



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE

ROBERTO DA CUNHA LUCIANO

**AVALIAÇÃO DE UM NOVO IMPLANTE PARA TRATAMENTO DE
FRATURAS PÓSTERO-LATERAIS DO PLANALTO TIBIAL**

UBERLÂNDIA - MG
2017

ROBERTO DA CUNHA LUCIANO

**AVALIAÇÃO DE UM NOVO IMPLANTE PARA TRATAMENTO DE
FRATURAS PÓSTERO-LATERAIS DO PLANALTO TIBIAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito obrigatório para obter o título de Mestre.

Linha de pesquisa: Fisiopatologia das doenças e agravos à saúde.

Temática: Biomecânica e Técnicas de Avaliação em Intervenção e Fisioterapia

Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo

Co-Orientadora: Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia

Colaboradores: Isadora Ferreira Cândido

Rodrigo Galvão Cardoso

**UBERLÂNDIA - MG
2017**

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

L937a
2017 Luciano, Roberto da Cunha, 1966
Avaliação de um novo implante para tratamento de fraturas pósterolaterais do planalto tibial / Roberto da Cunha Luciano. - 2017.
110 p. : il.

Orientador: Cleudmar Amaral de Araújo.
Coorientadora: Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde.
Inclui bibliografia.

1. Ciências médicas - Teses. 2. Fraturas da Tíbia - Teses. 3. Cirurgia ortopédica - Teses. 4. Implantes ortopédicos - Teses. I. Araújo, Cleudmar Amaral de. II. Zavaglia, Cecília Amélia de Carvalho. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde. IV. Título.

CDU: 61



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE



Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico Nº 042/PPCSA

Área de concentração: Ciências da Saúde

Linha de Pesquisa 3: Fisiopatologia das doenças e dos agravos à saúde.

Projeto de Pesquisa de vinculação: Biomecânica aplicada às Ciências da Saúde

Discente: **Roberto da Cunha Luciano** – Matrícula nº **11512CSD049**

Título do Trabalho: "**Avaliação de um novo implante para tratamento de fraturas póstero-laterais do planalto tibial.**" Às 14:00 horas do dia trinta de agosto do ano de 2017, na sala de reuniões da FEMEC do Bloco 1M - Campus Santa Mônica da Universidade Federal de Uberlândia reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, assim composta pelos Professores Doutores: Fabiano Ricardo de Tavares Canto (UFU), Ana Paula Fernandes (UNIPAC) e Cleudmar Amaral de Araújo (UFU) – orientador do discente. Iniciando os trabalhos, o presidente da mesa Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo (UFU) apresentou a Comissão Examinadora e o discente, agradeceu a presença do público e concedeu ao discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A seguir o senhor presidente concedeu a palavra aos examinadores que passaram a arguir o candidato. Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, em sessão secreta, em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o candidato aprovado (X) reprovado (). Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, legislação e regulamentação internas da UFU, em especial do artigo 55 da resolução 12/2008 do Conselho de Pós-Graduação e Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia. Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 18:00 horas. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo _____

Prof. Dr. Fabiano Ricardo de Tavares Canto _____

Profa. Dra. Ana Paula Fernandes _____

AGRADECIMENTOS

A Deus pela dádiva da vida e pelos privilégios que ela me concede diuturnamente.

Aos meus pais (José Luciano e Mariolene) pelo amor, generosidade e orientações que fizeram com que eu pudesse trilhar com retidão os caminhos da vida.

Aos meus avós (Aristeu, Ibrantina, Adário e Claudina) pelo exemplo de trabalho e honestidade e pelo amor e carinho que sempre me ofereceram.

Aos meus irmãos (Ruither, Reuber e Lucélia) pela verdadeira amizade e que, direta ou indiretamente, sempre me incentivaram e deram apoio.

A minha sogra (Rosa), meu sogro (Bento), pelo carinho com que me acolheram.

Aos meus cunhados(as), concunhado(as) pela irmandade e grande amizade.

Aos meus sobrinhos pelo carinho, amizade e admiração

À minha querida Sunaide agradeço eternamente por ter surgido em minha vida como o pilar que sustenta a nossa família e por ser “o pavimento” que facilita meus passos nos caminhos que trilho. Obrigado por sempre me incentivar... Este trabalho é fruto desse insistente e incansável incentivo.

Aos meus filhos (Dyego, Roberto Filho e Ana Luiza) que são os presentes de Deus. Que me fazem um pai cheio de orgulho e que enchem meu coração de felicidade. Meu desejo maior é vê-los sempre felizes e que sejam pessoas cada dia melhores para o mundo.

Aos meus tios e primos que sempre foram muito presentes e que apesar da distância, pelas circunstâncias da vida, estão sempre em meus pensamentos.

Aos meus amigos pelo apoio pessoal e profissional.

Aos meus professores por terem me capacitado, pessoal e profissionalmente, para trilhar o tênue caminho da Medicina.

Ao professor Cleudmar pelo exemplo de incansável pesquisador. Pela dedicação desprendida para a realização deste trabalho.

À professora Cecília Zavaglia por disponibilizar a tecnologia para manufatura do implante utilizado em nosso estudo, tornando-o viável.

Aos professores e técnicos do Laboratório de Anatomia Humana FAMED/UFU pela inestimável ajuda ao disponibilizarem o material anatômico para o nosso estudo.

Ao Rodrigo e à Isadora pela colaboração direta e indireta durante o desenvolvimento deste projeto

À Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia por possibilitar a realização de mais este trabalho de expressivo significado para minha carreira profissional.

*“O que há de mais certo é confiarmos em nós mesmos, para nos tornarmos
pessoas de mérito e de valor “*

Michelangelo

RESUMO

Objetivo: O objetivo geral do estudo foi avaliar qualitativamente a função de um novo implante na fixação das fraturas póstero laterais do planalto tibial. Para isso foram utilizados peças anatômicas (joelhos) e osso sintético, visando validar a estrutura geométrica do novo implante. **Métodos:** Um novo implante denominado de “placa em semi anel” foi projetado para o tratamento de fraturas póstero laterais do planalto tibial. As dimensões e a geometria da nova placa foram desenvolvidas a partir de dados da literatura sobre a anatomia proximal da tíbia e tendo a placa em L convencional como referência. As dimensões da nova placa em semi-anel permitem, no entanto, que haja sustentação de toda a borda lateral e póstero-lateral do planalto tibial. Foram feitas medidas dimensionais em peças anatômicas e comparadas com o novo implante. A estabilidade, o processo de fixação e a disposição espacial entre os parafusos foram avaliados em modelos sintéticos. **Resultados:** A placa em desenvolvimento (semi-anel) apresenta um braço horizontal que abrange toda a região lateral e póstero-lateral do planalto tibial. A largura do braço horizontal com menores dimensões, na placa em semi-anel, possibilita seu posicionamento acima da cabeça da fíbula e sob o Ligamento Colateral Lateral (LCL), atingindo a região posterior do platô tibial lateral. O braço vertical da placa mantém a estabilidade da placa, no plano sagital. Foram realizados três testes de fixação da nova placa em osso sintético e peças anatômicas, visando avaliar a sua adaptação à borda lateral e póstero-lateral do planalto tibial. Nas avaliações, macroscópica e radiográfica, realizadas pôde-se observar uma boa adaptação entre a morfologia da placa e a anatomia da região póstero-lateral do joelho. **Conclusões:** Diante das avaliações realizadas observou-se que a adaptação à anatomia da região lateral e póstero-lateral do planalto tibial permite uma boa estabilidade, sem conflito espacial entre os parafusos, mesmo considerando as variações dimensionais nos contornos do planalto tibial em osso humano.

Palavras-Chave: Fraturas; Platô Tibial; Planalto tibial; Sistema de Placas Bloqueadas, Cirurgia Minimamente Invasiva.

ABSTRACT

Objective: The objective of the study was to qualitatively evaluate the function of the semi-ring plate in the fixation of the posterolateral fractures of the tibial plateau. For this purpose, synthetic bone and anatomical pieces (knees) were used to validate the geometric structure of this new implant for the treatment of posterolateral tibial plateau. **Methods:** A new implant called "semi-ring plate" was designed, looking at the treatment of posterolateral fractures of the tibial plateau. The dimensions and geometry of the new plate were developed from literature data on the proximal anatomy of the tibia and the conventional L-plate as a reference. The dimensions of the new semi-ring plate allow, however, to support the entire lateral and posterolateral border of the tibial plateau. **Results:** The plate in development presents a horizontal arm that covers the entire lateral and posterolateral region of the tibial plateau. The width of the smaller horizontal arm in the semi-ring plate allows its positioning above the fibula head and under the lateral collateral ligament (LCL), reaching the posterior region of the lateral tibial plateau. The vertical arm of the plaque maintains the stability of the plate, in the sagittal plane, avoiding that there is axial instability of the osteosynthesis. Three tests were performed to fix the new plaque in synthetic bone and anatomical specimens, in order to evaluate its adaptation to the lateral and posterolateral borders of the tibial plateau. In the evaluations, macroscopic and radiographic, it was possible to observe an adequate adaptation between the morphology of the plate and the anatomy of the posterolateral region of the knee. **Conclusions:** In view of the performed evaluations, it was possible to infer that the developed implant allows a stable osteosynthesis, since it adapts well to the anatomy of the lateral and posterolateral region of the tibial plateau.

Keywords: Fractures; Tibial Plateau; Locking Compression Plate; Minimally Invasive Surgery

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: A) Modelo computacional do joelho direito de um adulto saudável e suas estruturas anatômicas, B) Geometria da superfície cartilaginosa, C) meniscos e D) Ligamentos	22
Figura 2: Topografia óssea. A) Planalto tibial. B) Côndilos femorais guiam o movimento de rotação externa (RE) da tibia durante a extensão do joelho, além dos movimentos em adução e abdução. C) O apoio à carga ocorre no planalto tibial e lateral, assim como nas adjacências das espinhas tibiais.	25
Figura 3: A) Divisão da cartilagem em zonas e a transição com o osso sub-condral. B) Cartilagem hialina normal composta de grande quantidade de matriz extra celular (água, colágeno e proteoglicano) e esparsos condrócitos habitando a matriz extra celular.	26
Figura 4: Meniscos e ligamentos pericapsulares.	27
Figura 5: Anatomia do aparelho extensor.	28
Figura 6: Anatomia medial do joelho: A) Anatomia superficial. B) Estrutura capsulares abaixo da fascia do sartório (segunda camada). C) Estruturas pericapsulares póstero-mediais. D) Relação anatômica da inserção do semi-membranoso com a cápsula articular póstero-medial	29
Figura 7: Estruturas cápsulo-ligamentares laterais: A) As principais estruturas capsulo-ligamentares do lado lateral do joelho. B) Relação anatômica do tendão do músculo poplíteo, ligamento arqueado, menisco lateral, e ligamentos menisco femoral de Humphrey e Wrisberg. ACL, Ligamento Cruzado Anterior; MM, Menisco Medial; PCL, Ligamento Cruzado Posterior. C) Relação anatômica entre o Ligamento Colateral Lateral (LCL) o Tendão do Poplíteo (TP) e o Ligamento Poplíteo Fibiular (LPF).	31
Figura 8: Anatomia do aparelho extensor.	32
Figura 9: Relação entre o ângulo de inserção das fibras do Quadríceps na Patela e o eixo anatômico do fêmur.	33
Figura 10: Estruturas neuro-vasculares posteriores do joelho.	34
Figura 11: Estruturas neuro-vasculares anteriores do joelho.	35
Figura 12: Suprimento sanguíneo do joelho: A) Microcirculação da pele. B) Vasos que contribuem para a microcirculação da pele. C) Suprimento sanguíneo patelo femoral.	36

Figura 13: Vista frontal e sagital da tíbia, com as medições realizadas (valores médios gerados a partir do estudo de osso humano).	37
Figura 14: Eixos e ângulos dos membros inferiores.	40
Figura 15: Planos e movimentos do joelho.	41
Figura 16: Graus de liberdade de movimentos do joelho.	42
Figura 17: Relação entre a posição do joelho (grau de flexo-extensão) e a área de contato patelofemoral.	43
Figura 18: Combinação dos movimentos de rotação e translação durante a flexo/extensão do joelho. A) A área de contato ocorre no centro da articulação na extensão completa do joelho. B) Durante a flexão a área de contato posterioriza gradualmente.	44
Figura 19: Combinação dos movimentos de flexo/extensão e rotação.	45
Figura 20: Classificação de Schatzker, relacionando apenas as fraturas que comprometem o platô tibial lateral (tipos I, II e III).	47
Figura 21: Classificação AO.	50
Figura 22: Classificação de Schatzker.	51
Figura 23: Diagrama, Radiografia e Tomografia Computadorizada, mostrando a morfologia da fratura (Tipo I de Schatzker).	52
Figura 24: Radiografia e Ressonância Nuclear Magnética, mostrando a morfologia da fratura.	52
Figura 25: Fratura do planalto tibial lateral tipo II.	53
Figura 26: Fratura tipo III-A de Schatzker	53
Figura 27: Fratura tipo III-B de Schatzker.	54
Figura 28: Classificação em quatro quadrantes das fraturas do planalto tibial. Tuberosidade Anterior da Tíbia (ATT), Espinha Intercondilar (ICS), Ântero-Lateral (AL), Pósterio-Lateral (PL), Ântero-Medial (AM), Pósterio-Medial (PM).	55
Figura 29: Acesso pósterio-lateral. O nervo fibular isolado e a marcação do local da osteotomia no colo da fíbula.	57
Figura 30: Acesso lateral e pósterio-lateral: A) Marcação do local da osteotomia no epicôndilo lateral. B) Epicôndilo lateral osteotomizado, mantendo a inserção do LCL e do TP.	58
Figura 31: Comportamento de diferentes materiais sob condições de deformação angular controlada.	60

Figura 32 A e B: Comportamento elástico das placas. A) placa de aço. B) placa de titânio.	61
Figura 33 A: Aspecto histológico da superfície superior das placas após 12 semanas de fixação em osso de coelho (placa de aço inox liso).	63
Figura 33 (B): Aspecto histológico da superfície superior das placas (placa de cpTi), após 12 semanas de fixação em osso de coelho.	64
Figura 34-A: Sistema Modular.	65
Figura 34-B: Sistema Bloqueado.	66
Figura 35: Vistas frontal e sagital, com os valores das medidas do modelo tridimensional simplificado.	70
Figura 36: Medidas básicas em milímetros da placa em L. A) Vista Frontal. B) Vista Lateral.	71
Figura 37: Fraturas tipo I, II e III (Classificação de Schatzker).	72
Figura 38: Placa lateral para fixação de fratura do platô tibial.	72
Figura 39: Ilustração esquemática de fratura do platô tibial, em um modelo virtual tridimensional da tíbia, estabilizada com placa em L.	73
Figura 40: A) Montagem virtual da placa em L no modelo tridimensional simplificado da tíbia. B) Vista superior.	74
Figura 41: A) Dimensão interna ântero-posterior da placa (47 mm). B) Dimensão medial-lateral da placa (30 mm).	75
Figura 42: Mensuração ântero-posterior do planalto tibial lateral em peça anatômica (Joelho de cadáver - LAH/FAMED/UFU).	76
Figura 43: Mensuração médio-lateral do planalto tibial lateral em peça anatômica (Joelho de cadáver - LAH/FAMED/UFU).	77
Figura 44: Fratura lateral, com fragmento único que se estende à região pósterio-lateral do platô tibial.	79
Figura 45: Ilustração da localização anatômica da osteotomia do epicôndilo lateral do fêmur.	80
Figura 46: Medidas em milímetros da placa. (a) Vista Frontal; (b) Vista Lateral.	82
Figura 47: Medidas em graus dos ângulos fixos dos parafusos.	82
Figura 48: Placa impressa em plástico.	83
Figura 49: Modelo inicial, sem modelagem anatômica, impresso em liga de titânio.	83

Figura 50: Placa em semi-anel moldada.	84
Figura 51: Parafusos fixos na placa com direções divergentes e sem conflito espacial.	84
Figura 52: Placa impressa em liga de titânio (Ti-6Al-4V) conforme a anatomia da borda do planalto tibial lateral.	85
Figura 53 Parafusos rosqueados e fixos nas placas em semi-anel. Visão em perfil.	85
Figura 54: Parafusos rosqueados e fixos nas placas em semi-anel. Visão superior.	86
Figura 55: Os furos rosqueados da placa, com direções pré-determinadas, fazem com que não haja conflito espacial entre os parafusos.	86
Figura 56: Congruência entre o implante e o osso sintético. A) Vista ântero-lateral. B) Vista lateral. C) Vista pósterolateral.	87
Figura 57: Mensuração dos diâmetros do planalto lateral nos planos frontal e sagital. A) Plano sagital: ântero-posterior. B) Plano frontal: médio lateral.	87
Figura 58: Placa fixada ao osso com parafusos 3.5 mm. A) Vista anterior; B) Vista ântero-lateral; c) Vista lateral e d) Vista pósterolateral.	90
Figura 59: Radiografias em peças anatômicas. A) Incidência oblíqua; B) Incidência frontal. C) Incidência sagital.	90
Figura 60: Fixação da placa ao osso sintético. Parafusos em direções e espaços diferentes.	91
Figura 61: Fixação da placa ao osso sintético. A) Adaptação do braço horizontal da placa à região anterior do planalto tibial. A seta branca representa as forças axiais que atuam sobre a superfície articular. A seta amarela mostra a possível rotação da placa no plano sagital ao redor do fulcro (círculo vermelho) B) Vista lateral. C) Vista posterior.	91
Figura 62: Radiografias da placa fixada em osso sintético com parafusos de bloqueio 3.5 mm. A) Plano frontal. B) Plano sagital.	92
Figura 63: Radiografias da placa fixada em osso humano (peças do LAH/FAMED/UFU - Joelho esquerdo) com parafusos de bloqueio 3.5 mm. A) Incidência oblíqua interna. B) Incidência frontal. C) Incidência em perfil.	92
Figura 64: A) Fratura lateral com traço de fratura se estendendo de anterior a posterior (fragmento único). B) Fratura lateral com comprometimento da região anterior e posterior do planalto lateral, porém com fragmento duplo.	93

Figura 65: A) Fratura lateral e pósterio-lateral, com fragmento único, fixada com 94
placa em L convencional. Seta preta, mostra a linha que separa a região
anterior da posterior do planalto lateral. B) Fratura do planalto tibial lateral, com
fragmento duplo fixada com placa em semi-anel. Seta azul mostra o traço de
fratura que separa os fragmentos em anterior e posterior na superfície
articular.

Figura 66: A) Fratura lateral / pósterio-lateral, com fragmento único, fixada com 94
placa em L convencional. Seta preta mostrando a linha que separa a região
anterior e posterior da superfície articular. b) Fratura do planalto tibial lateral,
com fragmento duplo, fixada com placa em L convencional. Seta azul mostra o
fragmento pósterio-lateral e as setas pretas a incongruência da superfície
articular.

Figura 67: A) Vista superior. Seta azul mostra o fragmento posterior do planalto 95
lateral fixado e estabilizado pela placa em semi-anel. B) A placa em semi-anel
engloba toda a borda lateral e pósterio-lateral do planalto tibial. A seta preta
mostra o braço vertical da placa estendendo-se até a diáfise da tibia.

Figura 68: Radiografias do osso sintético. A) Plano frontal. B) Plano sagital. 96

Figura 69: Peça anatômica (Joelho). A) Radiografia em AP (Ântero-Posterior) e 96
B) Radiografia em Perfil.

Figura 70: Acesso cirúrgico lateral com osteotomia do epicôndilo lateral do 97
fêmur. A) linha vermelha mostra a incisão do Trato Ílio Tibial (TIT). Seta preta
mostra o nervo fibular dissecado. B) Seta azul: Osteotomia do epicôndilo
lateral do fêmur; Seta vermelha: Superfície articular do planalto lateral.

Figura 71: Acesso lateral, expondo o TIT. Linhas pontilhadas em vermelho 98
mostra os pontos de incisão do TIT e do ponto de acesso posterior. B) Incisão
longitudinal do TIT e dissecção do nervo fibular.

Figura 72: Dissecção do TIT em continuidade com o músculo Tibial Anterior. 98

Figura 73: Dissecção do Ligamento Colateral Lateral (LCL) e do Tendão do 99
Poplíteo (TP).

Figura 74: Osteotomia do epicôndilo lateral e inserção da placa em semi-anel. 99

Figura 75: Relação das estruturas anatômicas posteriores com a borda 100
posterior do planalto tibial.

Figura 76: Via de acesso lateral. Placa fixada com parafusos bloqueados 3.5 101
mm.

Figura 77: Via de acesso posterior acessória. Fixação do parafuso ao furo 101 rosqueado posterior da placa em semi-anel.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Dimensões médias de elementos do planalto tibial, obtidos a partir da mensuração de regiões anatômicas do osso humano.	37
Tabela 2: Média dos valores da tíbia.	74
Tabela 3: Dimensões dos diâmetros do planalto lateral em 10 peças anatômicas (joelhos) e taxas de deformação da placa em semi-anel	88

LISTA DE ABREVIATURAS

AL - Ântero-Lateral

AM - Ântero-Medial,

AO - Arbeitsgemeinschaft fur Osteosynthesefragen / Grupo de estudo da osteossíntese).

ATLS - Advanced Trauma Life Support

ATT - Tuberosidade Anterior da Tíbia

CPL - Canto Pósterio Lateral

FAMED – Faculdade de Medicina

FEMEC – Faculdade de Engenharia Mecânica

FPL - Fraturas Pósterio-Laterais

ICS - Espinha Intercondilar

LAH – Laboratório de Anatomia Humana

LCA - Ligamento Cruzado Anterior

LCL - Ligamento Colateral Lateral

LCM - Ligamento Colateral Medial

LCP - Ligamento Cruzado Posterior

LFM - Patelo Femoral Medial

LPF - Ligamento Poplíteo Fibular

LPM - Laboratório de Projetos Mecânicos

LPMM - Patelo Meniscal Medial

LPTM - Ligamento Patelo Tibial Medial

mLDFA: Mechanical Lateral Diafiseal Femoral Angle

mMPTA: Mechanical Medial Plateau Tibial Angle

RE - Rotação Externa

RNM - Ressonância Nuclear Magnética

PL - Pósterio-Lateral

PLA – Ácido Polilático

PM - Pósterio-Medial

TAT - Tuberosidade Anterior da Tíbia

TIT - Trato ÍlioTibial

TP - Tendão do Poplíteo

TC - Tomografia Computadorizada

UFU – Universidade Federal de Uberlândia

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	21
2. REVISÃO DA LITERATURA	22
2.1 Anatomia do Joelho	22
2.1.1 Óssea	23
2.1.2 Cartilagem e Meniscos	25
2.1.3 Cápsula e Ligamentos	27
2.1.4 Músculos e Tendões	31
2.1.5 Nervos e Vasos	33
2.1.6 Subcutâneo e Pele	35
2.2 Propriedades mecânicas do osso	36
2.3 Geometria e dimensões da tíbia	37
2.4 Biomecânica do Joelho	38
2.4.1 Eixos	38
2.4.2 Planos e Movimentos	40
2.4.3 Roll Back	43
2.4.4 Screw Home	44
2.5 Fraturas do planalto tibial	45
2.5.1 Aspectos Gerais	45
2.5.2 Mecanismo de trauma	46
2.5.3 Propedêutica	48
2.5.4 Classificação	49
2.5.5 Vias de acesso cirúrgico	55
2.5.6 Tratamento	58
2.6 Características dos implantes utilizados para osteossíntese	59
2.6.1 Propriedades dos materiais	59
2.6.1.1 Rigidez	59
2.6.1.2 Resistência	61
2.6.1.3 Ductibilidade	61
2.6.1.4 Resistência à corrosão	62
2.6.1.5 Estrutura da superfície	63
2.6.2 Sistemas de implantes	64
2.6.2.1 Modulares	65

2.6.2.2 Bloqueados	66
3. OBJETIVOS	66
4. JUSTIFICATIVAS	67
5. MATERIAIS E MÉTODOS	69
5.1 Projeto do novo implante	70
5.1.1 Modelo tridimensional simplificado da tíbia	70
5.1.2 Placa em L convencional	70
5.1.3 Material e geometria da placa em semi-anel	71
5.1.4 Conformação da placa em semi-anel	73
5.1.5 Adaptação virtual da placa ao osso	74
5.2 Avaliação do novo implante (placa em semi-anel)	75
5.2.1 Mensuração da placa em semi-anel	75
5.2.2 Mensuração dos diâmetros do planalto tibial lateral	76
5.2.3 Fixação dos parafusos na placa em semi-anel	77
5.2.4 Posicionamento intra-ósseo dos parafusos	77
5.2.5 Adaptação e fixação da placa às peças anatômicas	78
5.2.6 Simulação de fraturas e fixação com placa em L convencional	78
e em semi-anel	
5.3 Via de acesso anatômica para inserção do implante (placa em semi-anel).	79
5.3.1 Via de acesso de referência	80
5.3.2 Via de acesso para inserção da placa em semi-anel	80
5.4 Radiografias das peças em osso sintético e anatômicas	81
6. RESULTADOS	81
6.1 Placa em semi-anel fabricada em liga de titânio (Ti-6AL-4V)	81
6.2 Fixação dos parafusos na placa em semi-anel	85
6.3 Congruência entre a geometria da placa e a borda do planalto tibial lateral	86
6.4 Mensuração dos diâmetros do planalto tibial lateral	87
6.5 Fixação da placa em semi-anel em osso sintético e peças anatômicas	90
6.6 Simulação e fixação de fraturas laterais e pósterio-laterais em osso sintético	93

6.7 Radiografias do osso sintético e peça anatômica. Fraturas fixadas com a placa em semi-anel em osso sintético	95
6.8 Vias de acesso para abordagem pósterio-lateral e inserção da placa em semi-anel	96
7. DISCUSSÃO	101
8. CONCLUSÃO	106
9. REFERÊNCIAS	107

1 - INTRODUÇÃO:

As fraturas do planalto tibial apresentam grandes variações morfológicas. Podem apresentar-se sob a forma de um simples traço de cisalhamento ósseo ou de complexas associações entre cisalhamento e compressão osteocondral. O prognóstico tem uma relação direta com o grau de energia e a complexidade da fratura. São lesões articulares que desafiam os mais experientes cirurgiões. As poucas vias de acesso descritas na literatura para abordagem cirúrgica das fraturas pósterolaterais do planalto tibial dificultavam tecnicamente a osteossíntese. A inadequada exposição da região pósterolateral do joelho dificulta a redução da fratura e agride mecanicamente as partes moles, aumentando a incidência de complicações. (THOMAS et al., 2009).

O tratamento das fraturas pósterolaterais do planalto tibial por meio de acessos cirúrgicos convencionais levam a redução e osteossíntese inadequadas da fratura. A complexa anatomia da região pósterolateral do joelho levou à necessidade de estudos para desenvolver vias de acesso compatíveis com a exigência técnica do tratamento cirúrgico das fraturas pósterolaterais do planalto tibial. As vias de acesso descritas para abordagem da região pósterolateral do joelho minimizaram estes problemas técnicos e biológicos. (LOBENHOFFER et al., 1997).

A complexidade da anatomia óssea, muscular, cápsulo-ligamentar e neural do compartimento pósterolateral do joelho fez com que esta região anatômica fosse denominada de “a face escura do joelho”. Esta anatomia desafiadora fez com que surgissem várias pesquisas com o intuito de melhorar o conhecimento anatômico desta região do joelho. O resultado destes estudos tem impactado de forma direta e positiva no tratamento das fraturas pósterolaterais do planalto tibial, possibilitando técnicas mais reprodutíveis, biológicas e com menor incidência de complicações (CHAHLA et al., 2016).

