel.

#### 4.6. Conformação da placa em semi anel e da placa convencional de sustentação tibial do tipo L

Conforme mencionado anteriormente, para a realização da montagem da placa ao osso da tíbia é necessário primeiramente conformá-la no formato do osso, seguindo a sua curvatura. Este procedimento simula o passo inicial de conformação da placa no momento da cirurgia, visando auxiliar o processo de fixação da fratura. Esta etapa de conformar a placa é complexa, exigindo um tempo computacional considerável e, dependendo dos níveis de conformação, pode não convergir. Para isso, foi utilizado o software *STAMPAK®* para a realização do processo de conformação. As Figuras 4.15 e Fig. 4.16 mostram a placa em semi anel projetada e a placa do tipo L, respectivamente, as quais estão conformadas.



Figura 4.15 – Placa em semi anel conformada.



Figura 4.16 – Placa convencional de sustentação do tipo L conformada.

#### 4.7. Adaptação das placas ao osso da tíbia

Após o desenvolvimento dos modelos da tíbia simplificada, da placa em semi anel conformada, da placa do tipo L conformada e dos parafusos, realizou-se a adaptação dessas placas ao osso da tíbia, mais especificamente ao platô tibial lateral. Essas montagens foram realizadas utilizando a ferramenta *Autodesk Inventor Professional 2014*, e podem ser observadas nas Fig. 4.17 e Fig. 4.18:

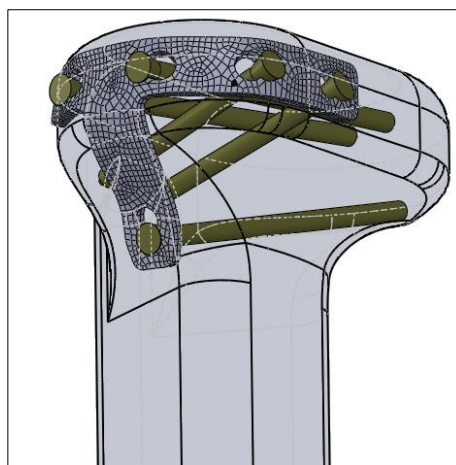


Figura 4.17 – Montagem da placa em semi anel com os parafusos no platô tibial lateral.

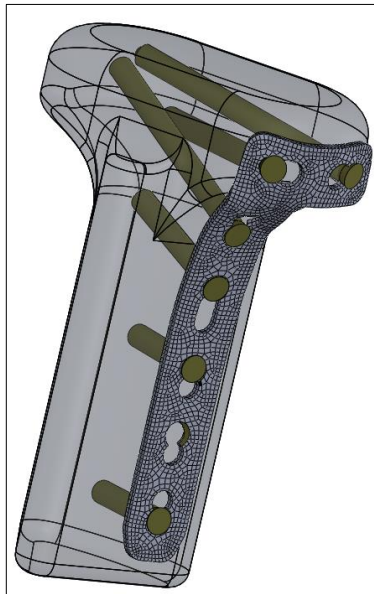


Figura 4.18 – Montagem da placa convencional de sustentação do tipo L com os parafusos no platô tibial lateral.

Conforme mencionado anteriormente, os parafusos das placas são de ângulos fixos para que não ocorra o contato entre eles durante a fixação da fratura. Além disso, é necessário que os parafusos tenham um comprimento que atravesse a fratura e se fixe ao osso bom, para uma melhor estabilidade. As adaptações das placas com o osso fraturado podem ser observadas nas Fig. 4.19 e 4.20, além disso, também é possível observar as inclinações dos parafusos.

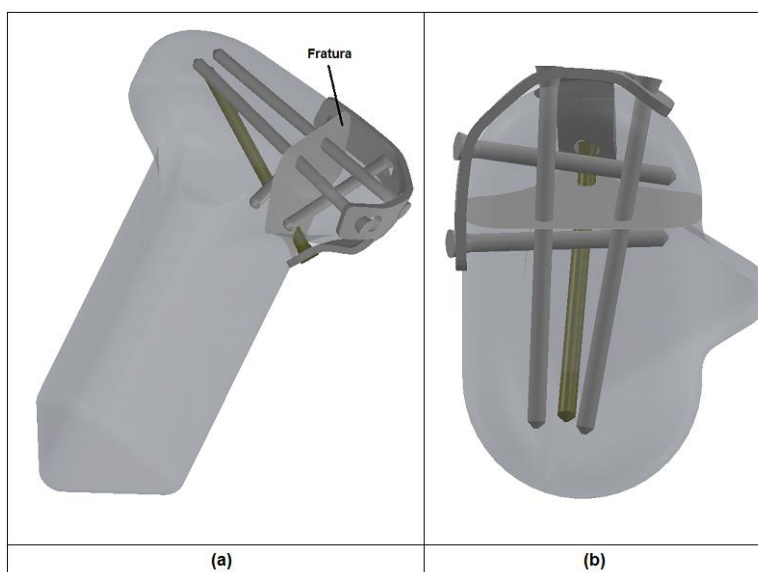


Figura 4.19 – (a) Montagem da placa em semi anel ao osso fraturado. (b) Vista superior, para uma melhor visualização das inclinações dos parafusos.

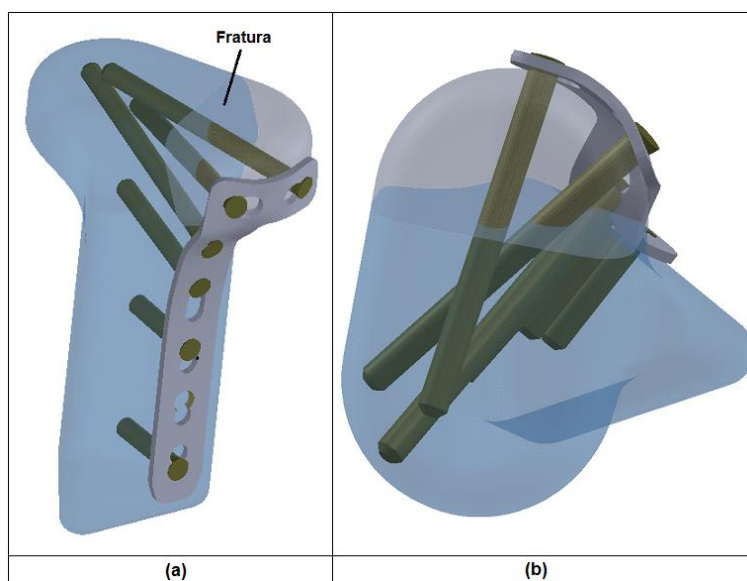


Figura 4.20 – (a) Montagem da placa convencional do tipo L ao osso fraturado. (b) Vista superior, para uma melhor visualização das inclinações dos parafusos.



## **CAPÍTULO V**

### **MODELAGEM NUMÉRICA DO PROCESSO DE FIXAÇÃO DA FRATURA**

A estabilidade da fixação da fratura no platô tibial utilizando a nova placa em semi anel foi comparada com o mesmo modelo utilizando a placa convencional do tipo L. Neste trabalho, as avaliações do processo convencional utilizando a placa do tipo L e do novo processo utilizando a nova placa em semi anel serão realizadas utilizando modelagem por elementos finitos.

Neste capítulo serão apresentados os modelos tridimensionais de elementos finitos, os quais serão utilizados neste primeiro estudo para validar a nova placa em semi anel. Em trabalhos futuros, modelos mais elaborados da tíbia serão utilizados para otimizar o projeto da nova placa.

#### **5.1. Modelagem por Elementos Finitos**

Segundo Hayasaki e Sousa (2006), o método de elementos finitos é um dos métodos matemático-computacional mais utilizado para o desenvolvimento de modelos biomecânicos. Este método tem sido utilizado para a avaliação do comportamento mecânico de tecidos biológicos, tais como ossos, músculos, tendões e ligamentos. Porém, os modelos de elementos finitos possuem algumas dificuldades de análise, pois no geral, os sistemas biomecânicos possuem uma geometria complexa e a precisão da análise é melhor quanto mais próximo o modelo se aproxima da estrutura real. Além disso, geram dificuldades encontradas na avaliação de estruturas ósseas, devido as não linearidades e não uniformidade dos materiais para diferentes pacientes.

Hayasaki e Sousa (2006) analisaram uma estrutura óssea da tíbia através de um modelo numérico de elementos finitos com a finalidade de analisar o comportamento dessa estrutura quando submetida a esforços externos. Os autores compararam o modelo numérico com o comportamento da estrutura óssea da tíbia de coelhos. Através desse estudo foi possível observar que o modelo numérico de elementos finitos consegue representar bem o comportamento da estrutura óssea.

De acordo com Completo et al. (2006), este método permite determinar o estado de tensão e de deformação dos tecidos biológicos, além de testar e otimizar o desempenho de dispositivos ortopédicos, tais como próteses, fixadores internos e externos de fraturas, entre outros.

No MEF a solução do problema é dada pela discretização da estrutura contínua, ou seja, dividir a estrutura complexa em vários elementos, com formas geométricas e soluções simples. Após obter a solução para cada elemento, realiza-se a união de todos estes elementos até a obtenção da solução para a geometria original. Estes elementos são interligados por nós, os quais juntamente com os elementos formam a malha de elementos finitos. O tipo e o número de elementos utilizados devem representar adequadamente a geometria e caracterizar o problema (RADE, 2011).

Quando a estrutura é complexa, é necessária a utilização de vários elementos para garantir a reprodução da geometria, porém quanto maior o número de elementos, ou seja, quanto mais refinada a malha, maior o custo computacional. Assim, a definição do grau de refinamento da malha terá que ser analisado, buscando uma melhor interação entre custo computacional e precisão requerida. Além da definição da malha, é necessário definir o tipo de material, as condições de contorno e as cargas que serão impostas ao modelo para a realização de sua análise.

Portanto, a modelagem de elementos finitos é uma ferramenta adequada para a análise de tensões e deformações em estruturas complexas como os modelos biomecânicos, porém a precisão dos resultados calculados depende do tipo de malha, do elemento utilizado, do nível de refinamento da malha, das propriedades dos materiais utilizados e das condições impostas ao modelo, os quais devem ser adequados para cada tipo de modelo e cada tipo de análise.

Rodríguez et al. (2001), modelaram numericamente uma tíbia humana com uma prótese em seu extremo proximal, com a finalidade de otimizar a geometria das próteses, e determinar os esforços que devem ser considerados. Pois de acordo com os autores, as próteses de joelho se desgastam muito rapidamente, e limitam as atividades físicas do paciente. Através de tomografias, foi obtida a geometria da tíbia de um homem de 24 anos



e 72 kg. Depois de obtido o modelo tridimensional, foi modelado o componente tibial da prótese, o qual foi fixado na tíbia. Esse modelo pode ser observado na Fig. 5.1 (a). Após a determinação do modelo, foi assumido que o osso é homogêneo e isotrópico, com um módulo de elasticidade igual a 17,2 GPa e coeficiente de Poisson igual a 0,3. E posteriormente, foi gerada a malha do modelo (Fig. 5.1 (b)).

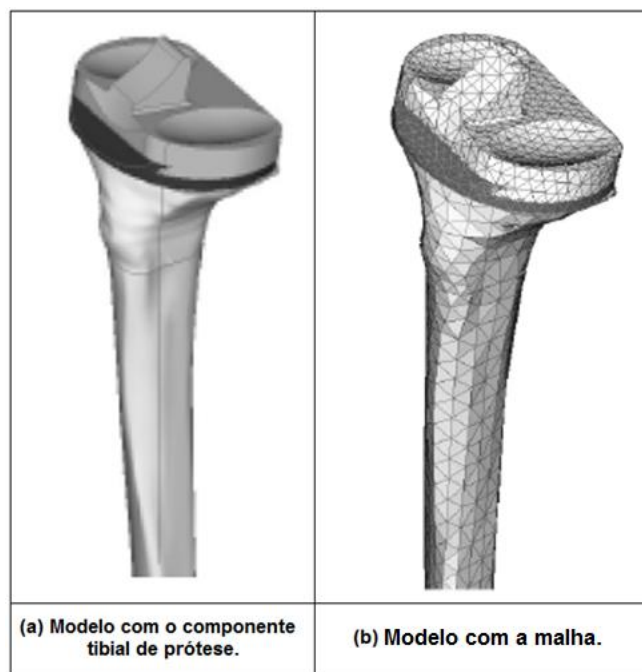


Figura 5.1 – Modelo com o componente tibial de prótese sem (a) e com a malha (b). (RODRÍGUEZ et al., 2001)

Foram realizados dois casos, no primeiro considerou somente um carregamento referente a três vezes o peso do corpo, aplicado de forma distribuída sobre o platô tibial. Já no segundo caso, além do peso do corpo, foram consideradas as forças dos grupos musculares, 712,8 N para a força do quadríceps e 475 N para o grupo isquiotibial. Foram obtidos os valores da máxima compressão e do máximo deslocamento nos dois casos, os quais podem ser observados na Tab. 5.1.

Tabela 5.1 – Valores obtidos com a modelagem numérica. (RODRÍGUEZ et al., 2001)

	Máxima compressão [MPa]	Máximo deslocamento [mm]
Primeiro Caso	209	4,7
Segundo Caso	156	0,5

Através desses resultados, foi possível observar que para a realização da modelagem numérica foi necessário considerar todos os carregamentos envolvidos no sistema, porém a determinação dessas forças é bastante complexa. Também foi comprovado que a prótese falha por afrouxamento da haste, conforme determinado em experiências médicas.

Trilha Junior et al. (2009) utilizaram o método de elementos finitos para realizar a construção de um modelo tridimensional da articulação do joelho humano, visando simular a cinemática da articulação e obter as solicitações mecânicas nos principais ligamentos durante o movimento de flexão do joelho. O modelo geométrico utilizado pelos autores foi constituído pelo fêmur, pela tíbia, pela fíbula e pelos ligamentos. Utilizando o método de elementos finitos, foram geradas as malhas sobre a geometria dos ossos, conforme pode ser observado na Fig. 5.2. E posteriormente, os autores definiram os pares de contato, as condições de contorno, as propriedades e os carregamentos.

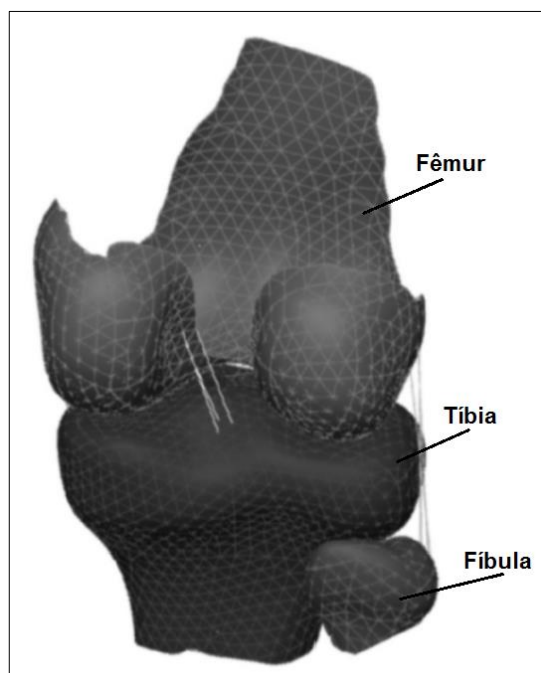


Figura 5.2 – Modelo geométrico malhado. (TRILHA JUNIOR et al., 2009).

