

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
MECÂNICA**

Henrique Rodrigues Oliveira

**DESENVOLVIMENTO DE UM MÉTODO PARA MONTAGEM DO
SISTEMA OSSO-PRÓTESE EM MODELOS COMPUTACIONAIS
DA ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO**

Florianópolis

2014

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
MECÂNICA**

Henrique Rodrigues Oliveira

**DESENVOLVIMENTO DE UM MÉTODO PARA MONTAGEM DO
SISTEMA OSSO-PRÓTESE EM MODELOS COMPUTACIONAIS
DA ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do grau de mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. D. Sc. Eduardo Alberto Fancello.

Co-orientador: Prof. Dr. Eng. Carlos Rodrigo de Mello Roesler.

Florianópolis

2014

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da
UFSC.

Oliveira, Henrique Rodrigues

Desenvolvimento de um método para montagem do sistema ósso-prótese em modelos computacionais da artroplastia total do joelho / Henrique Rodrigues Oliveira ; orientador, Eduardo Alberto Fancello ; coorientador, Carlos Rodrigo de Mello Roesler. - Florianópolis, SC, 2014.

144 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Inclui referências

1. Engenharia Mecânica. 2. Modelo Computacional. 3. Artroplastia Total do Joelho. 4. Dinâmica de Corpos Rígidos. 5. Modelagem Paramétrica. I. Fancello, Eduardo Alberto. II. Roesler, Carlos Rodrigo de Mello. III. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

Henrique Rodrigues Oliveira

**DESENVOLVIMENTO DE UM MÉTODO PARA MONTAGEM DO
SISTEMA OSSO-PRÓTESE EM MODELOS COMPUTACIONAIS
DA ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO**

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do Título de Mestre em Engenharia Mecânica e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica.

Florianópolis, 7 de abril de 2014.

Prof. Armando Albertazzi Gonçalves Jr., Dr. Eng.
Coordenador do Curso.

Banca Examinadora:

Prof. Eduardo Alberto Fancello, D. Sc.
Orientador
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr. Eng.
Co-orientador
Universidade Federal de Santa Catarina

Profª. Mildred Ballin Hecke, D. Sc.
Universidade Federal do Paraná

Prof. Edison da Rosa, Dr. Eng.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Ari Digiácomo Ocampo Moré, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

*Aos meus pais, Francisco e Goreth, e às minhas
irmãs, Natália e Clarice.*

AGRADECIMENTOS

Como tenho certeza de que não conseguirei expressar com palavras o meu sentimento de gratidão e citar aqui todos que contribuíram direta e indiretamente na realização deste trabalho, vou tentar ser generalista e não cometer a indelicadeza de esquecer alguém.

À minha família e à minha companheira, Lilian, por serem minha referência, meu porto seguro e minha maior fonte de carinho, inspiração e motivação. Em especial aos meus pais, pelos ensinamentos, apoio, conversas e principalmente por me transmitirem a sua dedicação e amor incondicional.

Aos meus orientador e co-orientador, Eduardo Alberto Fancello e Carlos Rodrigo Roesler, pelos ensinamentos, confiança, acompanhamento, paciência, incentivo e apoio durante o mestrado. Além de me terem apresentado a oportunidade de ingressar em uma área tão multidisciplinar e motivadora quanto a Biomecânica.

À toda equipe de alunos e professores do GRANTE e do LEBm, por terem tornado esse período inesquecível e tão rico em experiências práticas e teóricas, por meio das quais surgiram oportunidades únicas para o meu aprendizado. Mas, principalmente, pelas amizades e vivências.

Não posso esquecer de fazer um agradecimento especial à Dona Leny, por ter me recebido tão bem na sua casa, não só a mim, mas todos os meus familiares e amigos. Quero agradecer, também, à Silvinha, ao Camilo, à Kamila e à Juliana por terem me recebido e tornado minha adaptação tão rápida e alegre, mesmo com toda a saudade.

Agradeço a oportunidade me dada pelo time da Biokyra P&D (Caetano, Charles, Marcelo, Masiero e Renata), o que me permitiu por em prática muito dos conhecimentos adquiridos neste trabalho, mesmo que em paralelo e em outra sub-área da Biomédica. Essa experiência com certeza absoluta contribuiu para a realização deste trabalho.

Gostaria de agradecer também aos membros da banca pelas contribuições ao documento, à professora Mildred e aos professores Ari Moré e Edson da Rosa que acompanharam a evolução deste trabalho desde o pré-projeto.

RESUMO

Desde a primeira artroplastia do joelho bem sucedida, em 1861, vários estudos vêm ajudando engenheiros e ortopedistas na melhoria das técnicas cirúrgicas e no projeto de instrumentos e implantes. Neste contexto, este trabalho vem contribuir com o desenvolvimento de um método que oriente a construção e o alinhamento de um modelo computacional (ossos-próteses) para estudos comparativos da articulação do joelho após uma cirurgia de Artroplastia Total do Joelho (ATJ). O método, quando aplicado na construção do modelo, atende às necessidades de cirurgiões e engenheiros ao fornecer uma ferramenta capaz de simular, mensurar e avaliar precisamente (quando comparada aos métodos experimentais) parâmetros biomecânicos e, assim, facilitar o desenvolvimento das técnicas cirúrgicas e do projeto de próteses de ATJ. O trabalho engloba todos os tecidos ósseos que compõem os membros inferiores e os tecidos moles mais atuantes na articulação patelofemoral: o ligamento patelar, o tendão patelar e o músculo quadríceps, bem como os componentes protéticos de ATJ. Além do método para a construção e o alinhamento da montagem ossos-próteses parametrizada, de acordo com um protocolo cirúrgico de ATJ, o trabalho aborda, em paralelo ao método, a modelagem paramétrica do conjunto de implantes do tipo Movimento Guiado. Como forma de demonstrar algumas aplicações do método desenvolvido, foram realizados dois estudos de caso. O primeiro estudo compara o posicionamento do componente femoral com relação ao fêmur após dois protocolos cirúrgicos diferentes de ATJ. O segundo, já utilizando o modelo de corpos rígidos, faz avaliação estática das forças do contato patelofemoral em seis ângulos diferentes de flexão, reproduzindo um agachamento.

Palavras-chave: Modelo Computacional, Artroplastia Total do Joelho, Dinâmica de Corpos Rígidos, CAD e Modelagem Paramétrica.

ABSTRACT

Since the pioneering knee arthroplasty has proven to be successful in 1861, a number of studies have been helping engineers and orthopaedists in order to improve surgical techniques and the design of devices and prosthesis. This paper aims to contribute to the development of a method which will guide the construction and alignment of a computational model (bone-prosthesis) targeting a comparative study after a total knee arthroplasty (TKA). This method, once applied in the model construction, is supposed to fulfill the needs of surgeons and engineers providing a tool capable of simulate, measure and evaluate more accurately (when compared to experimental methods) the biomechanical parameters in question, facilitating the development of surgical techniques, as well as the design of TKA prostheses. The applied method encompasses not only all lower limbs bone tissues, but also the patellofemoral joint soft tissues: patellar ligament, patellar tendon and quadriceps muscle, along with guide motion TKA prostheses components. Besides the method of parametric construction and alignment of bone-prosthesis assembly, in accordance with a TKA surgical protocol, this work proposed also, in parallel to the method, a parametric modeling to TKA prosthesis, of guide motion model. As a way to demonstrate some of the applications of the method being developed, two case studies were carried out. The first case compares the position of the femoral component relative to the femur after two different surgical protocols in TKA. The second case uses the rigid body model in order to evaluate statically the patellofemoral contact force considering six different flexion angles, replicating the movement of squatting.