As fraturas do planalto tibial são causadas por trauma direto e/ou indireto, de maior ou menor grau de energia. O tipo e o grau de energia do trauma tem relação direta com a morfologia da fratura. A gravidade do comprometimento articular e a terapêutica instituída estão relacionadas com o prognóstico funcional da articulação (CHEN; CHANG; PAN, 2015). De maneira geral as fraturas articulares apresentam prognóstico mais reservado. A osteoartrite degenerativa pós traumática, secundária

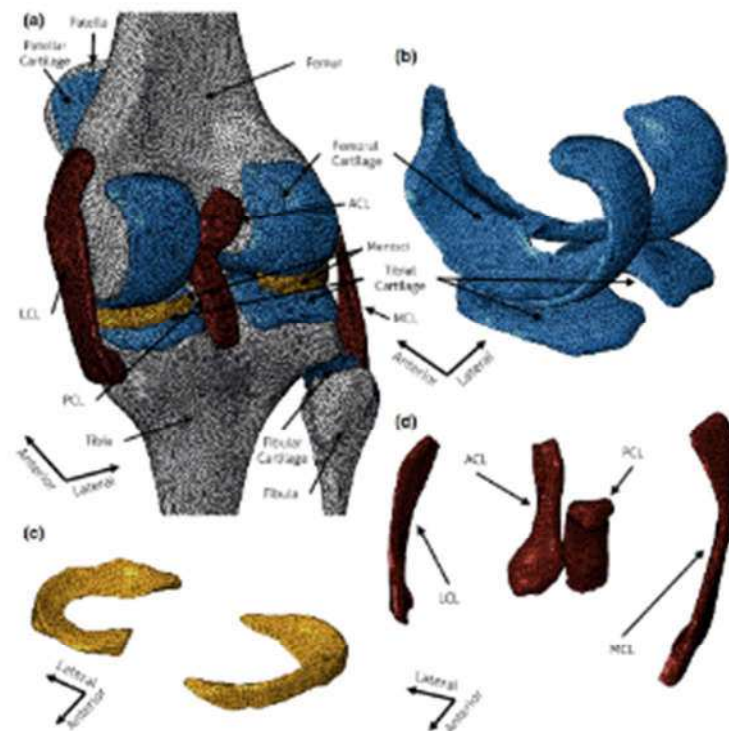
às lesões de cartilagem, inerentes a estas fraturas, é a complicação tardia mais comum relacionada, especialmente, às fraturas póstero-laterais (MCNAMARA et. al., 2015).

2 - REVISÃO DA LITERATURA:

2.1 Anatomia do joelho:

Um amplo conhecimento da anatomia e biomecânica da complexa estrutura articular do joelho é essencial para se ter a máxima acurácia no diagnóstico e estabelecimento do plano terapêutico das patologias, traumáticas ou não, que acometem esta articulação. Vários estudos têm sido desenvolvidos para melhorar a compreensão das funções articulares do joelho, Figura 1.

Figura 1: A) Modelo computacional do joelho direito de um adulto saudável e suas estruturas anatômicas, B) Geometria da superfície cartilaginosa, C) meniscos e D) Ligamentos.



Fonte: Marchi; Arruda, 2016.

Modelos matemáticos, testes em cadáveres, estudos de dissecação anatômica, ensaios mecânicos para mensuração de tensão e força, são utilizados atualmente para estudos direcionados ao conhecimento da articulação do joelho e, conseqüentemente, das suas peculiaridades em termos de diagnóstico e terapêutica (GOLDBLATT; RICHMOND, 2003).

2.1.1 Óssea:

O osso é um composto de cristais minerais e matriz orgânica. A massa seca, que compõe apenas 10% do peso do osso, é composta por 70% de conteúdo mineral e 30% de matéria orgânica. O cálcio e o fósforo, em uma proporção de 2:1, são os principais compostos minerais. A matéria orgânica é composta por colágeno, matriz extra-celular e proteínas. A matriz é habitada por células mesenquimais que se diferenciam em osteócitos, osteoblastos e osteoclastos. Estas células são responsáveis pelo “turnover” e a remodelação óssea frente a estímulos metabólicos e mecânicos (SCOTT, 2011).

A anatomia óssea do joelho permite movimentos obedecendo o sistema tridimensional de coordenadas. Isto possibilita movimentos articulares nos planos frontal (adução e abdução), sagital (flexão e extensão) e axial (rotações interna e externa). Didaticamente o joelho é organizado em duas articulações (tíbio-femoral e patelo-femoral) e três compartimentos (tíbio-femoral medial, tíbio-femoral lateral e patelo femoral). A anatomia óssea permite seis tipos de movimentos em três planos. A ação em conjunto da cápsula articular, ligamentos e unidades miotendíneas tornam os movimentos do joelho precisos e estáveis (FLANDRY; HOMMEL, 2011; GOLDBLATT; RICHMOND, 2003; SIMON et al., 2000), Figura 2.

A maior articulação do corpo do ser humano é o joelho e a porção tíbio-femoral é dividida em dois compartimentos (medial e lateral) condilóides. Os côndilos femoral medial e lateral se articulam com suas respectivas superfícies articulares tibial (planalto tibial medial e lateral). Os côndilos femorais são convexos e se articulam com uma superfície plana no planalto tibial medial e uma convexa no lateral. Os meniscos se interpõem a estas duas interfaces para conferir congruência articular e movimentos harmônicos entre as superfícies articulares. (GOLDBLATT; RICHMOND, 2003; MARTELLI; PINSKEROVA, 2002; SIMON et. al., 2000).

No plano sagital o raio de curvatura do côndilo femoral medial é maior do que o do lateral. Isto faz com que a projeção distal do côndilo medial seja mais

acentuada. Ainda no plano sagital podemos observar que a borda da faceta lateral da tróclea femoral se projeta mais anteriormente em relação ao côndilo femoral medial. (GOLDBLATT; RICHMOND, 2003; MARTELLI; PINSKEROVA, 2002; MEISTER et. al., 2000).

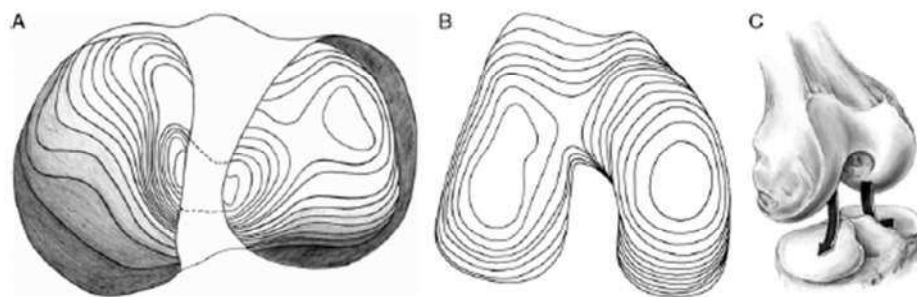
A eminência inter-condilar (espinha tibial) separa a superfície articular proximal da tíbia em duas partes assimétricas. O platô tibial medial é anatomicamente caracterizado por uma superfície oval e discretamente côncava, enquanto o lateral tem como característica principal uma superfície convexa e um menor diâmetro ântero-posterior. (GOLDBLATT; RICHMOND, 2003; MARTELLI; PINSKEROVA, 2002).

O maior diâmetro do côndilo femoral medial no plano sagital determina o alinhamento em valgo (valgo anatômico de 5° a 7°) do joelho. As características anatômicas dos côndilos femorais, associadas à ação das estruturas capsulo-ligamentar e muscular, permitem ao joelho movimentos variados e simultâneos nos planos sagital e axial. O côndilo femoral lateral faz, no plano sagital, um amplo movimento de translação ântero-posterior, bem como de rotação no plano axial (MARTELLI; PINSKEROVA, 2002), Figura 2.

O planalto tibial apresenta uma inclinação posterior ("slope" tibial) de 7° a 10°. Esta característica anatômica é um importante fator prognóstico na presença de instabilidade articular secundária a ruptura do Ligamento Cruzado Anterior (LCA) ou Posterior (LCP) (SIMON et al., 2000; FINEBERG; ZARINS; SHERMAN, 2000).

A patela é o maior osso sesamóide do esqueleto humano e faz a conexão do quadríceps ao tendão patelar. As características anatômicas da patela e tróclea femoral fazem com que esta articulação seja do tipo selar e por conseguinte é um dos fatores de estabilidade articular. A conformação anatômica da patela aumenta a distância entre o centro de rotação do joelho e o local de inserção do tendão quadríceps na sua superfície anterior. Este maior braço de alavanca potencializa o torque em aproximadamente 30%, facilitando a extensão completa do joelho. (FLANDRY; HOMMEL, 2011; GOLDBLATT; RICHMOND, 2003; SIMON et. al., 2000).

Figura 2: Topografia óssea. A) Planalto tibial. B) Côndilos femorais guiam o movimento de rotação externa (RE) da tibia durante a extensão do joelho, além dos movimentos em adução e abdução. C) O apoio à carga ocorre no planalto tibial e lateral, assim como nas adjacências das espinhas tibiais.



Fonte: Flandry; Hommel, 2011.

2.1.2 Cartilagem e Meniscos:

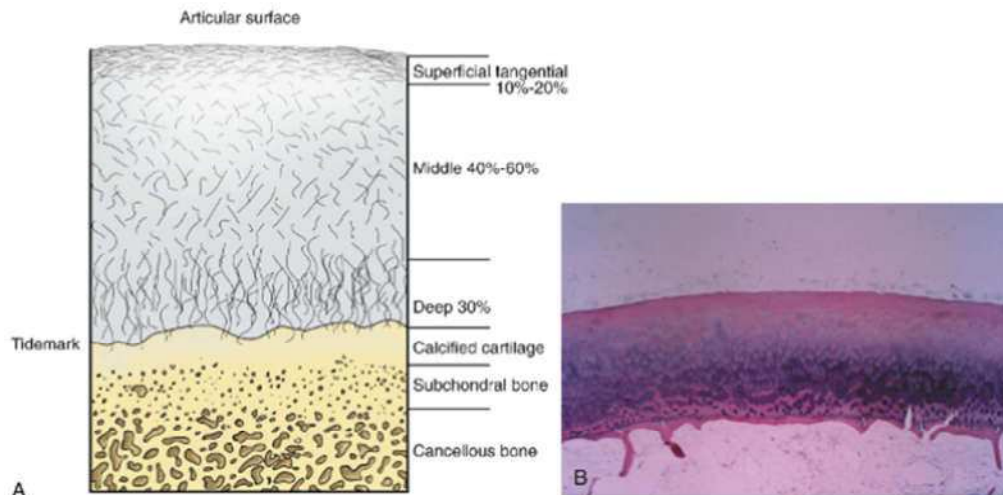
A cartilagem é um tecido conectivo, altamente especializado, composto de matriz extra celular e condrócitos, sendo dividida em quatro camadas onde os condrócitos e as fibras de colágeno se dispõem de maneira amorfa. É um tecido dotado da capacidade de deformação elástica, sem perda de suas propriedades físicas, químicas e anatômicas durante a sustentação de cargas fisiológicas. A cartilagem é desprovida de vasos sanguíneos. Os condrócitos das camadas superficiais obtêm sua nutrição a partir do líquido sinovial. A nutrição das células das camadas mais profundas deriva do osso sub-condral (SCOTT, 2011), Figura 3.

Os meniscos são estruturas semilunares fibrocartilaginosas dotadas de vascularização apenas em seu terço externo. São inseridos periféricamente, sobre os platôs tibial medial e lateral, pelos ligamentos coronários (Figura 4 Scott 2011 pagina 9). A complexa organização estrutural dos meniscos dão lhes resistência que permite o desempenho de várias funções biomecânicas. As principais são absorção de choque, guiar movimentos rotacionais e estabilizar movimentos translacionais (FLANDRY; HOMMEL, 2011).

Os ligamentos menisco femorais originam-se do corno posterior do menisco lateral e se inserem na parede medial do inter-côndilo femoral, passando anterior

(Ligamento de Humphrey) e posteriormente (Ligamento de Wrisberg) ao Ligamento Cruzado Posterior (LCP), Figura 4. A cápsula pode ser dividida em 3 porções, tanto do lado medial como do lateral. Na porção anterior está o aparelho extensor ou articulação patelo femoral. Nos dois terços posteriores, localiza-se a articulação tíbio femoral.

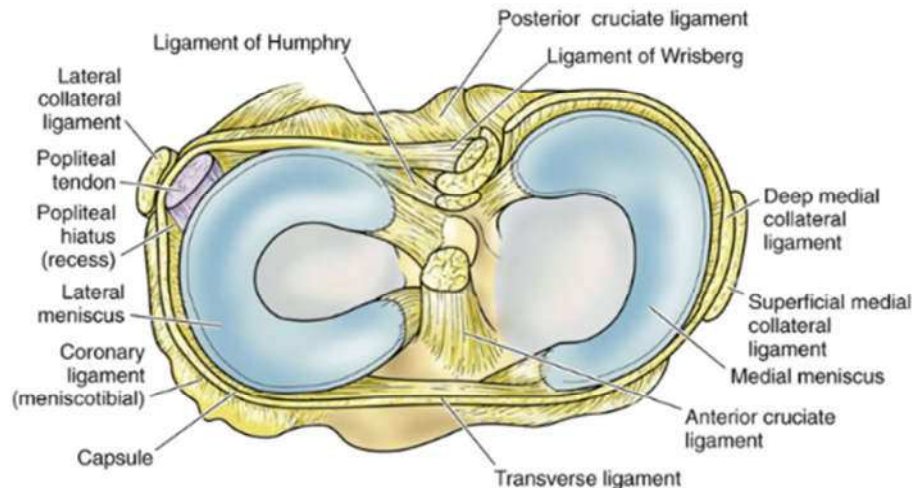
Figura 3: A) Divisão da cartilagem em zonas e a transição com o osso sub-condral. B) Cartilagem hialina normal composta de grande quantidade de matriz extra celular (água, colágeno e proteoglicano) e esparsos condrócitos habitando a matriz extra celular.



Fonte: Scott, 2011.

O Ligamento de Humphrey está presente em 36% dos joelhos e o Ligamento de Wrisberg em 35%, sendo que ambos estão presentes em apenas 6% dos casos (GOLDBLATT; RICHMOND, 2003; VAN DOMMELEN; FOWLER, 1989; HELLER; LANGMAN, 1964).

Figura 4: Meniscos e ligamentos pericapsulares.

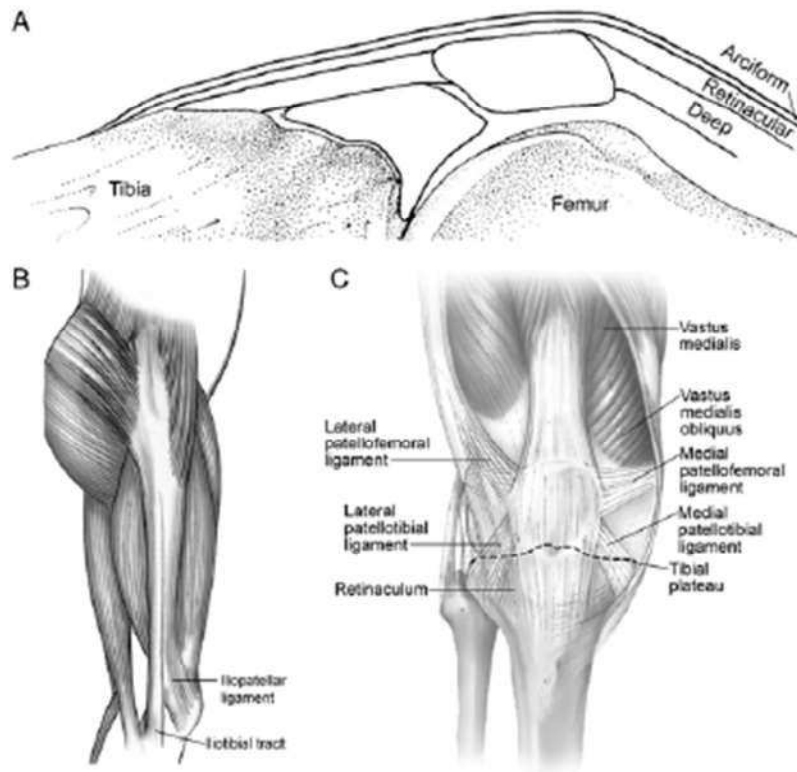


Fonte: Scott, 2011.

2.1.3 Cápsula e Ligamentos:

As estruturas cápsulo-ligamentares anteriores, que formam o aparelho extensor do joelho, são divididos anatômica e funcionalmente em três camadas. As estruturas cápsulo ligamentares anteriores são de fato os retináculos patelofemoral medial e lateral. Eles inserem, distalmente, na tíbia proximal e nos bordos meniscais, mas proximalmente fazem parte da aponeurose do quadríceps e não se conectam ao fêmur. A primeira camada ou camada arciforme é fina e está sob o subcutâneo, cobrindo as porções medial, anterior e lateral do joelho, a partir da fascia do sartório do lado medial e do bíceps femoral do lado lateral. (FLANDRY; HOMMEL, 2011). A camada intermediária ou retinacular tem como estruturas principais os ligamentos patelofemoral medial e lateral. Existem conexões fibrosas ligando estes ligamentos aos músculos vasto medial e lateral. Estas inter-ligações dão a estes ligamentos a capacidade de ações estáticas e dinâmicas sobre o aparelho extensor do joelho. (FLANDRY; HOMMEL, 2011). A terceira camada é formada basicamente pela membrana sinovial. É uma camada tecidual fina que cobre e isola toda a cavidade articular. (FLANDRY; HOMMEL, 2011).

Figura 5: Anatomia do aparelho extensor.

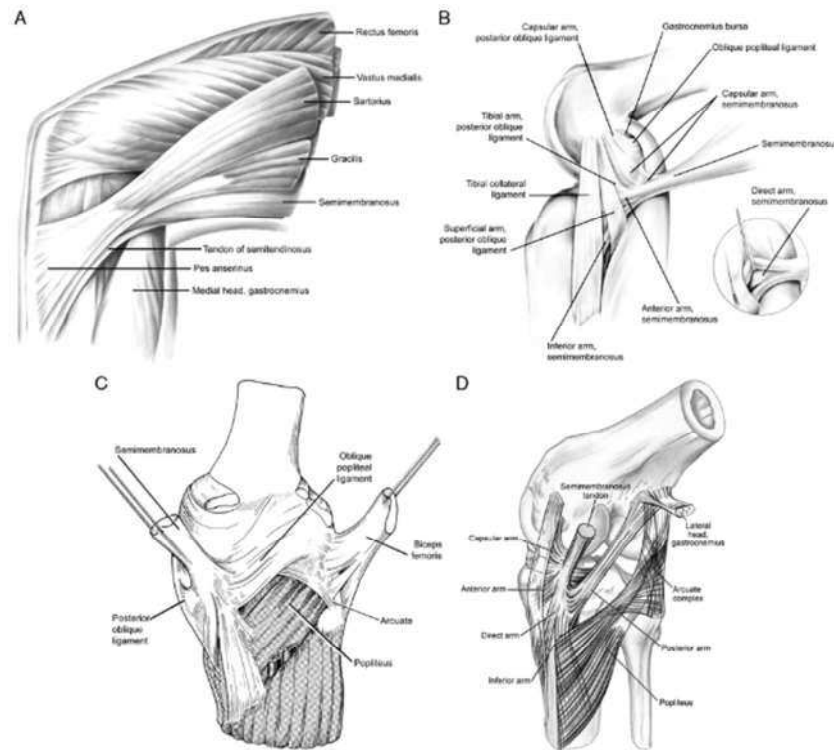


Fonte: Flandry; Hommel, 2011

As estruturas cápsulo ligamentares medial e lateral, em seu terço médio e posterior, conectam o fêmur à tíbia, conferindo estabilidade estática à região posterior desta articulação (FLANDRY; HOMMEL, 2011), Figura 5.

A face lateral do joelho divide-se em três terços. A cápsula lateral estende-se posteriormente da borda lateral do tendão patelar ao trato iliotibial. O retináculo lateral, expansão do quadríceps, reforça esta região cápsulo ligamentar. O terço médio é composto pelo trato iliotibial e um espessamento capsular (estrutura cápsulo ligamentar) que se estende até o Ligamento Colateral Lateral (LCL). (FLANDRY; HOMMEL, 2011). O trato iliotibial (TIT) emite conexões fibrosas ao retináculo lateral e ao tendão do bíceps femoral, auxiliando na estabilização dinâmica do joelho. (FLANDRY; HOMMEL, 2011). Sob o aspecto anatômico e biomecânico as estruturas do terço posterior ou Canto Pósterio Lateral (CPL) são as mais complexas, conforme Figura 6 (FLANDRY; HOMMEL, 2011)

Figura 6: Anatomia medial do joelho: A) Anatomia superficial. B) Estrutura capsulares abaixo da fascia do sartório (segunda camada). C) Estruturas pericapsulares póstero-mediais. D) Relação anatômica da inserção do semi-membranoso com a cápsula articular póstero-medial



Fonte: Flandry; Hommel, 2011

Aplica-se ainda à face lateral do joelho a divisão em três camadas. A camada superficial ou camada I é formada pelo TIT. O nervo fibular localiza-se sob o tendão do bíceps femoral entre as camadas I e II. A camada II é formada pelo retináculo lateral do quadríceps. A camada III é formada pelo Ligamento Colateral Lateral (LCL), Tendão do Poplíteo (TP), Ligamento Poplíteo Fibular (LPF), e cápsula póstero lateral, da qual se origina os ligamentos coronários que inserem o menisco lateral ao platô tibial lateral. Há um hiato anatômico importante na transição do corpo com o corno posterior do menisco lateral, sem a presença dos ligamentos coronários, por onde passa o tendão do poplíteo. A origem do LCL é no epicôndilo lateral do fêmur e sua inserção na face lateral da cabeça da fíbula. A porção tendinosa do músculo

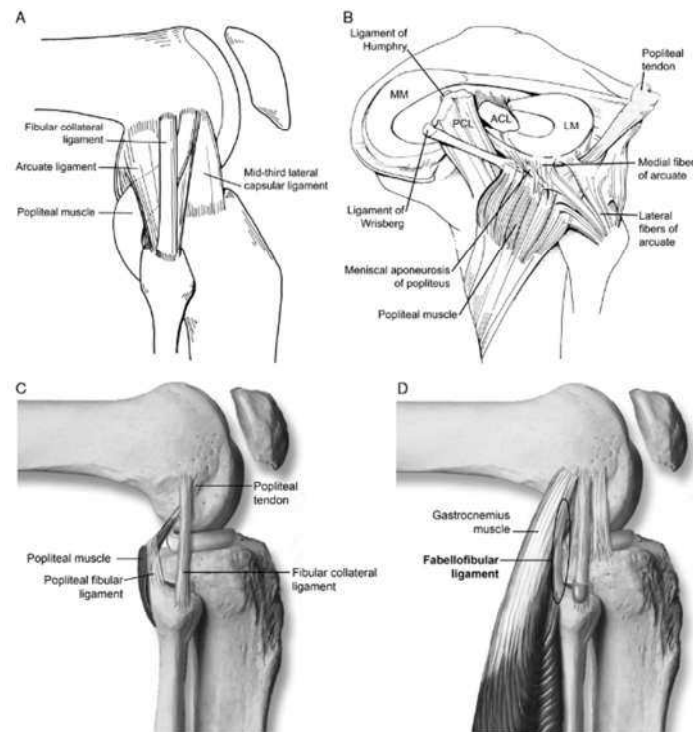
poplíteo (TP) passa por dentro do hiato poplíteo e insere-se junto ao LCL no epicôndilo lateral do fêmur (FLANDRY; HOMMEL, 2011)

As estruturas do CPL conferem estabilidade dinâmica e estática ao joelho. Os estabilizadores dinâmicos são o trato iliotibial, o tendão do bíceps femoral e o tendão do poplíteo e estão presentes em todos as pessoas. Os estabilizadores estáticos são o ligamento colateral lateral, ligamento fabelo fibular, ligamento poplíteo fibular, ligamento arqueado, cápsula póstero-lateral e ligamentos coronários laterais. Estas estruturas são anatomicamente variáveis e algumas delas podem estar ausentes. Entretanto, estão sempre presentes o ligamento colateral lateral, o tendão do poplíteo e o ligamento poplíteo fibular. O ligamento arqueado é uma complexa disposição de fibras, orientadas em várias direções. É um ligamento de presença variável. O músculo poplíteo origina-se na superfície póstero medial da região proximal da tibia, dá origem ao tendão do poplíteo, que passa no hiato poplíteo e na sequência sob o LCL, até se inserir no epicôndilo lateral do fêmur, ligeiramente distal e posterior ao ponto de inserção do LCL (GOLDBLATT; RICHMOND, 2003; FLANDRY; HOMMEL, 2011), Figura 7.

O Ligamento Cruzado Anterior (LCA) origina-se na região posterior da parede medial do côndilo femoral lateral, ocupando uma área (“footprint”) de aproximadamente 20 mm em seu maior diâmetro e 7 mm em seu menor diâmetro. A borda posterior do “footprint” femoral do LCA é convexa e acompanhando a anatomia da borda posterior do côndilo femoral, distando 4 mm da superfície cartilaginosa. A inserção do LCA é na região entre as espinhas tibiais. Seu “footprint” tibial é ovalado e ocupa aproximadamente um terço do diâmetro ântero-posterior do planalto tibial, sendo o maior diâmetro de aproximadamente 25 mm e o menor de 11 mm. Localiza-se a aproximadamente 15 mm da borda anterior da superfície articular do planalto tibial. Seu comprimento médio é de 30 mm. O LCA é dividido funcional e anatomicamente em duas bandas, a ântero-medial e a póstero-lateral (FLANDRY; HOMMEL, 2011)

O Ligamento Cruzado Posterior (LCP) tem sua origem na parede lateral do côndilo femoral lateral. Seu “footprint” femoral é circular e está a aproximadamente 3 mm da borda anterior do côndilo femoral medial. Sua inserção é no sulco tibial posterior 2 cm abaixo da superfície articular. É dividido em banda póstero-medial e ântero-lateral. A banda ântero-lateral é mais espessa e resistente. Seu comprimento médio é de 38 mm (GOLDBLATT; RICHMOND, 2003).

Figura 7: Estruturas cápsulo-ligamentares laterais: A) As principais estruturas capsulo-ligamentares do lado lateral do joelho. B) Relação anatômica do tendão do músculo poplíteo, ligamento arqueado, menisco lateral, e ligamentos menisco femoral de Humphrey e Wrisberg. ACL, Ligamento Cruzado Anterior; MM, Menisco Medial; PCL, Ligamento Cruzado Posterior. C) Relação anatômica entre o Ligamento Colateral Lateral (LCL) o Tendão do Poplíteo (TP) e o Ligamento Poplíteo Fibiular (LPF). D) Relação anatômica entre o Ligamento Colateral Lateral (LCL) o Tendão do Poplíteo (TP) e o Ligamento Poplíteo Fibiular (LPF).