Após a realização dos ensaios numéricos, Trilha Junior et al. (2009) observaram que vários aspectos cinemáticos foram reproduzidos satisfatoriamente, comprovando assim, que o método de elementos finitos é uma ferramenta adequada para a análise de modelos biomecânicos.

Kim et al. (2010) realizaram análises por elementos finitos utilizando placas ósseas com dois compósitos diferentes para a fixação das fraturas transversais da tíbia, levando em consideração os contatos e a variação das propriedades dos calos durante o período

de cicatrização. De acordo com os autores, existem três tipos diferentes de calos, os quais são gerados quando o método de fixação flexível é aplicado, porém eles modelaram somente o calo central. Foi colocado um contato entre a placa com a superfície externa do osso, e um contato entre os parafusos com osso, e o coeficiente de atrito utilizado foi de 0,4. E a determinação do grau de refinamento da malha levou em consideração o tempo computacional, devido as não linearidades do contato. Este modelo com a malha pode ser observado na Fig. 5.3.

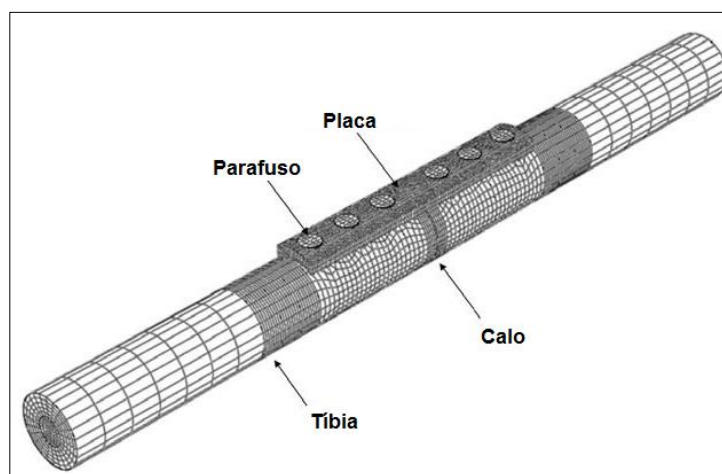


Figura 5.3 – Representação da montagem do modelo numérico com a malha. (KIM et al., 2010)

Os autores consideraram o osso da tibia anisotrópico, e os valores das propriedades mecânicas utilizados podem ser observados na Tab. 5.2.

Tabela 5.2 – Propriedades mecânicas do osso da tibia anisotrópica. (KIM et al., 2010)

Propriedades Mecânicas	Osso Cortical	Osso Trabecular
Módulo de Elasticidade [MPa]	$E_x = 18400$ (longitudinal) $E_y = 7000$ (transversal) $E_z = 8500$ (radial)	$E = 1061$
Coeficiente de Poisson	$\nu_{xy} = 0,12$ $\nu_{xz} = 0,14$ $\nu_{yz} = 0,37$	$\nu = 0,225$

De acordo com Kim et al. (2010), até a oitava semana após a cirurgia pode-se considerar uma carga de 10% do peso do corpo aplicada sobre a tíbia, devido ao uso de andador ou muletas. Da nona semana até a décima primeira semana a carga é de aproximadamente 2x o peso do corpo, e após a décima segunda semana 3x o peso do corpo. Portanto, as condições de carga aplicada ao modelo levaram em consideração essas análises. Os valores das tensões encontrados na região mais crítica da fratura com um carregamento de 3x o peso do corpo, ou seja, após a décima segunda semana, estão determinados na Fig. 5.4(b).

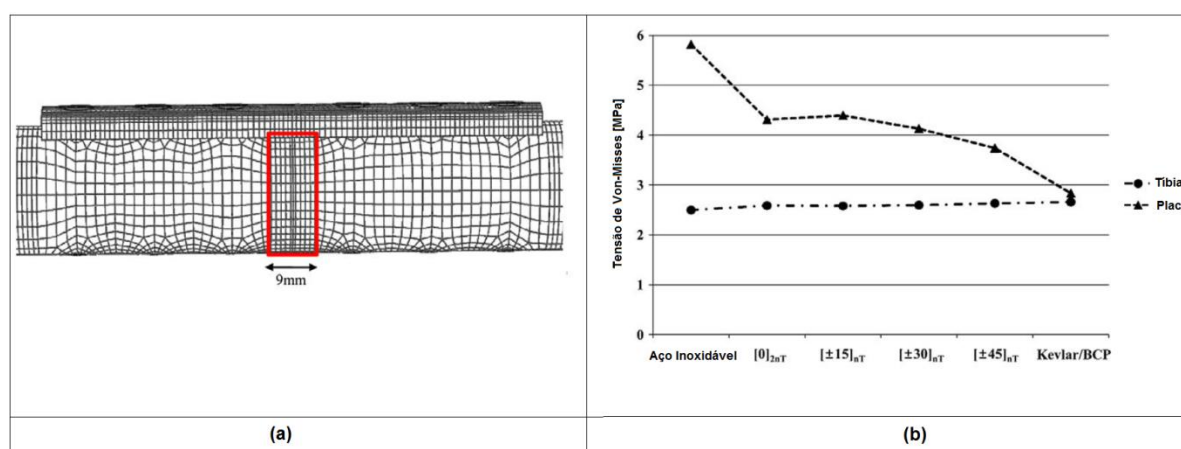


Figura 5.4 – (a) Área onde foram medidas as tensões. (b) Tensões de Von Mises medidas no osso da tíbia e na placa com o compósito Kevlar/BCP. (KIM et al., 2010)

Como Kim et al. (2010) estavam comparando dois compósitos para a fabricação da placa, após os ensaios numéricos eles concluíram que o compósito Kevlar/BCP teve um melhor desempenho durante o processo de cicatrização precoce.

Izaham et al. (2012), moderaram numericamente o osso da tíbia com uma placa de fixação, para simular uma cirurgia de osteotomia alta da tíbia, a qual é realizada para corrigir deformidade em varo do joelho. Foram utilizados dois tipos de placas, uma placa de compressão dinâmica e uma placa de compressão de bloqueio (placa do tipo L), e o modelo tridimensional da tíbia foi reconstruído a partir de tomografias (Fig. 5.5). Foram utilizados para os implantes uma liga de titânio, com módulo de elasticidade igual a 110 GPa e coeficiente de Poisson igual a 0,3. O osso da tíbia foi assumido como sendo linear elástico, isotrópico e homogêneo, com um módulo de elasticidade igual a 20 GPa e coeficiente de Poisson igual a 0,3. É possível observar na Fig. 5.5 que os autores não conformaram a placa, pois conforme mencionado anteriormente, este processo é bastante trabalhoso.

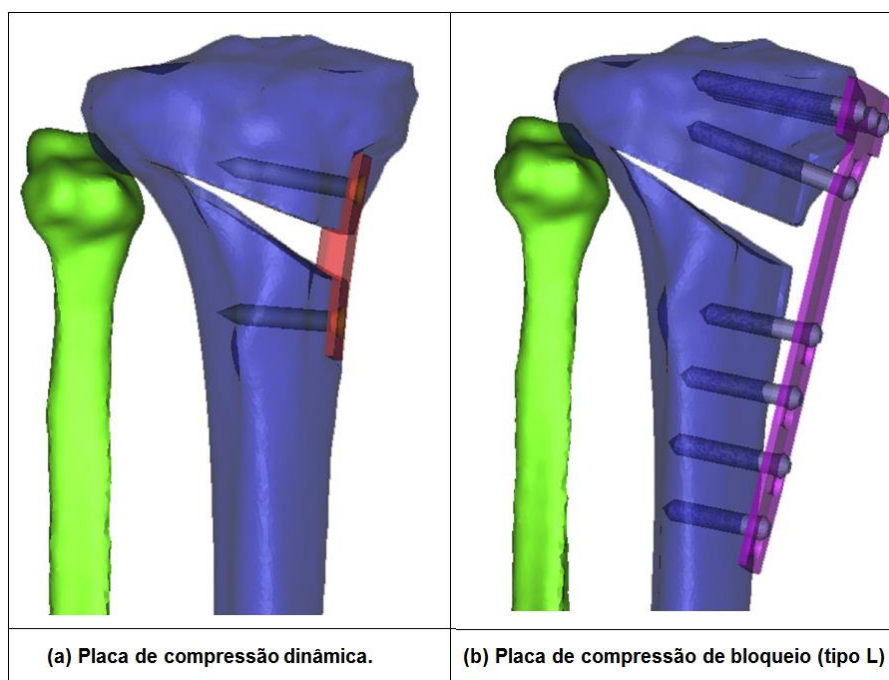


Figura 5.5 – Modelos tridimensionais com as placas fixadas ao osso da tíbia. (IZAHAM et al., 2012)

Izaham et al. (2012) assumiram um coeficiente de atrito de 0,3 entre as placas e o osso, e um contato com rigidez infinita entre os parafusos e o osso, simulando parafusos de bloqueio. Foi aplicada uma força de 2500 N ao osso da tíbia, com uma distribuição de 60% sob o côndilo medial e, conseqüentemente, 40% sob o côndilo lateral. Os resultados de deslocamento e tensões na placa podem ser observados na Tab. 5.3.

Tabela 5.3 – Resultados de deslocamentos e tensões geradas na placa. (IZAHAM et al., 2012)

Componentes	Tensão na placa [MPa]	Deslocamento [mm]
Placa de compressão dinâmica.	24,74	15,24
Placa de compressão de bloqueio. (Tipo L)	45,49	11,99

Após as análises, os autores concluíram que a placa de compressão de bloqueio (placa do tipo L) produz uma melhor estabilidade para a fixação óssea de osteotomia alta da tíbia, e que o menor valor de tensão da placa de compressão dinâmica se deve a uma fixação menos estável.

## 5.2. Propriedades Mecânicas dos Materiais

No capítulo anterior foram apresentadas as propriedades mecânicas do material atribuídas para cada componente do modelo. Todos os materiais foram considerados elásticos, homogêneos e isotrópicos, e essas propriedades podem ser observadas na Tab. 5.4.

Tabela 5.4 – Propriedades mecânicas dos componentes.

Componentes	E [MPa]	$\nu$
Placa em semi anel (Liga de Titânio Ti-6Al-4V)	110000	0,3
Placa do tipo L (Liga de Titânio Ti-6Al-4V)	110000	0,3
Parafusos (Liga de Titânio Ti-6Al-4V)	110000	0,3
Osso da Tíbia	17000	0,3

## 5.3. Forças Atuantes na Tíbia Proximal

As forças atuantes na tíbia durante a marcha, principalmente as forças atuantes no platô tibial, estão representadas na Fig. 5.6. Onde podem ser observadas a força no côndilo lateral ( $F_{CL}$ ), a força no côndilo medial ( $F_{CM}$ ), a força do ligamento cruzado posterior ( $F_{LCP}$ ), a força do ligamento cruzado anterior ( $F_{LCA}$ ), a força do gastrocnêmio ( $F_G$ ) e a força dos isquiotibiais ( $F_H$ ).

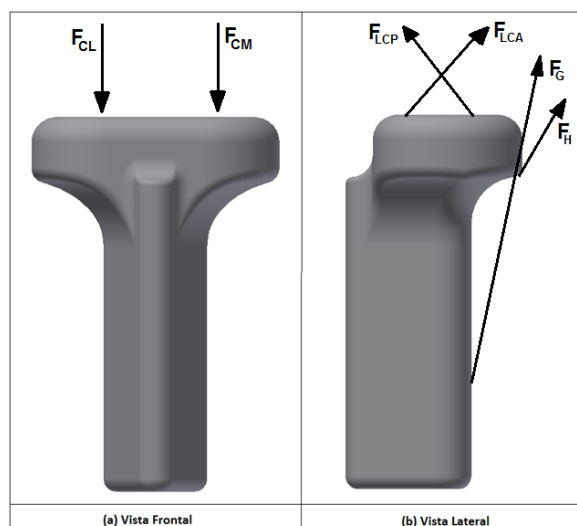


Figura 5.6 – Representação das forças atuantes na tíbia proximal.

E os valores dessas forças foram obtidos da literatura, ou seja:

- Força no Côndilo Lateral ( $F_{CL}$ ) = 560 N (SHELBURNE et al., 2006);
- Força no Côndilo Medial ( $F_{CM}$ ) = 1650 N (SHELBURNE et al., 2006);
- Força do ligamento cruzado posterior ( $F_{LCP}$ ) = 156 N (MORRISON, 1970);
- Força do ligamento cruzado anterior ( $F_{LCA}$ ) = 330 N (MORRISON, 1970);
- Força do gastrocnêmio ( $F_G$ ) = 1041 N (MORRISON, 1970);
- Força dos isquiotibiais ( $F_H$ ) = 4162 N (SHELBURNE et al., 2004).

Conforme mencionado anteriormente por Kim et al. (2010), logo após a cirurgia, para a fixação das partes fraturadas, é necessário um tempo de repouso, e normalmente o paciente faz o uso de muletas. E o valor da carga aplicada sobre o osso da tíbia pode ser estimada em aproximadamente 10% do peso do corpo.

Neste sentido os valores das forças aplicadas à tíbia proximal, principalmente os valores relacionados ao peso do corpo aplicado ao platô tibial, foram reduzidos. A força aplicada sobre a fratura, força do côndilo medial ( $F_{CM}$ ), é a força que mais influencia na estabilidade funcional, por isso dois valores de força foram utilizados visando avaliar o comportamento do modelo quando submetido a diferentes carregamentos. O valor de  $F_{CM}$  igual a 40 N mais o valor de  $F_{CL}$  igual a 40 N representam aproximadamente 10% do peso do corpo. Além desse valor, foi aplicada também uma carga de 80 N sobre o côndilo medial, o qual representa a modelagem de um carregamento crítico. Assim, os valores utilizados nos modelos numéricos foram:

- Força no Côndilo Medial ( $F_{CM}$ ) = 40 N e 80 N;
- Força no Côndilo Lateral ( $F_{CL}$ ) = 40 N;
- Força do ligamento cruzado posterior ( $F_{LCP}$ ) = 78 N;
- Força do ligamento cruzado anterior ( $F_{LCA}$ ) = 165 N;
- Força do gastrocnêmio ( $F_G$ ) = 520,5 N;
- Força dos isquiotibiais ( $F_H$ ) = 416 N.

Esses carregamentos aplicados ao modelo da tíbia fraturada fixada com a nova placa em semi anel e ao modelo utilizando a placa convencional do tipo L, podem ser observados na Fig. 5.7.