Keywords: Computational Model, Total Knee Arthroplasty, Dynamics of Rigid Bodies, CAD and Parametric Modeling.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ilustração das superfícies articulares de um joelho com osteoartrose, imagem à esquerda (a), e a de um joelho após a cirurgia de ATJ com as superfícies do fêmur e da tíbia substituídas por implantes, ao lado direito (b).	32
Figura 2 - Gráfico do custo do SUS com os procedimentos relacionados à técnica de ATJ e a tendência para o período de 2008 a 2012.....	33
Figura 3 - Ilustração representando os planos de referência e os termos de indicação para translações (a) e rotações (b) entre as estruturas anatómicas. ...	37
Figura 4 - Representação do esqueleto dos membros inferiores, lado direito, e das suas articulações, estando o joelho destacado pelo quadro de cor preta.	39
Figura 5 - Vista frontal (a), em flexão, e lateral (b), em extensão, da superfície articular do fêmur.....	40
Figura 6 - Vistas frontal (a), da região anterior, e superior (b), da região proximal da tíbia.	41
Figura 7 - Vistas frontal (a) e traseira (b) da patela.....	42
Figura 8 - Vista frontal (a), em flexão, e traseira (b), em extensão, das superfícies articulares do fêmur e da tíbia e dos tecidos moles que as restringem.	43
Figura 9 - Vista lateral do joelho em extensão e em flexão.	44
Figura 10 - Representação do movimento de <i>rollback</i> no plano sagital.....	45
Figura 11 – Vista frontal do movimento de rotação interna da tíbia com relação ao fêmur durante uma extensão e uma flexão.	46
Figura 12 - Ilustração com as vistas nos planos sagital e transversal exemplificando o posicionamento da patela em extensão e em uma flexão acima de 90° (a), além das diferentes regiões de contato da patela com o fêmur durante uma flexão (b).	48
Figura 13 - Prótese de hemi-artroplastia construída por McKeever em meados de 1950.	50
Figura 14 - Vista frontal de uma prótese unicompartmental ilustrando a preservação dos ligamentos cruzados (a) e uma radiografia da mesma mostrando o posicionamento dos componentes metálicos na articulação (b).	50
Figura 15 - Ilustração de implantes do tipo bicompartimental (a e b), além de uma radiografia (c) e a imagem de um implante do tipo fêmur-patelar (d).	51
Figura 16 - Exemplos dos vários tipos de projeto de implantes utilizados na ATJ, identificados comercialmente como: LCS (fabricado pela DePuy), Advance MP (Wright Medical), PFC Sigma (DePuy) e NexGen (Zimmer), respectivamente.	52
Figura 17 - Vistas frontal (a cima) e superior (abaixo) dos tipos de formato para o componente patelar. As franjas aparentes nas vistas superiores de cada formato ilustram a região de contato com o componente femoral, a 100° de flexão.	53
Figura 18 - Vista superior do conjunto base e platô tibial exemplificando os tipos de configurações mais comuns.....	54

Figura 19 - Ilustração, no plano sagital, da função do LCP no movimento de rolamento para trás (<i>rollback</i>), em extensão (a) e flexão (b). E do efeito da retenção do LCP no formato do platô tibial (c) e (d).	56
Figura 20 - Vista lateral de duas próteses do tipo PS, estabilizadas posteriormente.	57
Figura 21 – Ilustração, no plano sagital, do impacto posterior em flexão ao qual a configuração de um platô tibial côncavo com um componente femoral que preserve o LCP está suscetível.	58
Figura 22 - Representação dos eixos utilizados como referências para determinação do alinhamento da articulação do joelho.	59
Figura 23 - Vistas frontal (a) e lateral (b) do eixo mecânico do fêmur (EM_F), além do centro da articulação do quadril no fêmur (CAQ_F).	60
Figura 24 - Vista frontal (a) e em perspectiva (b) da localização dos marcos anatômicos necessários para a identificação do eixo anatômico do fêmur (EA_F).	61
Figura 25 - Vista no plano coronal (a) e em perspectiva (b) da localização dos marcos anatômicos necessários para a identificação do eixo mecânico da tibia (EM_T).	62
Figura 26 - Classificação dos tipos de deformidades nos membros inferiores.	63
Figura 27 - Exemplo do planejamento pré-operatório para o alinhamento coronal com o auxílio de uma radiografia panorâmica.	64
Figura 28 - Vista lateral ilustrando a inclinação do platô tibial (a) e um exemplo da orientação dos eixos de referência para o alinhamento sagital, utilizando uma radiografia panorâmica dos membros inferiores do lado esquerdo (b).	65
Figura 29 – Vista frontal de um membro do lado direito com 90° de flexão ilustrando o alinhamento rotacional para os cortes necessários na inserção do componente femoral.	66
Figura 30 - Sequência de cortes realizados na parte distal do fêmur para o posicionamento do componente femoral.	67
Figura 31 - Projecção, no plano ortogonal ao eixo mecânico do fêmur (lado direito), dos diferentes métodos para determinação da rotação externa do componente femoral: linha de Whiteside (a), eixo transepicondilar (b) e eixo condilar posterior (c).	68
Figura 32 - Ilustrações de um joelho direito submetido à uma ATJ, por meio da técnica do Alinhamento Cinemático, onde podem ser observados os eixos de referência, os cortes distal e posterior, além dos respectivos posicionamentos dos implantes nas vistas: frontal em extensão (a) e (d), frontal em flexão de 90° (b) e (e); lateral em extensão (c) e (f).	69
Figura 33 - Ilustrações das etapas do método desenvolvido.	71
Figura 34 - Imagem do programa Geomagic Studio® (a) durante a identificação do Centro da Articulação do Quadril (CAQ_Q) e da vista lateral do quadril (b).	72
Figura 35 - Vistas frontal (a), lateral (b), superior (c) e em perspectiva (d) do SCL do quadril e os marcos anatômicos utilizados para orientá-lo.	73
Figura 36 - Imagem do programa Geomagic Studio® durante a identificação da origem do SCL do fêmur (a). Esse ponto também é definido como o Centro da	

Articulação do Quadril no fêmur (CAQ _F), como mostra a vista frontal do sólido do fêmur (b).	74
Figura 37 - Vistas superior (a), frontal (b), lateral (c) e em perspectiva (d) do SCL do fêmur, além dos marcos anatômicos utilizados para a orientação do mesmo.....	75
Figura 38 - Vistas frontal (a), lateral (b), superior (c) e em perspectiva (d) do SCL da patela, além dos marcos anatômicos utilizados para defini-lo.	76
Figura 39 - Vistas superior (a), lateral (b), frontal (c) e em perspectiva (d) do SCL da tibia, além dos marcos anatômicos utilizados para a orientação do mesmo.....	77
Figura 40 - Imagens em perspectiva da região anterior (a) e posterior (b) do modelo CAD desenvolvido para os implantes de ATJ do tipo Movimento Guiado.	79
Figura 41 - Orientação do SCL do componente femoral e dos planos nos quais estão definidos os parâmetros geométricos do implante.	80
Figura 42 – Vista lateral dos parâmetros geométricos da região posterior do componente femoral no plano sagital.	81
Figura 43 - Vista lateral dos parâmetros geométricos da região anterior do componente femoral no plano sagital.	82
Figura 44 – Ilustrações dos arranjos possíveis para a superfície anterior do componente femoral. Quanto à ausência (a), ou não (b), da inclinação \mathbf{A} do sulco intercondilar e quanto ao contorno frontal: simétrico (c) ou anatômico (d).	82
Figura 45 - Vista frontal dos parâmetros geométricos que definem as superfícies articulares dos côndilos e da região intercondilar do componente femoral no plano coronal.	83
Figura 46 - Vista superior dos parâmetros geométricos do rasgo na região intercondilar posterior do implante femoral ilustrado pela linha azul contínua.	84
Figura 47 - Vista lateral dos parâmetros geométricos que definem os ângulos e as espessuras dos cortes realizados no fêmur para a inserção do componente femoral.....	85
Figura 48 - Orientação do SCL do componente patelar e dos planos nos quais estão definidos os parâmetros geométricos do implante.	86
Figura 49 - Vista superior dos parâmetros geométricos, ilustrados pela linha azul contínua, e do eixo de axissimetria, representado pela linha descontínua central, ambos definidos no plano transversal do componente patelar.	87
Figura 50 - Vista em perspectiva do SCL do platô tibial e dos planos nos quais estão definidos os parâmetros geométricos do implante, além do posicionamento do SCL do componente femoral utilizado como referência durante a modelagem do platô.	88
Figura 51 - Vista lateral dos parâmetros geométricos definidos no plano sagital mostrando o ângulo de inclinação do corte posterior e o deslocamento no sentido anterior-posterior do SCL do platô tibial com relação ao SCL do componente femoral.	89