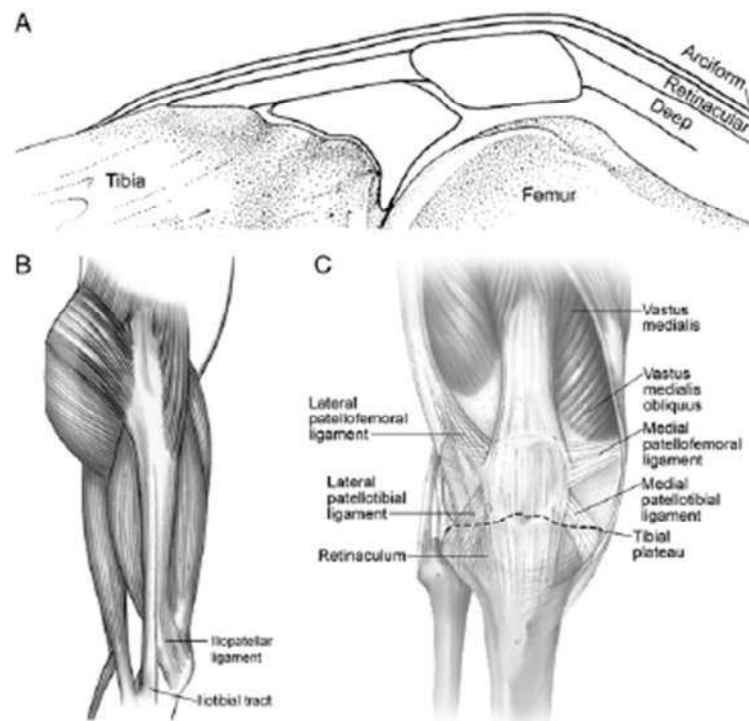
Fonte: Flandry; Hommel, 2011

2.1.4 Músculos e Tendões:

A musculatura do aparelho extensor do joelho é formada pelo Quadríceps. Os músculos Vasto Intermédio, Reto Femoral, Vasto Lateral, Vasto Medial e Vasto Medial Oblíquo se unem distalmente em um único tendão (tendão do quadríceps). Este tendão, através da patela, se une ao tendão patelar, que se insere distalmente na Tuberosidade Anterior da Tíbia -TAT (FLANDRY; HOMMEL, 2011), Figura 8.

Os músculos Sartório, Gracil e Semitendíneo se inserem na região da metáfise ântero-medial da tíbia, sobre a porção superficial do Ligamento Colateral Medial (LCM). Os tendões dos músculos Vasto Lateral, Vasto Medial e Vasto Medial Oblíquo se inserem na patela com uma angulação, respectivamente, de 30°, 50° e 65° (Figura 8). O músculo Semimebranoso, por meio de um tendão curto, se insere na região da metáfise pósteromedial da tíbia. O tendão do músculo Bíceps femoral insere-se no ápice da cabeça da fíbula (FLANDRY; HOMMEL, 2011).

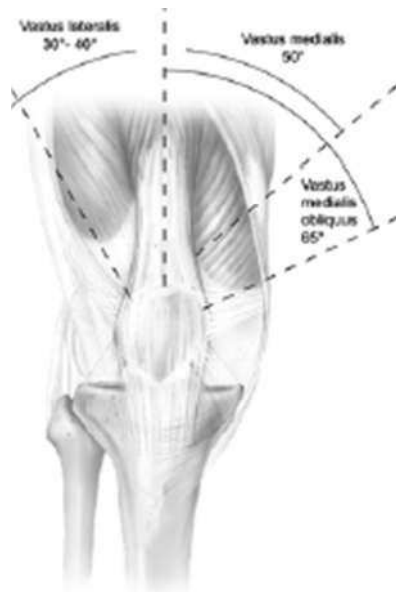
Figura 8: Anatomia do aparelho extensor.



Fonte: Flandry; Hommel, 2011

O tecido conectivo da aponeurose do aparelho extensor do joelho mostrado na figura 8 é dividida em três camadas: A camada superficial arciforme, a camada retinacular média e a camada profunda. O trato Iliotibial é uma continuidade das fibras do músculo tensor da fascia lata e glúteo máximo, dando-lhe ação dinâmica. O trato iliotibial divide-se funcionalmente em ligamento iliopatelar e TIT. O ligamento iliopatelar recebe conexões do retináculo patelar lateral, tornando-o um componente do mecanismo extensor, e o trato iliotibial um componente da articulação tíbiofemoral. Os ligamentos da camada retinacular medial e lateral.

Figura 9: Relação entre o ângulo de inserção das fibras do Quadríceps na Patela e o eixo anatômico do fêmur.



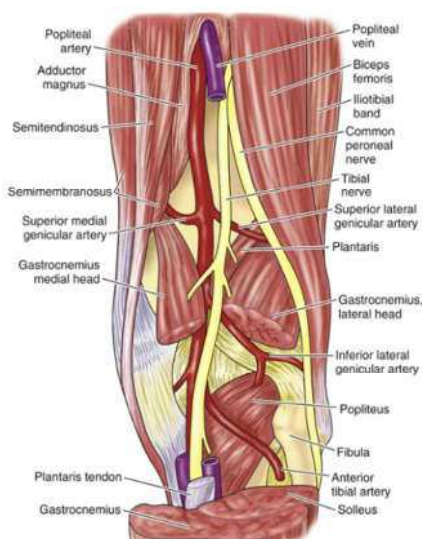
Fonte: Flandry; Hommel, 2011.

2.1.5 Nervos e Vasos

A inervação do joelho é originada a partir das raízes do plexo lombar e sacral. Os nervos femoral e obturador são originados das raízes do plexo lombar. O nervo femoral inerva a musculatura do quadríceps e os músculos do compartimento posterior da coxa são inervados pelas raízes do plexo sacral, que dão origem ao nervo ciático. O nervo ciático divide-se, ao nível da fossa poplíteia, em nervos fibular comum e tibial. O nervo tibial emite ramos que inerva a cápsula posterior e os meniscos adjacentes a ela. As regiões ântero-medial da cápsula articular e as áreas correspondentes dos meniscos são inervadas por ramos capsulares do nervo femoral. Ramos do nervo fibular comum inervam a região capsular ântero-lateral do joelho. Estruturas fibrosas profundas, como ligamentos e meniscos, são desprovidas de fibras nervosas, por outro lado contém receptores de dor e mecanorreceptores, os quais têm importante papel na propriocepção (FLANDRY; HOMMEL, 2011), Figura 10.

A artéria femoral emite, antes de passar pelo hiato adutor ou conduto de Hunter, a artéria genicular descendente, que por sua vez emite os ramos safeno e o oblíquo profundo (ramos articulares). Após a passagem pelo hiato adutor a artéria femoral passa a ser chamada de artéria poplíteia. A artéria poplíteia emite vários ramos musculares e as artérias geniculares superiores, inferiores e a genicular média. Os ramos articulares, oriundos das geniculares, e a artéria circunflexa femoral lateral irrigam todas as estruturas articulares. Distal à linha articular, ao nível do músculo poplíteo a artéria poplíteia se divide em artéria tibial anterior e posterior. Uma extensa rede anastomótica conecta as artérias femoral, poplíteia e tibial que irrigam todas as estruturas articulares e periarticulares do joelho, como pele e subcutâneo, músculos, ligamentos, cápsula articular e meniscos (FLANDRY; HOMMEL, 2011), Figuras 10 e 11.

Figura 10: Estruturas neuro-vasculares posteriores do joelho.



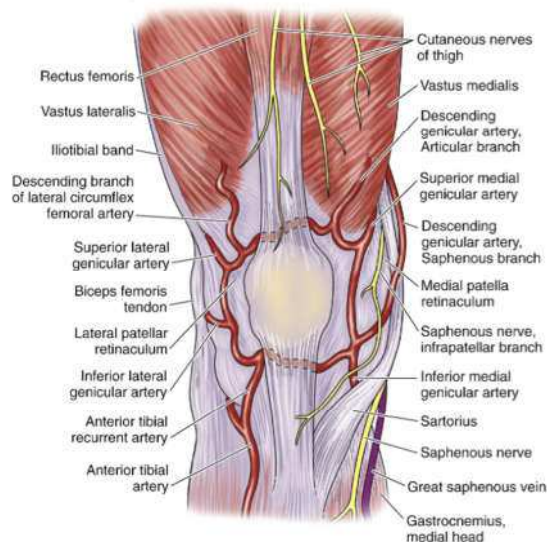
Fonte: Scott, 2011.

A irrigação sanguínea da pele do joelho é originada da artéria safena e da artéria genicular descendente. Emerge superficialmente, através da fáscia profunda, formando uma rede anastomótica sobre a mesma. Sob a epiderme os vasos são terminais, com poucas pontes anastomóticas (FLANDRY; HOMMEL, 2011).

A anatomia vascular do subcutâneo e pele é um ponto crítico nas disseções cirúrgicas. O plano de dissecação, obrigatoriamente, tem que ser sob a fáscia profunda. Neste plano de dissecação cirúrgica existe um grande número de pedículos

vasculares suprindo a trama vascular superficial à fáscia (FLANDRY; HOMMEL, 2011).

Figura 11: Estruturas neuro-vasculares anteriores do joelho.

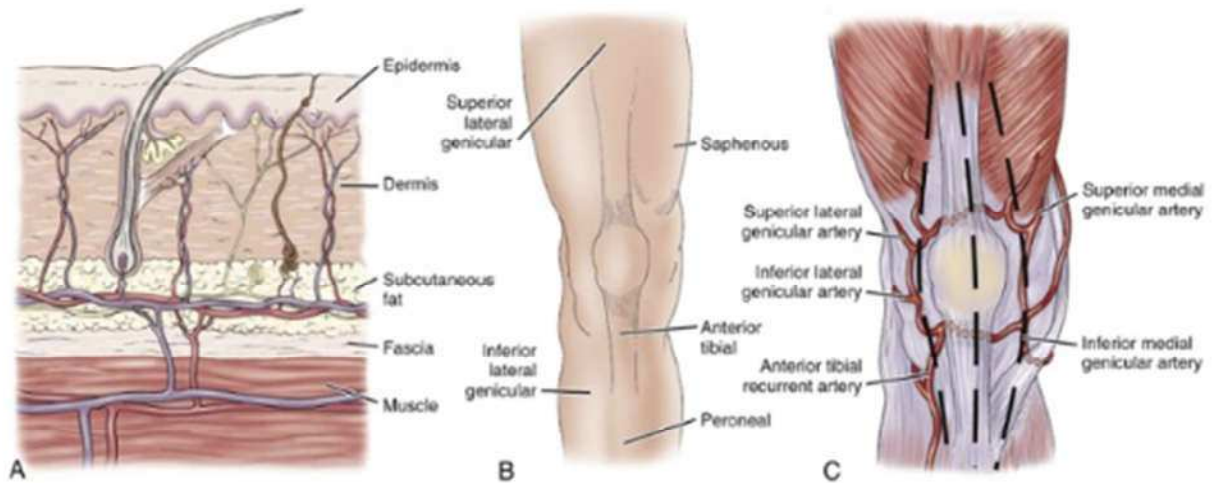


Fonte: Scott, 2011.

2.1.6 Subcutâneo e Pele

Os vasos que irrigam a pele e subcutâneo formam uma rede vascular independente daquela que irriga a patela, Figura 12. O conhecimento desta anatomia vascular é de suma importância para a técnica de abordagem cirúrgica da articulação do joelho. A lesão iatrogênica destes vasos podem levar a uma extensa área de necrose tecidual (necrose da pele) (FLANDRY; HOMMEL, 2011).

Figura 12: Suprimento sanguíneo do joelho: A) Microcirculação da pele. B) Vasos que contribuem para a microcirculação da pele. C) Suprimento sanguíneo patelo femoral.



Fonte: Scott, 2011.

2.2 Propriedades mecânicas do osso

Os ossos longos, como a tíbia, possuem uma diáfise e em suas extremidades expandidas formam-se as metáfises e epífises. As epífises têm sua superfície coberta pela cartilagem hialina. A diáfise é dotada de paredes espessas (osso cortical), que se adelgaçam em suas extremidades formando a metáfise e epífises (osso esponjoso). Esta composição entre osso cortical (muito denso) e esponjoso (poroso) dão ao tecido ósseo a característica de anisotropia (CÂNDIDO et al., 2015)

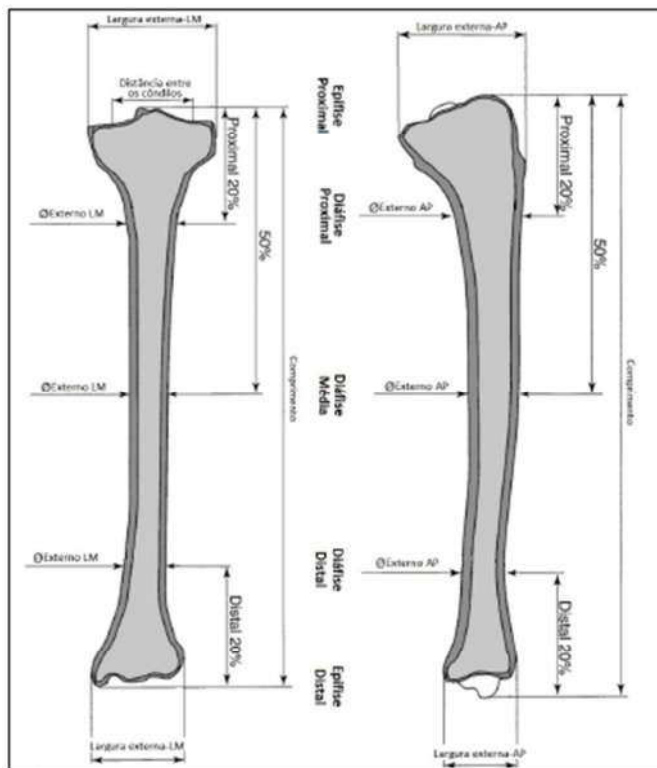
Os dois tipos de ossos têm a mesma composição, embora o cortical seja muito mais denso. Estas diferenças conferem a ambos características mecânicas distintas. A resistência do osso é proporcional ao quadrado da sua densidade. Além da resistência à compressão e tração é dotado de um significativo grau de elasticidade. Diferenças na organização microestrutural dos ossos cortical e esponjoso podem afetar suas propriedades mecânicas (WEINSTEIN; BUCKWALTER, 2000).

2.3 Geometria e dimensões da tíbia

A complexa geometria da região proximal da tíbia foi estabelecida por estudos nos planos frontal e sagital, ver tabela 1. Estas medidas estabeleceram os parâmetros utilizados para a determinação das dimensões da placa.

Cristofolini e Viceconti (2000) realizaram um estudo em que obtiveram um “desenho” matemático da tíbia (Figura 13).

Figura 13: Vista frontal e sagital da tíbia, com as medições realizadas (valores médios gerados a partir do estudo de osso humano).



Fonte: Cristofolini; Viceconti, 2000

Tabela 1 - Dimensões médias de elementos do planalto tibial, obtidos a partir da mensuração de regiões anatômicas do osso humano.

	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

Fonte: Cristofolini; Viceconti, 2000

2.4 Biomecânica do joelho

2.4.1 Eixos

O conhecimento dos eixos e planos aos quais estão englobados a articulação do joelho é de fundamental importância para o diagnóstico e tratamento das patologias desta articulação. A análise detalhada dos fatores biomecânicos inerentes a articulação é de fundamental importância para se estabelecer planos diagnósticos e terapêuticos. A avaliação deve ser dinâmica, estática e simulando situações de carga fisiológica, bem como de sobrecarga.

O eixo de carga do membro inferior, chamado de eixo mecânico, é representado por uma linha imaginária que se inicia no centro de rotação do quadril indo até o centro do tornozelo. Em uma situação de alinhamento normal esta linha passa pelo centro do joelho. O eixo mecânico do fêmur é traduzido por uma linha imaginária do centro de rotação do quadril ao centro do inter-côndilo femoral. Os eixos mecânico e anatômico da tibia são coincidentes e se traduzem por uma linha longitudinal imaginária ao longo do centro do osso (tibia). A união destas duas linhas, em um ângulo de 180°, resulta no eixo mecânico do membro inferior (FLANDRY; HOMMEL, 2011).

O eixo anatômico do fêmur é representado por uma linha imaginária ao longo do centro da diáfise do fêmur, assim como o da tibia por uma linha ao longo da

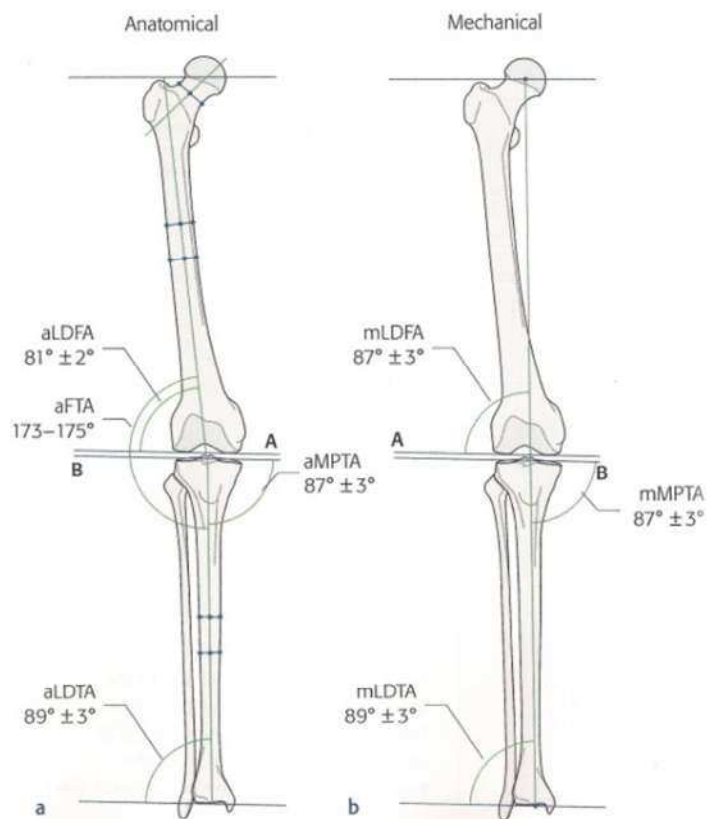
diáfise do osso. A distância entre o centro da cabeça e o centro da diáfise do fêmur (offset) fazem com que haja uma angulação de 5 a 9 graus de valgo entre os eixos mecânico e anatômico do fêmur. Alterações do alinhamento dos membros inferiores podem estar relacionadas a patologias que comprometem a anatomia meniscal, cartilaginosa, óssea, ligamentar e muscular (FLANDRY; HOMMEL, 2011).

O centro de massa do corpo está localizado ao nível da 1ª vértebra sacral (S1). A linha imaginária vertical, a partir deste ponto, é denominada de eixo vertical do corpo. A linha articular é perpendicular a este eixo. O offset entre a cabeça e a diáfise femoral faz com que haja um ângulo divergente de 3° entre o eixo mecânico do membro inferior e o eixo vertical do corpo. Desta forma a linha articular do joelho faz uma angulação de 3° em varo em relação ao eixo mecânico do membro inferior. Este valor angular pode variar em função de diferenças anatômicas observadas entre raça, gênero e outros fatores anatômicos.

Todos estes aspectos fazem com que o eixo de carga do membro inferior (eixo mecânico) passe ligeiramente medial ao centro do joelho. Isto determina uma distribuição de carga assimétrica no planalto tibial (FLANDRY; HOMMEL, 2011).

Durante a marcha, em sua fase de apoio, a distribuição de carga é estimada em 60% a 75% no platô tibial medial na maioria dos joelhos. Isto cria um momento de força em adução (momento adutor) que tende a, dinamicamente, desviar o joelho em varo. Esta força instabilizadora é neutralizada pelas estruturas cápsulo ligamentares e miotendíneas do compartimento lateral do joelho (Cápsula Articular, Ligamento Colateral Lateral, Ligamentos Cruzados Anterior e Posterior, Aparelho Extensor, Tendão do Poplíteo, Ligamento Poplíteo Oblíquo, Trato Iliotibial e Tendão do Bíceps Femoral) (FLANDRY; HOMMEL, 2011), Figura 14.

Figura 14: Eixos e ângulos dos membros inferiores.



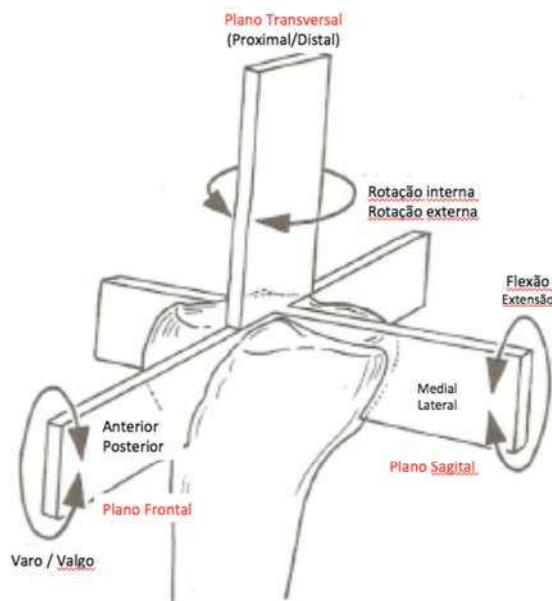
Fonte: Técnicas de osteotomias

Os ângulos mecânico femoral externo (mL DFA: Mechanical Lateral Diafiseal Femoral Angle) e tibial interno (mMPTA: Mechanical Medial Plateau Tibial Angle) medem, em média, 87,5°.

2.4.2 Planos e Movimentos:

Segundo Nordin e Frankel (2003), os movimentos entre a superfície articular do fêmur e da tíbia ocorrem nos planos coronal, sagital e axial, sendo que a maior liberdade de movimento acontece no plano sagital (flexo/extensão). Na articulação patelofemoral os movimentos ocorrem nos planos coronal e axial. O movimento no plano coronal é mais amplo, Figura 15.

Figura 15: Planos e movimentos do joelho

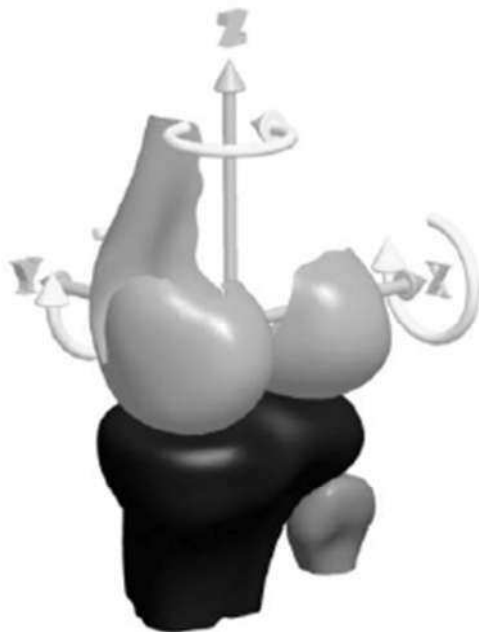


Fonte: Nordin e Frankel (2003)

O joelho é uma articulação em dobradiça. A anatomia óssea permite movimentos obedecendo ao sistema de coordenadas tridimensional. Isto possibilita movimentos articulares nos planos frontal (adução e abdução), sagital (flexão e extensão) e axial (rotações interna e externa) (GOLDBLATT; RICHMOND, 2003). Os movimentos dominantes são flexo-extensão, rotação interna-externa, translação anterior-posterior e os movimentos de menor magnitude são adução-abdução, deslocamento medial-lateral e proximal-distal. O movimento de rotação interna e externa é passivo e secundário à anatomia dos côndilos femorais e da estrutura cápsulo ligamentar. Na extensão total a tíbia está em rotação externa, o que determina o bloqueio completo da articulação (FLANDRY; HOMMEL, 2011).

De acordo com De Castro et al. (2003), o joelho possui seis graus de liberdade de movimento. Movimentos de flexo-extensão no eixo X, Abdução-Adução no eixo Y e Rotações interna-externa no eixo Z, Figura 16. Estes movimentos podem ser conjugados, criando movimentos articulares complexos, Figuras 18 e 19.

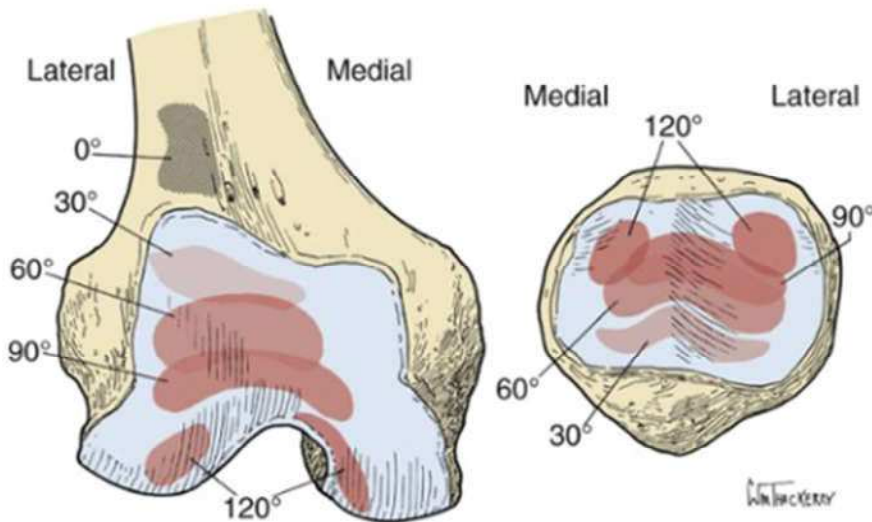
Figura 16: Liberdade de movimentos do joelho, nos três eixos (X, Y e Z).



Fonte: Trilha Junior, et al., 2009.

A estabilidade patelo femoral é produto da anatomia óssea da patela e tróclea femoral, assim como da anatomia e função cápsulo ligamentar. A patela está sempre sob ação de três forças: 1) Tração do quadríceps; 2) Tração dos flexores medial e lateral do joelho e 3) Forças de compressão sobre a superfície articular patelo troclear. A estabilidade do movimento de excursão da patela sob a tróclea sofre estabilização estática dos ligamentos: a) Patelo Femoral Medial (LFM), b) Patelo Meniscal Medial (LPMM), c) Ligamento Patelo Tibial Medial (LPTM), d) Retináculo Medial e e) Retináculo lateral. Estas estruturas possibilitam uma excursão (“Tracking”) patelar compatível com sua complexa biomecânica (GOLDBLATT; RICHMOND, 2003). A força de compressão sobre a superfície patelo femoral é sempre muito acentuada. Isto se deve ao fato da área de contato da patela sobre a tróclea ser em torno de um terço de sua superfície articular. A área de contato varia entre 13% e 38% da superfície patelo troclear durante a flexo-extensão do joelho (SCOTT, 2011), Figura 17.

Figura 17: Relação entre a posição do joelho (grau de flexo-extensão) e a área de contato patelofemoral.



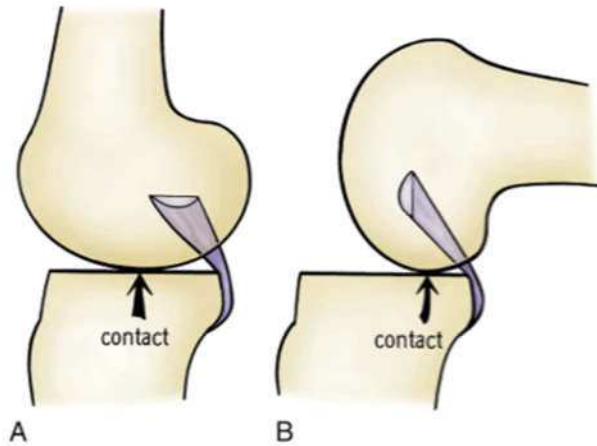
Fonte: Scott, 2011

Na Figura 17 observa-se a relação entre a posição do joelho (grau de flexo-extensão) e o contato entre a superfície patelo troclear

2.4.3 “Roll Back”

O movimento de translação posterior associado à rotação dos côndilos femorais sobre o platô tibial, durante a flexão do joelho é denominado de “rollback”. Na flexão do joelho de 0° a 90° o ponto de contato da superfície articular do fêmur realiza movimento de rotação e a translação é quase total. No compartimento medial ocorre um deslocamento posterior de 4 mm e no lateral de 19 mm. Observa-se que o compartimento lateral tem maior grau de liberdade de movimento. No compartimento medial predomina o movimento de rotação, Figura 18 (SCOTT, 2011).