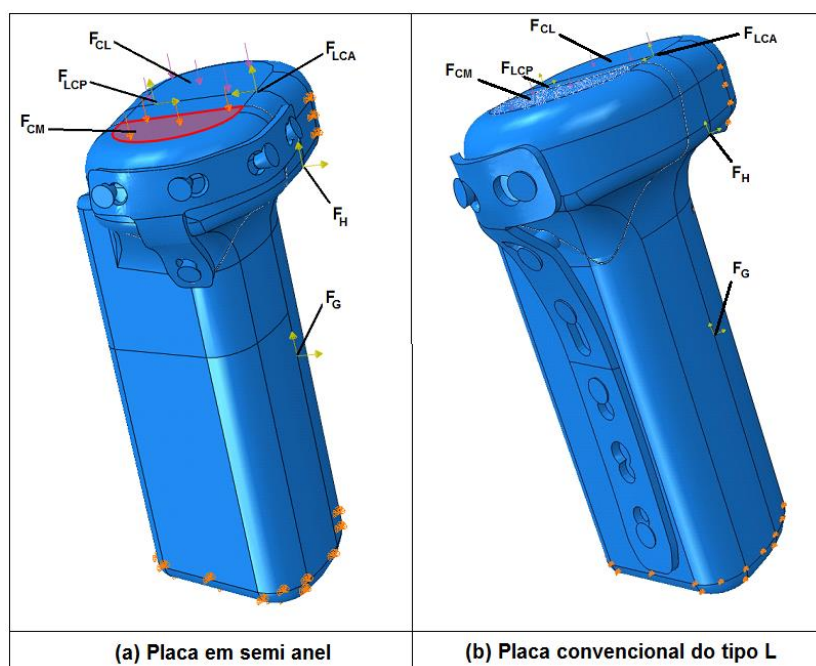


Figura 5.7 – Condições de contorno e forças aplicadas ao modelo utilizando a nova placa em semi anel (a) e utilizando a placa convencional do tipo L (b).

#### 5.4. Contato Mecânico entre os Componentes

A simulação do contato mecânico entre duas superfícies tem como objetivo identificar as áreas que estão em contato e calcular as pressões de contato geradas, a fim de reproduzir condições próximas do modelo real. Porém, aplicar essas condições podem apresentar certas dificuldades, pois este é um problema não linear. Além disso, a análise tem que ser capaz de detectar quando essas superfícies estão em contato e quando essas superfícies não estão mais em contato, removendo assim essa condição. Deve-se ressaltar que os modelos não consideram efeitos de musculatura e condições de anisotropia óssea. Estes elementos modificam as condições de estabilidade da fratura e a resistência óssea. Outros aspectos, como por exemplo, as reações químicas e biológicas do processo de osteogênese também não foram consideradas na análise.

Para o desenvolvimento da modelagem numérica foi utilizado o software Abaqus/Standard®, no qual a definição dos contatos entre os corpos é realizada, primeiramente, através da definição das superfícies que entrarão em contato, e posteriormente atribuindo ao contato propriedades mecânicas que governam o comportamento das superfícies em interação. Essas interações podem descrever o contato



entre duas superfícies deformáveis ou entre uma superfície deformável e uma superfície rígida.

Uma das propriedades que pode ser atribuída ao contato é o atrito. No modelo da placa com a tíbia fraturada existe um atrito entre a fratura e a tíbia, e um atrito entre os implantes e o osso.

Completo et al. (2006) utilizaram um coeficiente de atrito de 0,3 entre os implantes de liga de titânio (Ti-6Al-4V) e o osso cortical.

Izaham et al. (2012) também utilizaram um coeficiente de atrito de 0,3 entre a liga de titânio e o osso. Nos modelos de elementos finitos desenvolvidos foi utilizado um coeficiente de atrito de 0,3 entre os implantes e o osso da tíbia.

Já o coeficiente de atrito entre as superfícies do osso da tíbia foi definido considerando o trabalho de Shockey et al. (1985), que utilizam ossos de cadáveres. Eles cortaram o osso da tíbia com três tipos de serras diferentes e através de um método de cisalhamento *in vitro* definiram o coeficiente de atrito nas três situações. Estes valores podem ser observados na Tab. 5.5. Os autores verificaram que o tipo de serra afeta diretamente no coeficiente de atrito, quanto menor o número de dentes por polegada (corte mais grosso) maior o coeficiente de atrito.

Tabela 5.5 – Coeficiente de atrito entre as superfícies do osso da tíbia. (SHOCKEY et al., 1985)

Tipo de Serra	$\mu$
Serra Gigli (Serra a mão)	$0,706 \pm 0,099$
Serra Alternativa	$0,582 \pm 0,099$
Serra Oscilatória	$0,372 \pm 0,021$

Assim, o atrito entre as superfícies da tíbia que foi utilizado neste modelo foi da ordem de 0,7, pois no caso do nosso modelo a tíbia foi fraturada, e conseqüentemente, a superfície fraturada é mais rugosa. Portanto, os contatos mecânicos foram aplicados da seguinte forma:

- Entre a fratura e o corpo da tíbia foi aplicado um coeficiente de atrito de 0,7. Este contato pode ser observado na Fig. 5.8.

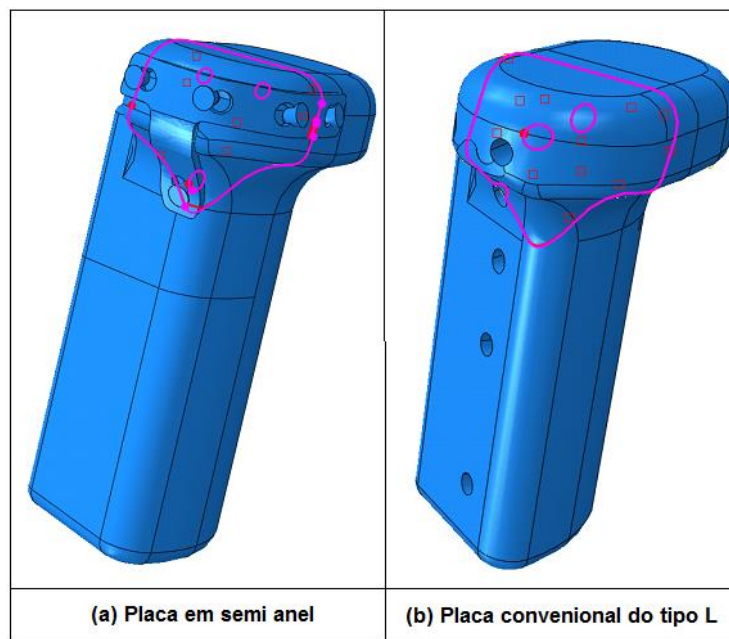


Figura 5.8 – Contato entre a fratura e o corpo da tíbia.

- Entre a placa e a “cabeça” dos parafusos foi aplicada a condição de “colado”, tanto na nova placa em semi anel quanto na placa convencional de sustentação do tipo L, como pode ser visto na Fig. 5.9. Essa condição foi aplicada considerando os parafusos totalmente fixados na placa.

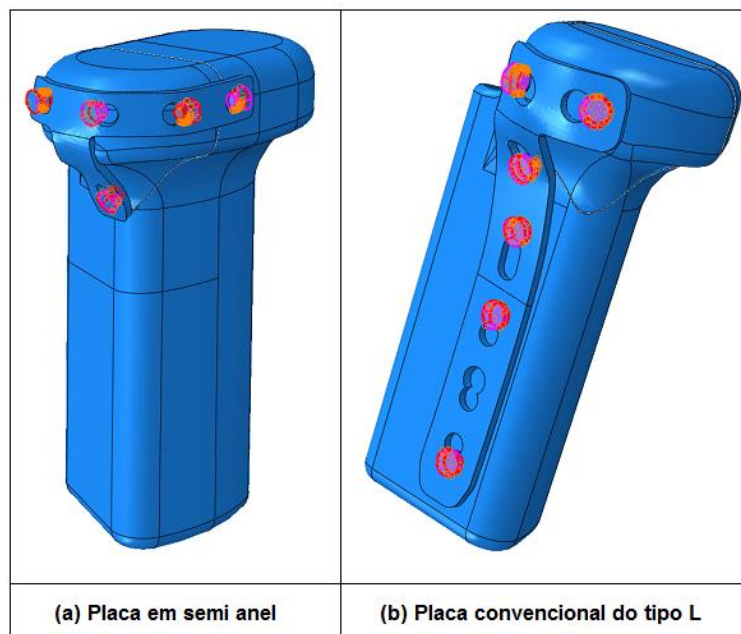


Figura 5.9 – Contato entre a placa e os parafusos.

- Entre a placa e o osso cortical (tíbia e a fratura) foi utilizado um contato não linear, com um coeficiente de atrito de 0,3, conforme mencionado anteriormente, e pode ser observado na Fig. 5.10.

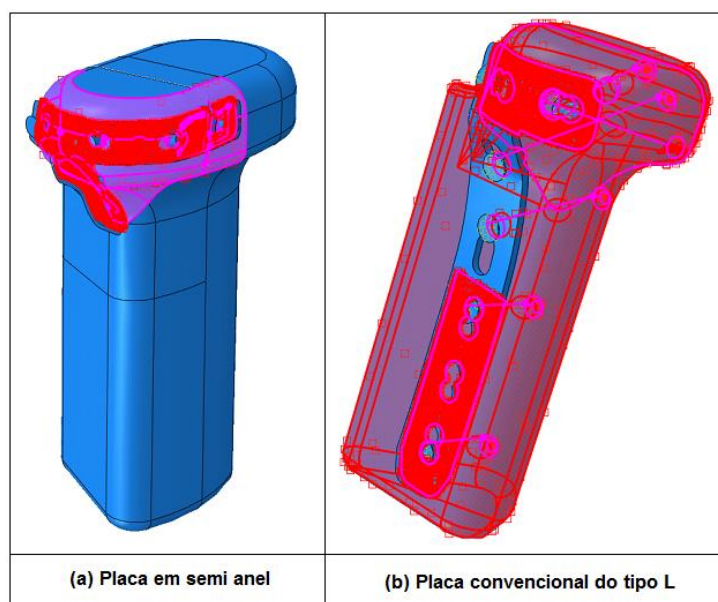


Figura 5.10 – Contato entre a placa e o osso cortical.

- Entre os parafusos e o osso cortical (tíbia e a fratura) também foi utilizado um contato não linear com um coeficiente de atrito de 0,3, conforme pode ser observado na Fig. 5.11.

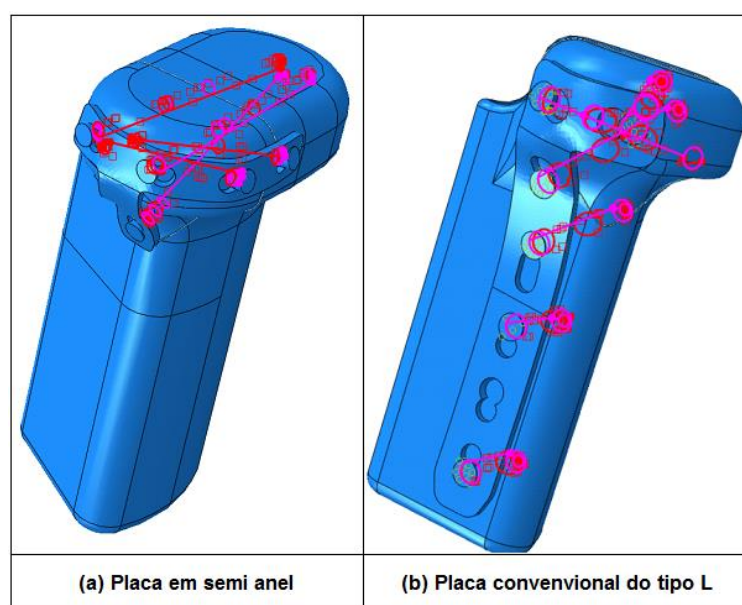


Figura 5.11 – Contato entre os parafusos e o osso cortical.

### 5.5. Condições de Contorno

Tanto o modelo com a nova placa em semi anel quanto no modelo utilizando a placa convencional de sustentação do tipo L, o corpo da tíbia foi fixado na sua base inferior e na lateral contrária a fratura nos três graus de liberdade, para evitar que ele sofra flambagem durante a aplicação das forças. Esta condição simula estruturas musculares e os ligamentos, os quais impedem esse processo de flambagem da estrutura da tíbia. Essas condições de contorno podem ser observadas na Fig. 5.12.

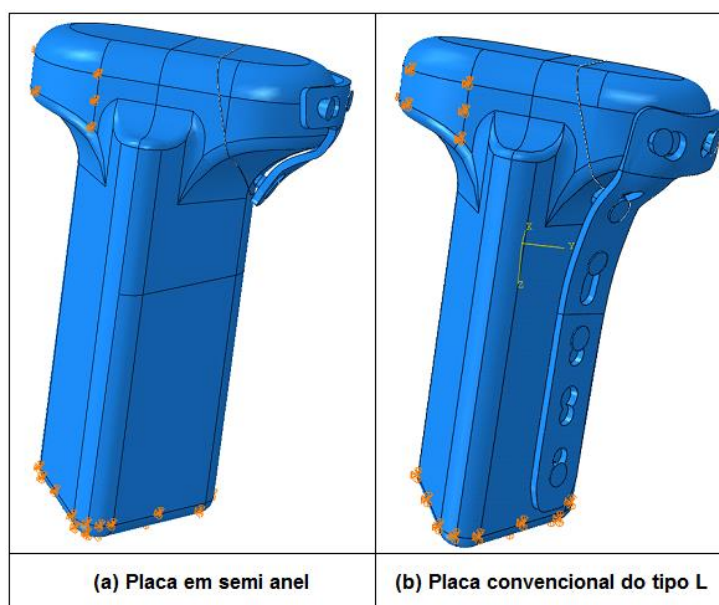


Figura 5.12 – Regiões da tíbia fixas nos três graus de liberdade.

### 5.6. Geração da Malha de Elementos Finitos

Em todo o modelo numérico é necessário criar a malha de elementos finitos, o que significa criar os elementos, os nós e a conectividade entre eles. Quando se considera o modelo completo, o número de elementos é bastante elevado, sendo necessário que todos os elementos consigam acompanhar a variação da solução ao longo da estrutura. Por isso, muitas vezes é necessário refinar a malha nas regiões onde existe maior concentração de tensões.

Porém é necessário lembrar que quanto maior o número de elementos, ou seja, quanto mais refinada a malha, maior o custo computacional. Assim, a definição do grau de refinamento da malha terá que ser analisado, buscando uma melhor interação entre custo computacional e a precisão requerida.

Neste sentido, foram utilizados dois tipos de elementos, o elemento C3D8R nos parafusos e o elemento C3D10 nas placas e no osso da tíbia. E o tamanho destes elementos foi definido manualmente para todos os componentes.

O elemento C3D8R é um elemento hexaédrico linear com integração reduzida, definido por oito nós e com três graus de liberdade por nó, com translações nas direções x, y e z. Já o elemento C3D10 é um elemento tetraédrico linear definido por dez nós, também possui três graus de liberdade por nó com translações nas direções x, y e z. Esses elementos podem ser observados na Fig. 5.13.