Figura 52 - Vista frontal dos parâmetros geométricos que definem as superfícies articulares do platô tibial e encontram-se posicionados no plano coronal.	90
Figura 53 - Vista superior dos parâmetros geométricos do rasgo na região posterior e do contorno externo do platô tibial, ilustrado pela linha azul contínua no plano transversal.	91
Figura 54 - Vista em perspectiva do SCL da base tibial, além do posicionamento do SCL do componente femoral utilizado como referência durante a modelagem do conjunto platô e base tibial.	92
Figura 55 – Vista lateral da seção no plano XY_{BT} (a) e em perspectiva do conjunto tibial, formado pelo platô e a base tibial.	93
Figura 56 - Exemplos de dois dos passos para a montagem do modelo geométrico ossos-próteses, onde na coluna do lado esquerdo temos imagens do guia cirúrgico e na outra coluna a sua respectiva representação no modelo CAD.	96
Figura 57 - Vistas frontal (a), lateral (b) e em perspectiva (c) da montagem ossos-próteses mostrando o posicionamento do eixo mecânico (linha azul tracejada) e com relação aos SCL do quadril, do componente femoral e da tibia.	97
Figura 58 – Vista frontal (a) e lateral (b) da região articular do joelho, após a simulação virtual do procolo da ATJ, ilustrando o posicionamento dos SCL dos componentes protéticos e o eixo mecânico (linha azul tracejada), bem como o parâmetro geométrico chamado de Altura Patelar.	98
Figura 59 - Vista frontal do plano ortogonal ao EM_F ilustrando as referências utilizadas para o alinhamento do componente femoral no modelo seguindo o método de Whiteside e Arima antes (a) e depois (b) dos cortes femorais.	100
Figura 60 – Vistas da região articular posterior do fêmur, antes dos cortes femorais (a), e do plano ortogonal ao eixo mecânico do fêmur, depois dos cortes femorais (b), mostrando o eixo do cilindro que melhor se adequa à superfície posterior dos côndilos e utilizado como referência durante o alinhamento do componente femoral pela técnica do Alinhamento Cinemático.	101
Figura 61 - Vistas inferior e frontal da montagem que compara o posicionamento dos cortes femorais ao final de dois métodos de alinhamento rotacional.	102
Figura 62 - Ilustração dos elementos envolvidos em um sistema multicorpos.	103
Figura 63 - Representação dos dois modelos utilizados para o cálculo da força de contato pelo método contínuo: o modelo linear viscoelástico de Kelvin-Voidt (a) e o modelo viscoelástico não linear de Hunt e Crossley (b).	105
Figura 64 – Ilustração dos perfis de contato da articulação patelofemoral no plano coronal, vista superior (a), e no plano sagital, vista lateral do corte transversal no plano XY_{CF} (b).	108
Figura 65 – Ilustração da flexão do joelho durante o movimento do agachamento.	109
Figura 66 - Vista frontal do modelo de corpos rígidos ilustrando as estruturas que representam os tecidos moles.	111
Figura 67 - Vista em perspectiva e frontal do modelo de corpos rígidos.	113

Figura 68 – Comparação das curvas da força de contato patelofemoral vs. o ângulo de flexão do modelo com os dados experimentais da literatura.	115
Figura 69 - Vistas frontal, lateral, superior e traseira (respectivamente, colunas a, b, c e d) das três configurações do componente femoral.	133
Figura 70 – Vista em perspectiva (a) e frontal (b) da montagem dos implantes femorais: parametrizado (preto) e de referência (cinza).	135
Figura 71 - Vista traseira da montagem dos implantes femorais: parametrizado (preto) e de referência (cinza).	136
Figura 72 - Vista lateral da montagem dos implantes femorais: parametrizado (preto) e de referência (cinza).	137
Figura 73 - Vista inferior da montagem dos implantes femorais: parametrizado (cinza escuro) e de referência (cinza claro).	138
Figura 74 - Exemplifica a entrada dos parâmetros de contato para o caso entre uma esfera e um plano, (a). E apresenta a função degrau cúbica C que rege a parcela de amortecimento da força de contato.	139
Figura 75 - Vista em perspectiva do modelo de corpos rígidos para o estudo dos parâmetros do contato femorotibial.	142
Figura 76 – Gráfico com os dados de entrada para o estudo dos parâmetros do contato femorotibial.	143
Figura 77 - Gráfico comparando as curvas das forças do contato femorotibial com o da força de reação normalizada, bem como a penetração entre os corpos.	143

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Definição dos termos utilizados para indicar as translações e rotações de estruturas anatômicas.	36
Tabela 2 - Definição dos marcos anatômicos utilizados para a identificação dos SCL dos ossos.	78
Tabela 3 - Relação dos parâmetros geométricos da modelagem dos implantes e a respectiva figura onde se encontra ilustrado.	94

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A-P	Translação Anterior-posterior
ATJ	Artroplastia Total do Joelho
ATQ	Artroplastia Total do Quadril
AUJ	Artroplastia Unicompartimental do Joelho
CAD	Sigla do inglês <i>Computer Aided Design</i>
CAJ	Centro da Articulação do Joelho
CAQ	Articulação do Quadril
CAT	Centro da Articulação do Tornozelo
DOF	Sigla do inglês <i>Degrees-of-Freedom</i>
EA	Eixo Anatômico
IAS _Q	Espinha Ilíaca Anterior Superior
IPS _Q	Espinha Ilíaca Posterior Superior
EM	Eixo Mecânico
EpL _F	Epicôndilo Lateral
EpM _F	Epicôndilo Medial
EUA	Estados Unidos da América
GDL	Grau-de-liberdade
GRANTE	Grupo de Análise e Projeto Mecânico
IC _T	Ponto Intercondilar
I-E	Rotação Interna-externa
IM _T	Ponto Intermaleolar
LEBm	Laboratório de Engenharia Biomecânica
LCA	Ligamento Cruzado Anterior
LCL	Ligamento Colateral Lateral
LCM	Ligamento Colateral Medial
LCP	Ligamento Cruzado Posterior
ML _T	Maléolo Lateral
MM _T	Maléolo Medial
OA	Osteoartrose

PD _{iP}	Ponto Mais Distal da Patela
PDL _F	Ponto Mais Distal do Côndilo Lateral do Joelho
PDM _F	Ponto Mais Distal do Côndilo Medial do Joelho
PL _{aP}	Ponto Mais Lateral da Patela
PL _T	Ponto Mais Medial dos Platôs Tibiais
PL _T	Proeminência Lateral da Tíbia
PMD _F	Ponto Mais distal do Fêmur
PM _{eP}	Ponto Mais Medial da Patela
PMP _F	Ponto Mais proximal do Fêmur
PM _T	Ponto Mais Lateral dos Platôs Tibiais
PM _T	Proeminência Medial da Tíbia
PP _{Op}	Ponto Médio da Linha que Representa a Crista Vertical
PP _{rP}	Ponto Mais Proximal da Patela
SCG	Sistema de Coordenadas Global
SCL	Sistema de Coordenadas Local
SCL _{BT}	SCL da Base Tibial
SCL _{CF}	SCL do Componente Femoral
SCL _{CP}	SCL do Componente Patelar
SCL _F	SCL do Fêmur
SCL _P	SCL da Patela
SCL _{PT}	SCL do Platô Tibial
SCL _Q	SCL do Quadril
SCL _T	SCL da Tíbia
SUS	Sistema Único de Saúde

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	29
1.1. OBJETIVOS.....	30
1.1.1. Objetivo Geral.....	30
1.1.2. Objetivos Específicos.....	30
1.2. MOTIVAÇÃO E JUSTIFICATIVA.....	31
1.3. DIVISÃO E ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO.....	33
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	35
2.1. FUNDAMENTOS ANATÔMICOS.....	35
2.1.1. Planos de referência	35
2.1.2. Direções de referência.....	35
2.2. ARTICULAÇÃO DO JOELHO	38
2.2.1. Aspectos anátomo-funcionais das superfícies articulares ..	40
2.2.2. Aspectos anátomo-funcionais dos ligamentos e tendões....	42
2.2.3. Aspectos cinemáticos da articulação do joelho	45
2.3. ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO	48
2.3.1. Tipos de Artroplastia.....	49
2.3.2. Aspectos de projeto das próteses de ATJ	52
2.4. ALINHAMENTO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO.....	59
2.5. ALINHAMENTO DA PRÓTESE NA ATJ	63
2.5.1. Alinhamento coronal.....	64
2.5.2. Alinhamento sagital	64
2.5.3. Alinhamento rotacional	65
3. DESENVOLVIMENTO	70
3.1. GEOMETRIAS DOS MEMBROS INFERIORES	71
3.1.1. Quadril	72
3.1.2. Fêmur	74
3.1.3. Patela.....	75
3.1.4. Tíbia e Fíbula	77
3.2. GEOMETRIAS DAS PRÓTESES	79
3.2.1. Componente Femoral	80
3.2.2. Componente Patelar	85
3.2.3. Platô Tibial.....	87
3.2.4. Base Tibial	92
3.3. MONTAGEM DO MODELO OSSO-PRÓTESE.....	95
4. ESTUDOS DE CASO	100
4.1. 1º ESTUDO DE CASO: COMPARAÇÃO DO POSICIONAMENTO DO COMPONENTE FEMORAL EM DUAS TÉCNICAS CIRÚRGICAS DE ATJ.	100