Figura 18: Combinação dos movimentos de rotação e translação durante a flexo/extensão do joelho. A) A área de contato ocorre no centro da articulação na extensão completa do joelho. B) Durante a flexão a área de contato posterioriza gradualmente.

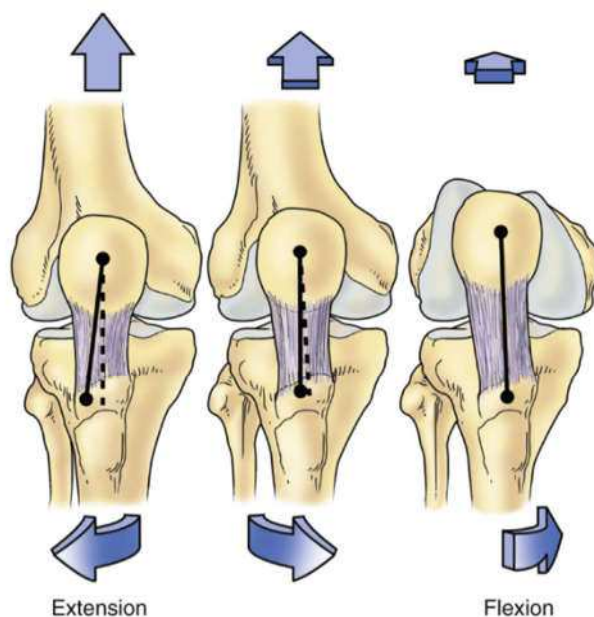


Fonte: Scott, 2011

2.4.4 “Screw Home”

É o movimento de rotação externa que ocorre durante a extensão do joelho. É um movimento tipicamente passivo e ocorre em função da geometria e das inserções capsulo ligamentares do joelho. O maior raio de curvatura do côndilo femoral medial determina um menor movimento angular do côndilo femoral lateral. Estas características geométricas dos côndilos femorais determinam o movimento de rotação externa da tíbia durante a extensão do joelho. Ao final da extensão o mecanismo do “screw home” ou rotação externa final bloqueia completamente a articulação, por tensionar os ligamentos Cruzado Anterior e Cruzado Posterior, Figura 19 (SCOTT, 2011).

Figura 19: Combinação dos movimentos de flexo/extensão e rotação.



Fonte: Scott, 2011

2.5 Fraturas do planalto tibial

2.5.1 Aspectos gerais

As fraturas do planalto tibial representam 1% a 2% de todas as fraturas do aparelho locomotor e aproximadamente 8% das fraturas no paciente idoso (ALBUQUERQUE et. al., 2013). As fraturas póstero-laterais, em um contexto global, não são comuns, entretanto a tomografia computadorizada facilitou o diagnóstico destas lesões. Os estudos atuais mostram que as fraturas póstero-laterais representam de 15% a 44% das fraturas do planalto tibial. As fraturas tipo II de Schatzker representam 50% das fraturas póstero laterais (ALBUQUERQUE et. al., 2013). Estas fraturas apresentam uma associação entre compressão da superfície articular e ruptura da cortical póstero-lateral do planalto tibial e podem ser isoladas ou associadas a fraturas de outras regiões do planalto tibial (TAHRIRIAN et al., 2014; JAIN et al., 2013)

As fraturas do planalto tibial envolvem uma das principais articulações de carga no corpo humano. São lesões de prognóstico incerto em função da

variabilidade do acometimento da cartilagem, dos ossos subcondral e da metáfise proximal da tíbia, além da associação de lesões meniscais e ligamentares (ALBUQUERQUE et al., 2013).

São fraturas desafiadoras por apresentarem, frequentemente, complexa morfologia e serem de difícil redução e fixação. Isto faz com que o restabelecimento da anatomia da superfície articular e do alinhamento mecânico tridimensional seja procedimentos tecnicamente complexos. (JAIN et. al., 2013).

Fraturas no planalto tibial apresentam uma distribuição bimodal. Acometem pacientes jovens que sofrem trauma de alta energia e na outra extremidade estão os pacientes idosos acometidos por trauma de baixa energia. A distribuição bimodal determina também o padrão morfológico das fraturas uma vez que o jovem apresenta osso de maior densidade e resistência. A baixa densidade óssea do idoso é secundária à osteoporose (JAIN et. al., 2013).

O tratamento conservador está indicado para as fraturas com mínima incongruência articular, ou seja, sem desnivelamento ou diastase da superfície articular. É um tratamento de absoluta exceção e mais frequentemente indicado a pacientes idosos, com comorbidades associadas (JÖCKEL et. al., 2013).

O objetivo do tratamento cirúrgico é restabelecer a anatomia da superfície articular, o alinhamento axial do membro inferior por uma técnica minimamente traumática e fixação estável que permita reabilitação precoce. Existem várias técnicas disponíveis com objetivos comuns. Há, no entanto, nos estudos atuais consenso de que o “gold standard” é a redução aberta e fixação interna com placas e parafusos com sistema LCP (Lock Compression Plate) (GIANNOTTI, et. al., 2016; BURDIN, 2013)

2.5.2 Mecanismo de trauma

A principal função mecânica do osso é agir como estrutura de suporte e transmitir carga. As cargas a que os ossos são submetidos são as axiais, angulares e torcionais. As fraturas por compressão ocorrem em ossos metafisários (esponjoso) e são menos comuns, como as fraturas do planalto tibial (SCHATZKER; TILE, 2002).

O osso é um material viscoelástico e as fraturas estão relacionadas ao tipo, à intensidade e ao tempo a que o osso é exposto à energia do trauma (SCHATZKER; TILE, 2002). O mecanismo de trauma determina o tipo morfológico da fratura. Se a

força for aplicada lentamente mas por um longo período de tempo será necessário uma força muito menor para levar à fratura. O osso suporta trauma de maior intensidade aplicado em um período curto de tempo. A dissipação da energia armazenada no osso, que leva à fratura, causa danos às partes moles (músculos, tendões, nervos, vasos) ao redor do sítio ósseo fraturado (SCHATZKER; TILE, 2002). Os traumas de baixa energia dissipam pouca energia ao tecidos adjacentes. As fraturas causadas por trauma de baixa energia são, em geral, espirais e sem cominuição. A energia dissipada de forma explosiva gera graves danos às partes moles, tendo, como consequência, um pior prognóstico. (SCHATZKER; TILE, 2002).

O mecanismo de trauma das fraturas do tipo I, II e III de Schatzker é uma associação entre uma força de compressão axial e outra angular (valgo). As fraturas do platô tibial são graves, pois podem causar deformidade angular, secundária à depressão (afundamento) do osso metafisário que da sustentação ao tecido condral articular. (SCHATZKER; TILE, 2002).

As fraturas laterais (tipo I, II e III) representam 55% a 70% das fraturas do planalto tibial. As fraturas por cisalhamento são causadas por trauma de maior energia e típicas do osso denso do paciente jovem, enquanto as fraturas do tipo depressão são de baixa energia e ocorrem no osso osteoporótico do paciente idoso, Figura 20 (SCOTT, 2011).

Figura 20: Classificação de Schatzker, relacionando apenas as fraturas que comprometem o platô tibial lateral (tipos I, II e III).



Fonte: Scott, 2011

2.5.3 Propedêutica

A história clínica do paciente pode inferir o mecanismo de trauma e estabelecer a magnitude e direção da força aplicada ao osso e é útil na determinação do plano terapêutico e prognóstico.

Em pacientes politraumatizados todas as avaliações e ações iniciais são direcionadas para os órgãos e sistemas vitais. Na avaliação inicial os protocolos do ATLS (Advanced Trauma Life Support) são prontamente aplicados. Após a estabilização do paciente, em uma segunda avaliação, o sistema músculo esquelético é então clinicamente abordado. Se houver sinais sugestivos de fratura do membro inferior, todo o segmento deverá ser avaliado, bem como a pelve (BUCHOLZ; HECKMAN; COURT-BROWN, 2010).

Pacientes vítimas de trauma de alta energia devem ser avaliados sob alto grau de suspeição para lesões associadas, quer seja óssea, ligamentar, vascular ou neural. A síndrome compartimental é uma complicação gravíssima e como tal deverá estar elencada entre as hipóteses diagnósticas do paciente com fratura do planalto tibial (SCOTT, 2011).

Os exames complementares de imagem são fundamentais para o diagnóstico das fraturas. As radiografias devem ser solicitadas em sua série básica para o trauma (ântero-posterior, perfil, oblíquas e axial de patela). A tomografia computadorizada (TC) com a possibilidade das reconstruções tridimensionais, é o exame mais importante para a avaliação das fraturas articulares, entre elas as do planalto tibial. Este exame possibilita a definição das características anatômicas e mecânicas da fratura, facilitando o diagnóstico, classificação, planejamento terapêutico e o prognóstico da lesão. A ressonância nuclear magnética (RNM) é um exame de alta sensibilidade para avaliar as partes moles, entretanto é um exame secundário na avaliação inicial destas fraturas. A angiografia está indicada nos casos em que há suspeita de lesão vascular associada à fratura. A realização do exame não pode, no entanto, retardar a necessidade de uma eventual revascularização do membro isquêmico (SCOTT, 2011).

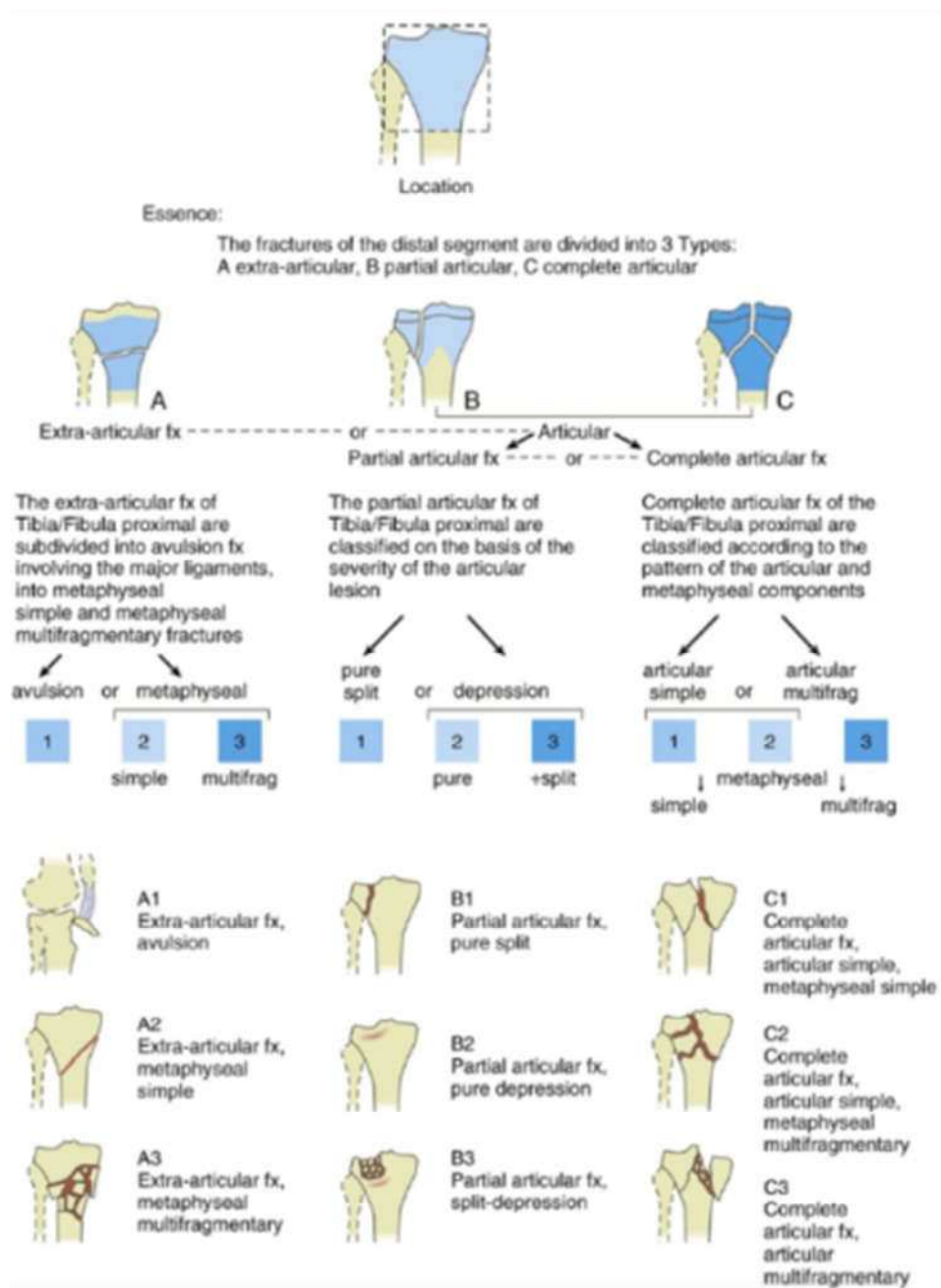
2.5.4 Classificação

As classificações universalmente aceitas para as fraturas do planalto tibial são a Classificação AO e a de Schatzker. A classificação de Schatzker, por ser mais simples, é a adotada pela maioria dos cirurgiões, Figuras 20 e 21. Na classificação de Schatzker as fraturas tipo I, II e III ocorrem no platô lateral. Um protocolo de avaliação por imagem tridimensional com reconstrução por tomografia computadorizada (TC 3D com reconstrução) foi proposto para as fraturas do planalto lateral (CHANG et al., 2014).

A fratura tipo I de Schatzker apresenta um traço de cisalhamento puro. Ocorre em osso denso e, por definição, não apresenta afundamento da superfície articular. Na fratura tipo II há uma associação de cisalhamento e depressão da superfície articular. Nesta fratura, assim como no tipo I, o mecanismo de trauma é uma associação de forças axial e angular. Na fratura tipo III ocorre uma depressão pura da superfície articular. É uma fratura típica do osso osteoporótico, portanto do paciente idoso. As fraturas do tipo I, II e III de Schatzker serão as abordadas no presente estudo. A fratura tipo IV envolve apenas o planalto tibial medial. A do tipo V acomete os dois planaltos tibiais, mas mantêm a continuidade entre a metáfise e a diáfise. Na fratura do tipo VI há, além do comprometimento dos dois planaltos tibial, há a dissociação entre a metáfise e a diáfise da tíbia. São as fraturas onde o trauma é sempre de alta energia e apresentam o pior prognóstico entre todos os tipos (SCOTT, 2011).

Embora as classificações AO e a de Schatzker sejam consagradas, elas não contemplam as regiões posteriores do platô tibial. Estas classificações consideram principalmente o plano coronal em detrimento do sagital. Existem uma série de outras tentativas de classificação, mas são falhas quando se pretende englobar todas as fraturas do planalto tibial (CHEN; CHANG; PAN, 2015).

Figura 21: Classificação AO.



Fonte: Scott, 2011

Figura 22: Classificação de Schatzker.

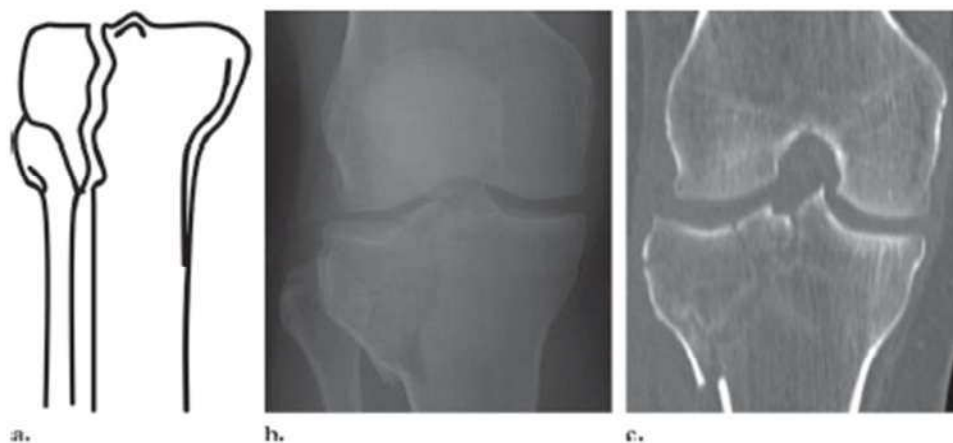


Fonte: Scott, 2011

Tipo I é uma fratura por cisalhamento puro da cortical lateral. Tipo II é a associação entre cisalhamento e compressão do osso metafisário subcondral. Tipo III-A consiste na depressão pura da porção lateral da superfície articular do planalto tibial lateral. Tipo III-B apresenta as mesmas característica anatômicas e mecânicas da fratura III-A, porém a compressão ou deformidade do osso subcondral ocorre na região central do planalto lateral. Tipo IV é a fratura do platô tibial medial. Tipo V fratura bicondilar, acometendo ambos os planaltos tibiais. Tipo VI é a fratura da superfície articular do joelho, planalto medial ou lateral, com dissociação entre o osso metafisário e o diafisário. Esta classificação se consagrou por meio de estudos radiográficos (MARKHARDT; GROSS; MONU, 2009).

Com o intuito de melhorar a acurácia da classificação de Schatzker estudos mais recentes utilizando Tomografia Computadorizada (TC) e Ressonância Nuclear Magnética (RNM) foram realizados. A possibilidade de melhor localizar o sítio anatômico da fratura fizeram da TC e RNM, sobretudo a TC, exames imprescindíveis para um planejamento cirúrgico mais assertivo e previsível, com consequente melhora dos resultados funcionais e prognóstico, Figuras 23, 24, 25, 26 e 27 (MARKHARDT; GROSS; MONU, 2009).

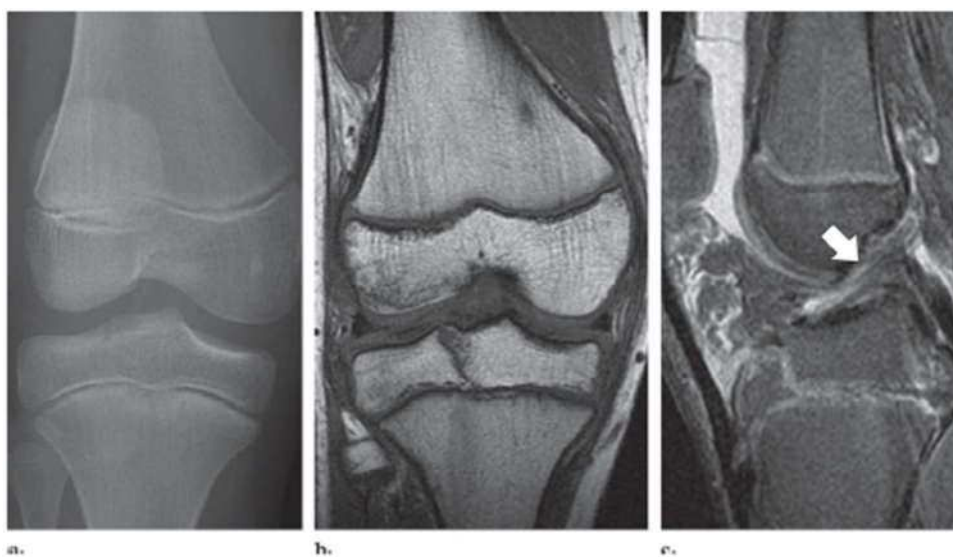
Figura 23: Diagrama, Radiografia e Tomografia Computadorizada, mostrando a morfologia da fratura (Tipo I de Schatzker).



Fonte: Markhardt; Gross; Monu, 2009.

Na figura 23 o diagrama (a) exemplifica a fratura por cisalhamento do planalto tibial lateral. A radiografia (b) mostra o cisalhamento do planalto tibial lateral e a Tomografia Computadorizada (c) mostra com detalhes o traço de cisalhamento.

Figura 24: Radiografia e Ressonância Nuclear Magnética, mostrando a morfologia da fratura.



Fonte: Markhardt; Gross; Monu, 2009.

Na figura 24 o exame radiográfico simples (a) não mostra de maneira conclusiva a fratura do planalto tibial lateral. A Ressonância Nuclear Magnética no plano frontal (b) e no plano sagital (c) mostram uma fratura por cisalhamento, porém sem desvio do planalto tibial lateral.

Figura 25: Fratura do planalto tibial lateral tipo II.



Fonte: Markhardt; Gross; Monu, 2009.

A figura 25 mostra as características das imagem de uma fratura tipo II de Schatzker. O Diagrama (a) exemplifica a associação entre cisalhamento e depressão da superfície articular. A radiografia (b) e a Tomografia Computadorizada(c) mostram claramente a associação entre afundamento e cisalhamento articular.

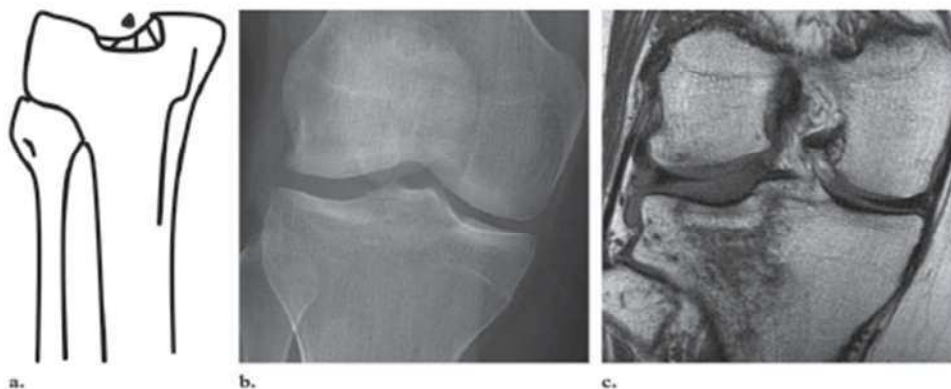
Figura 26: Fratura tipo III-A de Schatzker.



Fonte: Markhardt; Gross; Monu, 2009.

Na figura 26 o diagrama (a) exemplifica a depressão articular periférica, o que é mostrado nas imagens de radiografia simples (b) e tomografia computadorizada (c). A depressão articular do planalto tibial lateral caracteriza a fratura tipo III-A de Schatzker.

Figura 27: Fratura tipo III-B de Schatzker.

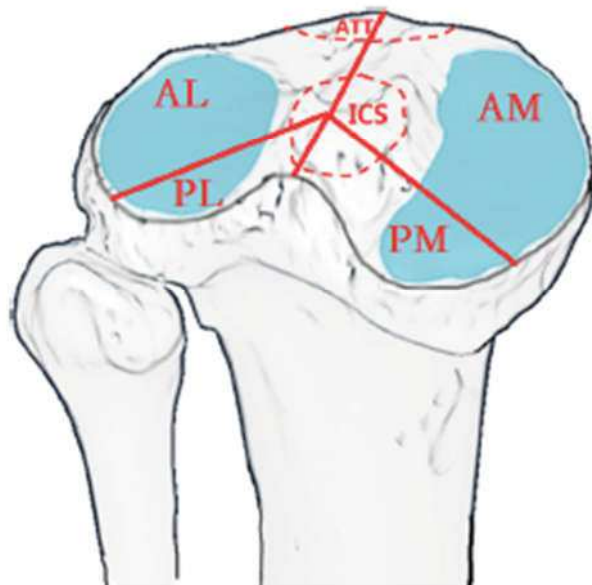


Fonte: Markhardt; Gross; Monu, 2009.

A figura 27 exemplifica a ocorrência de um afundamento central da superfície articular do planalto tibial lateral (a). A radiografia mostra uma fratura simples da espinha tibial, entretanto não mostra claramente o afundamento central da superfície articular do platô tibial lateral (b) e a Imagem por RNM mostrando a depressão central da superfície articular do planalto tibial lateral, típica da fratura tipo III-B de Schatzker.

Na prática clínica os sistemas de classificação mais utilizados são os de Schatzker e o AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen / Grupo de estudo da osteossíntese). O uso das imagens 3D com reconstrução pela tomografia computadorizada permite localizar com mais precisão o local da linhas de fratura. Chang et al. 2014 propôs o sistema de 4 colunas para avaliação das fraturas do planalto tibial. Neste sistema há uma divisão do planalto tibial em quatro quadrantes ou zonas: ântero-medial (AM), ântero-lateral (AL), pósteromedial (PM) e pósterolateral (PL). As fraturas podem ser categorizadas de forma isolada ou combinadas entre os quadrantes, Figura 28.

Figura 28: Classificação em quatro quadrantes das fraturas do planalto tibial. Tuberosidade Anterior da Tíbia (ATT), Espinha Intercondilar (ICS), Ântero-Lateral (AL), Pósterio-Lateral (PL), Ântero-Medial (AM), Pósterio-Medial (PM).



Fonte: Chang et al. 2014

2.5.5 Vias de acesso cirúrgico

O prognóstico das fraturas do planalto tibial está diretamente relacionado à redução anatômica da superfície articular, ao restabelecimento do alinhamento mecânico do membro inferior e à estabilidade do joelho. Pela complexidade anatômica o acesso cirúrgico à região pósterio-lateral requer conhecimentos acurados da anatomia e da técnica cirúrgica. Nesta região da articulação do joelho encontra-se estruturas nobres em um espaço exíguo, tornando a abordagem cirúrgica, a manipulação e redução da fratura e sua fixação tecnicamente difíceis (GARNER; WARNER; LORICH, 2016).

O tratamento inicial das fraturas do planalto tibial depende da condição fisiológica do paciente, do padrão morfológico da fratura e da preservação das partes moles ou envelope de cobertura (pele, subcutâneo e músculos) do joelho. Diante do estado de comprometimento do envelope de cobertura pode haver a necessidade da instalação de um fixador externo para tratamento provisório das partes moles. Este tempo permite a cicatrização e a possibilidade de planejar um acesso cirúrgico adequado ao padrão morfológico da fratura. Deve-se, então,

planejar com muito cuidado o sítio de instalação dos pinos do fixador externo para que não seja inviabilizada a realização de uma via de acesso adequada ao tratamento da fratura (GARNER; WARNER; LORICH, 2016).

Em qualquer das vias de acesso utilizadas a desinserção meniscal e sua elevação é fundamental para uma boa visualização da superfície articular fraturada (GARNER; WARNER; LORICH, 2016). As vias de acesso eletivas para abordagem das fraturas do planalto tibial lateral (Schatzker I, II ou III) são a ântero-lateral ou a pósterio-lateral. A via de acesso ântero-lateral é apropriada para abordagem da maioria das fraturas do planalto tibial lateral. Consegue-se por este acesso manipular os fragmentos ósseos, visualizar a superfície articular fraturada, bem como a colocação de implantes para estabilização da fratura, após sua redução. Entretanto, o acesso cirúrgico ideal para tratamento das fraturas pósterio-laterais é o pósterio-lateral. Para uma maior facilidade de colocação dos implantes, redução e fixação das fraturas pósterio-laterais a via de acesso pósterio-lateral associada à osteotomia do colo da fíbula ou do epicôndilo lateral de fêmur é a preferida pela maioria dos cirurgiões. (GARNER; WARNER; LORICH, 2016; LOBENHOFFER et al., 1997)

Tscherne et al., (2006) descreveu uma abordagem lateral com osteotomia do colo da fíbula. Faz-se a incisão da pele e, por planos, a dissecação do nervo fibular. Após isolar o nervo fibular faz-se a osteotomia do colo da fíbula; eleva-se a cabeça da fíbula abrindo a cápsula lateral e pósterio lateral; desinsere o menisco lateral, expondo-se assim a região lateral e pósterio-lateral do planalto tibial, Figura 29. Yu et al., (2010) mostrou que a incidência de complicações relacionadas ao acesso cirúrgico para redução e fixação da fratura é baixa, entretanto para a retirada do implante, em casos necessários, uma nova osteotomia do colo da fíbula aumentaria muito o risco de lesão do nervo fibular.