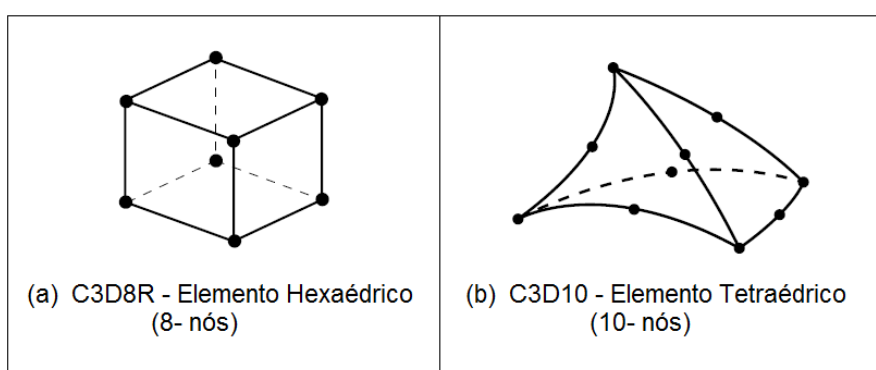


Figura 5.13 – Tipos de elementos utilizados nos modelos estudados.

A Figura 5.14 mostra o modelo com a malha gerada com o elemento escolhido.

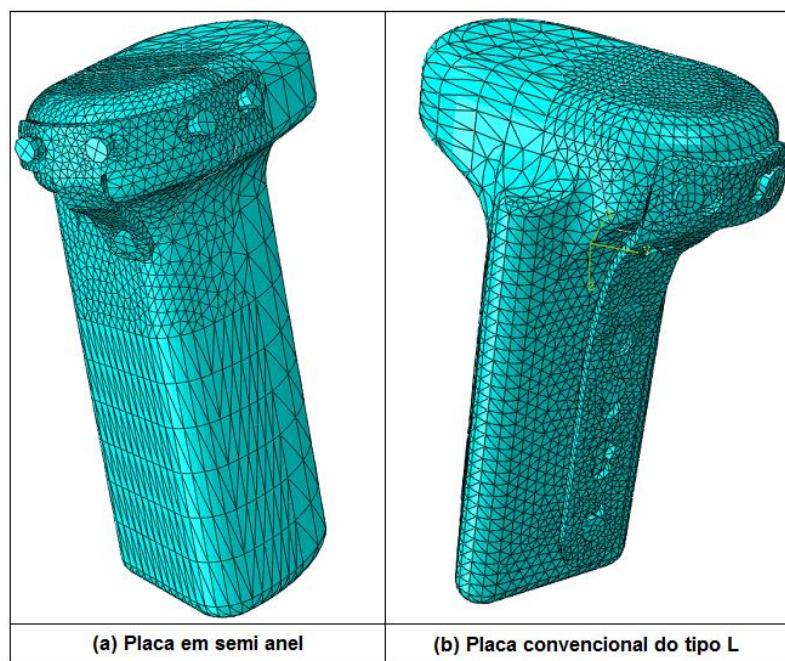


Figura 5.14 – Malha gerada para os modelos utilizando os elementos C3D8R nos parafusos e o elemento C3D10 na placa e no osso da tíbia.

Após a escolha do elemento foi realizado um estudo de malha com a finalidade de avaliar a precisão dos resultados. Para isso variou-se o tamanho dos elementos finitos e conseqüentemente, o número de elementos do modelo. A análise dessa definição do grau de refinamento da malha buscou um modelo com um menor custo computacional, aliado a resultados dentro de faixas aceitáveis de precisão.

Após a definição do tipo de elemento e da malha, foram encontradas as soluções dos modelos. Os resultados encontrados foram analisados, considerando as tensões de Von Mises nos modelos, principalmente nas placas. Além disso, foi avaliado o deslocamento total da fratura nos dois modelos, visando entender os parâmetros de estabilidade de fixação das fraturas através das placas. Os resultados encontrados no modelo utilizando a nova placa em semi anel foram comparados com os resultados encontrados no modelo utilizando a placa convencional de sustentação do tipo L.

O estudo de malha e os resultados obtidos com as análises numéricas são mostrados e discutidos no Capítulo VI.

## **CAPÍTULO VI**

### **RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Este capítulo apresenta os resultados e as discussões relativos às modelagens numéricas dos modelos tridimensionais simplificados de elementos finitos utilizando a placa convencional de sustentação do tipo L, e utilizando a nova placa em semi anel. Os resultados são confrontados e analisados, visando avaliar a performance da nova placa de fixação proposta neste trabalho.

#### **6.1. Placa Convencional de Sustentação do Tipo L**

Nesta etapa a proposta foi avaliar a fixação da fratura do platô tibial utilizando a placa convencional de sustentação do tipo L, quanto aos gradientes de tensão gerados na placa e nos parafusos, e os deslocamentos totais resultantes na fratura.

##### **6.1.1. Estudo da malha para a placa convencional do tipo L**

O estudo do grau de refinamento da malha para este modelo foi realizado com a finalidade de avaliar a sensibilidade da malha, visando uma melhor interação entre custo computacional e a precisão requerida. Esse estudo foi realizado utilizando a força no côndilo medial ( $F_{CM}$ ) igual a 40 N.

Foram analisadas as tensões de Von Mises obtidas a partir de uma linha de nós inserida na placa e o deslocamento entre dois nós, um situado na fratura e o outro situado na tibia. Essas condições foram analisadas para quatro níveis de refinamento da malha.



Essa linha de nós situada na placa e os pontos analisados podem ser observados nas Fig. 6.1 e Fig. 6.2, respectivamente.

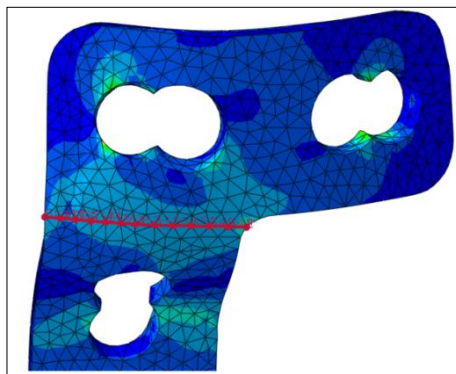


Figura 6.1 – Linha de pontos situada na placa do tipo L para o estudo do grau do refinamento da malha.

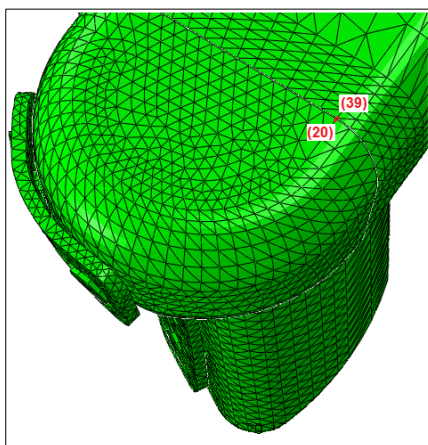


Figura 6.2 – Pontos analisados na fratura (ponto 20) e na tíbia (ponto 39).

As características das malhas tais como, o número de elementos, o número de nós e o tempo computacional, podem ser observadas na Tab. 6.1.

Tabela 6.1 – Características das malhas para análise de sensibilidade. (Modelo utilizando a placa do tipo L)

Refinamento	Nº de Elementos	Nº de Nós	Tempo Computacional
1	58367	94493	52min 06s
2	70327	113376	1h 45min 03s
3	82848	132644	1h 40min 01s
4	118621	187306	5h 02min 41s



A partir dos valores das tensões de Von Mises obtidos na linha de nós inserida na placa foi possível construir as curvas de tensão de Von Mises [MPa] x distância dos pontos [mm], a partir do primeiro ponto da placa, para cada nível de refinamento avaliado. Essa curva pode ser observada na Fig. 6.3.

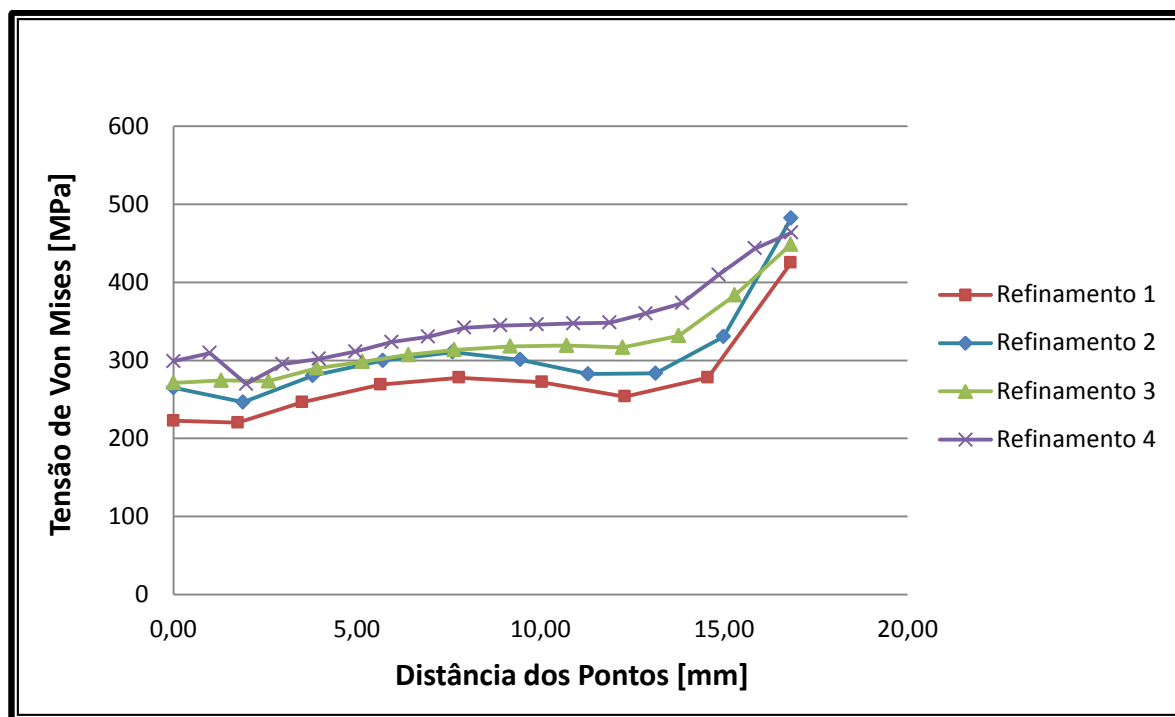


Figura 6.3 – Curvas de Tensão de Von Mises [MPa] x Distância dos Pontos [mm]. (Modelo utilizando a placa do tipo L)

E os valores do deslocamento relativo entre os nós situados na fratura e na tíbia podem ser observados na Tab. 6.2.

Tabela 6.2 – Deslocamento relativo [mm] entre os nós situados na fratura e na tíbia. (Modelo utilizando a placa do tipo L)

Refinamento	Deslocamento na Fratura [mm]	Deslocamento na Tíbia [mm]	Deslocamento Relativo [mm]
1	0,71	0,15	0,56
2	0,74	0,16	0,58
3	0,85	0,16	0,69
4	0,88	0,17	0,71

Observando que o deslocamento relativo é dado pela diferença entre o deslocamento em módulo entre a fratura e a tíbia.

Considerando os tempos computacionais mostrados na Tab. 6.1, as curvas de tensão mostradas na Fig. 6.3, bem como os deslocamentos relativos mostrados na Tab. 6.2, escolheu-se a malha com nível de refinamento 3. Como observado, o modelo com o nível de refinamento 3 possui um deslocamento relativo próximo do modelo com o nível de refinamento 4, e as curvas de tensão de Von Mises [MPa] x distância dos pontos [mm] entre os dois modelos possui um erro relativo percentual aproximado de 6,3%, o que pode ser considerado aceitável. E o refinamento 3 possui um tempo computacional menor que o refinamento 4.

Esse erro relativo foi calculado utilizando dois pontos que estão aproximadamente situados a uma mesma distância (15 mm). No caso da malha com o nível de refinamento 3, o valor da tensão de Von Mises é de aproximadamente 384 MPa, já a tensão de Von Mises para a malha com o nível de refinamento 4 é de aproximadamente 410 MPa.

#### 6.1.2. Resultados para o modelo utilizando a placa do tipo L

As análises do modelo foram realizadas considerando dois valores diferentes de cargas no côndilo medial ( $F_{CM}$ ), 40 N e 80 N, pois conforme mencionado anteriormente, a força do côndilo medial é a força que afeta diretamente a fratura e mais influencia nos resultados. Foram obtidas as tensões de Von Mises na região mais crítica da placa e nos parafusos mais solicitados, e o campo de deslocamento total resultante entre a fratura e o osso da tíbia, nas direções x, y e z.

A região mais solicitada da placa está representada na Fig. 6.4, na qual foram analisadas as tensões de Von Mises obtidas a partir de uma linha de nós.

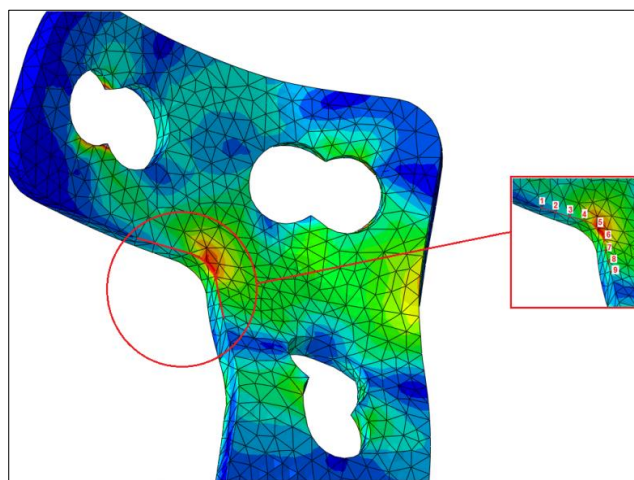


Figura 6.4 – Linha de pontos situada na região mais solicitada da placa do tipo L, para o estudo das tensões de Von Mises.

As curvas de tensão de Von Mises [MPa] x pontos analisados para os dois valores de cargas podem ser observadas na Fig. 6.5, e os valores destas tensões estão determinados na Tab. 6.3 para a carga de 40 N, e na Tab. 6.4 para a carga de 80 N abaixo.