4.1.1.	Objetivo.....	100
4.1.2.	Montagem dos Modelos	100
4.1.3.	Resultados e Discussões	101
4.2.	2º ESTUDO DE CASO: AVALIAÇÃO SIMPLIFICADA DAS FORÇAS DO CONTATO PATELOFEMORAL DURANTE O AGACHAMENTO.	103
4.2.1.	Objetivo.....	103
4.2.2.	Revisão da Dinâmica de Corpos Rígidos	103
4.2.3.	Contato de Corpos Rígidos.....	104
4.2.4.	Estudo das Propriedades de Contato	106
4.2.5.	Modelo de Corpos Rígidos.....	108
4.2.5.1.	Representação dos Tecidos Moles no Modelo.....	109
4.2.5.2.	Condições de Contorno	112
4.2.6.	Resultados e Discussões	114
5.	CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	116
5.2.	CONCLUSÕES.....	116
5.3.	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	117
	REFERÊNCIAS	119
	APÊNDICE A – VARIAÇÕES DO COMPONENTE FEMORAL	131
	APÊNDICE B – DIMENSIONAMENTO E VALIDAÇÃO DA MODELAGEM PARAMÉTRICA DO IMPLANTE FEMORAL.....	135
	APÊNDICE C – DEFINIÇÃO DA FUNÇÃO IMPACTO.....	139
	APÊNDICE D – ESTUDO PARA A DETERMINAÇÃO DOS PARÂMETROS DO CONTATO FEMOROTIBIAL.....	141

1. INTRODUÇÃO

A modelagem e posterior simulação computacional da articulação do joelho após o procedimento de Artroplastia Total do Joelho (ATJ) apresentam-se como uma ferramenta de apoio para o projeto e a análise de próteses de joelho, bem como para a avaliação do desempenho de diferentes técnicas cirúrgicas. O seu potencial como ferramenta de análise comparativa fica evidente quando se observa a dificuldade de se realizar os mesmos testes comparativos em joelhos nas condições *in-vivo* ou *in-vitro*. Entre os complicadores dos estudos experimentais da articulação do joelho após uma ATJ, pode-se destacar a dificuldade de alcançar uma repetibilidade no alinhamento mecânico entre as estruturas ósseas e os implantes (GUESS, T. M., 2003; BERTOZZI et al., 2007; STRICKLAND, 2009; ASFOUR; ELTOUKHY, 2011). Estudos indicam que o mau alinhamento entre os componentes das próteses e os ossos é um fator determinante nas falhas do procedimento (FIGGIE et al., 1989; WINDSOR et al., 1989; SATO et al., 2004; CHUN et al., 2005).

Nos modelos computacionais, a etapa de posicionamento dos componentes protéticos na estrutura óssea demanda atenção especial e pode acarretar resultados inválidos caso não seja realizada de maneira precisa. (HAGEMEISTER et al., 2005; DONATI et al., 2008). Nesse sentido, para se obter modelos computacionais confiáveis é importante desenvolver um método dedicado à construção e ao correto posicionamento dos componentes protéticos na anatomia da articulação do joelho humano. Uma vez estabelecido, esse método possibilitará a simulação de diferentes alternativas de intervenções, permitindo análises e comparações valiosas para subsidiar a etapa de ensaios experimentais (GUESS, T. M., 2003; STRICKLAND, 2009).

O método proposto baseia-se na identificação de pontos referenciais (nos ossos e nos componentes da prótese) empregados como marcadores para a construção da montagem. Adicionalmente, o método permite a modelagem paramétrica de um conjunto de próteses de ATJ e a montagem desses na estrutura óssea, também de forma paramétrica. Essa modelagem paramétrica parte das dimensões (ou parâmetros geométricos) da superfície articular de uma prótese comercial.

Uma vez desenvolvido o método e os parâmetros geométricos dos componentes da prótese, foram realizados dois estudos para demonstrar

possíveis aplicações. Os estudos foram realizados ao final da modelagem paramétrica do conjunto das próteses (modelo CAD).

O primeiro estudo de caso contempla somente o fêmur e o componente femoral da prótese e reside na aplicação do método para simular virtualmente a colocação do componente femoral da prótese seguindo duas diferentes técnicas de posicionamento ou protocolos cirúrgicos diferentes. O primeiro protocolo é conhecido como clássico e segue os estudos de Whiteside e Arima (1995) ou técnica da Linha de Whiteside. No segundo protocolo, mais recente, o posicionamento do componente femoral da prótese se baseia nos estudos de Howell e Hull (2011) ou técnica do Alinhamento Cinemático. Esse estudo de caso foi realizado em um ambiente CAD (*Computer Aided Design*) com a utilização do software SolidWorks®.

O segundo estudo de caso realizado para demonstrar o potencial de aplicação do método reside na montagem do sistema completo (geometrias dos ossos dos membros inferiores e dos componentes da prótese total de joelho) e na posterior análise simplificada do movimento da articulação com prótese durante o movimento do agachamento de um indivíduo. Nessa etapa, foi empregada a teoria da Dinâmica de Corpos Rígidos e utilizado o programa MSC Adams/View® para a avaliação preliminar das forças de contato patelofemoral em seis diferentes ângulos de flexão do joelho: 15°, 30°, 45°, 60°, 75° e 90°.

1.1. OBJETIVOS

1.1.1. Objetivo Geral

O principal objetivo deste trabalho é o desenvolvimento de um método para o posicionamento da prótese total do joelho em modelos computacionais da ATJ, que tome por base as mesmas referências que o cirurgião segue durante o protocolo cirúrgico (marcos anatômicos dos ossos e parâmetros geométricos da prótese).

1.1.2. Objetivos Específicos

O método desenvolvido deve permitir:

- A variação de parâmetros geométricos do projeto da prótese total do joelho;

- A variação de parâmetros referentes à técnica cirúrgica, como os ângulos de posicionamento dos componentes das próteses nos ossos;

1.2. MOTIVAÇÃO E JUSTIFICATIVA

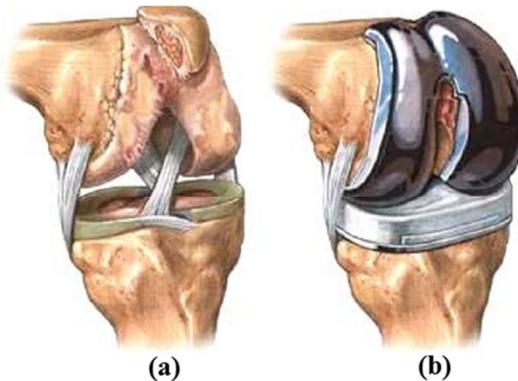
A articulação do joelho é a maior e, provavelmente, a mais complexa articulação do corpo humano por ser um conjunto de duas articulações: uma formada pelo contato entre os côndilos femorais e os platôs tibiais e outra formada pelo contato entre a patela e o sulco intercondilar femoral. Além disso, está localizada entre os membros mais longos, o fêmur e o conjunto tíbia e fíbula, estando submetido a carregamentos na ordem da massa corpórea total (MCGINTY et al., 2000). Uma das principais patologias dessa articulação é a osteoartrose (OA), também conhecida como artrose ou osteoartrite do joelho. A OA afeta aproximadamente 7,5% da população acima de 55 anos, dos quais 2% sofre de OA grave (DIEPPE, 1999). Ou seja, se utilizarmos o percentual de incidência de OA grave para o joelho junto à projeção da população brasileira acima de 55 anos, segundo o IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística), o país terá uma demanda considerável de aproximadamente 650 mil doentes apenas em 2014, sendo que vinte anos depois esse número poderá dobrar.

O quadro de uma OA grave caracteriza-se pela presença de dor intensa, dificuldade na realização de tarefas diárias como a marcha e o agachamento, acompanhados de uma evolução progressiva das lesões com o passar do tempo e uma conseqüente queda na qualidade de vida do paciente.