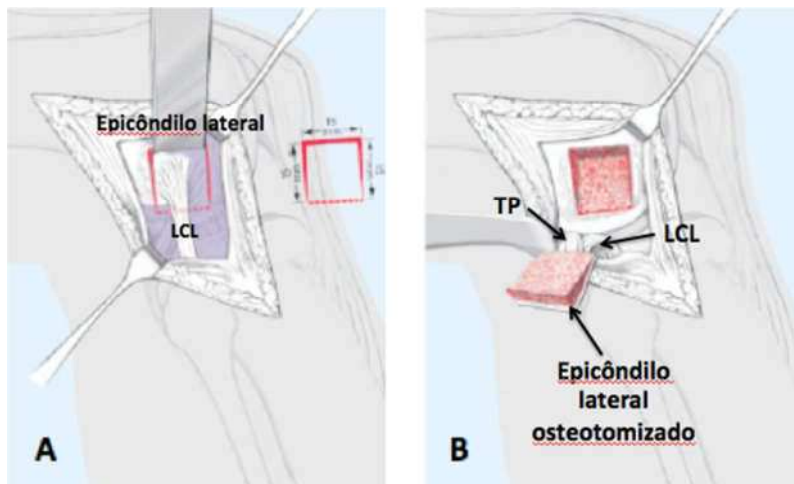
Figura 29: Acesso pósterio-lateral. O nervo fibular isolado e a marcação do local da osteotomia no colo da fíbula.



Fonte: Lobenhoffer et al., 1997

Bowers et al., (2008) descreveu uma modificação da técnica da via pósterio lateral descrita por Hughston et al., (1985) para tratamento das lesões ligamentares pósterio-laterais. Nesta modificação técnica acrescentou-se a osteotomia do epicôndilo lateral do fêmur. No fragmento ósseo do epicôndilo lateral osteotomizado mantém-se a inserção do ligamento colateral lateral (LCL) e do tendão do poplíteo (TP). Faz-se a desinserção do menisco lateral e, então, a exposição da região lateral e pósterio-lateral da articulação, Figura 30.

Figura 30: Acesso lateral e póstero-lateral. A) Marcação do local da osteotomia no epicôndilo lateral. B) Epicôndilo lateral osteotomizado, mantendo a inserção do LCL e do TP.



Fonte: Lobenhoffer et al., 1997

2.5.6 Tratamento

As fraturas do planalto tibial são variáveis em sua morfologia, gravidade e prognóstico, podendo levar a intensa limitação funcional. A correta interpretação do mecanismo de trauma e do padrão morfológico da fratura são decisivos para o planejamento terapêutico dessas graves lesões do aparelho locomotor. Detalhes do aspecto das partes moles que envolvem a articulação e imagens adequadas para minuciosa avaliação da fratura são fundamentais para conhecimento da anatomia e adequado tratamento da lesão óssea (THOMAS et al., 2009).

Este complexo grupo de lesões do aparelho locomotor tem como principais fatores prognósticos o grau de energia do trauma, o comprometimento do envoltório de partes moles, lesões neuro-vasculares e a qualidade (densidade) óssea do paciente (AMB/CFM, 2007).

As fraturas póstero-laterais do planalto tibial são definidas como sendo do quadrante lateral e posterior do planalto tibial lateral, onde há perda da continuidade da superfície articular e das corticais lateral e posterior do planalto tibial lateral (CHO et al., 2016).

As fraturas póstero-laterais do planalto tibial, por estarem rodeadas pela cabeça da fíbula, músculos, ligamentos, vasos e nervos são de difícil abordagem cirúrgica pelos acessos convencionais (CHO et. al., 2016).

Acessos cirúrgicos alternativos, específicos para as fraturas póstero-laterais, têm sido objetos de estudo para abordagem destas fraturas. As vias de acesso que possibilitam maior visibilidade da superfície articular pósterolateral são as que utilizam a osteotomia do epicôndilo lateral ou osteotomia do colo da fíbula. Apesar de mais complexas estas vias de acesso possibilitam melhor abordagem das fraturas póstero-laterais do planalto tibial (GARNER; WARNER; LORICH, 2016).

2.6 Características dos implantes utilizados para osteossíntese

Os implantes utilizados para a realização de osteossíntese são fabricados de materiais metálicos que oferecem maior compatibilidade biológica e física com o osso e líquidos biológicos. Tais materiais são feitos de aço inoxidável, titânio ou ligas de titânio. Entre as ligas, a mais utilizada é a titânio-molibdênio (Ti-15Mo). São requisitos básicos aos implantes a função confiável e os efeitos colaterais mínimos (RUEDI; BUCKLEY; MORGAN, 2009).

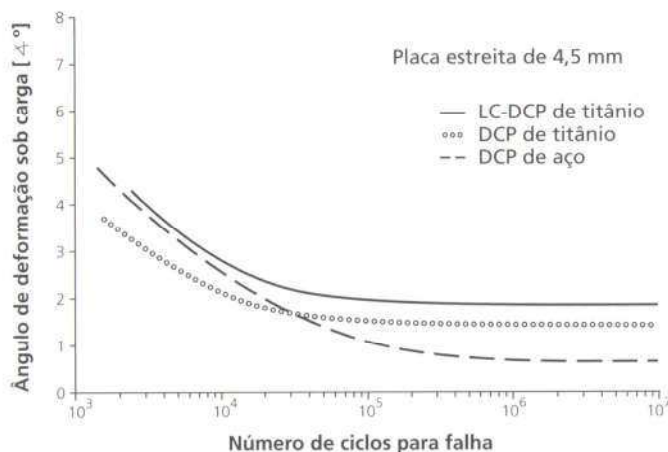
2.6.1 Propriedades dos materiais

2.6.1.1 Rigidez

O módulo de elasticidade de um material metálico é a relação entre a carga aplicada e a deformação elástica resultante. A rigidez, portanto, é a capacidade de um material em resistir à deformação e isto é dado pelo seu módulo de elasticidade, sua forma e dimensões. Quanto maior o módulo de elasticidade, maior a rigidez do material e consequentemente menor sua deformação. Uma fratura óssea pode ser interpretada como a superação mecânica da capacidade de deformação do tecido, levando à solução de continuidade em sua estrutura anatômica, ou à descontinuidade da rigidez óssea. Os materiais metálicos utilizados para a fabricação dos implantes devem oferecer um equilíbrio entre os aspectos biológicos e mecânicos para que ocorra a consolidação da fratura. Não podemos desconsiderar, ao avaliar a rigidez dos implantes para fixação das fraturas, que o

calo fibroso em sua fase inicial de cicatrização permite, sob tensão, uma deformação de 100%, enquanto o calo ósseo do osso cortical maduro se deforma apenas 2%, Figura 31 (RUEDI; BUCKLEY; MORGAN, 2009).

Figura 31: Comportamento de diferentes materiais sob condições de deformação angular controlada.

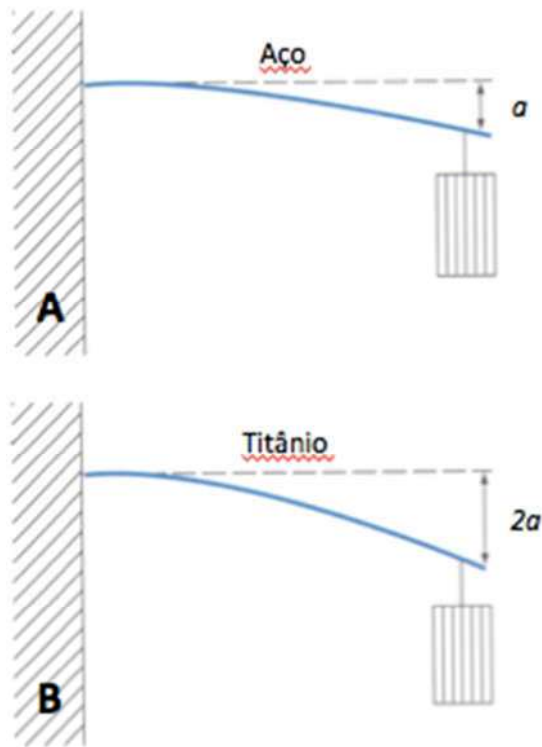


Fonte: Rüedi; Buckley; Morgan, 2009.

O módulo de elasticidade do aço é quase o dobro do titânio. Isto faz com que em cortes transversais idênticos e similar condição de encurvamento a placa de titânio se deforma quase o dobro da placa de aço, Figura 32 (RUEDI; BUCKLEY; MORGAN, 2009).

Segundo a norma NBR ISO 5832 as propriedades físicas do titânio permitem uma deformação elástica longitudinal. O módulo de elasticidade do titânio é de 110 Gpa e pode sofrer deformação elástica de 11% a 14% (COMPLETO et al., 2006).

Figura 32 A e B: Comportamento elástico das placas. A) placa de aço. B) placa de titânio.



Fonte: Rüedi; Buckley; Morgan, 2009.

2.6.1.2 Resistência

A capacidade de resistir à deformação diante da aplicação de uma carga é a resistência de um implante, que também tem relação direta com sua forma e dimensão. Vale lembrar que sob a ação de uma força os implantes (materiais) sofrem, em sequência, uma deformação reversível (deformação elástica), deformação irreversível (deformação plástica) e por fim falha estrutural ou quebra (RUEDI; BUCKLEY; MORGAN, 2009).

2.6.1.3 Ductibilidade

Determina o grau de tolerabilidade de um implante à moldagem, provendo alguma advertência à falha iminente. A ductibilidade do titânio é menor do que a do aço. Estas características demonstram a necessidade da escolha do material do

implante conforme a morfologia do osso e as necessidades biomecânicas da osteossíntese (RUEDI; BUCKLEY; MORGAN, 2009).

2.6.1.4 Resistência à corrosão

A corrosão é um processo eletroquímico que resulta na destruição do metal pela liberação de metal iônico. A corrosão difere em implantes feitos de um componente único e em sistemas de implantes com vários componentes metálicos. Em um ambiente de fluidos corporais uma placa única oferece maior resistência à corrosão do que quando associada aos parafusos que a estabiliza ao osso (RUEDI; BUCKLEY; MORGAN, 2009).

A resistência à corrosão se deve à formação de uma camada protetora passiva que se forma na superfície do implante. O titânio e suas ligas tem uma inércia química extrema. A camada passiva no titânio tem formação muito rápida, é eletricamente isolante, tornando o implante mais resistente à corrosão. Esta camada passiva, composta por dióxido de titânio (TiO_2), que se forma nas superfícies dos implantes feitos em titânio é muito mais resistente à corrosão e termodinamicamente mais estável que o filme de óxido de cromo que se forma na superfície dos implantes de aço inoxidável (RUEDI; BUCKLEY; MORGAN, 2009).

A principal forma de erosão encontrada na medicina ortopédica é a fricção. Este fenômeno mecânico ocorre nos sistemas de implantes modulares (parafuso se move em relação ao orifício da placa). Estes micromovimentos que ocorrem entre duas superfícies metálicas liberam micropartículas (submicroscópicas) nos tecidos adjacentes, que levam a complicações clínicas. Estas partículas são fagocitadas pelos macrófagos em uma resposta dose dependente (RUEDI; BUCKLEY; MORGAN, 2009).

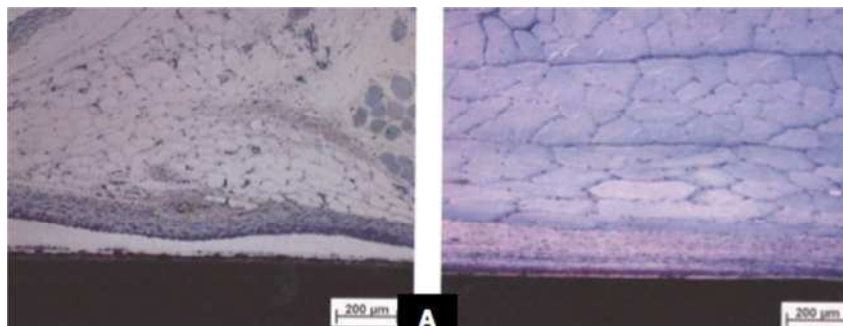
As partículas de aço causam danos à membrana das células, inibindo assim a proliferação celular. As partículas derivadas da fricção entre superfícies de aço são 20 vezes menores daquelas produzidas pela fricção ou movimentação entre superfícies de titânio. Assim as micropartículas de aço podem ser transportadas para órgãos distantes de sua origem. O titânio é um metal que apresenta alta biocompatibilidade. Isto faz com que as micropartículas liberadas dos implantes não causem danos teciduais (RUEDI; BUCKLEY; MORGAN, 2009).

2.6.1.5 Estrutura da superfície

Ao colocar um implante no osso, a adsorção de proteínas e a adesão de células geralmente ocorrem dentro de minutos, seguidas pela adesão de partes moles ou de matriz antes da mineralização. Sem a adsorção de proteína e a adesão celular, sob a presença de micromovimento, ocorre a formação de cápsula fibrosa (RUEDI; BUCKLEY; MORGAN, 2009).

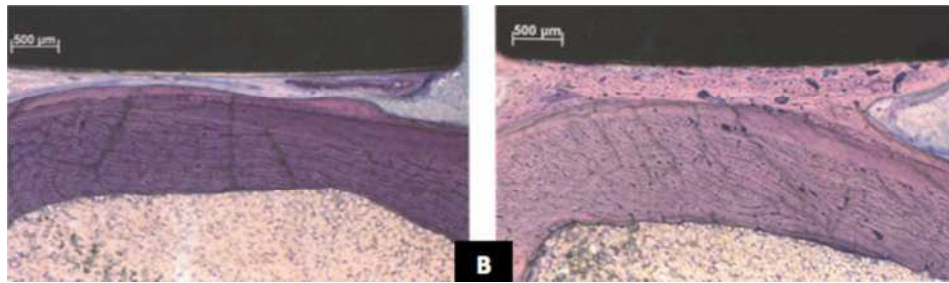
O desenvolvimento de uma interface osso-implante estável é fundamental para o resultado da osteossíntese, pois a transmissão de forças ocorre nesta interface. Nas superfícies lisas há formação tecido fibroso na interface osso-implante, ao passo que os implantes com superfície áspera estimulam a formação de osso nestas interdigitações (microdescontinuidades protrusas), não havendo, portanto, a formação de tecido fibroso na interface metal-osso. A formação de tecido fibroso na interface osso-implante predispõe à formação, em dimensões microscópicas, de espaços cheios de líquido. Esta fase líquida facilita o acúmulo de detritos celulares e resíduos metálicos produzidos pelo implante. Uma vez que não há vascularização neste espaço os mecanismos de defesa celular inexistem, predispondo, portanto, o surgimento de processos infecciosos, Figura 33-A (RUEDI; BUCKLEY; MORGAN, 2009).

Figura 33 A: Aspecto histológico da superfície superior das placas após 12 semanas de fixação em osso de coelho (placa de aço inox liso).



Fonte: Rüedi; Buckley; Morgan, 2009.

Figura 33 B: Aspecto histológico da superfície superior da placa após 12 semanas de fixação em osso de coelho (placa de titânio).



Fonte: Rüedi; Buckley; Morgan, 2009.

A Figura 33-A, placa de aço inoxidável liso, mostra, em corte histológico, a formação de cápsula fibrosa e um espaço morto cheio de líquido. A Figura 33-B, apresenta, em corte histológico, uma placa de cpTi em contato com tecido conjuntivo e sem presença de um espaço cheio de líquido. Após uma reação inicial, pouca inflamação e nenhuma encapsulação foi observada com a placa de titânio.

A formação de cápsula fibrosa é mais prevalente sobre a superfície do aço inoxidável, enquanto as microdescontinuidades protrusas da superfície dos implantes em titânio facilitam a penetração de tecido ósseo nestas interdigitações (RUEDI; BUCKLEY; MORGAN, 2009).

2.6.2 Sistemas de implantes

Em 1958, na Suíça, foi criado o grupo AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen / Grupo de estudo da osteossíntese). O objetivo deste grupo de estudo era promover e difundir o conhecimento sobre a osteossíntese. Até aquele momento, as fraturas eram tratadas com imobilização gessada por longos períodos. O prolongado uso do gesso levava, sistematicamente, à chamada doença da fratura. Diante das frequentes complicações apresentadas e os resultados funcionais sempre aquém da expectativa do paciente e da equipe médica, foram desenvolvidos os primeiros implantes para osteossíntese (FRIGG et al., 2001)

O desenvolvimento dos princípios técnicos, para a abordagem cirúrgica, também foram concomitantemente desenvolvidos. Para promover a consolidação óssea alguns princípios básicos foram desenvolvidos para a osteossíntese (redução

anatômica da fratura articular, fixação estável, manter a vascularização e mobilizar precocemente a articulação (FRIGG et al., 2001).

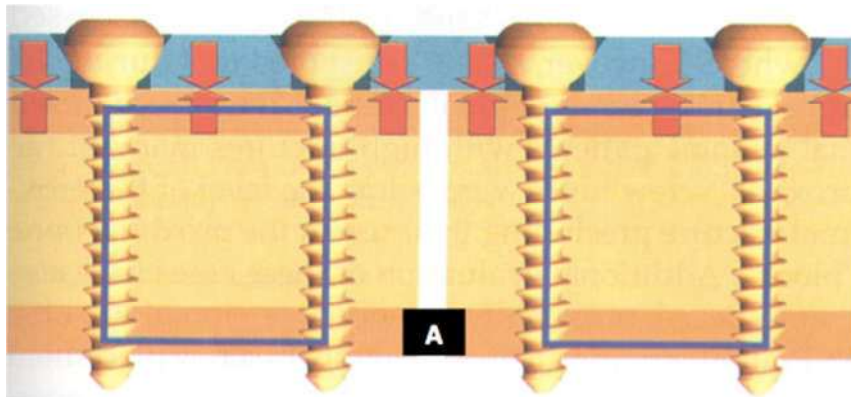
Os sistemas modulares foram os primeiros a surgir e impulsionaram o desenvolvimento científico revolucionando o tratamento das fraturas.

Em busca de cirurgias mais preservadoras, privilegiando o aspecto biológico da osteossíntese, iniciou-se, em 1989, o desenvolvimento dos sistemas de placas bloqueadas. Nestes sistemas o parafuso bloqueia na placa e não a comprime contra o osso, o que preserva a vascularização e a biologia óssea, facilitando a consolidação e evitando complicações (FRIGG et al., 2001).

2.6.2.1 Modulares

Os implantes modulares, onde os parafusos não são fixos às placas, levam à estabilidade da osteossíntese a partir do atrito gerado pela compressão da placa contra o osso. Isto gera a chamada estabilidade por fricção entre implante e osso, Figura 34-A (FRIGG et. al., 2001).

Figura 34-A: Sistema Modular.



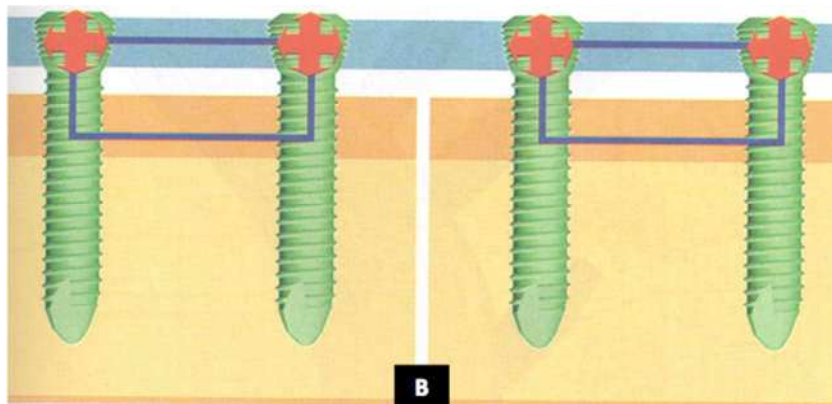
Fonte: Frigg et al., 2001.

No sistema modular convencional de placa e parafusos, a cabeça do parafuso movimenta no orifício da placa. A estabilidade da osteossíntese é resultado da fricção na interface implante-osso.

2.6.2.2 Bloqueados

Nos sistemas de placas bloqueadas (LCP - Locking Compression Plate) os parafusos são rosqueados à placa. A estabilização da osteossíntese ocorre pela transferência de força do osso para a placa por meio dos parafusos a ela bloqueados. É um sistema mais biológico, uma vez que não há necessidade de comprimir a placa contra o osso, preservando toda a vascularização periosteal, Figura 35-B (FRIGG et al., 2001).

Figura 34-B: Sistema Bloqueado.



Fonte: Frigg et al., 2001

3. OBJETIVOS

O objetivo geral do estudo foi avaliar qualitativamente a função da placa em semi-anel na fixação das fraturas póstero-laterais do planalto tibial.

- Objetivos específicos:
 - Avaliar o posicionamento e direção dos parafusos bloqueados à placa em semi-anel;

- Avaliar macroscopicamente a congruência entre a morfologia da placa em semi-anel e a anatomia da borda lateral e pósterio-lateral do planalto tibial;
- Avaliar radiograficamente a fixação da placa ao osso sintético com parafusos de bloqueio;
- Avaliar as vias de acesso adequadas à inserção do implante (placa em semi-anel) na região pósterio-lateral do planalto tibial;
- Validar a geometria da placa em semi-anel para tratamento das fraturas pósterio-laterais do planalto tibial.

4. JUSTIFICATIVAS

A interface entre medicina e engenharia tem exigido modelos com formas muito complexas, os quais devem descrever fielmente o comportamento biomecânico quando substitui a função de um membro real. Hayasaki et al (2006), em artigo, modelou uma estrutura óssea da tíbia através do modelo numérico de elementos finitos com a finalidade de analisar o comportamento dessa estrutura quando submetida a esforços externos; e analisou o comportamento do modelo numérico com o comportamento da estrutura óssea da tíbia de coelhos. Através desse estudo foi possível observar o comportamento biomecânico da estrutura óssea.

As fraturas do platô tibial são lesões complexas que se não tratadas adequadamente podem deixar sequelas, com os mais variados níveis de perda funcional no paciente.

O tratamento dessas fraturas depende do perfil do paciente, da condição do envelope de tecidos moles e da existência de outros traumatismos associados. A morfologia da fratura do planalto tibial depende de vários fatores, tais como a magnitude e a direção da aplicação da força, o grau de flexão do joelho no momento do trauma e da qualidade óssea. Estas lesões do aparelho locomotor correspondem a 1% de todas as fraturas, e são expostas em cerca de 3%. (AMB/CFM, 2007)

No paciente idoso é mais frequente encontrar fraturas por depressão pura,

sendo geralmente causadas por traumas de menor energia. E em pacientes mais jovens os fragmentos tendem a ser maiores e em “cunha”, devido às forças de cisalhamento. O tratamento da fratura do planalto tibial em idosos depende das necessidades funcionais do paciente, da qualidade óssea e de comorbidades sistêmicas (AMB/CFM, 2007).

Os dois métodos mais utilizados para a classificação das fraturas do planalto tibial são o de Schatzker e o do Grupo AO. Mas a classificação de Schatzker é mais simples e a mais utilizada no meio científico (MARKHARDT; GROSS; MONU, 2009).

A classificação radiográfica de Schatzker divide as fraturas do planalto tibial em seis grupos distintos. Distinguem-se entre cisalhamento puro, depressão pura e associação entre esses dois padrões. Os três primeiros grupos (I, II e III) são fraturas que acometem apenas o planalto tibial lateral, em geral, associadas a mecanismo de baixa energia, podendo, no entanto, apresentar graves e irreversíveis lesões condrais. (MARKHARDT; GROSS; MONU, 2009).

Fratura I: Fratura por cisalhamento puro do planalto lateral; ocorre geralmente em pacientes mais jovens cujo osso subcondral é denso o suficiente para resistir ao afundamento da superfície articular (MARKHARDT; GROSS; MONU, 2009).

Fratura II: Fratura por cisalhamento e depressão do planalto lateral; ocorre geralmente em pacientes com osso osteopênico (MARKHARDT; GROSS; MONU, 2009).

Fratura III: Fratura associada a osso porótico, onde o achado é uma depressão pura sem cisalhamento. Em ossos muito poróticos é recomendado o uso de placa de suporte lateral (MARKHARDT; GROSS; MONU, 2009).

O entendimento acurado dos tipos de fraturas ocorridas no planalto tibial possibilitará um melhor estudo, avaliação e previsão do comportamento biomecânico da osteossíntese. Esta avaliação criteriosa das características da fratura é determinante para a escolha adequada do implante a ser utilizado para a osteossíntese.

A nova placa projetada, moldada conforme a anatomia da região proximal, lateral e pósterio-lateral da tíbia está em fase de otimização e possui um formato em semi-anel. O intuito de sua aplicação clínica, quando completamente otimizada, será para o tratamento das fraturas do planalto tibial lateral, especificamente as da região pósterio-lateral, uma vez que não há implantes especificamente desenvolvidos para tratamento da fraturas pósterio-laterais do planalto tibial.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

A concepção dos modelos computacionais que simulam a morfologia real da tíbia não é um trabalho simples, devido à sua complexa geometria e pelo fato do osso ser organizado micro anatomicamente em osso esponjoso e cortical, tornando-o uma estrutura anisotrópica (PIREZ; BIERHALZ; MORAES, 2015).

O desenvolvimento de uma placa específica para tratamento das fraturas laterais e póstero-laterais do planalto tibial foi estruturado, inicialmente, através de uma modelagem por elementos finitos desenvolvida no Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (CÂNDIDO et al., 2015).

Após avaliação da geometria, foram fabricados implantes utilizando manufatura aditiva com PLA. Após análises dimensionais e estruturais foram fabricados implantes em liga de titânio da nova placa em semi-anel com tecnologia a laser (Laboratório Biofabris/Unicamp) (CÂNDIDO et al., 2015).

A placa foi submetida a uma avaliação qualitativa. Os parafusos foram fixados nas placas para avaliar o posicionamento e direção em três corpos de prova. Observou-se, macroscopicamente, a congruência entre a morfologia da placa e a anatomia da região proximal póstero-lateral da tíbia. O posicionamento da placa acoplada ao osso (sintético e peças anatômicas) e a direção dos parafusos foram analisados através de exames radiográficos. As vias de acesso póstero-lateral associadas à osteotomia do colo da fíbula ou do epicôndilo lateral do fêmur foram analisadas quando da inserção da placa e posterior fixação ao osso.