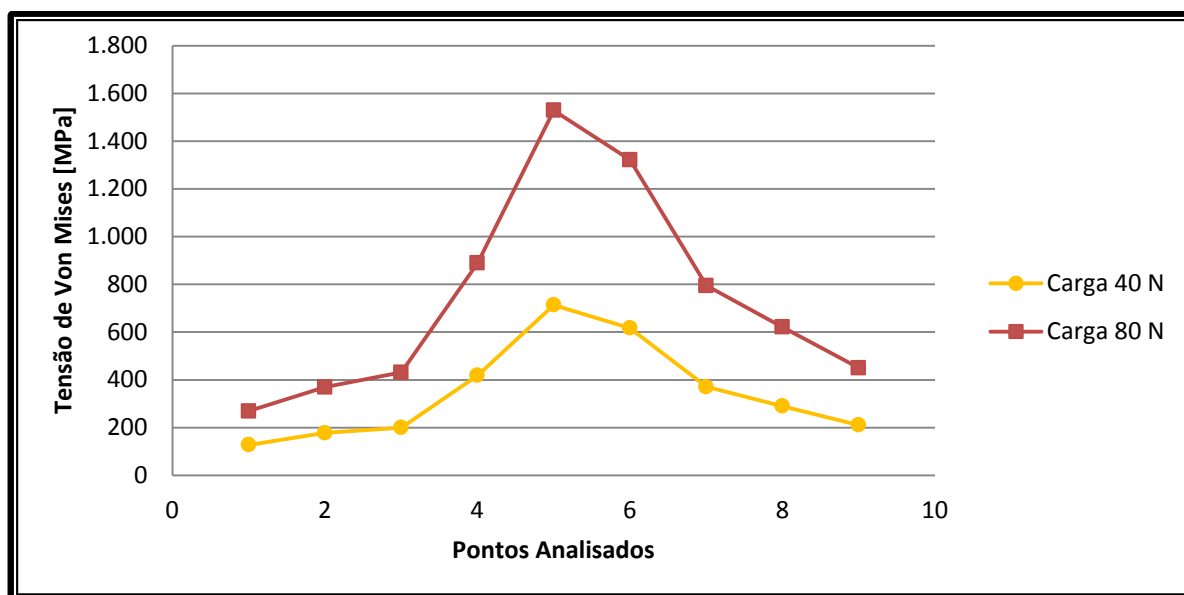


Figura 6.5 – Curvas de Tensão de Von Mises [MPa] x Pontos Analisados, analisadas para os carregamentos de 40 N e 80 N. (Modelo utilizando a placa do tipo L)

Tabela 6.3 – Tensões de Von Mises na região mais solicitada da placa do tipo L, com o modelo submetido a uma carga de 40 N no côndilo medial.

Pontos Analisados	Tensão de Von Mises [MPa]
1	127,8
2	178,2
3	200,3
4	418,7
5	713,9
6	617,3
7	371,2
8	289,9
9	210,7

Tabela 6.4 – Tensões de Von Mises na região mais solicitada da placa do tipo L, com o modelo submetido a uma carga de 80 N no côndilo medial.

Pontos Analisados	Tensão de Von Mises [MPa]
1	269,1
2	369,4
3	431,1
4	889,3
5	1529,1
6	1321,5
7	794,8
8	620,8
9	450,0

Pode-se observar que o maior valor de tensão com o modelo submetido a uma carga de 40 N foi de 713,9 MPa, e com o modelo submetido a uma carga de 80 N foi de 1529,1 MPa. De acordo com Ratner et al. (2004), o limite de escoamento da liga de titânio Ti-6Al-4V é de 1034 MPa, portanto a placa convencional de sustentação do tipo L não suporta a carga de 80 N. Por isso, considerando os modelos analisados, para fraturas do platô tibial lateral com componentes de lesão óssea póstero-lateral é possível ocorrer problemas estabilidade destas fraturas.

Deve-se destacar que estes níveis de tensão ocorrem em pontos localizados em uma pequena região da curvatura da placa, podendo gerar pequenas deformações localizadas seguidas de estabilidade e, conseqüentemente, não ocorrer uma fratura propriamente dita. Além disso, deve-se salientar que as condições de carga impostas nas fraturas foram condições críticas e que, normalmente, não ocorreriam considerando que na fase de recuperação do paciente deve-se evitar o contato da perna com o solo, visando não sobrecarregar a fratura e conseqüentemente, prejudicar a osteossíntese. Ressaltando, conforme comentado, que outras estruturas de suporte da parte óssea também não foram consideradas no modelo.

Os parafusos, principalmente os dois superiores que estão fixando a fratura, também foram solicitados e apresentam tensões de Von Mises altas, conforme pode ser observado na Fig. 6.6.

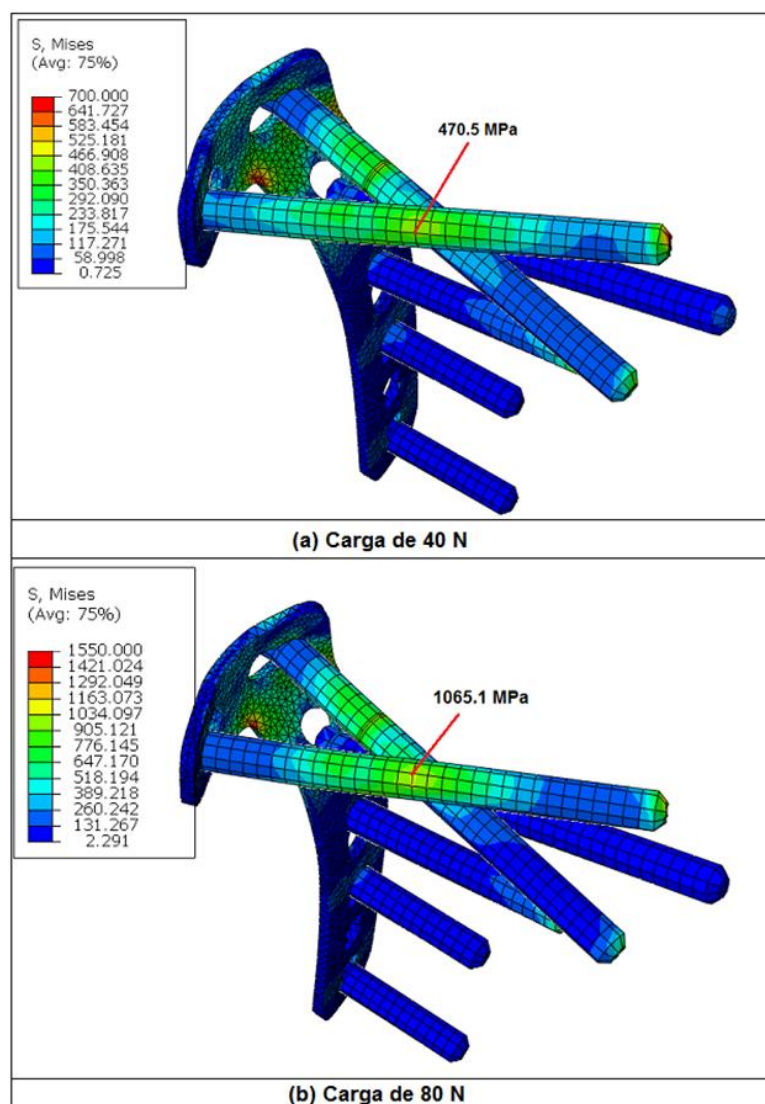


Figura 6.6 – Tensões de Von Mises máximas nos parafusos. (Modelo utilizando a placa do tipo L)

Estes parafusos são aqueles que exercem compressão na fratura e, portanto, são os mais solicitados e que provavelmente podem falhar.

Além das tensões de Von Mises na placa e nos parafusos, foi analisado o campo de deslocamento total resultante entre a fratura e o osso da tíbia, nas direções x, y e z. A Figura 6.7 ilustra o campo de deslocamento total resultante apresentado pelo modelo submetido à carga de 40 N, e esse comportamento também foi apresentado pelo modelo submetido à carga de 80 N.

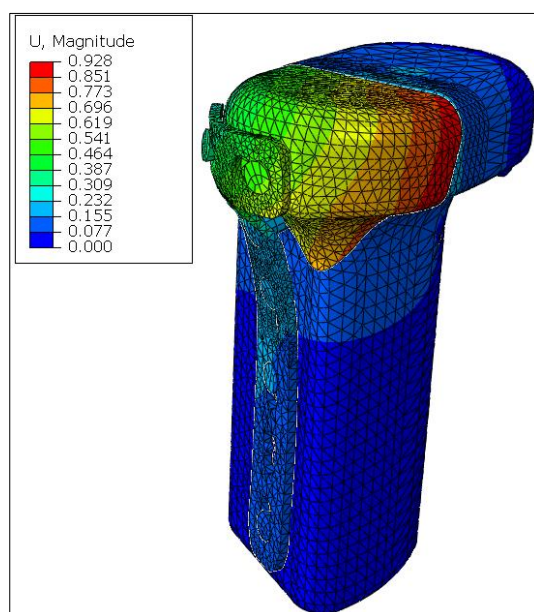


Figura 6.7 – Deslocamento total resultante no modelo utilizando a placa do tipo L, submetido a uma carga de 40 N.

É possível observar que o deslocamento máximo se encontra na região entre a fratura e a tíbia, por este motivo foi realizada uma análise de deslocamento entre essas regiões. Nas duas regiões foram analisados os deslocamentos totais obtidos a partir de uma linha de nós, conforme esta representada na Fig. 6.8.

O objetivo desta análise era avaliar o deslocamento relativo na fratura, uma vez que, uma boa estabilidade nesta região, ou seja, uma pequena mobilidade no foco da fratura estimula a osteossíntese (ato mecânico). Estimulando assim a consolidação óssea (processo biológico). Em contrapartida, um grande deslocamento relativo pode levar a fibrose e um retardo na osteossíntese.

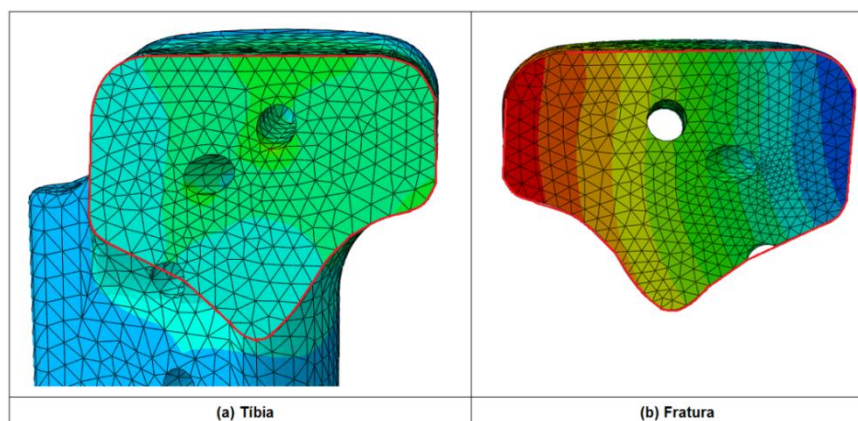


Figura 6.8 – Caminhos de pontos que serão analisados na região da tíbia (a) e na região da fratura (b). (Modelo utilizando a placa do tipo L)

As curvas de deslocamento [mm] x pontos analisados para os dois valores de cargas podem ser observadas na Fig. 6.9, e os valores destes deslocamentos estão determinados na Tab. 6.5 para a carga de 40 N, e na Tab. 6.6 para a carga de 80 N.

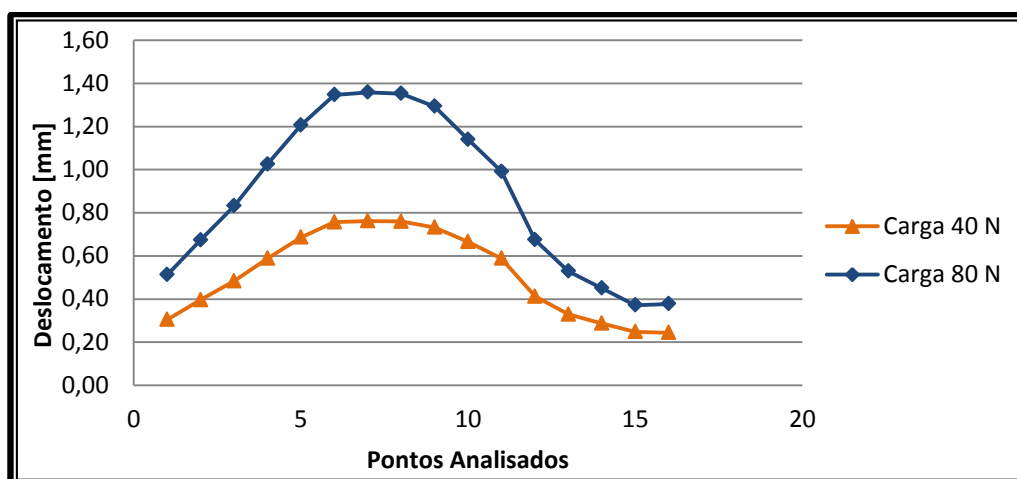


Figura 6.9 – Curvas de Deslocamento [mm] x Pontos Analisados, analisadas para os carregamentos de 40 N e 80 N. (Modelo utilizando a placa do tipo L)

Tabela 6.5 – Deslocamento total relativo entre a fratura e o osso da tíbia, com o modelo utilizando a placa do tipo L, submetido a uma carga de 40 N no côndilo medial.

Pontos Analisados	Deslocamento na Fratura [mm]	Deslocamento na Tíbia [mm]	Deslocamento Total Relativo
1	0,44	0,14	0,30
2	0,55	0,15	0,40
3	0,66	0,17	0,49
4	0,76	0,17	0,59
5	0,85	0,16	0,69
6	0,91	0,16	0,75
7	0,92	0,16	0,76
8	0,93	0,17	0,76
9	0,90	0,17	0,73
10	0,79	0,12	0,67
11	0,69	0,11	0,58
12	0,54	0,13	0,41
13	0,45	0,12	0,33
14	0,40	0,11	0,29
15	0,36	0,11	0,25
16	0,36	0,11	0,25

Tabela 6.6 – Deslocamento total relativo entre a fratura e o osso da tíbia, com o modelo utilizando a placa do tipo L, submetido a uma carga de 80 N no côndilo medial.

Pontos Analisados	Deslocamento na Fratura [mm]	Deslocamento na Tíbia [mm]	Deslocamento Total Relativo
1	0,73	0,22	0,51
2	0,93	0,25	0,68
3	1,11	0,28	0,83
4	1,30	0,27	1,03
5	1,46	0,25	1,21
6	1,59	0,24	1,35
7	1,60	0,24	1,36
8	1,61	0,26	1,35
9	1,56	0,27	1,29
10	1,34	0,20	1,14
11	1,17	0,18	0,99
12	0,89	0,22	0,67
13	0,72	0,20	0,52
14	0,63	0,18	0,45
15	0,54	0,17	0,37
16	0,55	0,18	0,37

Pode-se observar que o deslocamento máximo resultante com o modelo submetido a uma carga de 40 N foi de 0,76 mm, e com o modelo submetido a uma carga de 80 N foi de 1,36 mm. Esse máximo deslocamento ocorre exatamente na parte em que a fratura não possui um suporte da placa e, portanto, não é fixada.

A condição crítica para as cargas utilizadas definem deslocamentos relativos da ordem de 1 mm. Estes valores podem gerar fibrose na união.

## 6.2. Placa em semi anel “SA\_IRRC\_01”

Da mesma forma, avaliou-se a fixação da fratura do platô tibial utilizando a nova placa em semi anel quanto aos gradientes de tensão na placa e nos parafusos, e os deslocamentos totais resultantes na fratura.



### 6.2.1. Estudo da malha para a placa em semi anel

Conforme mencionado anteriormente, o estudo do refinamento da malha é necessário para avaliar a sensibilidade da malha, visando uma melhor interação entre custo computacional e a precisão requerida. E para os modelos utilizando a nova placa em semi anel o estudo também foi realizado utilizando a força no côndilo medial ( $F_{CM}$ ) igual a 40 N.