Uma das soluções mais aplicadas nesses casos é a artroplastia, procedimento cirúrgico eletivo cujo objetivo é proporcionar o alívio da dor e a restauração dos movimentos de uma articulação e da função dos tendões, ligamentos e outros tecidos moles que atuam restringindo a articulação (KUMAR et al., 1983). Esse tratamento passou a ser realizado com maior frequência na década de 60 e teve o seu desenvolvimento pioneiro feito por John Charnley, no final da década de 50. Foi a primeira vez que se substituiu uma articulação, no caso a do quadril, por uma estrutura de componente metálico apoiada sobre um componente em polietileno (COMPLETO, 2006). Esse feito acabou por motivar o desenvolvimento do conceito da Artroplastia Total do Joelho (ATJ) que consiste na substituição das superfícies articulares da parte distal do fêmur, proximal da tíbia e posterior da patela.

O procedimento cirúrgico da ATJ, além da substituição das superfícies articulares, tem também sido utilizado para a correção, quando necessária, do alinhamento dos membros inferiores com relação à direção principal dos carregamentos, chamado de eixo mecânico. A Figura 1 apresenta a ilustração de um joelho com OA e a de um joelho após uma ATJ.

Figura 1 – Ilustração das superfícies articulares de um joelho com osteoartrose, imagem à esquerda (a), e a de um joelho após a cirurgia de ATJ com as superfícies do fêmur e da tíbia substituídas por implantes, ao lado direito (b).



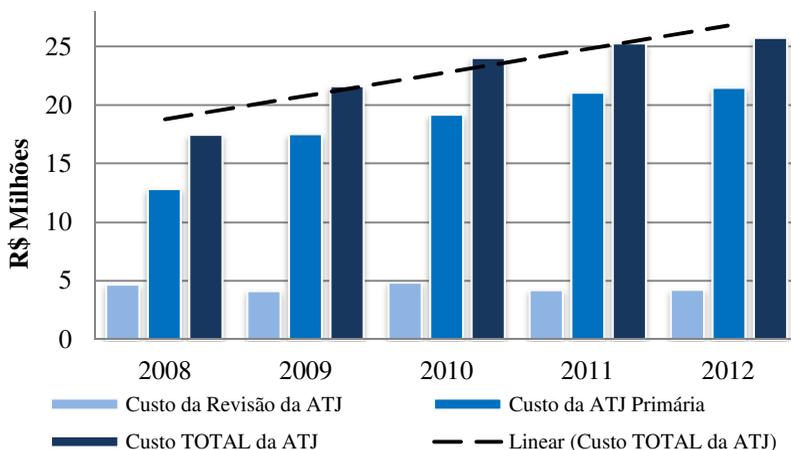
Fonte: Adaptada de Shalby (2010).

Estudos mostram que nas últimas duas décadas a ATJ é um dos procedimentos cirúrgicos que mais cresceram no mundo (KURTZ et al., 2005, 2009; ONG et al., 2006; SINGH, 2011; BASHINSKAYA et al., 2012). Segundo a Rede de Notícias da Área Ortopédica (tradução livre do termo inglês *News Orthopaedic Network*), em 2002, cerca de um milhão de ATJ foram realizadas no mundo (ZIHLMANN, 2005). Nos Estados Unidos da América (EUA), levantamentos estatísticos sugerem que seiscentas mil cirurgias de ATJ são realizadas anualmente com o custo médio de \$ 15 mil dólares por procedimento (cerca de R\$ 30 mil), movimentando assim um valor anual de \$ 9 bilhões de dólares (cerca de R\$ 18 bilhões) (CRAM et al., 2012). Além disso, entre o período de 2005 a 2030, projeta-se nos EUA um aumento de 673% no número desse tipo de intervenção, o que resultará em um mercado de 3,48 milhões de procedimentos ao final de 2030 (KURTZ et al., 2007).

No Brasil, segundo o DATASUS, o número de internações pagas pelo Sistema Único de Saúde (SUS) referente à ATJ, quando somados os procedimentos primários e de revisão, passou de quatro mil

procedimentos anuais em 2008, o que corresponde a um custo de aproximadamente R\$ 17,8 milhões de reais, para 6.597 procedimentos no ano de 2012, correspondendo a um custo acima de R\$ 25 milhões de reais, o que evidencia uma tendência positiva para esse período com uma taxa média de crescimento anual de 9%, como mostra a Figura 2. Tendo em vista os valores citados, conclui-se que o procedimento de ATJ representa uma porção significativa dos gastos em saúde pública advindos da área ortopédica e justifica a relevância econômica do estudo da referida técnica cirúrgica.

Figura 2 - Gráfico do custo do SUS com os procedimentos relacionados à técnica de ATJ e a tendência para o período de 2008 a 2012.



Fonte: DATASUS.

1.3. DIVISÃO E ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

A dissertação está estruturada em cinco capítulos. O primeiro capítulo refere-se à introdução do tema. O segundo capítulo apresenta a terminologia utilizada no estudo da anatomia e do movimento do corpo humano, bem como os fundamentos teóricos utilizados para o desenvolvimento do método.

O capítulo 3 descreve o método e os passos seguidos durante a construção, modelagem e alinhamento das geometrias das próteses e dos ossos.

O capítulo 4 apresenta os estudos de caso (aplicações) realizados para demonstrar o potencial de uso do método desenvolvido.

No capítulo 5, são listadas as conclusões e as sugestões para trabalhos futuros.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. FUNDAMENTOS ANATÔMICOS

Na anatomia existe uma convenção universal chamada de posição anatômica, a qual é utilizada como base para as descrições do corpo humano. Na posição anatômica (Figura 3a) o indivíduo está de pé, ereto, de frente para o observador, com os membros superiores estendidos e posicionados lateralmente, as palmas das mãos voltadas para frente, os dedos estendidos e os polegares situados em posição afastada do corpo e os pés apoiados ao chão (SPENCE, 1991).

2.1.1. Planos de referência

Abaixo, estão listados (e ilustrados na Figura 3a) os planos mais utilizados como referências espaciais para o corpo humano:

- **Plano Sagital:** corta o corpo no sentido ântero-posterior. Possui esse nome porque passa exatamente na sutura sagital do crânio;
- **Plano de Frontal** ou **Coronal:** divide o corpo humano em parte anterior e posterior;
- **Plano de Transversal:** divide o corpo humano em parte superior e inferior.

2.1.2. Direções de referência

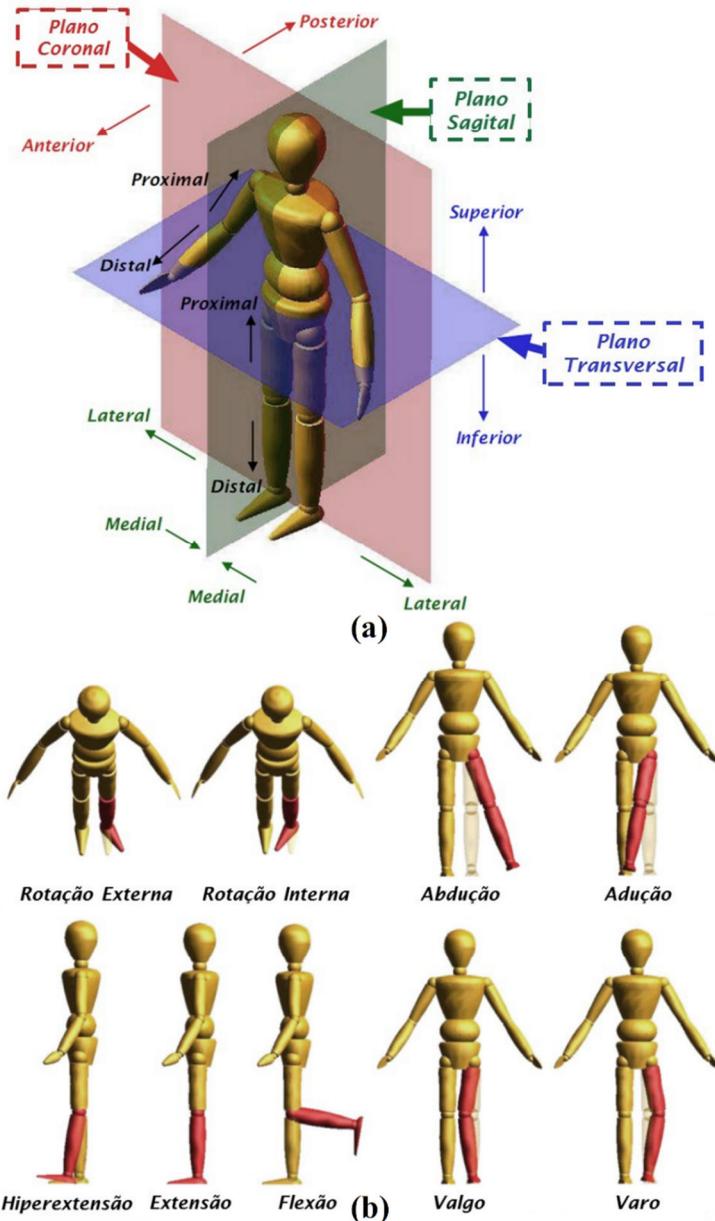
A Tabela 1 apresenta uma lista dos termos mais utilizados nas descrições das translações e rotações espaciais das estruturas anatômicas do corpo humano, seguidos de suas definições. Muitos desses termos são usados para indicar a posição relativa entre órgãos ou para descrever um movimento relativo entre eles, não tendo, dessa forma, qualquer significado absoluto de posição.