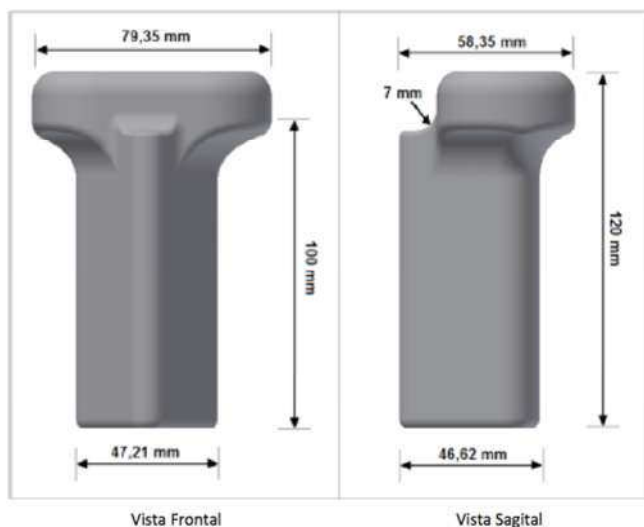
Foram mensurados os diâmetros sagital (ântero-posterior) e frontal (médio-lateral) do planalto tibial lateral, em dez peças anatômicas (joelhos) do Laboratório de Anatomia Humana da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia (LAH/FAMED/UFU).

5.1 Projeto do novo implante

5.1.1 Modelo tridimensional simplificado da tíbia

A estrutura do novo implante foi modelado por elementos finitos utilizando uma geometria simplificada para a tíbia. O modelo ósseo simplificado foi desenvolvido no Laboratório de Projetos Mecânicos da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (LPM/FEMEC/UFU), utilizando o *software Autodesk Inventor Professional 2014*. O modelo ósseo tridimensional pode ser observado na figura 35 e suas medidas foram determinadas tomando-se como referência dados da literatura (CRISTOFOLINI; VICECONTI, 2000)

Figura 35: Vistas frontal e sagital, com os valores das medidas do modelo tridimensional simplificado.



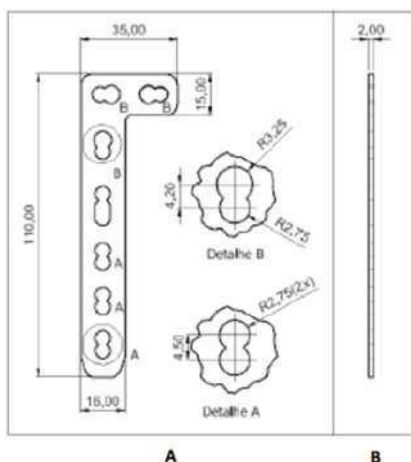
Fonte: Cândido et al., 2015

5.1.2 Placa em L convencional

O implante de referência para o desenvolvimento deste estudo foi a placa em L para tratamento das fraturas do platô lateral (RUEDI; BUCKLEY; MORGAN, 2009). A placa em L apresenta, no entanto, medidas diferentes da placa que está sendo avaliada neste estudo. As dimensões da placa em L não permitem que ela passe no

espaço entre a cabeça da fíbula e a superfície articular, bem como apresenta um braço horizontal curto, o que impede a fixação da região posterior do planalto tibial lateral, Figura 36.

Figura 36: Medidas básicas em milímetros da placa em L. A) Vista Frontal, B) Vista Lateral.



Fonte: Cândido et al., 2015

5.1.3 Material e geometria da placa em semi-anel

O material utilizado na nova placa em semi-anel foi a liga de titânio Ti-6Al-4V, que é bastante utilizada para fabricação de implantes ortopédicos. Esta liga é inerte em contato com tecidos e líquidos biológicos.

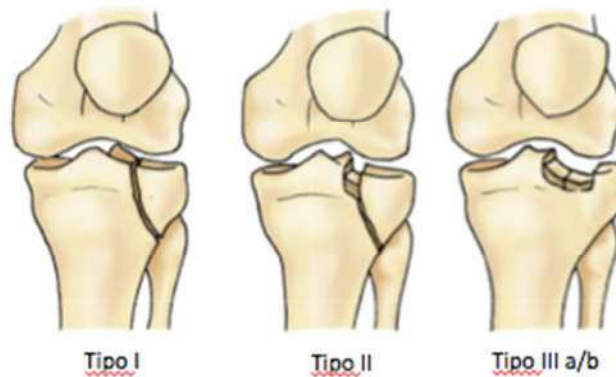
O modelo virtual da placa em semi-anel foi fabricado em material plástico (Ácido Polilático - PLA) ainda sem a imposição da curvatura à placa. A impressão foi realizada no LPM/FEMEC/UFU, utilizando uma impressora 3D PROJET 1500.

O modelo inicial, em projeção tridimensional, da placa em semi-anel foi desenvolvido utilizando o software *Autodesk inventor Professional 2014*.

As dimensões da placa em semi-anel, o diâmetro dos furos e a direção dos parafusos foram analisadas visando avaliar possíveis variações na fabricação.

As placas convencionais em L, classicamente utilizadas para tratamento das fraturas do planalto tibial lateral (tipo I, II e III de Schatzker) não foram projetadas para alcançar a cortical posterior do planalto tibial lateral, Figura 37. A avaliação qualitativa do novo implante visa estabelecer a compatibilidade entre as dimensões e morfologia da placa e a anatomia da região póstero-lateral do joelho.

Figura 37: Fraturas tipo I, II e III (Classificação de Schatzker).



Fonte: Scott, 2011

As fraturas do planalto lateral localizadas na região anterior à cabeça da fíbula podem ser tratadas com a placa em L convencional, entretanto este implante não se adequa ao tratamento das fraturas que envolvem a região posterior do planalto tibial. O braço horizontal da placa em L não é longo o suficiente para alcançar a região posterior da metáfise proximal lateral da tíbia. Por outro lado esta parte da placa é larga e não passa no corredor anatômico existente entre a borda da superfície articular do planalto tibial lateral e a cabeça da fíbula, Figura 38.

Figura 38: Placa lateral para fixação de fratura do platô tibial.



Fonte: Rüedi; Buckley: Morgan, 2009.

No modelo computacional observa-se que a placa em L convencional estabiliza apenas a face lateral do platô tibial. A placa não chega à região posterior da metáfise proximal lateral da tíbia, Figura 39.

O implante em avaliação apresenta uma aba ou braço horizontal com dimensões que possibilitam a fixação de toda a região lateral e pósterio-lateral da metáfise proximal da tíbia (planalto tibial lateral). Há, desta forma, a possibilidade de se estabilizar as fraturas pósterio-laterais do planalto tibial com a placa em semi-anel.

As medidas da placa em semi-anel mostram um braço horizontal mais estreito e longo quando comparado ao da placa em L convencional. As dimensões da placa em semi-anel possibilitam a sua colocação em uma região anatômica de espaço exíguo.

Figura 39: Ilustração esquemática de fratura do platô tibial, em um modelo virtual tridimensional da tíbia, estabilizada com placa em L.



Fonte: Cândido et al., 2015

5.1.4 Conformação da placa em semi-anel

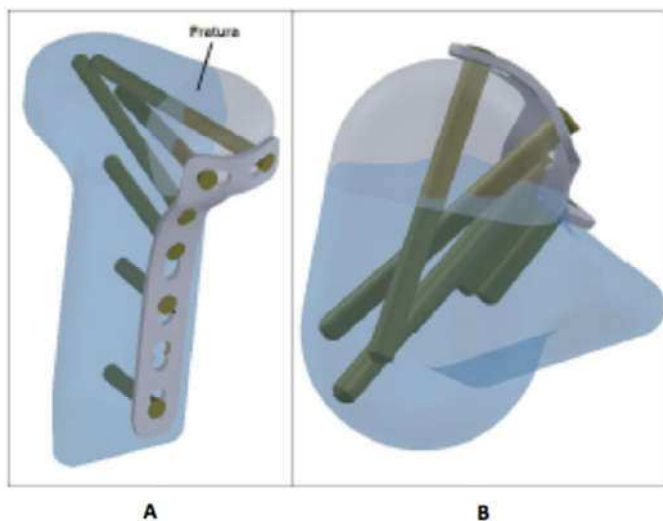
Nesta etapa, a placa em semi-anel foi modelada através de moldagem da superfície à anatomia da periferia do planalto tibial lateral. Os furos rosqueados, para bloqueio dos parafusos na placa, foram confeccionados de tal forma que a inserção

dos parafusos ao osso ocorra em direções divergentes. Isto impede que haja conflito de posicionamento entre os parafusos, apesar da forma circular do braço horizontal da placa. Para a modelagem da placa foi utilizado o software STAMPAK®.

5.1.5 Adaptação virtual da placa ao osso.

Após desenvolver os modelos tridimensionais simplificados, do osso, da placa em semi-anel, da placa em L e dos parafusos, realizou-se a modelagem final do conjunto osso-placa, como pode ser observado na Figura 40.

Figura 40: A) Montagem virtual da placa em L no modelo tridimensional simplificado da tíbia. B) Vista superior.



Fonte: Cândido et al., 2015

Conforme mencionado anteriormente, os parafusos das placas são de ângulo fixo (rosqueados na placa) e direcionados de tal forma que não ocorram conflitos em seu trajeto durante a fixação no osso. Os furos rosqueados foram dimensionados e pré-direcionados para que não haja conflito espacial entre os parafusos e que estes sejam guiados e ancorados em osso intacto na região anterior do planalto tibial

lateral e no planalto tibial medial. Esta ancoragem dos parafusos em osso intacto confere estabilidade à osteossíntese.

5.2 Avaliação do novo implante (Placa em semi-anel)

5.2.1 Mensuração da placa em semi-anel

A placa em semi-anel foi projetada com as dimensões calculadas a partir de dados da literatura (CRISTOFOLININ; VICECONTI, 2000), tabela 2.

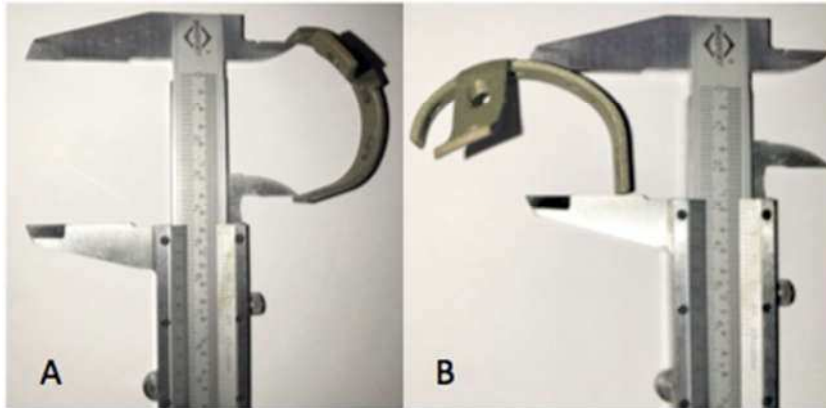
Após a prototipagem em liga de titânio (Ti-6Al-4V), os diâmetros ântero-posterior e médio-lateral foram aferidos com paquímetro com resolução de 0,5 mm. As medidas ântero-posterior e médio-laterai encontradas foram, respectivamente, 47 mm e 30 mm, como mostra a Figura 41.

Tabela 2: Média dos valores da tíbia.

	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

Fonte: Cristofolinin; Viceconti, 2000.

Figura 41: A) Dimensão interna ântero-posterior da placa (47 mm). B) Dimensão medial-lateral da placa (30 mm).



As dimensões da placa foram avaliadas macroscopicamente e fixadas ao osso com parafuso de bloqueio 3.5 mm. Foram, para isto, utilizados ossos sintéticos e peças anatômicas (joelhos) do LAH/FAMED/UFU.

5.2.2 Mensuração dos diâmetros do planalto tibial lateral

As peças anatômicas do joelho, fornecidas para o estudo pelo LAH/FAMED/UFU, foram mensuradas, com paquímetro com resolução de 0,5 mm. Os pontos de referência utilizados para a realização das medidas dos diâmetros ântero-posterior foram as corticais anterior e posterior da borda articular do planalto tibial lateral. Para o diâmetro médio-lateral foram a borda medial da espinha tibial e a cortical lateral do planalto tibial, Figuras 42 e 43.

Figura 42: Mensuração ântero-posterior do planalto tibial lateral em peça anatômica (Joelho de cadáver - LAH/FAMED/UFU).



Figura 43: Mensuração médio-lateral do planalto tibial lateral em peça anatômica (Joelho de cadáver - LAH/FAMED/UFU).



5.2.3 Fixação dos parafusos na placa em semi-anel

Os parafusos (3.5 mm) foram rosqueados a três corpos de prova da placa para avaliar a configuração do conjunto placa-parafusos. Foram avaliados o posicionamento dos parafusos na placa e a direção divergente entre os mesmos pré determinada pelos furos rosqueados da placa.

5.2.4 Posicionamento intra-ósseo dos parafusos

Foi feito a análise do posicionamento dos parafusos dentro do osso. Os parafusos rosqueados à placa fixaram-na na borda lateral e pósterio-lateral do planalto tibial. O planalto tibial lateral foi osteotomizado com micro-serra e a superfície articular removida para observar o posicionamento dos parafusos dentro do osso sintético.

5.2.5 Adaptação e fixação da placa às peças anatômicas

A adaptação dos implantes na borda lateral e pósterio-lateral do planalto tibial foi avaliada em dez peças anatômicas (joelhos). A placa foi fixada ao osso com parafusos 3.5 mm.

O módulo de elasticidade da liga de titânio permite uma deformação linear de 11% a 14%, possibilitando deformações elásticas sem ocorrer ruptura da placa na direção linear. Neste estudo não realizamos testes mecânicos para avaliar os limites de deformação elástica do novo implante. O percentual de deformação linear do titânio foi extrapolado para o nosso estudo, como referência, para avaliar a taxa de deformação elástica lateral da placa. Sabe-se que a taxa de deformação de um corpo metálico é maior e preferencialmente na direção lateral, sendo portanto superior ao limite de deformação linear. Foram analisados os valores dimensionais (frontal e sagital) das dez peças anatômicas (cadáveres) e a adaptação da placa, dentro dos limites de deformação elástica, à forma anatômica e dimensões de cada joelho. Portanto, a análise, apesar de aproximada, foi feita dentro dos parâmetros de segurança. A relação da deformação para fins de análise utilizou a seguinte equação:

$$\Delta E = \left\| \frac{(X_i - X_m)}{X_m} \right\| . 100$$

Sendo que:

ΔE = Deformação lateral da placa (%)

X_i = Valor medido nas peças anatômicas

X_m = Medida de referência da nova placa

As variações dimensionais da placa, dentro dos limites da deformação elástica, e sua adaptação às variações dimensionais do joelho foram avaliadas, verificando a congruência da interface implante-osso.

A análise da fixação e adaptação da nova placa foi realizada radiograficamente em modelos ósseos sintéticos e peças anatômicas (Joelhos) de cadáveres.

5.2.6 Simulação de fraturas e fixação com placa em L convencional e em semi-anel.

Foram simulados dois tipos de fraturas no planalto tibial lateral em osso sintético. Uma fratura com fragmento único e outra com fragmento duplo, exemplificando uma fratura cominutiva (multifragmentada). Os pontos de referência para o corte ósseo foram a borda anterior e posterior do planalto tibial lateral e um ponto médio, no plano sagital, na transição entre a metáfise e a diáfise da tíbia, Figura 44.

Figura 44: Fratura lateral, com fragmento único, que se estende à região pósterolateral do platô tibial.



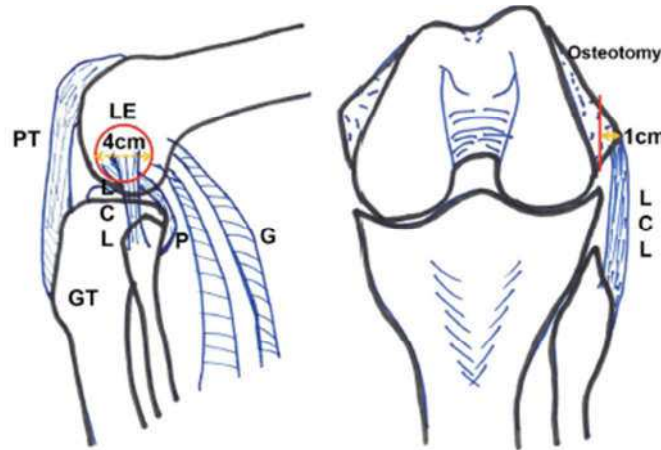
A fixação das fraturas simuladas foram realizadas com o objetivo de avaliar qualitativamente a funcionalidade da osteossíntese nas fraturas laterais e pósterolaterais com as placas em L convencional e em semi-anel.

5.3 Via de acesso anatômica para inserção do implante (placa em semi-anel)

5.3.1 Via de acesso de referência

Dentre as várias vias de acesso descritas para abordagem das fraturas pósterolaterais, a via de acesso lateral associada à osteotomia do epicôndilo lateral do fêmur foi a referência para o nosso estudo, Figura 45.

Figura 45: Ilustração da localização anatômica da osteotomia do epicôndilo lateral do fêmur.



Fonte: Yoon et al., 2014

Foram realizadas dissecções em cadáveres do LAH/FAMED/UFU para avaliar a colocação do implante na borda lateral do platô tibial lateral.

5.3.2 Via de acesso para a inserção da placa em semi-anel

A incisão na pele tem como marco anatômico o epicôndilo lateral do fêmur, a linha articular e distalmente a cabeça da fíbula e o tubérculo de Gerdy. A incisão inicia-se 5 cm proximal ao epicôndilo lateral, estendendo-se distalmente entre a cabeça da fíbula e o tubérculo de Gerdy. Disseca e isola o Nervo Fibular para protegê-lo de traumas cirúrgicos.

O Trato Ílio Tibial (TIT) é aberto por uma incisão curvilínea ligeiramente anterior ao epicôndilo lateral e a musculatura do compartimento anterior da tíbia é aberta longitudinalmente para expor a região proximal lateral da tíbia. O TIT é desinserido do tubérculo de Gerdy, mantendo-se em continuidade com a musculatura do compartimento anterior da tíbia.

O ligamento colateral lateral (LCL) e o Tendão do Poplíteo (TP) são dissecados. Osteotomiza-se epicôndilo lateral, deixando inseridos no fragmento ósseo o LCL e o TP. Para expor a superfície articular secciona os ligamentos coronários na borda do platô lateral desinserindo e elevando o menisco. Assim toda

a borda do planalto tibial lateral é exposta, possibilitando a inserção da placa em semi-anel.

Para se ter visualização direta da extremidade posterior do braço horizontal da placa é necessário dissecar o espaço entre a borda posterior do bíceps femoral e a cabeça lateral do gastrocnêmio. Para a colocação do parafuso posterior faz-se um mini acesso acessório (3 cm) na região posterior do joelho.

5.4 Radiografias das peças em osso sintético e anatômicas

As radiografias foram realizadas para avaliação da congruência do conjunto placa / parafusos / osso.

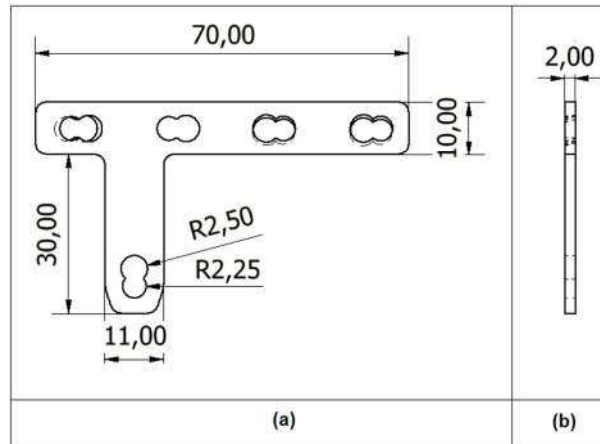
6. RESULTADOS

6.1 Placa em semi-anel fabricada em liga de titânio (Ti-6AL-4V)

O desenvolvimento do novo implante a partir da modelagem por elementos finitos permitiu a modelagem da placa em semi-anel com auxílio do software stampack® e sua impressão final em liga de titânio Ti-6Al-4V.

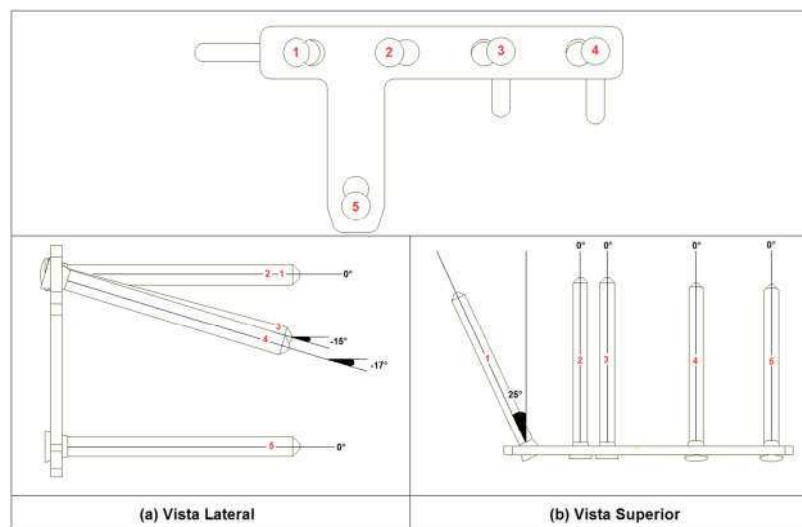
As dimensões da nova placa foram estabelecidas a partir de softwares alimentados pelos dados da literatura (CRISTOFOLINI; VICECONTI, 2000) e produzidos com o modelo tridimensional simplificado da tibia. Os furos da placas foram projetados de forma conjugada, (lisos e rosqueados). Os furos rosqueados pré determinam a direção dos parafusos, evitando que haja conflito de direção entre estes, Figuras 46 e 47.

Figura 46: Medidas em milímetros da placa. (a) Vista Frontal; (b) Vista Lateral.



Fonte: Cândido et al., 2015

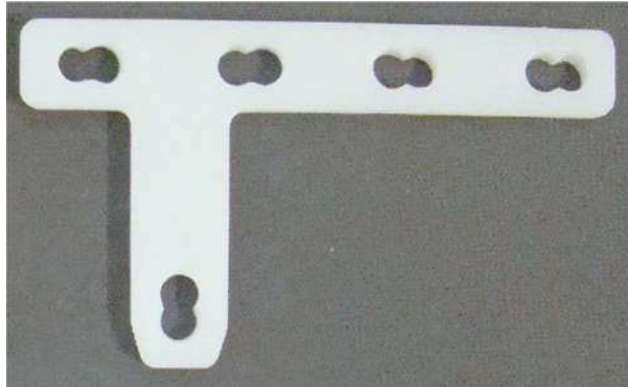
Figura 47: Medidas em graus dos ângulos fixos dos parafusos.



Fonte: Cândido et al., 2015

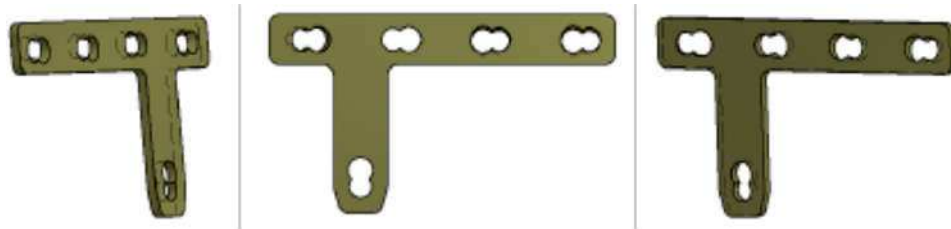
Para analisar fisicamente a geometria do novo implante (placa em semi-anel) um modelo, plano, foi impresso em PLA, utilizando uma impressora 3D PROJET 1500 (LPM / FEMEC / UFU), Figura 48. Posteriormente, também em modelo plano, foram produzidas três placas com a liga de titânio Ti-6Al-4V (Laboratório Biofabris/UNICAMP), Figura 49.

Figura 48: Placa impressa em plástico.



Fonte: Cândido et al., 2015

Figura 49: Modelo inicial, sem modelagem anatômica, impresso em liga de titânio.



Fonte: Cândido et al., 2015

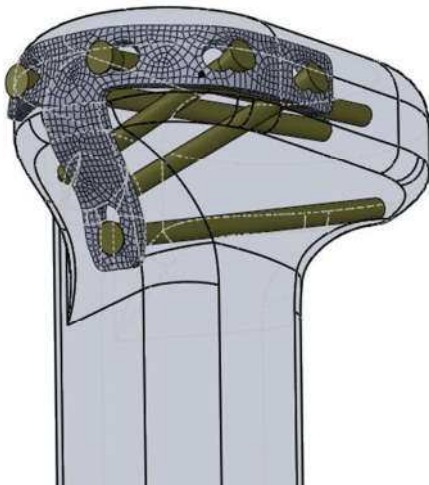
O Software STAMPACK® foi utilizado para moldar virtualmente a placa em 3 dimensões, em conformidade com a anatomia proximal da tíbia. Os furos rosqueados tiveram suas direções definidas no modelo tridimensional moldado, Figuras 50.

Figura 50: Placa em semi-anel moldada.



Fonte: Cândido et al., 2015

Figura 51: Parafusos fixos na placa com direções divergentes e sem conflito espacial.



Fonte: Cândido et al., 2015

Após o processo de modelagem virtual, a placa foi anatomicamente impressa, em liga de titânio Ti-6Al-4V no Laboratório Biofabris/UNICAMP, Figura 52.

Figura 52: Placa impressa em liga de titânio (Ti-6Al-4V) conforme a anatomia da borda do planalto tibial lateral



6.2 Fixação dos parafusos na placa em semi-anel

Os parafusos foram fixados em três corpos de prova do novo implante. Na análise macroscópica observou-se que os parafusos rosqueados nas placas mantiveram suas posições e direções, conforme pré-estabelecidas pelos furos, nos três conjuntos avaliados, Figuras 53, 54 e 55.

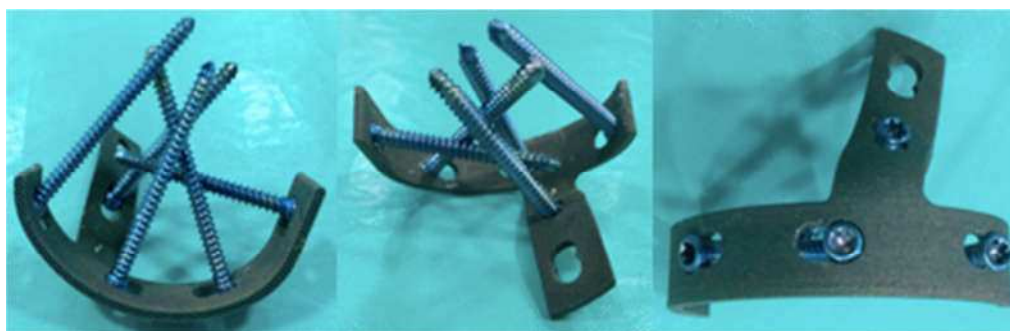
Figura 53 Parafusos rosqueados e fixos nas placas em semi-anel. Visão em perfil.



Figura 54: Parafusos rosqueados e fixos nas placas em semi-anel. Visão superior.