Foram analisadas as tensões de Von Mises obtidas a partir de uma linha de nós inserida na placa e o deslocamento entre dois nós, um situado na fratura e o outro situado na tíbia. Essas condições foram analisadas para três níveis de refinamento da malha, e a linha de nós situada na placa e os pontos analisados podem ser observados nas Fig. 6.10 e Fig. 6.11, respectivamente.

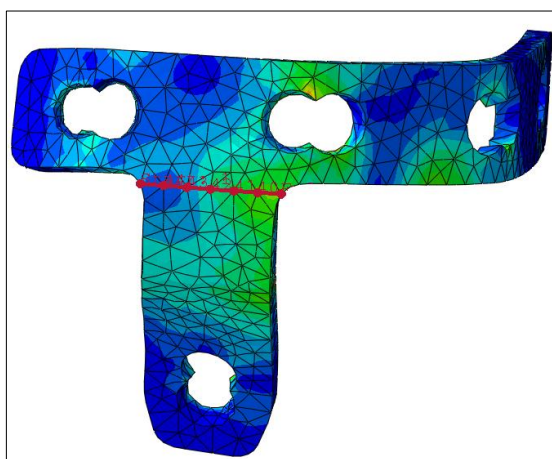


Figura 6.10 – Linha de pontos situada na nova placa em semi anel para o estudo do grau do refinamento da malha.

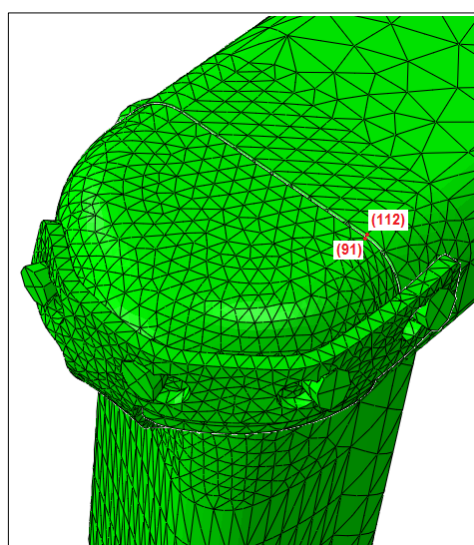


Figura 6.11 – Pontos analisados na fratura (ponto 91) e na tíbia (ponto 112).

As características das malhas tais como, o número de elementos, o número de nós e o tempo computacional, podem ser observadas na Tab. 6.7.

Tabela 6.7 – Características das malhas para análise de sensibilidade. (Modelo utilizando a nova placa em semi anel)

Refinamento	Nº de Elementos	Nº de Nós	Tempo Computacional
1	57101	96476	54min 48s
2	67320	112676	1h 46min 09s
3	83908	142362	4h 51min 18s

A partir dos valores das tensões de Von Mises obtidos na linha de nós inserida na placa foi possível construir as curvas de tensão de Von Mises [MPa] x distância dos pontos [mm] para cada nível de refinamento avaliado, a partir do primeiro ponto da placa, as quais estão representadas na Fig. 6.12. E os valores do deslocamento relativo entre os nós situados na fratura e na tíbia podem ser observados na Tab. 6.8.

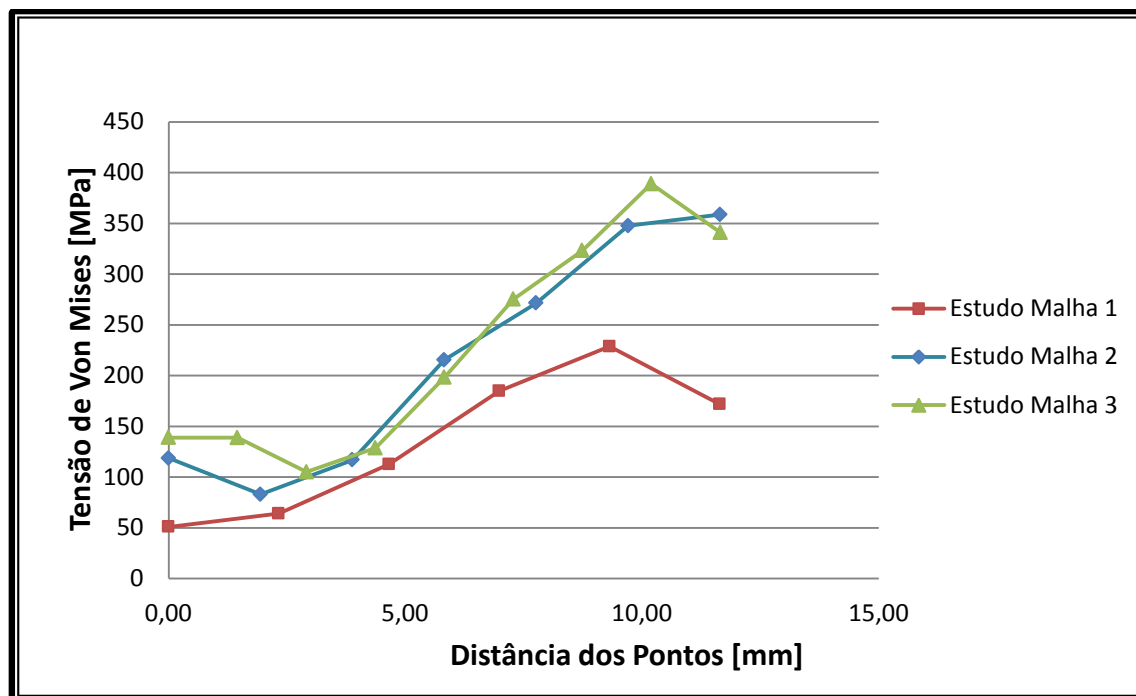


Figura 6.12 – Curvas de Tensão de Von Mises [MPa] x Distância dos Pontos [mm]. (Modelo utilizando a nova placa em semi anel)

Tabela 6.8 – Deslocamento relativo [mm] entre os nós situados na fratura e na tíbia. (Modelo utilizando a nova placa em semi anel)

Refinamento	Deslocamento na Fratura [mm]	Deslocamento na Tíbia [mm]	Deslocamento Relativo [mm]
1	0,52	0,10	0,42
2	0,61	0,10	0,51
3	0,65	0,11	0,54

A malha escolhida para a realização da modelagem numérica foi a malha com nível de refinamento 2, essa escolha levou em consideração os tempos computacionais mostrados na Tab. 6.7, as curvas de tensão mostradas na Fig. 6.12, bem como os deslocamentos relativos mostrados na Tab. 6.8.

A escolha da malha com o nível de refinamento 2 se deve ao fato que as curvas de tensão de Von Mises [MPa] x distância dos pontos [mm] e o deslocamento total relativo da fratura entre os modelos com o nível de refinamento 2 e 3 foram próximos, porém o tempo computacional do modelo com o nível de refinamento 2 foi menor em cerca de três horas.

### 6.2.2. Resultados para o modelo utilizando a placa em semi anel

Para as análises do modelo utilizando a placa em semi anel, também foram considerados dois valores diferentes de cargas no côndilo medial ( $F_{CM}$ ), 40 N e 80 N. Foram obtidas as tensões de Von Mises na região mais crítica da placa e nos parafusos, e o campo de deslocamento total resultante entre a fratura e a tíbia, nas direções x, y e z.

A região mais solicitada da nova placa em semi anel e a linha de nós que foram analisados estão representados na Fig. 6.13. A partir desses nós foram determinadas e analisadas as tensões de Von Mises. As curvas de tensão de Von Mises [MPa] x pontos analisados para os dois carregamentos podem ser observadas na Fig. 6.14, e os valores destas tensões estão determinados na Tab. 6.9 para a carga de 40 N, e na Tab. 6.10 para a carga de 80 N.

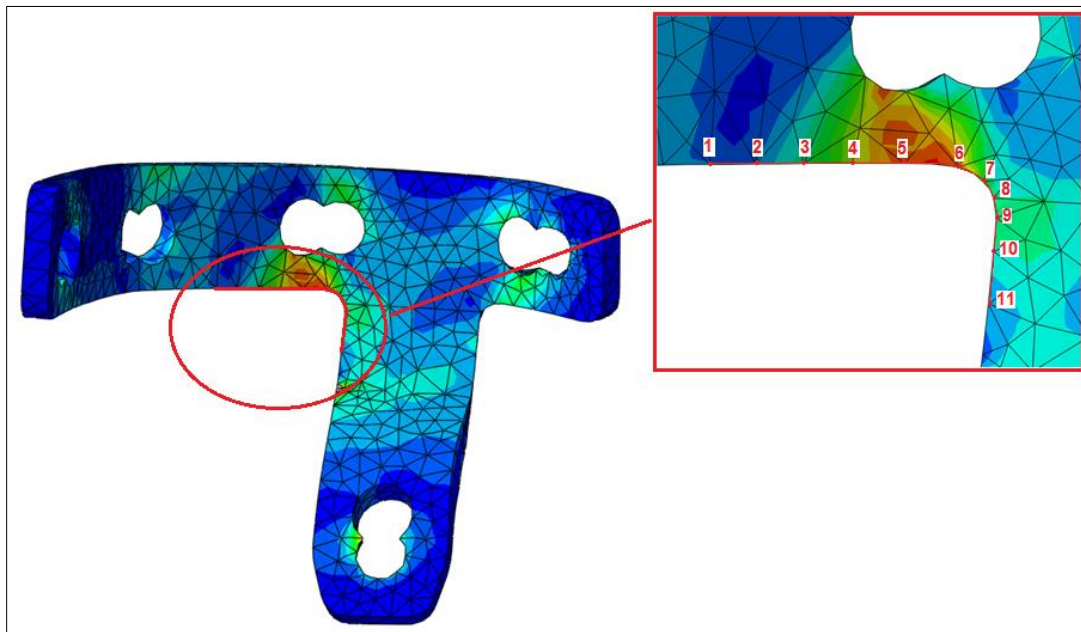


Figura 6.13 – Linha de nós situada na região mais solicitada da nova placa em semi anel, para o estudo das tensões de Von Mises.

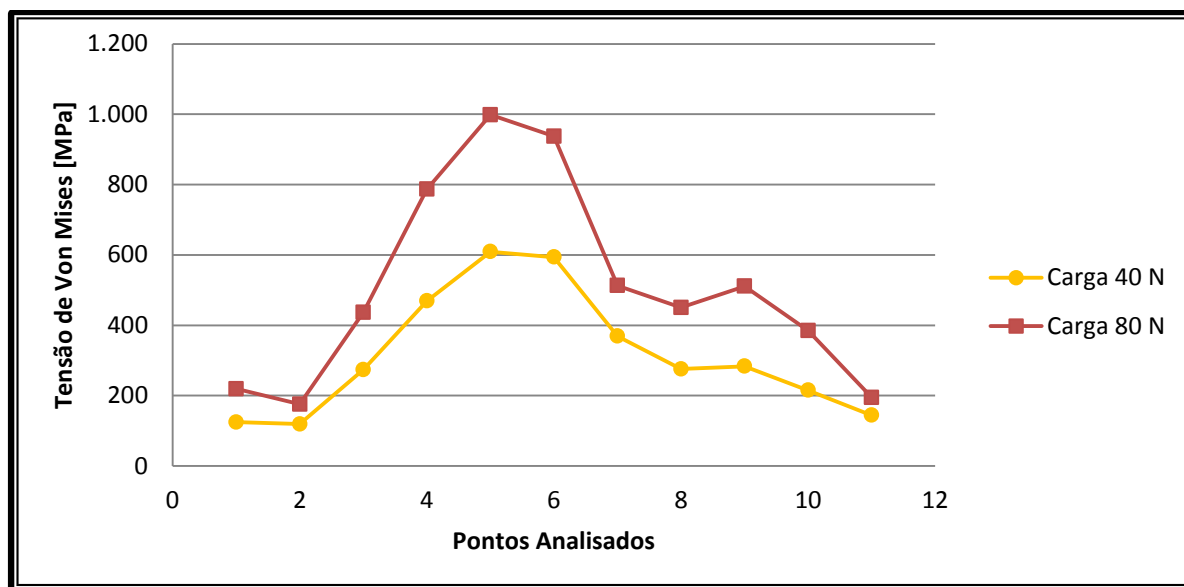


Figura 6.14 – Curvas de Tensão de Von Mises [MPa] x Pontos Analisados, analisadas para os carregamentos de 40 N e 80 N. (Modelo utilizando a nova placa em semi anel)

Tabela 6.9 – Tensões de Von Mises na região mais solicitada da nova placa em semi anel, com o modelo submetido a uma carga de 40 N no côndilo medial.

Pontos Analisados	Tensão de Von Mises [MPa]
1	124,5
2	119,3
3	273,8
4	469,1
5	609,4
6	593,7
7	369,0
8	275,6
9	283,4
10	215,2
11	144,4

Tabela 6.10 – Tensões de Von Mises na região mais solicitada da nova placa em semi anel, com o modelo submetido a uma carga de 80 N no côndilo medial.

Pontos Analisados	Tensão de Von Mises [MPa]
1	219,4
2	175,7
3	436,7
4	786,8
5	998,4
6	937,5
7	512,6
8	450,3
9	511,0
10	385,0
11	194,8

Conforme mencionado anteriormente, de acordo com Ratner et al. (2004), o limite de escoamento da liga de titânio Ti-6Al-4V é de 1034 MPa. Para o modelo submetido a uma carga de 40 N o maior valor de tensão foi de 609,4 MPa, e com o modelo submetido a uma

carga de 80 N o maior valor de tensão foi de 998,4 MPa. Portanto, os níveis de tensão observados, considerando os carregamentos impostos, indicam que não haveria falha na placa, porém a tensão máxima na placa submetida a uma carga de 80 N é crítica.

Os parafusos também apresentaram tensões de Von Mises altas, como pode ser observado na Fig. 6.15. E no caso do modelo submetido a uma carga de 80 N o maior valor de tensão foi maior que o limite de escoamento da liga de titânio, comprovando assim que essa é uma carga crítica, e os implantes já começam a falhar.