Tabela 1- Definição dos termos utilizados para indicar as translações e rotações de estruturas anatômicas.

	Termo	Definição
Translação	Anterior	Para frente ou em frente.
	Posterior	Para trás ou atrás.
	Lateral	Para longe (afastado) do plano mediano.
	Medial	No sentido do plano mediano ou da linha média.
	Proximal	Próximo ao tronco ou à raiz do membro.
	Distal	Para longe (afastado) do tronco ou da raiz do membro.
	Inferior	Para baixo ou abaixo.
	Superior	Para cima ou acima.
Rotação	Adução	Um movimento ativo em direção ao plano mediano.
	Abdução	Um movimento ativo para fora do plano mediano.
	Rotação Interna	Rotação para dentro (para o corpo).
	Rotação Externa	Rotação para fora (fora do corpo).
	Varo	Uma torção para dentro da parte distal do membro.
	Valgo	Uma torção para fora da parte distal do membro.
	Flexão	Movimento que diminui o ângulo da articulação.
	Extensão	Movimento que aumenta o ângulo da articulação.

Fonte: Adaptada de Palastanga *et al.* (2000).

Figura 3 - Ilustração representando os planos de referência e os termos de indicação para translações (a) e rotações (b) entre as estruturas anatômicas.



Fonte: Adaptada de Strickland (2009).

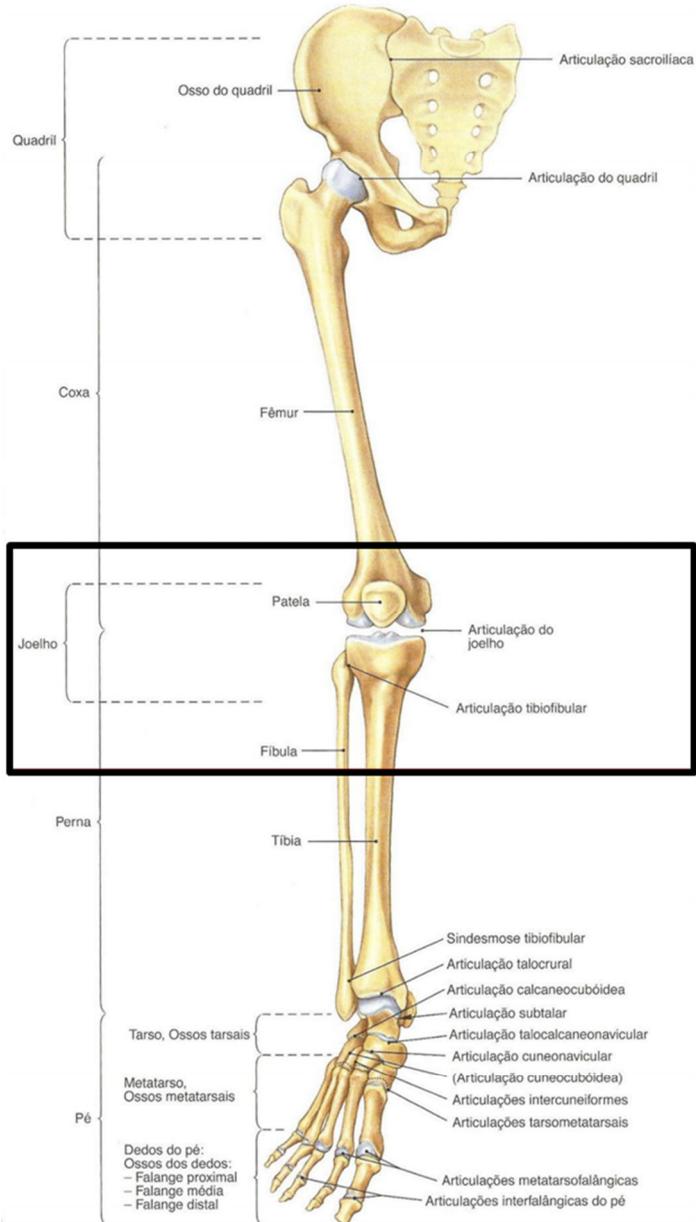
2.2. ARTICULAÇÃO DO JOELHO

A articulação do joelho é a maior e uma das mais complexas articulações do corpo. Satisfaz os requisitos de uma articulação de sustentação de peso, permitindo livre movimento entre suas partes, combinado com considerável estabilidade, particularmente em extensão. Geralmente, estabilidade e mobilidade são funções incompatíveis de uma articulação, com a maioria das articulações comprometendo uma em favor da outra. Entretanto, no joelho, ambas as funções são executadas pela interação de ligamentos, músculos e movimentos complexos de deslizamento e rolamento entre as superfícies articulares. Entretanto, o grau relativamente pequeno de encaixamento entre as regiões articulares, que é essencial para a sua grande mobilidade, torna-o propenso a entorses e luxações apesar da estabilidade que o caracteriza (PALASTANGA et al., 2000).

Em decorrência de sua estrutura anatômica, o joelho é uma das articulações mais frequentemente lesionadas. Isso ocorre por sua grande exposição a forças externas e pelas demandas funcionais a que está sujeito. A funcionalidade da articulação do joelho é governada por uma complexa interação entre seus principais componentes: a patela, a porção distal do fêmur, a porção proximal da tíbia, os ligamentos, a cápsula sinovial, as cartilagens articulares, os meniscos e os músculos. Devido à complexa interação entre essas estruturas, qualquer dano a uma dessas partes pode levar a deterioração de todo o sistema articular (WOO et al., 1998; DANGELO; FATTINI, 2006).

Se analisado como um sistema mecânico, o joelho humano é um sistema articulado com seis graus de liberdade (DOF – *degrees-of-freedom*), havendo movimentos combinados de rotação e translação e possuindo um grau de liberdade principal: a flexão/extensão. Os demais graus de liberdade são os três movimentos de translação: superior/inferior, medial/lateral e anterior/posterior, além dos outros dois movimentos de rotação: interno/externo e abdução/adução (JÚNIOR, 2006). Adicionalmente, é comum na literatura a indicação de que o joelho é somente uma articulação (Figura 4), porém é formado por duas articulações: femoropatelar, entre a patela e o fêmur, e femorotibial, entre o fêmur e a tíbia (FLANDRY; HOMMEL, 2011).

Figura 4 - Representação do esqueleto dos membros inferiores, lado direito, e das suas articulações, estando o joelho destacado pelo quadro de cor preta.

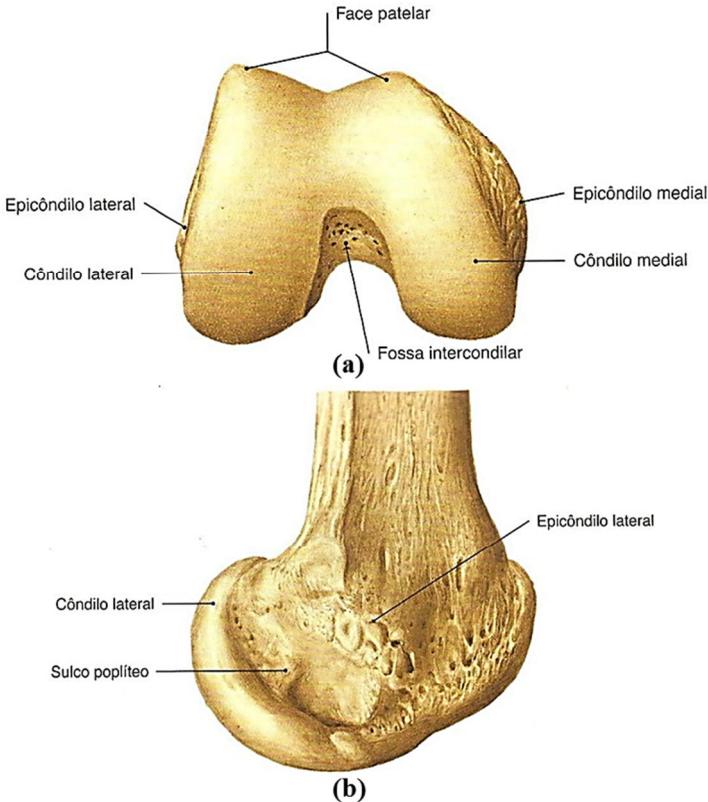


Fonte: Adaptada de Sobotta (2006).