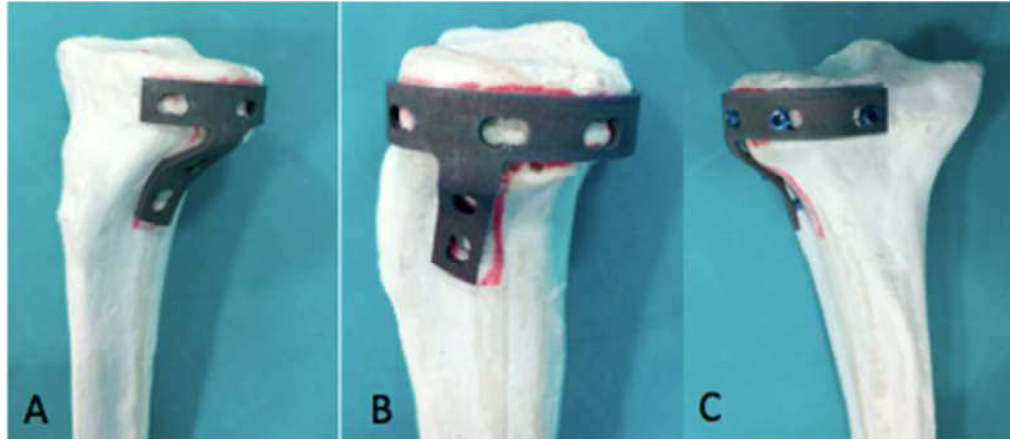
Figura 55: Os furos rosqueados da placa, com direções pré-determinadas, fazem com que não haja conflito espacial entre os parafusos.



6.3 Congruência entre a geometria da placa e a borda do planalto tibial lateral

A placa foi adaptada à borda lateral e póstero-lateral da região proximal da tíbia, adjacente à superfície articular do planalto tibial lateral. Pôde ser observado uma excelente congruência entre a morfologia do implante e a anatomia da borda lateral e póstero-lateral do planalto tibial em osso sintético, Figura 56.

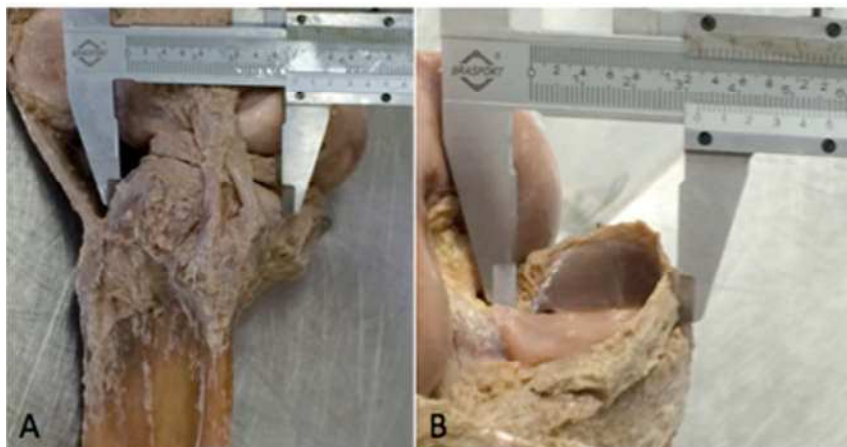
Figura 56: Congruência entre o implante e o osso sintético. A) Vista ântero-lateral. B) Vista lateral. C) Vista pósterio-lateral.



6.4 Mensuração dos diâmetros do planalto tibial lateral

As peças anatômicas, fornecidas para o estudo pelo LAH/FAMED/UFU, foram mensuradas em seus diâmetros sagital (ântero-posterior) e frontal (médio-lateral), com paquímetro com resolução de 0,5 mm., Figura 57.

Figura 57: Mensuração dos diâmetros do planalto lateral nos planos frontal e sagital. A) Plano sagital: ântero-posterior. B) Plano frontal: médio lateral.



Estas medidas foram aferidas em dez peças anatômicas (joelhos) do LAH/FAMED/UFU. Não houve distinção de gênero, raça, idade e altura dos

cadáveres, uma vez que estes dados não são disponibilizados pelo LAH/FAMED/UFU. As medidas estão na Tabela 3. As medidas das dimensões nos planos frontal e sagital do planalto tibial lateral foram realizadas a partir de pontos de referência pré-determinados. Tais pontos de referência para aferição dos diâmetros frontal e sagital foram, respectivamente, a borda medial da espinha tibial e a cortical lateral e as corticais anterior e posterior do planalto tibial lateral.

As características físicas da liga Ti-6Al-4V permitem uma deformação elástica linear do corpo de prova de até 14%. Sabe-se que a deformação de um corpo metálico ocorre preferencialmente e em maior intensidade no sentido lateral, portanto a variação de deformação elástica é maior lateral do que longitudinalmente. Por outro lado, entretanto, a taxa de deformação de um corpo metálico depende da liga utilizada, do processo de fabricação e das dimensões do implante. Fizemos a extrapolação dessa variação de deformação linear para a deformação lateral da placa. Pudemos observar que a placa em semi-anel, dentro dos limites da deformação elástica, poderia sofrer uma variação de 6.5 mm em seu diâmetro ântero-posterior.

O cálculo da taxa de deformação da placa para adaptação às variações das dimensões do planalto tibial lateral baseou-se nos valores de referência do tamanho médio do planalto tibial lateral, a partir dos quais a placa em semi anel foi projetada.

A média do percentual de deformação necessária a uma boa adaptação da placa ao osso foi de 5,74% na direção ântero-posterior e 15,5% na direção médio-lateral. No entanto, a taxa de deformação elástica lateral pode ser superior a 50%, dependendo do comprimento da placa.

Tabela 3: Dimensões dos diâmetros do planalto lateral em 10 peças anatômicas (joelhos) e taxas de deformação da placa em semi-anel.

Peça	Dimensões (mm)		Taxas de Deformação (%)	
	Antero-posterior	Médio-lateral	Antero-posterior	Médio-lateral
1	46,0	37,0	2,13	23,33
2	50,0	37,0	6,38	23,33
3	46,5	34,5	1,06	15,00

4	53,5	36,5	13,83	21,67
5	46,5	35,0	1,06	16,67
6	49,0	33,5	4,26	11,67
7	48,0	35,0	2,13	16,67
8	38,0	29,0	19,15	3,33
9	48,5	33,0	3,19	10,00
10	45,0	34,0	4,26	13,33
Média	47,10	34,0	5,74	15,50
Desvio Padrao	3,81	2,25	5,71	6,01

Estes resultados e uma análise qualitativa possibilitaram inferir que é possível obter uma boa adaptação da placa no contorno lateral e pósterio-lateral do planalto tibial lateral de cada uma das peças anatômicas, como mostrado nas Figuras 58 e 59. Deve-se destacar que estes níveis de deformação e a adaptação das placas nas estruturas ósseas devem ser reavaliados para placas fabricadas por outro processo de fabricação.

Figura 58: Placa fixada ao osso com parafusos 3.5 mm. A) Vista anterior; B) Vista ântero-lateral; c) Vista lateral e d) Vista pósterio-lateral.

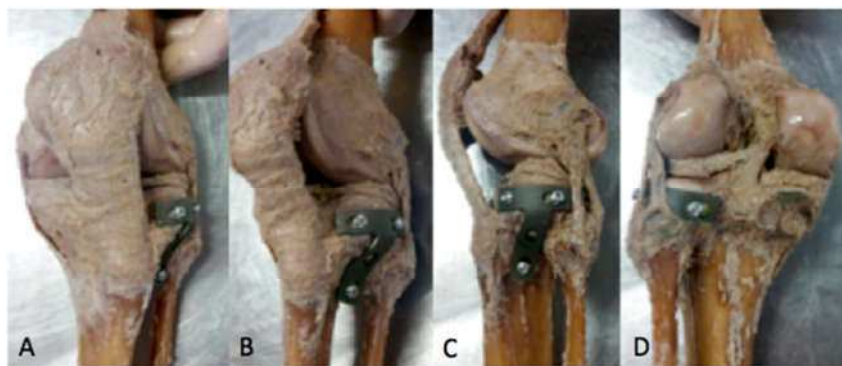
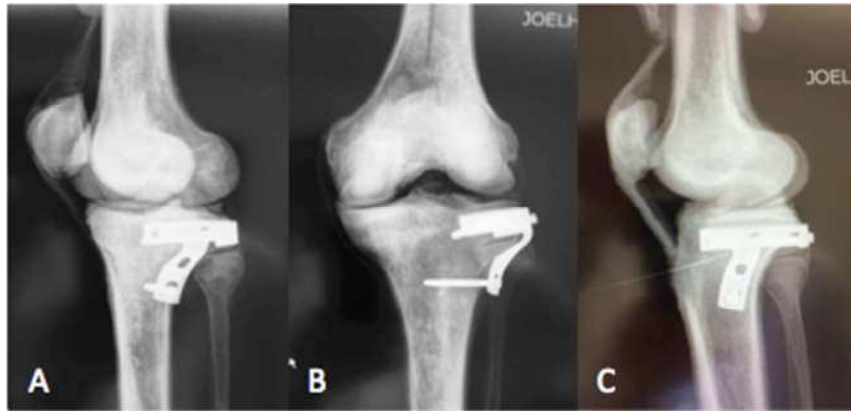


Figura 59: Radiografias em peças anatômicas. A) Incidência oblíqua; B) Incidência frontal. C) Incidência sagital.



6.5 Fixação da placa em semi-anel em osso sintético e peças anatômicas

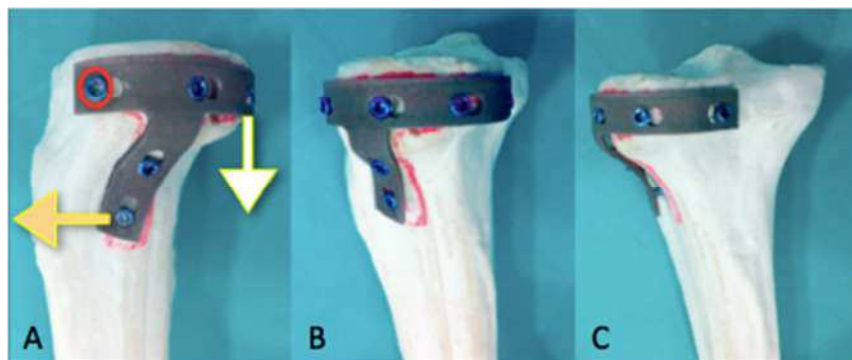
A placa foi fixada com parafusos corticais 3.5 mm rosqueados em seus furos. Os parafusos são direcionados para a região anterior do planalto lateral, bem como para o planalto tibial medial. Estas regiões, nas fraturas tipo I, II ou III de Schatzker, apresentam osso íntegro, favorecendo a ancoragem dos parafusos ao osso e consequentemente oferecendo estabilidade à osteossíntese, Figura 60.

Figura 60: Fixação da placa ao osso sintético. Parafusos em direções e espaços diferentes.



A placa adaptou-se bem e mostrou ser estável quando fixada ao osso . O braço vertical foi projetado de forma a impedir o movimento de rotação da placa no plano sagital, inferindo que possa evitar a perda da redução das fraturas posteriores do planalto tibial lateral, diante das forças axiais atuantes. O braço horizontal atinge a região posterior do planalto tibial, possibilitando a fixação da cortical pósterolateral, Figura 61.

Figura 61: Fixação da placa ao osso sintético. A) Adaptação do braço horizontal da placa à região anterior do planalto tibial. A seta branca representa as forças axiais que atuam sobre a superfície articular. A seta amarela mostra a possível rotação da placa no plano sagital ao redor do fulcro (círculo vermelho) B) Vista lateral. C) Vista posterior.



As radiografias realizadas com a placa fixada em osso sintético e nas peças anatômicas mostraram que os implantes se adaptam anatomicamente na borda lateral do planalto tibial e que os parafusos não sofreram conflito em suas direções ao serem inseridos no osso, Figuras 62 e 63.

Figura 62: Radiografias da placa fixada em osso sintético com parafusos de bloqueio 3.5 mm. A) Plano frontal. B) Plano sagital.

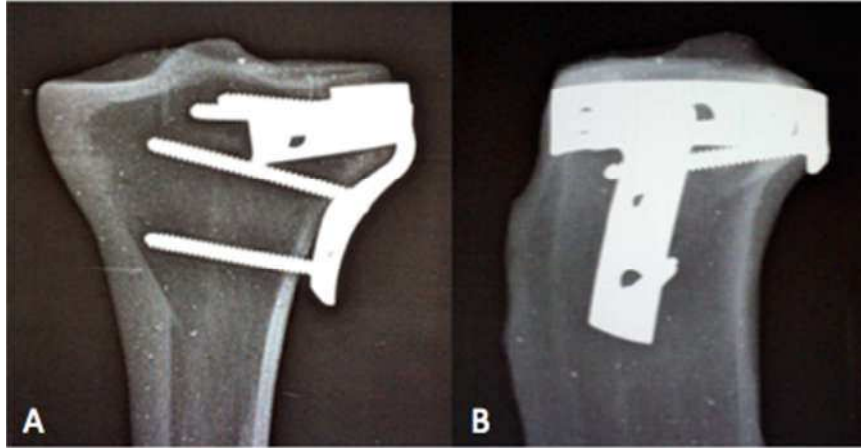
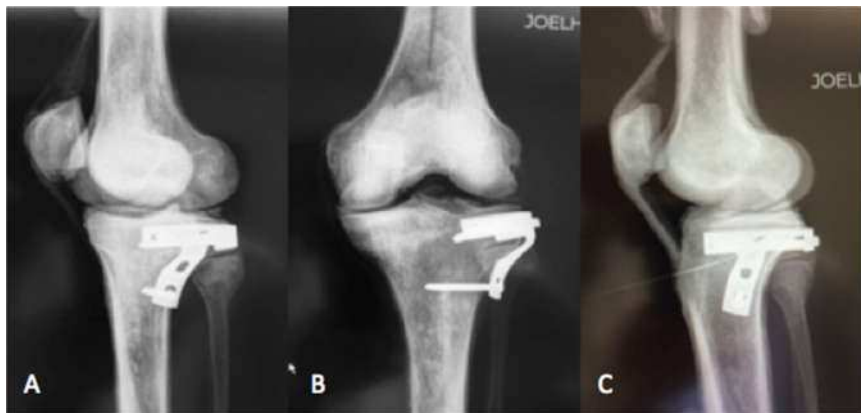


Figura 63: Radiografias da placa fixada em osso humano (peças do LAH/FAMED/UFU - Joelho esquerdo) com parafusos de bloqueio 3.5 mm. A) Incidência oblíqua interna. B) Incidência frontal. C) Incidência em perfil.

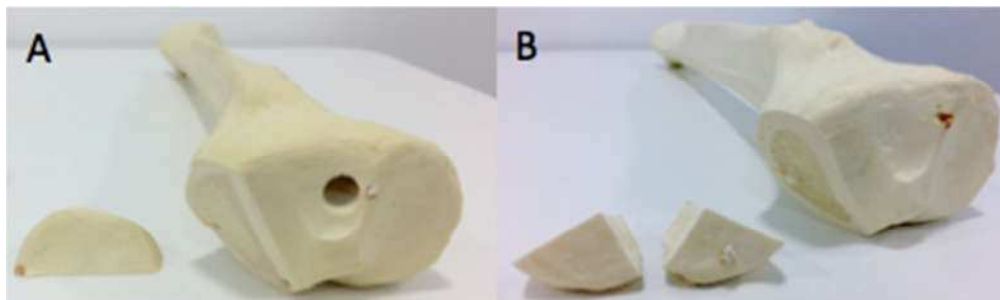


6.6 Simulação e fixação de fraturas laterais e póstero-laterais em osso sintético

Foram simulados dois tipos de fraturas no planalto tibial lateral em osso sintético. Uma fratura com fragmento único e outra com fragmento duplo, exemplificando uma fratura cominutiva (multifragmentada). Os pontos de referência para o corte ósseo foram a borda anterior e posterior do planalto tibial lateral e um

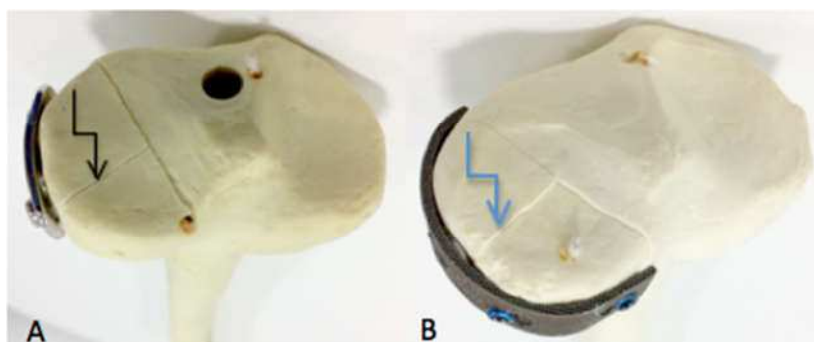
ponto médio, no plano sagital, na transição entre a metáfise e a diáfise da tíbia, Figura 64.

Figura 64: A) Fratura lateral com traço de fratura se estendendo de anterior a posterior (fragmento único). B) Fratura lateral com comprometimento da região anterior e posterior do planalto lateral, porém com fragmento duplo.



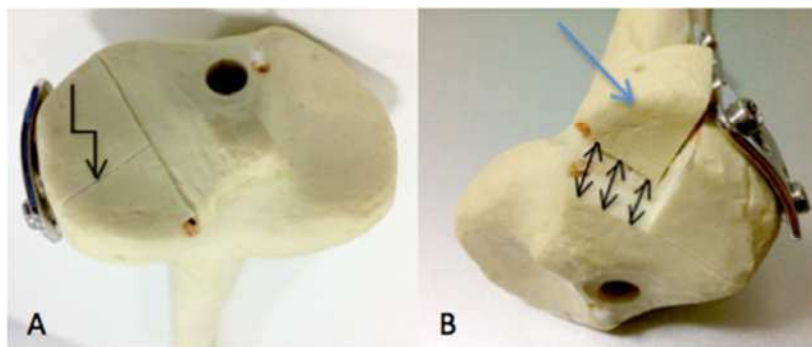
Ambas as fraturas foram fixadas com a placa em L convencional e a placa em semi-anel. Pudemos verificar que a placa em L convencional estabiliza adequadamente as fraturas com fragmento único e a fixação com a placa em semi-anel permite nos inferir sobre a estabilidade mecânica da osteossíntese em fraturas multifragmentadas, Figura 65.

Figura 65: A) Fratura lateral e póstero-lateral, com fragmento único, fixada com placa em L convencional. Seta preta, mostra a linha que separa a região anterior da posterior do planalto lateral. B) Fratura do planalto tibial lateral, com fragmento duplo fixada com placa em semi-anel. Seta azul mostra o traço de fratura que separa os fragmentos em anterior e posterior na superfície articular.



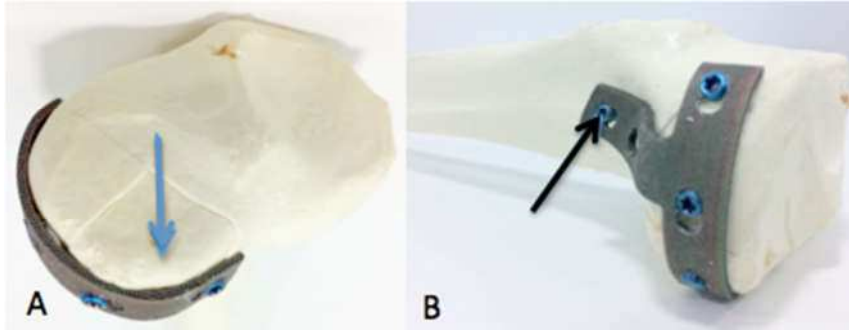
A placa em L convencional fixa e estabiliza a fratura que compromete a região anterior do planalto lateral. Pode estabilizar a fratura que se estende à região posterior, desde que haja continuidade entre os fragmentos da zona anterior e posterior da superfície articular. Naquelas onde o fragmento posterior esteja separado, a placa não o estabiliza, levando à perda da redução da fratura, Figura 66.

Figura 66: A) Fratura lateral / pótero-lateral, com fragmento único, fixada com placa em L convencional. Seta preta mostrando a linha que separa a região anterior e posterior da superfície articular. b) Fratura do planalto tibial lateral, com fragmento duplo, fixada com placa em L convencional. Seta azul mostra o fragmento pótero-lateral e as setas pretas a incongruência da superfície articular.



A placa em semi-anel, ao contrário da placa em L convencional, fixa e estabiliza a região pótero-lateral do planalto tibial, inclusive as fraturas multifragmentadas, Figura 67.

Figura 67: A) Vista superior. Seta azul mostra o fragmento posterior do planalto lateral fixado e estabilizado pela placa em semi-anel. B) A placa em semi-anel engloba toda a borda lateral e pótero-lateral do planalto tibial. A seta preta mostra o braço vertical da placa extendendo-se até a diáfise da tíbia.



6.7 Radiografias do osso sintético e peça anatômica. Fraturas fixadas com a placa em semi-anel em osso sintético.

Radiografias foram realizadas em ossos sintéticos e joelhos de cadáveres, com simulação de fraturas póstero-laterais (cortes ósseos com micro-serra) nas peças sintéticas. As fraturas foram fixadas com a placa em semi-anel, obtendo, sob visão radiográfica, excelente coaptação entre a borda lateral e póstero-lateral do planalto tibial e a placa, bem como congruência entre os fragmentos articulares reduzidos. Os parafusos inseridos não se confluíram para pontos espaciais comuns, não tendo, portanto, conflito espacial entre os mesmos, Figura 68 e 69.

Figura 68: Radiografias do osso sintético. A) Plano frontal. B) Plano sagital.

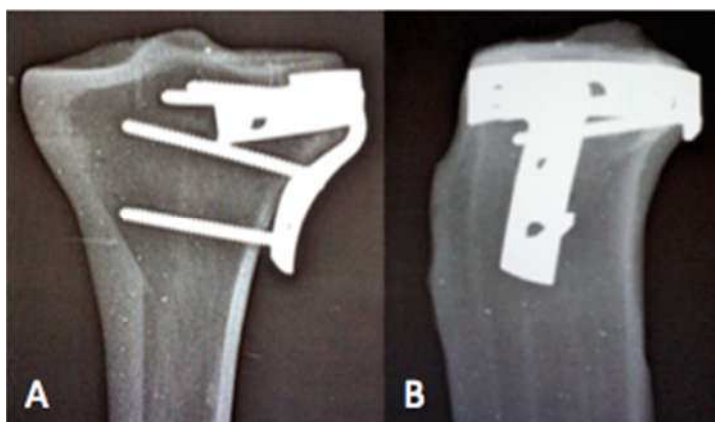


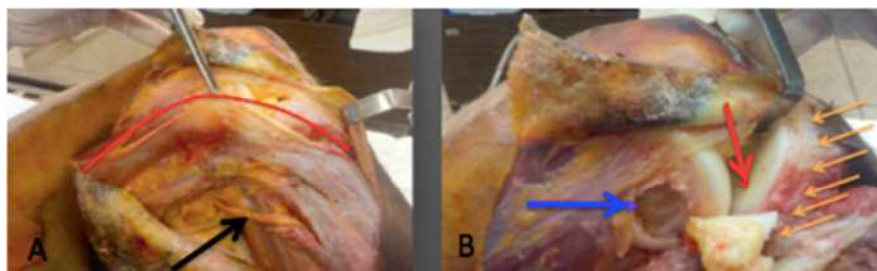
Figura 69: Peça anatômica (Joelho). A) Radiografia em AP (Ântero-Posterior) e B) Radiografia em Perfil.



6.8 Vias de acesso para abordagem póstero-lateral e inserção da placa em semi-anel.

A via de acesso lateral com osteotomia do epicôndilo lateral do fêmur permite excelente visualização do planalto tibial lateral, inclusive da sua região posterior, Figura 70.

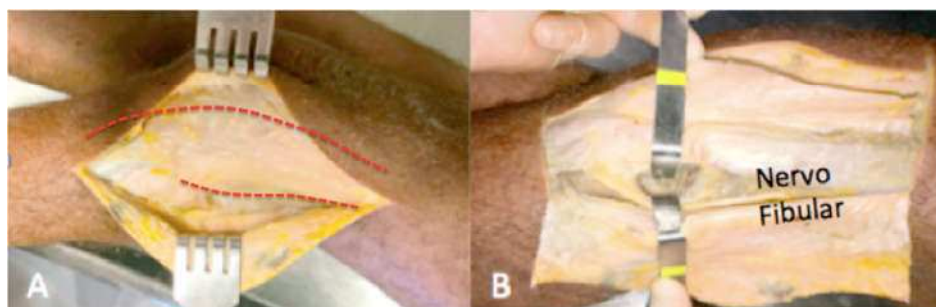
Figura 70: Acesso cirúrgico lateral com osteotomia do epicôndilo lateral do fêmur. A) linha vermelha mostra a incisão do Trato Ílio Tibial (TIT). Seta preta mostra o nervo fibular dissecado. B) Seta azul: Osteotomia do epicôndilo lateral do fêmur; Seta vermelha: Superfície articular do planalto lateral.



Houve, no entanto, necessidade do acesso posterior acessório para colocação do parafuso posterior.

O acesso cirúrgico desenvolvido no estudo, em cadáver do LAH/FAMED/UFU, para fixação da placa em semi-anel na borda lateral e pósterolateral do planalto tibial foi a via de acesso lateral modificada. À via de acesso originalmente descrita associamos um pequeno acesso posterior acessório para inserção do parafuso posterior. Para a incisão da pele os parâmetros anatômicos utilizados foram um ponto intermediário entre o tubérculo de gerdy e a cabeça da fíbula (5 cm distal à linha articular) e o epicôndilo lateral do fêmur (5 cm proximal à linha articular). Disseca-se o Nervo Fibular, localizado posteriormente ao tendão do bíceps femoral, para protegê-lo de traumatismos cirúrgicos. A modificação técnica, em relação à via descrita por Lobenhoffer et al. (1997), foi a abordagem posterior entre o tendão do bíceps femoral e a cabeça medial do gastrocnêmio, Figura 71.

Figura 71: Acesso lateral, expondo o TIT. Linhas pontilhadas em vermelho mostra os pontos de incisão do TIT e do ponto de acesso posterior. B) Incisão longitudinal do TIT e dissecação do nervo fibular.



Uma vez realizada a dissecação sub-cutânea, expondo o TIT e o tendão do bíceps femoral, incisa-se longitudinalmente o TIT e desinsere-o do tubérculo de Gerdy em continuidade com o músculo tibial anterior, Figura 72.

Figura 72: Dissecção do TIT em continuidade com o músculo Tibial Anterior.



Disseca-se o LCL e o TP, bem como o epicôndilo lateral do fêmur, preparando e demarcando o ponto anatômico para a realização da osteotomia do epicôndilo lateral, Figura 73.

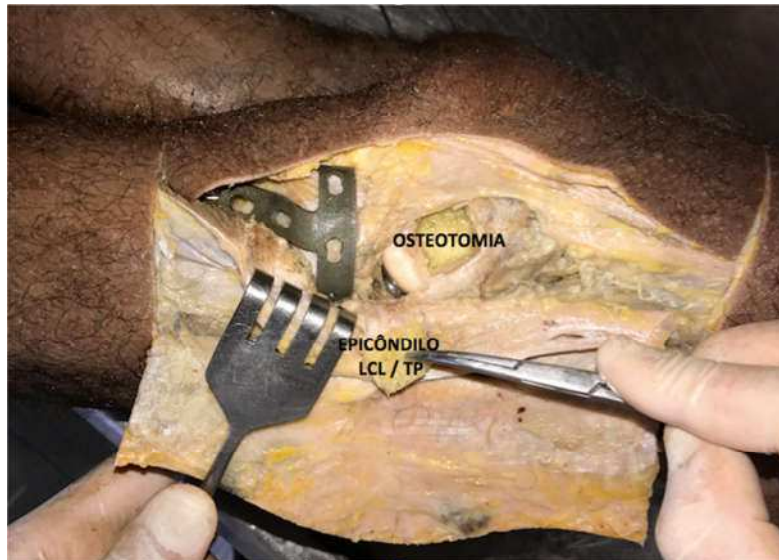
Figura 73: Dissecção do Ligamento Colateral Lateral (LCL) e do Tendão do Poplíteo (TP).