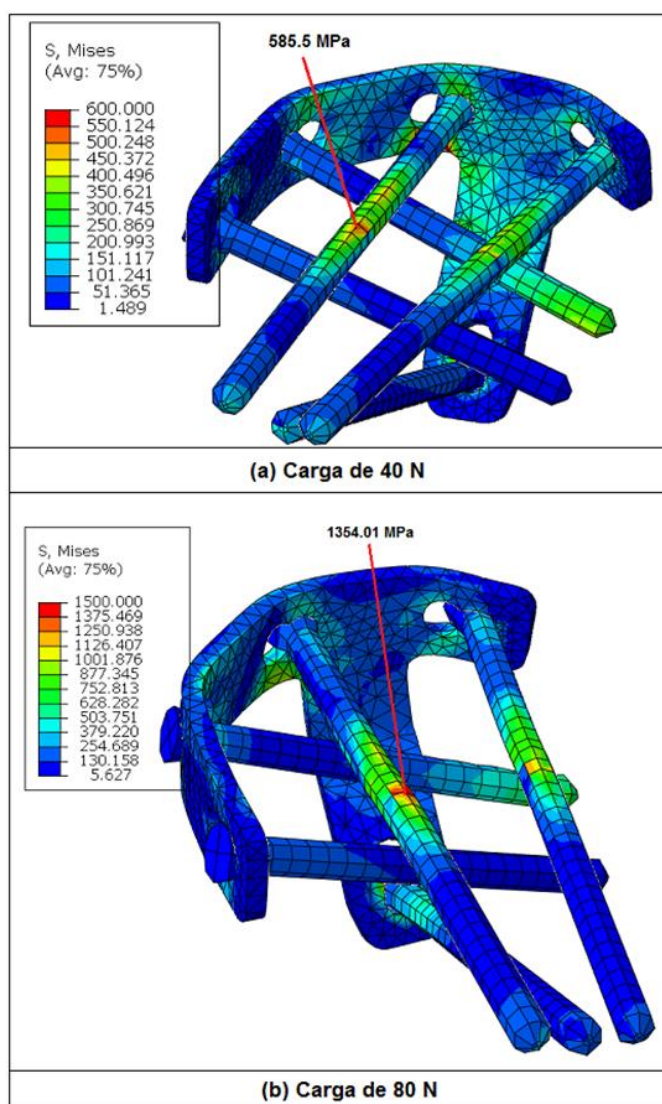


Figura 6.15 – Tensões de Von Mises máximas nos parafusos. (Modelo utilizando a nova placa em semi anel)

Foi analisado também o campo de deslocamento total resultante entre a fratura e o osso da tíbia, nas direções x, y e z. Este campo de deslocamento pode ser observado na Fig. 6.16, a qual representa o modelo submetido à carga de 40 N.

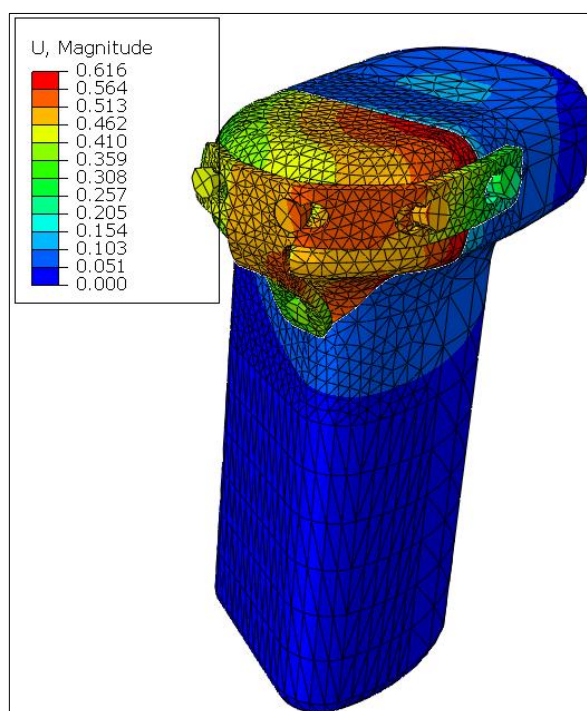


Figura 6.16 – Deslocamento total resultante para o modelo utilizando a placa nova placa em semi anel, submetido a uma carga de 40 N.

O maior deslocamento também ocorre na região entre a fratura e a tíbia, e por este motivo foi realizada uma análise de deslocamento entre essas regiões. Nas duas regiões foram analisados os deslocamentos totais obtidos a partir de uma linha de nós, e os nós analisados nas duas superfícies se encontravam a mesma distância. Este caminho de pontos pode ser observado na Fig. 6.17.

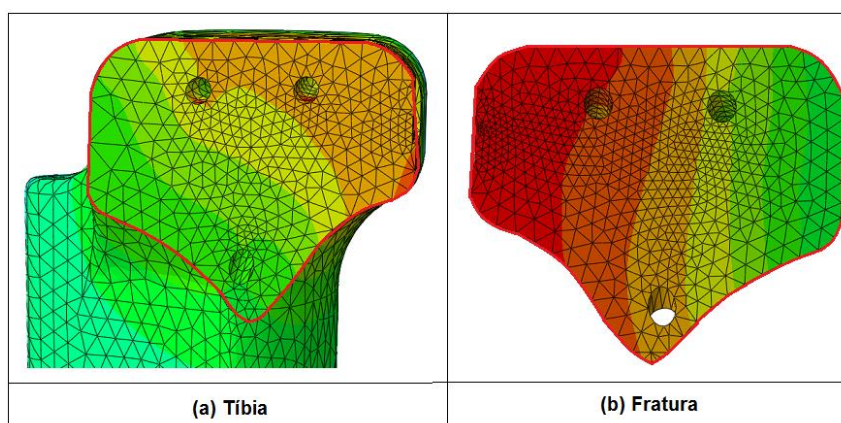


Figura 6.17 – Caminhos de pontos que serão analisados na região da tíbia (a) e na região da fratura (b). (Modelo utilizando a nova placa em semi anel)

As curvas de deslocamento relativo [mm] x pontos analisados para os dois valores de cargas podem ser observadas na Fig. 6.18 abaixo, e os valores destes deslocamentos estão determinados na Tab. 6.11 para a carga de 40 N, e na Tab. 6.12 para a carga de 80 N.

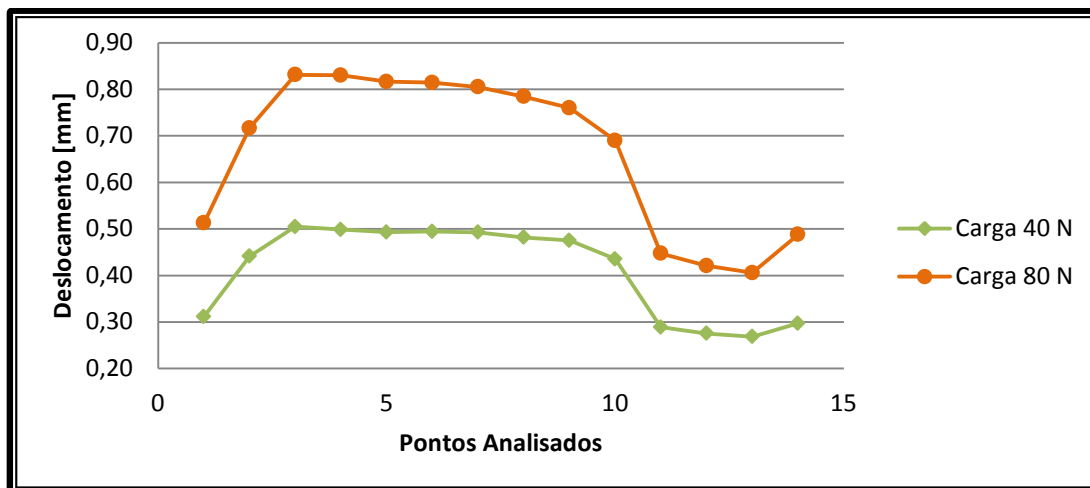


Figura 6.18 – Curvas de Deslocamento [mm] x Pontos Analisados, analisadas para os carregamentos de 40 N e 80 N. (Modelo utilizando a nova placa em semi anel)

Tabela 6.11 – Deslocamento total relativo entre a fratura e o osso da tíbia, com o modelo utilizando a nova placa em semi anel, submetido a uma carga de 40 N no côndilo medial.

Pontos Analisados	Deslocamento na Fratura [mm]	Deslocamento na Tíbia [mm]	Deslocamento Total Relativo
1	0,40	0,09	0,31
2	0,55	0,10	0,45
3	0,61	0,10	0,51
4	0,60	0,10	0,50
5	0,60	0,11	0,49
6	0,60	0,11	0,49
7	0,60	0,11	0,49
8	0,57	0,09	0,48
9	0,54	0,07	0,47
10	0,50	0,06	0,44
11	0,36	0,07	0,29
12	0,35	0,07	0,28
13	0,34	0,07	0,27
14	0,38	0,08	0,30



Tabela 6.12 – Deslocamento total relativo entre a fratura e o osso da tíbia, com o modelo utilizando a nova placa em semi anel, submetido a uma carga de 80 N no côndilo medial.

Pontos Analisados	Deslocamento na Fratura [mm]	Deslocamento na Tíbia [mm]	Deslocamento Total Relativo
1	0,64	0,13	0,51
2	0,88	0,16	0,72
3	0,99	0,16	0,83
4	0,99	0,16	0,83
5	0,98	0,17	0,81
6	0,99	0,17	0,82
7	0,97	0,17	0,80
8	0,92	0,13	0,79
9	0,86	0,10	0,76
10	0,79	0,10	0,69
11	0,55	0,10	0,45
12	0,52	0,10	0,42
13	0,50	0,10	0,40
14	0,60	0,11	0,49

Sendo possível observar que o deslocamento da fratura aumentou com o aumento da carga aplicada sob ela, pois o deslocamento máximo resultante com o modelo submetido a uma carga de 40 N foi de 0,50 mm, e com o modelo submetido a uma carga de 80 N foi de 0,83 mm.

### 6.3. Avaliação Geral das Placas de Fixação

Apesar das simplificações propostas, as análises numéricas foram realizadas para a comparação da estabilidade do pós-operatório das fraturas do platô tibial lateral com componentes de lesão óssea pósterio-lateral fixada com a placa convencional de sustentação do tipo L e com a nova placa em semi anel. De acordo com os médicos ortopedistas da Universidade Federal de Uberlândia (colaboradores deste projeto), dependendo do tipo e da localização da fratura, o uso da placa convencional do tipo L possui algumas desvantagens relacionadas à sua geometria, dimensões e quantidade de parafusos. Sendo necessária muitas vezes, a utilização de outras placas ou parafusos para

uma melhor estabilidade destas fraturas. Porém, é importante ressaltar que atualmente essa placa convencional é a mais utilizada e mais indicada para essas fraturas.

Na literatura existem poucos estudos em modelagem por elementos finitos sobre a estabilidade das fraturas utilizando a placa convencional do tipo L. A maioria dos trabalhos utiliza ensaios mecânicos. No trabalho de Izaham et al. (2012) foi modelado uma placa convencional do tipo L, porém essa placa não foi conformada, sendo proposto um forte contato entre os parafusos e o osso, e o tipo de fratura foi diferente, obtendo assim, valores de tensões e deformações menores que os encontrados no estudo proposto nesta dissertação.

De acordo com Kim et al. (2010) a carga aplicada sobre o platô tibial é de aproximadamente 10% do peso do corpo, pois logo após a cirurgia é necessário um tempo de repouso e, normalmente, o paciente utiliza muletas. Portanto, foi aplicada uma carga de 40 N no côndilo medial e uma carga de 40 N no côndilo lateral. Os valores encontrados de máximas tensões na placa convencional do tipo L foi de 713,9 N, e na nova placa em semi anel foi de 609,4 N.

Tanto no modelo utilizando a nova placa em semi anel, quanto no modelo utilizando a placa convencional do tipo L, o deslocamento máximo ocorreu na mesma região da fratura, como pode ser verificado na Fig. 6.19. Isso ocorreu provavelmente, devido a geometria da tíbia, principalmente a região do platô tibial, e ao tipo de fratura. Para comparar as diferenças de estabilidade para as duas placas estudadas, os valores de deslocamentos relativos médios estão representados nas Fig. 6.20.

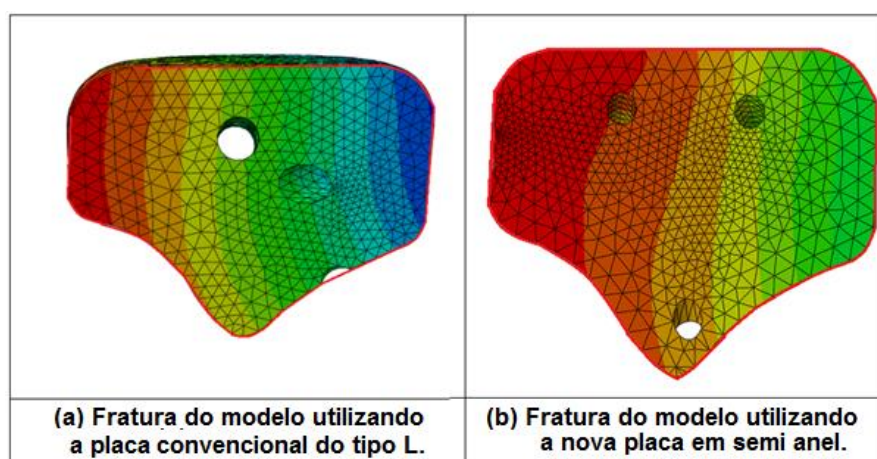


Figura 6.19 – Distribuição dos níveis de deslocamentos na fratura, onde o maior deslocamento é representado pela cor vermelha.

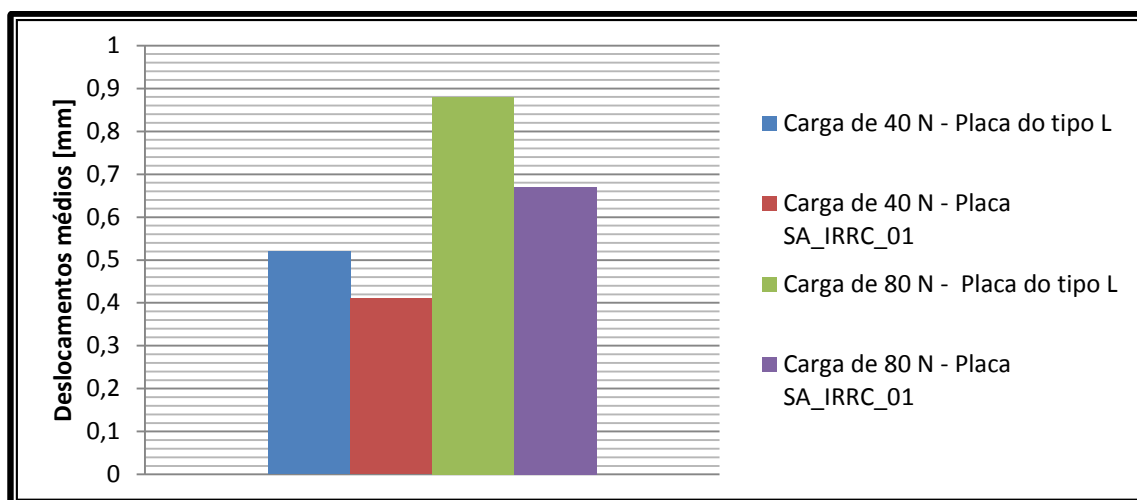


Figura 6.20 – Deslocamentos relativos médios.

Portanto, os valores encontrados de deslocamento máximo na placa convencional do tipo L foi de 0,76 mm, e na nova placa em semi anel foi de 0,50 mm.