2.2.1. Aspectos anátomo-funcionais das superfícies articulares

A superfície distal do fêmur é formada pelos côndilos femorais, áreas essas cobertas de cartilagem com forma convexa e achatada anteriormente, o que aumenta a superfície de contato e a transmissão de peso. A superfície articular do côndilo medial é maior, no sentido ântero-posterior, do que a do côndilo lateral, porém a superfície lateral é mais larga no sentido látero-medial. A região da face patelar encontra-se no sulco anterior entre os côndilos, também chamada de tróclea femoral, onde se acomoda a patela (CANALE, 2007). A Figura 5 ilustra a região distal do fêmur com as vistas lateral, quando o joelho em extensão, e frontal, quando o joelho em flexão, respectivamente.

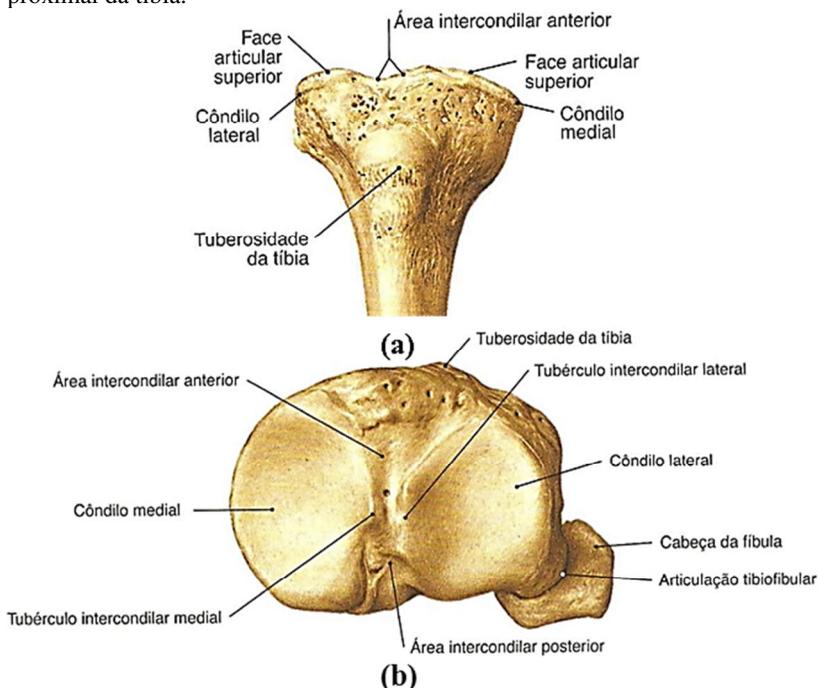
Figura 5 - Vista frontal (a), em flexão, e lateral (b), em extensão, da superfície articular do fêmur.



Fonte: Adaptada de Sobotta (2006).

As superfícies articulares da tíbia caracterizam-se por serem as áreas cobertas por cartilagem na superfície superior de cada côndilo tibial, sendo separadas uma da outra pelos tubérculos intercondilares e pelas áreas intercondilares triangulares na parte anterior e posterior da região proximal da tíbia. A superfície articular medial é maior, oval e ligeiramente côncava. A superfície articular lateral é menor, arredondada e côncava no sentido látero-medial, porém côncavo-convexa no sentido ântero-posterior (PALASTANGA et al., 2000). A Figura 6 apresenta a superfície articular da tíbia (b) e a sua porção anterior (a).

Figura 6 - Vistas frontal (a), da região anterior, e superior (b), da região proximal da tíbia.



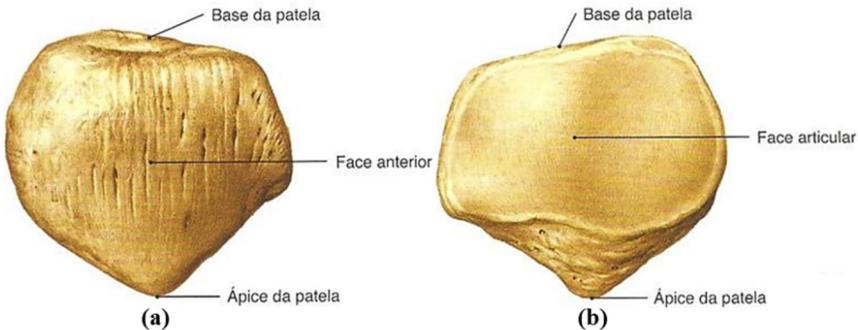
Fonte: Adaptada de Sobotta (2006).

A região articular da patela encontra-se na parte posterior da mesma, chamada de face articular. Essa tem a forma de sela e é assimétrica, com a face lateral maior e mais convexa que a face medial (GARDNER et al., 1975). Ela funciona como a grande distribuidora da pressão no sulco intercondilar do fêmur pelo aumento da área de contato

entre esse e a região da face articular da patela. A Figura 7 mostra as regiões e o formato da patela por meio das suas vistas anterior e posterior.

A patela é classificada como o maior osso sesamóide do corpo (nome dado aos ossos inseridos em tendões) e tem formato triangular, com cerca de 5 cm entre a base e o ápice. Na sua parte anterior proximal está incluído o tendão de inserção do músculo quadríceps da coxa e na parte anterior distal encontra-se a inserção do ligamento patelar, tecido mole que conecta a patela na tuberosidade da tíbia (DANGELO; FATTINI, 2006).

Figura 7 - Vistas frontal (a) e traseira (b) da patela.



Fonte: Adaptada de Sobotta (2006).

2.2.2. Aspectos anátomo-funcionais dos ligamentos e tendões

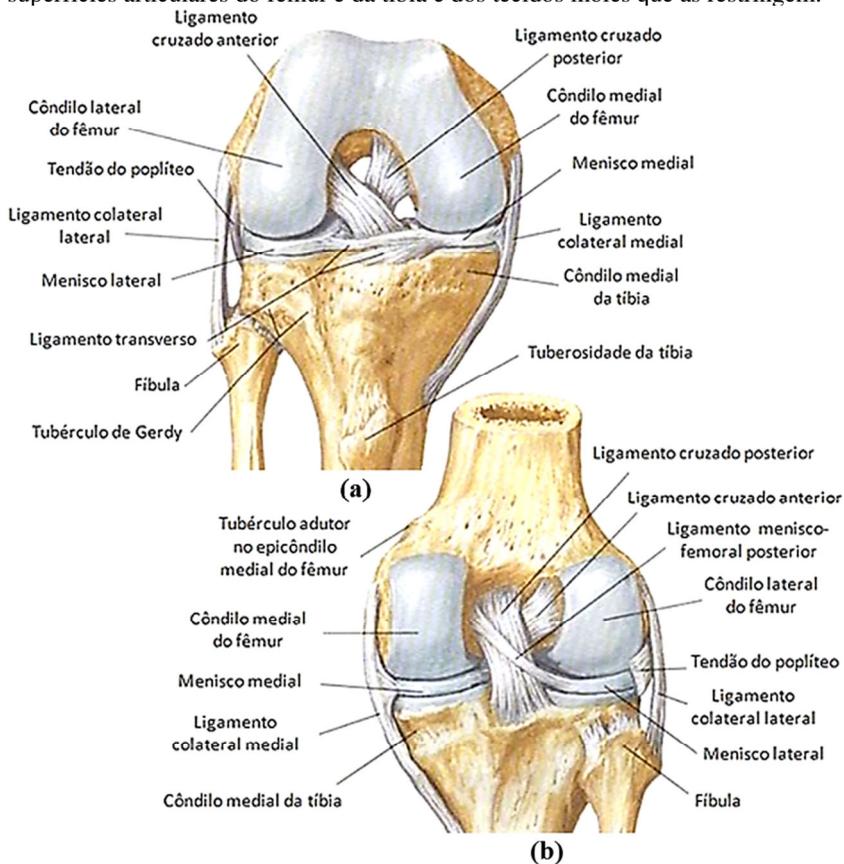
Os tendões têm a função de conectar o tecido muscular ao tecido ósseo, enquanto os ligamentos conectam ossos. Devido a essa função de conexão e à sua estrutura, também são chamados de tecidos biológicos conectivos moles (SPENCE, 1991).