Após ser demarcada a região anatômica faz-se a osteotomia do epicôndilo lateral do fêmur, mantendo o fragmento ósseo do epicôndilo aderido ao LCL e TP. O

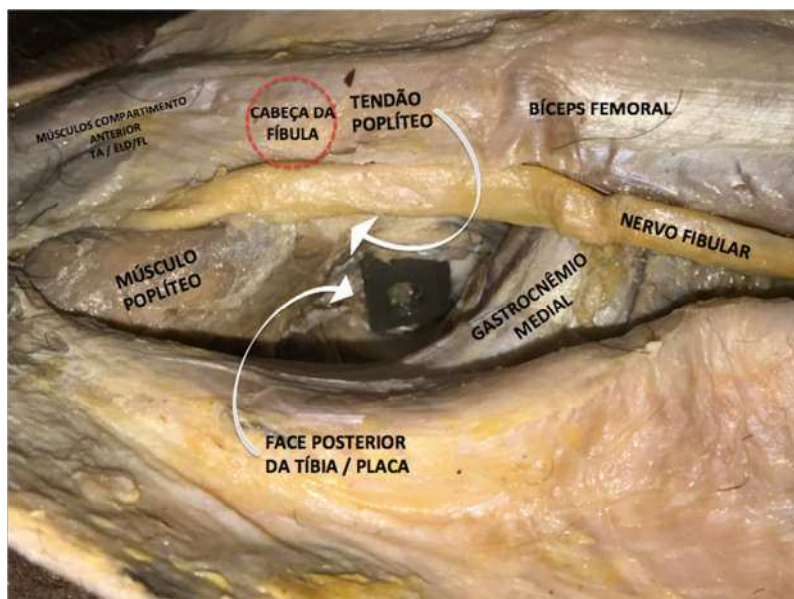
menisco lateral é desinserido e elevado para melhor exposição da superfície articular, Figura 74.

Figura 74: Osteotomia do epicôndilo lateral e inserção da placa em semi-anel.



A figura 75 mostra a interrelação anatômica entre a porção posterior da placa e as estruturas póstero laterais o joelho. Observa-se que a placa está sob o tendão do bíceps femoral, nervo fibular e cabeça medial do gastrocnêmio.

Figura 75: Relação das estruturas anatômicas posteriores com a borda posterior do planalto tibial.



A via lateral com osteotomia do epicôndilo lateral do fêmur permite visão direta da porção posterior do planalto tibial e uma fácil inserção e fixação da placa em semi-anel na borda lateral do planalto tibial, Figura 76. Para fixação da placa à cortical posterior do planalto tibial lateral foi necessário a realização de um pequeno acesso posterior acessório, que permitiu visualização direta da placa e a fixação do parafuso, Figura 77.

Figura 76: Via de acesso lateral. Placa fixada com parafusos bloqueados 3.5 mm.

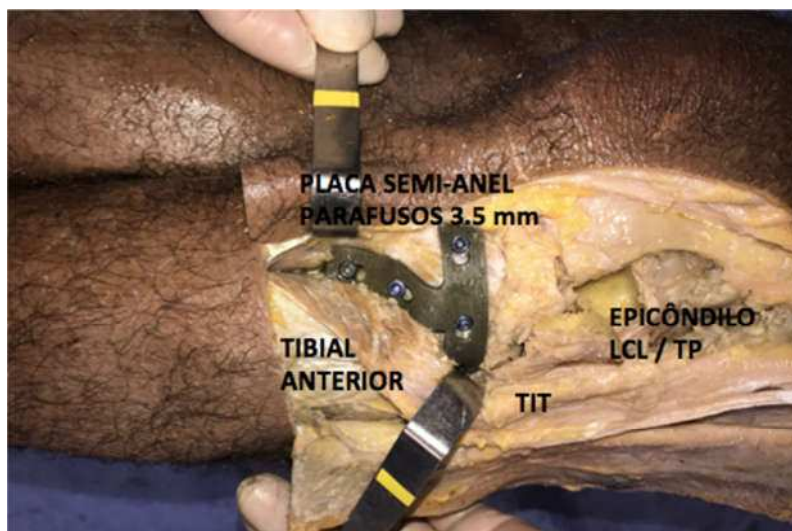


Figura 77: Via de acesso posterior acessória. Fixação do parafuso ao furo rosqueado posterior da placa em semi-anel.



7. DISCUSSÃO

As fraturas póstero-laterais devem receber atenção especial, uma vez que são lesões de relevante incidência dentre as fraturas do planalto tibial (Jöckel et al., 2013). A geometria da placa em semi-anel, desenvolvida em nosso estudo, possibilitou a fixação das fraturas laterais e póstero-laterais do planalto tibial nos ensaios realizados. As dimensões do braço horizontal permitem sua passagem sobre a cabeça da fíbula chegando à parede posterior do planalto tibial. Estes aspectos e os testes realizados, fixando fraturas simuladas em osso sintético, com controle radiográfico, nos permite inferir que o implante é adequado ao tratamento das fraturas póstero-laterais do planalto tibial.

O tratamento inicial das fraturas do planalto tibial depende da condição fisiológica do paciente, do padrão morfológico da fratura e do estado das partes moles ou envelope de cobertura (pele, subcutâneo) do joelho. As fraturas decorrentes de trauma de alta energia podem ser consideradas como “tecidos moles gravemente comprometidos pela energia do trauma, cobrindo um osso fraturado” (PRAT-FABREGAT et al., 2016). Diante do estado de comprometimento do envelope de cobertura pode haver a necessidade da instalação de um fixador externo para tratamento provisório das partes moles. Este tempo permite a cicatrização e a possibilidade de planejar um acesso cirúrgico adequado ao padrão morfológico da fratura. Deve-se, então, planejar com muito cuidado o sítio de instalação dos pinos do fixador externo para que não seja inviabilizada a realização de uma via de acesso adequada ao tratamento da fratura (THOMAS et al., 2009). O tratamento com fixador externo circular pode ser indicado como um método alternativo em casos de graves e críticas condições do envoltório de partes moles. A fixação externa é menos invasiva, entretanto a redução indireta da fratura, que se aplica ao método, não oferece condições adequadas para que se possa realizar a redução anatômica da superfície articular (JANSEN et al., 2013; CHAN et al., 2012). A placa em semi-anel, por apresentar dimensões mais reduzidas em relação às placas convencionais, permite a fixação das regiões lateral e posterior do planalto tibial por via de acesso anatômica. Por se tratar de um implante de menores dimensões a dissecação das estruturas posterolaterais, para a via de acesso, permite

uma visualização direta da região lateral e posterior do planalto tibial, facilita a colocação do implante, preservando a biologia local.

As fraturas do planalto tibial variam quanto à sua morfologia, à gravidade e ao prognóstico, podendo levar à intensa limitação funcional. A correta interpretação do mecanismo de trauma e do padrão morfológico da fratura são decisivos no planejamento terapêutico dessas graves lesões do aparelho locomotor. Detalhes do aspecto das partes moles que envolvem a articulação e imagens adequadas para minuciosa avaliação da fratura é fundamental para conhecimento da anatomia e adequado tratamento da lesão óssea (THOMAS et al., 2009). O implante desenvolvido, e objeto deste estudo, foi dimensionado de forma a se adequar à complexidade anatômica da região pósterio-lateral do joelho, permitindo sua inserção e fixação no osso por via de acesso lateral e posterior acessória. A via de acesso lateral e posterior acessória permite uma dissecação que preserva a integridade anatômica e biológica das estruturas laterais e pósterio-laterais do joelho.

As fraturas pósterio-laterais do planalto tibial estão envoltas pela cabeça da fíbula, músculos, ligamentos, vasos e nervos. Esta complexidade anatômica tornam difíceis a abordagem articular, a redução e a fixação das fraturas posteriores pelos acessos cirúrgicos convencionais (CHO et al., 2016). A geometria da placa em semi-anel permite, apesar da complexidade anatômica da região pósterio lateral do joelho, por meio de vias de acesso lateral com osteotomia do epicôndilo lateral do fêmur e via posterior acessória, a fixação da placa na borda lateral e posterior planalto tibial.

Diante das frequentes complicações apresentadas e os resultados funcionais sempre aquém da expectativa do paciente e da equipe médica, foram desenvolvidos os primeiros implantes para osteossíntese (FRIGG et al., 2001). Em busca de cirurgias mais preservadoras, privilegiando o aspecto biológico da osteossíntese, iniciou se, em 1989, o desenvolvimento dos sistemas de placas bloqueadas. Nestes sistemas o parafuso bloqueia na placa e não a comprime contra o osso, o que preserva a vascularização e a biologia óssea, facilitando a consolidação e evitando complicações (FRIGG et al., 2001). Os implantes modulares, onde os parafusos não são fixos às placas, levam à estabilidade da osteossíntese por meio de compressão e atrito entre a interface implante-osso. Isto agride a biologia local, inviabilizando a circulação periosteal sob a placa (FRIGG et al 2001). Nos sistemas de placas bloqueadas (LCP - Locking Compression Plate) os parafusos são rosqueados à placa. A estabilização da osteossíntese ocorre pela transferência de forças do osso

para a placa através dos parafusos a ela bloqueados. É um sistema mais biológico, uma vez que não há necessidade de comprimir a placa contra o osso, preservando toda a vascularização periosteal (FRIGG et al., 2001). A placa desenvolvida em nosso estudo apresenta furos conjugados, onde pode se utilizar, conforme a necessidade intra-operatória, tanto parafusos de compressão quanto os de bloqueio, dando-se preferência sempre para o sistema bloqueado.

O uso de fixadores externos como alternativa de tratamento geralmente leva à rigidez articular por causa da mobilização tardia da articulação do joelho (PRASSAD et al., 2013). O tratamento por redução aberta e fixação interna com uma ou duas placas através de uma extensa incisão na linha média pode provocar graves lesões dos tecidos moles, causando desvascularização dos fragmentos ósseos e consequente aumento nos riscos de retardo de consolidação ou de complicações de partes moles (PATIL et al., 2006). A placa em semi-anel elimina a necessidade de associação de implantes para fixação óssea na região postero-lateral do planalto tibial. A geometria da placa, com seus braços horizontal e vertical permitem fixar a fratura (simulada em osso sintético) em toda a extensão lateral e posterior do planalto tibial, bem como conferir estabilidade à osteossíntese nos planos frontal e sagital.

Existem estudos mostrando que a estabilidade de quatro parafusos de 3.5 mm colocados paralelamente sob o osso cortical da superfície articular conferem maior resistência biomecânica à osteossíntese do que dois parafusos esponjosos 6.5 mm, como utilizados nas placas convencionais (PATIL et al., 2006). A placa em semi-anel apresenta possibilidade para quatro parafusos de 3.5 mm rosqueados a ela, conferindo, portanto, maior estabilidade à osteossíntese.

Cho et al. (2016) propôs, em seu estudo, uma nova técnica de tratamento para as fraturas póstero-laterais (FPL) cominutivas (multifragmentadas). A fratura foi abordada por via de acesso pósterio-lateral, reduzida e fixada com placa em aro. Para as fraturas pósterio-laterais foi necessário uma segunda placa anti-cisalhamento, pois a placa em aro não conferiu estabilidade biomecânica suficiente à osteossíntese. O implante desenvolvido em nosso estudo apresenta um braço vertical com dois furos rosqueados para fixação com parafusos 3,5 mm na transição da diáfise com a metáfise proximal da tíbia. A fixação do braço vertical, distal à fratura, permite maior estabilidade biomecânica da osteossíntese, por impedir o movimento rotacional no plano sagital, o que ocorre com a placa em aro. A

geometria da placa em semi-anel e a disposição intra-óssea dos parafusos faz com que uma segunda placa não seja necessária para garantir a estabilidade da osteossíntese.

Atualmente, a placa de sustentação tibial convencional é a mais utilizada para o tratamento das fraturas póstero-laterais do Platô Tibial. Porém, apesar de ser eficiente na maioria dos tratamentos, ela possui algumas desvantagens relacionadas à sua geometria. O braço horizontal da placa em L convencional é curto e mais largo, impedindo que passe sobre a cabeça da fíbula e não alcança a região posterior (CÂNDIDO et al., 2015). Chen et al., (2015) publicou um estudo em que propõe, por meio de modelagem por elementos finitos, o desenvolvimento de duas placas para tratamento da fraturas laterais e póstero-laterais do planalto tibial. A placa desenvolvida para a região póstero-lateral fixa apenas o fragmento posterior. A placa em semi-anel engloba toda a extensão anterolateral e posterior do planalto tibial, o que permite a fixação óssea posterior.

A geometria da placa em semi-anel é o seu grande diferencial, pois permite a fixação óssea lateral e posterior do planalto tibial. Seu braço vertical confere estabilidade rotacional no plano sagital. Suas dimensões reduzidas permitem uma osteossíntese estável e biológica. Os processos técnicos relacionados ao desenvolvimento dos implantes e técnicas cirúrgicas estão em rápida e constante evolução. A placa em semi-anel está sendo desenvolvida para ser mais um item, no arsenal terapêutico, que visa facilitar o processo de tratamento das fraturas laterais e póstero-laterais do planalto tibial. Este implante (placa em semi-anel) é específico para tratamento, sobretudo, de fraturas póstero-laterais, facilitando a fixação das mesmas e conferindo estabilidade mecânica à osteossíntese. A placa em estudo possui menores dimensões e se compatibiliza com a complexa anatomia ósteo-ligamentar e neuro-vascular da região lateral e posterolateral do joelho.

Segundo Bauer (2007), a liga Ti-6Al-4V possui excelentes propriedades mecânicas pelo fato do alumínio ser um estabilizador da fase alfa e o vanádio da fase beta. Na fase Alfa o titânio mantém sua organização micro-estrutural (estrutura cristalina hexagonal) até a 820 graus Celsius e na fase Beta (estrutura cúbica) até a 1820 graus Celsius. Isto faz com que as duas fases coexistam nesta liga à temperatura ambiente. O módulo de elasticidade desta liga, de acordo com Nag e Banerjee (2012), é igual a 110 GPa. Seu limite elástico está entre 850-900 Mpa e a resistência à tração está entre 960-970Mpa. 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 a 0,3 (PIREZ; BIERHALZ; MORAS, 2015). Segundo a norma NBR ISO 5832 as propriedades físicas do titânio permitem uma deformação elástica longitudinal. O módulo de elasticidade do titânio é de 110 Gpa e pode sofrer deformação elástica de 11% a 14% (COMPLETO et al., 2006). Em consonância com as dimensões da placa e o coeficiente de elasticidade da liga Ti-6Al-4V, infere-se que a deformação elástica que a placa em semi-anel pode sofrer para se adaptar às variações de diâmetro dos diferentes joelhos é de aproximadamente 5,00 mm a 6,50 mm. A despeito da variação do diâmetro antero-posterior entre as peças anatômicas analisadas, observa-se que há congruência na interface osso-implante.

8. CONCLUSÃO

As avaliações dos níveis de congruência e estabilidade realizadas neste estudo in vitro mostraram que o implante desenvolvido apresenta dimensões e geometria que permitem a congruência entre a morfologia da placa e a anatomia óssea, capsulo-ligamentar e neuro-vascular da região lateral e pósterio-lateral do joelho.

A via de acesso lateral associada a uma pequena via posterior acessória permite a inserção sem traumas adicionais às partes moles e a fixação com parafusos bloqueados na borda lateral e pósterio-lateral da borda do planalto tibial.

Para validação final da nova placa são necessários estudos adicionais relativos à sua resistência mecânica, bem como, de seu comportamento biomecânico feito através de estudos clínicos.

Sugerimos, como estudos futuros, a aplicação clínica do método de tratamento, utilizando a placa em semi-anel.

9 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

ALBUQUERQUE, R. P.; HARA, R.; PRADO, J.; SCHIAVO, L.; GIORDANO, V.; AMARAL, N. P.. Epidemiological study on tibial plateau fractures at a level I trauma center. **Acta Ortop Bras.**, v. 21, n. 2, p. 109-15, 2013.

AMB/CFM - Associação Médica Brasileira /Conselho Federal de Medicina. **Projeto Diretrizes: Fratura do Planalto Tibial**. Luciano RC, Krause M, Skaf AY. (Orgs). Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia Colégio Brasileiro de Radiologia, 2007, 10 p.

BAUER, J. R. O.. **Propriedades mecânicas do Titânio comercialmente puro e da Liga Ti-6Al-4V em diferentes ambientes**. (Tese). Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo. São Paulo, 62 p., 2007.

BOWERS, A. L.; HUFFMAN, G. R.. Lateral femoral epicondylar osteotomy: an extensile posterolateral knee approach. **Clin Orthop Relat Res.**, v. 466, p. 1671–1677, 2008.

BUCHOLZ, R. W.; HECKMAN, J. D.; COURT-BROWN, C. M.. **Rockwood & Green's fractures in adults**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 7 ed., v. 1, 2010, 1275 p.

BURDIN, G.. Arthroscopic management of tibial plateau fractures: Surgical technique. **Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research**, 99S, S208-S218, 2013.

CÂNDIDO, I. F.; ARAUJO, C. A.; LUCIANO, R. C.; CARDOSO, R. G.. **Avaliação da Estabilidade da Fixação de Fraturas Póstero-Laterais do Platô Tibial**. In: V ENEBI - Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica, Uberlândia. 2015.

CHAHLA, J. et al. Posterolateral Corner of the Knee: Current Concepts. **The Archives of Bone and Joint Surgery**, v. 4, n. 2, p. 97-103, 2016.

CHAN C., et al.. Comparison of outcomes of operatively treated bicondylar tibial plateau fractures by external fixation and internal fixation. **Malays Orthop J.**, v. 6, n. 1, p. 7-12, 2012.

CHANG, S-M.; HU, S-J.; ZHANG, Y.-Q.; YAO, M.-W.; MA, Z.; WANG, X., et. al.. A surgical protocol for bicondylar four-quadrant tibial plateau fractures. **International Orthopaedics**, v. 38, Issue 12, p. 2559-2564, 2014. DOI 10.1007/s00264-014-2487-7.

CHEN, H.; CHANG, S.; PAN, J. Recent progress in the diagnosis and treatment of posterior tibial plateau fractures. **International Journal of Clinical and Experimental Medicine**, v. 8, n. 4, p. 5640-5648, 2015.

CHEN, P.; LU, H.; SHEN, H.; WANG, W.; NI, BINBIN.; CHEN, J.. Newly Designed Anterolateral and Posterolateral Locking Anatomic Plates for Lateral Tibial Plateau Fractures: A Finite Element Study. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, p. 12-35, 2017. DOI 10.1186/s13018-017-0531-1.

CHO, J.-W.; SAMAL, P.; JEON, Y.-S.; OH, C.-W.; OH, J.-K.. Rim Plating of Posterolateral Fracture Fragments (PLFs) Through a Modified Anterolateral Approach in Tibial Plateau Fractures. **J Orthop Trauma**, v. 30, p. e362-e368, 2016.
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.

FINEBERG, M. S.; ZARINS, B.; SHERMAN, O. H.. Current concepts: practical considerations in anterior cruciate ligament replacement surgery. **Arthroscopy**, v. 16, p. 715-724, 2000.

FLANDRY, F.; HOMMEL, G.. Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee. **Sports Med Arthrosc Rev**, v. 19, p. 82-92, 2011.

FRIGG, R.; APPENZELLER, A.; CHRISTENSEN, R.; FRENK, A.; GILBERT, S.; SCHAVAN, R.. The development of the distal femur Less Invasive Stabilization System (LISS). **Injury, Int. J. Care Injured.**, v. 32, S-C-24-31, 2001.

GARNER, M. R.; WARNER, S. J.; LORICH, D. G.. Surgical Approaches to Posterolateral Tibial Plateau Fractures. **J Knee Surg.**, v. 29, p. 12-20, 2016. doi: 10.1055/s-0035-1564731

GIANNOTTI, S.; GIOVANNELLI, D.; DELL'OSSO, G.; BOTTAI, V.; BUGELLI, G.; CELLI, F.; et. al.. Angular stable plates in proximal meta-epiphyseal tibial fractures: study of joint restoration and clinical and functional evaluation. **Musculoskelet Surg.**, n. 100, p. 15-18, 2016. DOI 10.1007/s12306-015-0389-5

GOLDBLATT, J. P.; RICHMOND, J. C.. Anatomy And Biomechanics Of The Knee. **Operative Techniques in Sports Medicine**, v. 11, n. 3, pp 172-186, 2003.

HAYASAKI, C. L.; SOUSA, É. A. C.. **Modelagem de estruturas ósseas e próteses através do método dos elementos finitos**. In: XIII SIMPEP, Bauru:SP 12 p., 2006.

HELLER, L.; LANGMAN, J.. The menisco-femoral ligaments of the human knee. **J Bone Joint Surg Br.**, v. 46, p. 307-313, 1964.

HUGHSTON, J. C.; JACOBSON, K. E.. Chronic posterolateral rotatory instability of the knee. **J Bone Joint Surg Am.**, v. 67, n. 351-359, 1985.

JAIN, J. K.; ASIF, N.; AHMAD, S.; QURESHI, O.; SIDDIQUI, Y. S.; RANA, A.. Locked Compression Plating for Peri- and Intra-articular Fractures Around the Knee. **Orthopaedic Surgery**, v. 5, 255-260, 2013. DOI: 10.1111/os.12069

JANSEN, H.; et al.. Medium term results after complex intra articular fractures of the tibial plateau. **J Orthop Sci.**, v. 18, 4, p. 569-577, 2013.

JÖCKEL, J. A.; ERHARDT, J.; VINCENTI, M.; REISSIG, J.; HOFFMANN, R.; HUSAIN, B.; et. al.. Minimally invasive and open surgical treatment of proximal tibia fractures using a polyaxial locking plate system: a prospective multi-centre study. **International Orthopaedics**, v. 37, p. 701-708, 2013. DOI 10.1007/s00264-013-1820-x

LOBENHOFFER, P.; GERICH, T.; BERTRAM, T.; LATTERMANN, C.; POHLEMANN, T.; TSCHERNE, H.. Treatment of posterior tibial plateau fractures via posteromedial and posterolateral exposures. **Der Unfallchirurg**, v. 100, n. 12, p. 957-967, 1997.

MCNAMARA, I. R. ; SMITH, T. O.; SHEPHERD, K. L.; CLARK, A. B.; NIELSEN, D. M.; DONELL, S.; HING, C. B.. Surgical fixation methods for tibial plateau fractures. **Cochrane Database Syst Rev.**, v. 9, p. CD009679, 2015. doi: 10.1002/14651858.CD009679.pub2.

MARCHI, B. C.; ARRUDA, E. M. . A study on the role of articular cartilage soft tissue constitutive form in models of whole knee biomechanics. **Biomech Model Mechanobiol.**, v. 16, n. 1, p. 117-138, 2016. doi: 10.1007/s10237-016-0805-2.

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, n. 2,; p. 585-597, 2009. doi: 10.1148/rg.292085078

MARTELLI, S.; PINSKEROVA, V.. The shapes of the tibial and femoral articular surfaces in relation to tibiofemoral movement. **J Bone Joint Surg Br.**, v. 84, p. 607-613, 2002.

MEISTER, B. R.; MICHAEL, S. P.; MOYER, R. A.; et al: Anatomy and kinematics of the lateral collateral ligament of the knee. **Am J Sports Med.**, v. 28, p. 869-878, 2000.

NAG, S.; BANERJEE, R.. Fundamentals of Medical Implant Materials. **ASM Handbook**, v. 23, p. 1-12, 2012.

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

PATIL, S.; MAHON, A.; GREEN, S.; MCMURTRY, I.; PORT, A.. A biomechanical study comparing a raft of 3.5 mm cortical screws with 6.5 mm cancellous screws in depressed tibial plateau fractures. **Knee**, v. 13, p. 231-5, 2006.

PIRES, A. L. R.; BIERHALZ, A. C. K.; MORAES, A. M.. Biomateriais: Tipos, Aplicações e Mercado. **Quim. Nova**, v. 38, n. 7, p. 957-971, 2015. <http://dx.doi.org/10.5935/0100-4042.20150094>

PRASAD, G. T.; KUMAR, T. S.; KUMAR, R. K.; MURTHY, G. K.; SUNDARAM, N.. Functional outcome of Schatzker type V and VI tibial plateau fractures treated with dual plates. **Indian J Orthop.**, v. 47, n. 2, p. 188–94, 2013.

PRAT-FABREGAT, S.; CAMACHO-CARRASCO, P. Treatment strategy for tibial plateau fractures: an update. **EFORT Open Rev.**, v. 1, p. 225-232, 2016. DOI: 10.1302/2058-5241.1.000031.

RUEDI, T. P.; BUCKLEY, R. E.; MORAN, C. G.. Principios AO do tratamento de fraturas. Porto Alegre: Artmed, 2. ed., v. 1 e 2, 2009, 1086 p.

SCHATZKER J; TILE M. **Tratamento cirúrgico das fraturas**. Rio de Janeiro: 2002

SCOTT, W. N. **Insall & Scott Surgery of the Knee**. Elsevier Health Sciences: Churchill Livingstone, 5 ed., 2011, 1505 pgs.

SIMON, S. R.; ALARANTA, H.; AN, K. N.; et al: KINESIOLOGY, I. N.; BUCKWALTER, J. A.; EINHORN, T. A.; SIMON, S. R. (eds): **Orthopaedic Basic Science: Biology and Biomechanics of the Musculoskeletal System**. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2. ed, p. 730-827, 2000.

TAHRIRIAN, M. A.; et al.. Comparison of functional outcomes of tibial plateau fractures with non locking and locking plate fixations: a non randomized clinical trial. **ISRN Orthop**, p. 324-573, 2014. DOI:10.1155/2014/324573

THOMAS, C.; et al. Current concepts in tibial plateau fractures. **Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Cechoslovaca**, v. 76, n. 5, p. 363–373, out. 2009.

TSCHERNE, H.; LOBENHOFFER, P. Tibial plateau fractures. Management and expected results. **Clin Orthop Relat Res.**, v. 292, p. 87-100, (1993).

TRILHA JUNIOR, M.; FANCELLO, E. A.; ROESLER, C. R. M.; MORE, A. D. O.. Simulação numérica tridimensional da mecânica do joelho humano. **Acta Ortop Bras.**, v.17, n. 2, p.18-23, 2009.

VAN DOMMELEN, B. A.; FOWLER, P. J.. Anatomy of the posterior cruciate ligament: A review. **Am J Sports Med.**, v. 17, p. 24-29, 1989.

WEINSTEIN, S. L.; BUCKWALTER, J. A.. **Ortopedia de Turek – Princípios e sua aplicação**. 5 ed., São Paulo: Manole, p. 22, 2000.

YOON, Y-C.; SIM, J-A.; KIM, D-H.; LEE, B.-K.. Combined lateral femoral epicondylar osteotomy and a submeniscal approach for the treatment of a tibial plateau fracture involving the posterolateral quadrant. **Injury, Int. J. Care Injured.**, xxx (2014) xxx–xxx

YU, Z.; ZHENG, L.; ZHANG, Y.; LI, J.; MA, B.. Functional and radiological evaluations of high energy tibial plateau fractures treated with double-buttress plate fixation. **Eur J Med Res.**, v. 14, n. 5, p. 200-05, 2009.