Além da carga de 40 N, foi aplicada uma carga de 80 N sobre o côndilo medial, a fim de simular um carregamento crítico. Os valores encontrados de máximas tensões na placa convencional do tipo L foi de 1529,1 N, e na nova placa em semi anel foi de 998,4 N. E os valores encontrados de deslocamento máximo na placa convencional do tipo L foi de 1,36 mm, e na nova placa em semi anel foi de 0,83 mm. Portanto, sob essa condição a placa do tipo L sofreria falhas mecânicas, pois de acordo com Ratner et al. (2004), o limite de escoamento da liga de titânio Ti-6Al-4V é de 1034 MPa. E a nova placa em semi anel estaria no limite, sendo essa uma tensão crítica.

Esses modelos representam uma simplificação de uma fratura no platô tibial fixada com uma placa convencional e com a nova placa, portanto os valores de tensões e deslocamento encontrados não são reais, e são maiores que os valores reais.

Assim, depois de realizados os ensaios numéricos nos dois modelos observou-se que os modelos tiveram um comportamento mecânico similar. Porém, a nova placa em semi anel possui uma geometria e dimensões menores, como pode ser visto comparativamente na Fig. 6.21.

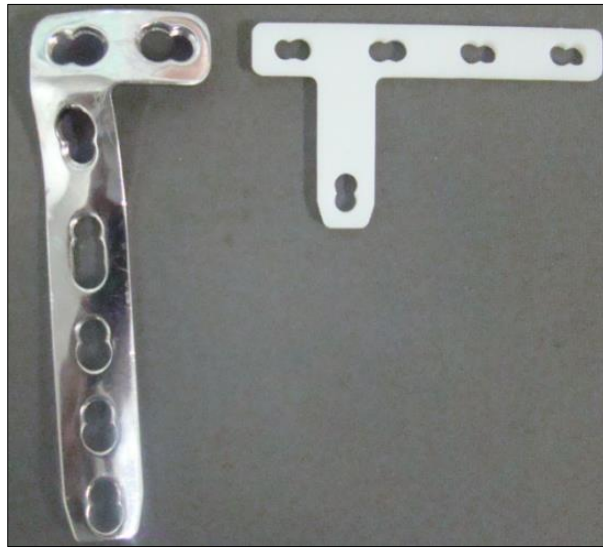


Figura 6.21 – Placa convencional do tipo L e nova placa em semi anel.

## **CAPÍTULO VII**

### **CONCLUSÃO E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS**

Neste trabalho foi projetada uma nova placa em semi anel para fixação de fraturas do platô tibial lateral com componentes de lesão óssea pósterio-lateral, denominada de placa SA\_IRRC\_01. A principal característica desta placa é o seu novo formato, projetado para envolver uma área lateral maior da tíbia, e possui geometria e dimensões reduzidas quando comparados com a placa convencional de sustentação do tipo L. Além disso, utiliza uma menor quantidade de parafusos, os quais possuem um diâmetro menor.

Neste primeiro momento, a validação desta nova placa em semi anel foi realizada pela comparação com a placa convencional do tipo L, verificação da resistência mecânica, e estabilidade da fixação da fratura do platô tibial por meio de modelagem por elementos finitos.

Neste primeiro estudo, a simulação numérica foi realizada utilizando um modelo tridimensional simplificado da tíbia. Dentro das limitações do modelo desenvolvido, foi possível avaliar a resistência mecânica da placa e o deslocamento da fratura em relação à tíbia, comparando o comportamento mecânico do modelo utilizando a nova placa em semi anel com o modelo utilizando a placa convencional do tipo L.

As principais conclusões do trabalho são:

- A nova placa em semi anel possui uma geometria e dimensões menores, além de utilizar uma menor quantidade de parafusos, o que facilita no processo de fixação e uma possível redução dos tempos cirúrgicos;
- Neste primeiro momento, considerando a liga de titânio Ti-6Al-4V como o material dos implantes, a resistência mecânica foi adequada para a condição de pós-

operatório (aproximadamente 10% do peso do corpo), obtendo valores de tensões abaixo do limite de escoamento encontrado na literatura;

- No caso do carregamento de 80 N sobre o côndilo medial ( $F_{CM}$ ), a fixação utilizando a placa em semi anel gerou valores de tensão de Von Mises da ordem do limite de escoamento da liga de titânio, comprovando assim, que este é um carregamento crítico.
- A simulação numérica do modelo utilizando a nova placa em semi anel apresentou um comportamento mecânico similar ao modelo utilizando a placa convencional do tipo L. Além disso, os valores de tensões e deslocamentos foram de mesma ordem de grandeza nos dois modelos.

### **Como sugestões para trabalhos futuros:**

A proposta deste trabalho foi desenvolver uma nova placa em semi anel para fixação do platô tibial. A motivação deste projeto foram as dificuldades geradas para a fixação de alguns tipos de fraturas do platô tibial utilizando a placa convencional do tipo L. Normalmente, além de possíveis adaptações para promover a fixação dessas fraturas, ocorre um aumento nos tempos cirúrgicos. Portanto, este é um estudo inicial e diversas análises ainda precisam ser realizadas até a sua aplicação efetiva em um procedimento cirúrgico. Neste aspecto, este trabalho deve ser continuado e sugere-se como atividades futuras:

- Otimização da geometria da placa e dos parafusos;
- Realização de ensaios numéricos utilizando uma geometria e condições de contorno mais complexos;
- Realização de ensaios numéricos utilizando outros tipos de fraturas, mas sempre relacionadas ao platô tibial lateral;
- Implementação da placa com outras ligas biomédicas;
- Confecção da placa e avaliação da resistência através de ensaios mecânicos;
- Ensaios “in vitro” com cultura de células para verificar a biocompatibilidade e eficácia do processo de osteossíntese;
- Avaliação do comportamento *in vivo* da nova placa em semi anel através de pesquisas clínicas.

## CAPÍTULO VIII

### REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALDABE, D. **Avaliação das forças internas da articulação tibiofemoral durante a extensão de joelho realizada com e sem caneleira e executada em diferentes velocidades.** Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, p. 128. 2005.

BAUER, J. R. O. **Propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro e da liga Ti-6Al-4V fundidos em diferentes ambientes.** Universidade de São Paulo. São Paulo, p. 62. 2007.

BAUMANN, P.; EBNETER, L.; GIESINGER, K.; KUSTER, M. S. A triangular support screw improves stability for lateral locking plates in proximal tibial fractures with metaphyseal comminution: a biomechanical analysis. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v. 131, p. 815-821, Janeiro 2011.

BENATTI, L. N. **Estudo da força gerada pelo grupo muscular isquiotibial em exercícios resistidos.** Universidade de São Paulo. São Carlos, p. 138. 2005.

BIGGI, F.; DI FABIO, S.; D'ANTIMO, C.; TREVISANI, S. Tibial plateau fractures: Internal fixation with locking plates and the MIPO technique. **Orthopaedics and Traumatology Department**, v. 41, p. 1178-1182, 2010.

BRUNNER, A.; HONIGMANN, P.; HORISBERGER, M.; BABST, R. Open reduction and fixation of medial moore type ii fractures of the tibial plateau by a direct dorsal approach. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v. 129, p. 1233-1238, Fevereiro 2009.

COMPLETO, A.; FONSECA, F.; SIMÕES, J. A. **Modelo numérico e experimental da tibia intacta e com componente tibial da prótese do joelho**. Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões (APAET)., p. 22. 2006.

CRISTOFOLINI, L.; VICECONTI, M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. **Journal of Biomechanics**, v. 33, p. 279-288, 2000.

DE CASTRO, J. O. M.; PEREIRA, P. P.; MARCHETTO, A.; TELINI, A. C. Anatomia e biomecânica do ligamento cruzado anterior. **Revista do Joelho**, v. 3, p. 9-12, Jan/Abr 2003.

DUTRA, E.; DUARTE, E.; XAVIER, L.; SIQUEIRA, L.; BARROS, T. **Osteossíntese**, 2004. Disponível em: <<http://www.wgate.com.br/conteudo/medicinaesade/fisioterapia/traumato/osteossintese/osteossintese.htm>>. Acesso em: 12 março 2013.

EHLINGER, M.; RAHME, M.; MOOR, B. K.; DI MARCO, A.; BRINKERT, D.; ADAM, P. Fiabilité de la plaque verrouillée dans les fractures du plateau tibial à composante médiale. **Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research**, v. 98, p. 158-164, 2012.

ESCAMILLA, R. F.; FLESING, G. S.; BARRENTINE, S. W.; WILK, K. E.; ANDREWS, J. R. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercise. **Medicine and Science Sport and Exercice**, v. 30, p. 556-569, 1998.

GUAGNELI, R. S. **Propriedades mecânicas do osso esponjoso e cortical do rato, após período de imobilização por aparelho gessado ou suspensão pela cauda**. Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto, p. 51. 2006.

HAMED, E.; LEE, Y.; JASIUK, I. Multiscale modeling of elastic properties of cortical bone. **Acta Mechanica**, v. 214, p. 131-154, Agosto 2010.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 3ª. ed., Manole Ltda, 2012.

HAYASAKI, C. L.; SOUSA, É. A. C. **Modelagem de estruturas ósseas e próteses através do método dos elementos finitos**. Universidade Estadual Paulista. Bauru, p. 12. 2006.

IZAHAM, R. M. A. R.; KADIR, M. R. A; RASHID, A. H. A.; HOSSAIN, M. G.; KAMARUL, T. Finite element analysis of Puddu and Tomofix plate fixation for open wedge high tibial osteotomy. **Injury**, v. 43, p. 898-902, 2012.



IZAHAM, R. M. A. R.; KADIR, M. R. A. **Screws placement effect on locking compression plate (lcp) for tibial oblique fracture fixation.** Conference on Biomedical Engineering e Sciences. Malaysia, Dezembro 2010.

KFURI JÚNIOR, M.; FOGAGNOLO, F.; BITAR, R. C.; FREITAS, R. L.; SALIM, R.; PACCOLA, C. A. J. Fraturas do planalto tibial. **Revista Brasileira de Orthopedia**, v. 44(6), p. 468-474, 2009.

KIM, S.-H.; CHANG, S.-H.; JUNG, H.-J. The finite element analysis of a fractured tibia applied by composite bone plates considering contact conditions and time-varying properties of curing tissues. **Composite Structures**, v. 92, p. 2109-2118, 2010.

LANGHI, S.; GUL, R.; OWENS, D.; KEELING, P.; MURRAY, P. Outcome of raft plate fixation of split depressed tibial plateau fracture without using a bone graft. **European Journal of Orthopaedics Surgery and Traumatology**., v. 17, p. 77-79, 2007.

LIMBERT, G.; ESTIVALEZES, E.; HOBATHO, M. C.; BAUNIN, C.; CAHUZAC, J. P. In vivo determination of homogenized mechanical characteristics of human tibia: application to the study of tibial torsion in vivo. **Clinical Biomechanics**., v. 13, p. 473-479, 1998.

LÓPEZ, A. A.; LORENZO, T. G.; BLANCO, M. G.; SALAMANCA, D. R. M. **Clasificación de Schatzker en las fracturas de la meseta tibial.** Hospital Universitario Manuel Ascunce Domenech. Camagüey, p. 12. 2010.

LUCIANO, R.; KRAUSE, M.; SKAF, A. **Fratura do planalto tibial.** Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia; Colégio Brasileiro de Radiologia., p. 10. 2007.

MARKHARDT, B. K.; GROSS, J. M.; MONU, J. U. V. Schatzker classification of tibial plateau fractures: Use of CT and MR imaging improves assessment. **RadioGraphics**, v. 29, p. 585-597, 2009.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F. **Anatomia Orientada para a Clínica.** 4ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 2007.

MOORISON, J. B. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking., v. 3, p. 51-61, 1970.

MULLER, M. E.; ALLGÖWER, M.; SCHNEIDER, R.; WILLENEGGER, H. **AO Manual of Internal Fixation**., Berlin: Springer, n. 3ª, 1991.

NAG, S.; BANERJEE, R. Fundamentals of medical implant materials. In: NAYARAN, R. **Materials for Medical Devices**. ASM International, v. 23, 2012. p. 6-17.

NIKOLAOU, V. S.; TAN, H. B.; HAIDUKEWYCH, G.; KANAKARIS, N.; GIANNOUDIS, P. V. Proximal tibial fractures: early experience using polyaxial locking-plate technology. **International Orthopedics**., v. 35, p. 1215-1221, 2011.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica básica do sistema musculosquelético**. 3ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 2003.

OLIVEIRA E SILVA, P. M. G. **Prótese total do joelho – A história da arte: Revisão bibliográfica**. Universidade da Beira Interior. Cinvilhã, p. 79. 2010.

PASCHOAL, F. M. **Tratamento cirúrgico das fraturas**. Pará: Serviço Público Federal Universidade Federal Do Pará, 2002. Disponível em: [http://www.cultura.ufpa.br/ortraum/tratamento\\_cirurgico\\_das\\_fratura.htm](http://www.cultura.ufpa.br/ortraum/tratamento_cirurgico_das_fratura.htm) >. Acesso em: 12 Março 2013.

QUINELATO, A. A. **Instrução de uso – Placa de compressão dinâmica synthes**. Synthes Indústria e Comércio Ltda. Rio Claro. [199?].

RADE, D. A. **Método dos Elementos Finitos Aplicados à Engenharia Mecânica**. Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Mecânica. Uberlândia, p. 112. 2011.

RATNER, B. D.; HOFFMAN, A. S.; SCHOEN, F. J.; LEMONS, J. E. **Biomaterials Sciences: An Introduction to Materials in Medicine**. 2ª. ed. Londres: Elsevier Academic Press, 2004.

RODRÍGUEZ, R.; MARQUEZ, C.; MULLER-KARGER, C. M.; MARTÍNEZ, E. Analisis por elementos finitos de la tibia sometida a reemplazo articular. In: **Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica**., La Habana, Maio 2001.

SHELBURNE, K. B.; TORRY, M. R.; PANDY, M. G. Effect of Muscle Compensation on Knee Instability during ACL-Deficient Gait. **Medicine and science in sports and exercise**., Novembro 2004. 642-648.

SHELBURNE, K. B.; TORRY, M. R.; PANDY, M. G. Contributions of muscles, ligaments, and the ground-reaction force to tibiofemoral joint loading during normal gait. **Journal of Orthopaedic Research**., Outubro 2006. 1983-1990.

SHOCKEY, J. S.; VAN FRAUNHOFER, J. A.; SELIGSON, D. A. A measurement of the coefficient of friction of human long bones. **Surface Technology.**, v. 25, p. 167-173, 1985.

TRILHA JUNIOR, M.; FANCELLO, E. A.; ROESLER, C. R. M.; MORE, A. D. O. Simulação numérica tridimensional da mecânica do joelho humano. **Acta Ortopédica Brasileira.**, v. 17, p. 18-23, 2009.

WU, C.-C. Salvage of proximal tibial malunion or nonunion with the use of angled blade plate. **Archives of Orthopedic and Trauma Surgery.**, v. 126, p. 82-87, 2006.

WU, C.-C.; TAI, C.-L. Plating treatment for tibial plateau fractures: a biomechanical coMParison of buttress and tension band positions. **Archives of Orthopedic and Trauma Surgery.**, v. 127, p. 19-24, 2007.