São inúmeros os ligamentos presentes no joelho, mas quatro deles são mais importantes para manter a estabilidade: ligamento colateral lateral (LCL), ligamento colateral medial (LCM), ligamento cruzado anterior (LCA) e ligamento cruzado posterior (LCP).

A estabilidade no movimento lateral da articulação se dá principalmente graças aos ligamentos LCM e LCL. Os outros dois ligamentos se cruzam no centro do joelho e, por essa razão, são denominados ligamentos cruzados. O primeiro deles, se analisarmos a vista frontal da articulação na Figura 8a, é o ligamento cruzado anterior (LCA). Logo atrás dele localiza-se o ligamento cruzado posterior (LCP).

O LCM se encontra na parte de dentro, ou medial, do joelho, enquanto o LCL fica localizado no lado oposto do LCM, ou lateral da articulação.

Figura 8 - Vista frontal (a), em flexão, e traseira (b), em extensão, das superfícies articulares do fêmur e da tíbia e dos tecidos moles que as restringem.



Fonte: Adaptada de Netter (2000).

Devido à incongruência das superfícies articulares, os ligamentos desempenham importante papel como estabilizadores, resistindo à extensão excessiva, aos movimentos de valgo e varo, às rotações da tíbia ou fêmur, ao deslocamento anterior ou posterior da tíbia ou do fêmur (movimento de gavetas) e aos movimentos combinados de rotação da tíbia com deslocamento ântero-posterior.

Os ligamentos se diferenciam entre si pela relação da matriz de colágeno e material celular, além da aparência do núcleo dos

fibroblastos. Os ligamentos colaterais possuem fibroblastos que são mais similares aos tendões patelares, enquanto os ligamentos cruzados possuem uma estrutura celular mais parecida com as células da cartilagem articular. Essas diferenças entre os ligamentos devem-se às suas diferentes funções (PALASTANGA et al., 2000).

2.2.2.1. Ligamento patelar e tendão patelar

Se analisada no sentido distal-proximal a região anterior da patela, pode-se perceber uma faixa achatada e contínua que inicia na tuberosidade da tíbia, passa pela face anterior da patela e termina unindo suas fibras com o conjunto de músculos anterior ao fêmur, quadríceps. O ligamento patelar é a parte dessa faixa que conecta a tíbia à patela e o tendão patelar, ou tendão do quadríceps, é a parte da faixa que tem o seu início na base da patela (região proximal) e término junto às fibras do músculo quadríceps, como pode ser observado na Figura 9. Funcionalmente, essas três estruturas fazem parte do mecanismo de extensão do joelho, tendo uma influência direta junto às superfícies articulares da articulação femoropatelar.

Figura 9 - Vista lateral do joelho em extensão e em flexão.



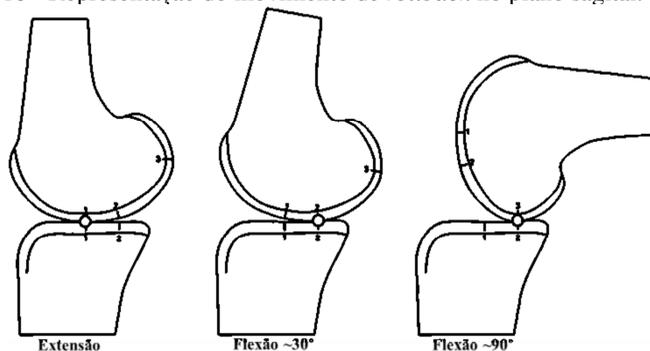
Fonte: Adaptada de Netter (2000).

2.2.3. Aspectos cinemáticos da articulação do joelho

É difícil definir uma trajetória cinemática padrão e precisa para a articulação do joelho por dois motivos principais. Primeiro, o movimento da articulação depende diretamente da interação entre as superfícies articulares e, conseqüentemente, das suas geometrias. Segundo, a amplitude dos movimentos depende da intensidade dos carregamentos sofridos e do grau de restrição imposto pelas estruturas como ligamentos, tendões e meniscos. Contudo, existem movimentos característicos de cada articulação, como o *rollback* e o *screw-home*, entre as superfícies articulares do fêmur e da tíbia, e a trajetória da patela no sulco intercondilar do fêmur, na articulação patelofemoral.

O movimento de rolamento para trás (tradução livre do termo inglês *rollback*) ocorre durante os primeiros 30° de flexão, quando há certo grau de instabilidade articular na articulação femorotibial. A trajetória caracteriza-se pelo acoplamento entre uma translação anterior-posterior e uma rotação do fêmur com relação ao platô tibial, onde o ponto de contato entre as superfícies articulares passa da região anterior para a posterior do platô tibial. Deve-se ressaltar que esse movimento tem amplitude mais acentuada no côndilo lateral e que, durante flexões acima de 30°, o centro de rotação dos côndilos femorais tende a não mudar com relação ao platô tibial (BRANTIGAN; VOSHELL, 1941; PALMER, 2007). Estudos recentes realizados com exames dinâmicos de ressonância magnética demonstram que o côndilo medial permanece praticamente estático em relação a tíbia, com o movimento de *rollback* basicamente limitado ao côndilo lateral (FREEMAN; PINSKEROVA, 2003) A Figura 10 ilustra o deslocamento no sentido anterior-posterior do ponto de contato entre as superfícies articulares do fêmur e da tíbia.

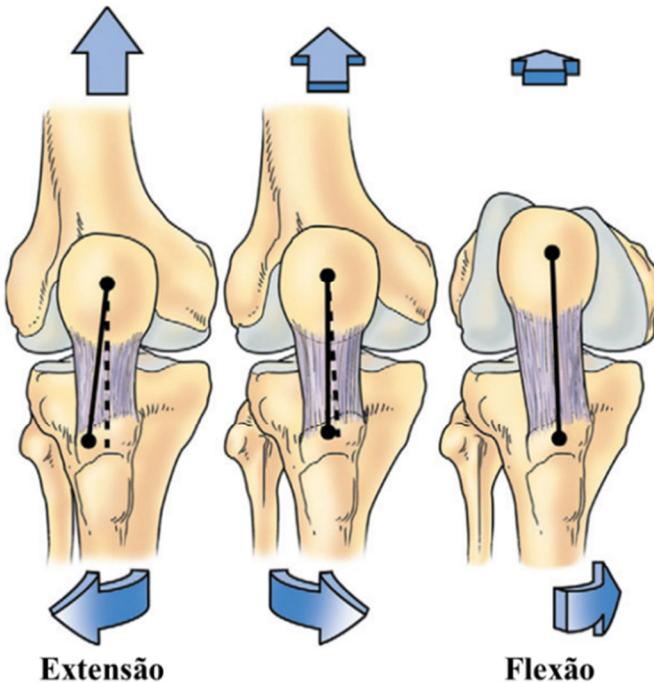
Figura 10 - Representação do movimento de *rollback* no plano sagital.



Fonte: Adaptada de Masouros *et al.* (2010).

Embora o joelho seja uma articulação instável, vários fatores combinados aumentam a sua estabilidade quando em extensão total, como o fato da linha de ação do peso corpóreo, em indivíduos normais, ser ligeiramente anterior ao contato femorotibial quando na extensão completa, o que tende a mantê-la em extensão total. Esse fato é acompanhado por uma rotação interna do fêmur em relação à tibia devido à superfície articular do côndilo medial ser maior que a do lateral, fazendo com que o compartimento lateral atinja a posição de extensão total primeiro. Assim, a extensão final dos dois côndilos é alcançada quando o côndilo medial finaliza sua rotação, aumentando a ação dos tecidos moles na restrição da articulação e promovendo o “travamento” da articulação do joelho quando em extensão. A Figura 11 mostra o movimento de rotação interna citado anteriormente que também é conhecido como mecanismo de *screw-home*.

Figura 11 – Vista frontal do movimento de rotação interna da tibia com relação ao fêmur durante uma extensão e uma flexão.



Fonte: Adaptada de Scott (2012).

Durante o movimento de flexão/extensão a articulação patelofemoral tem por característica o trajeto da patela pela superfície articular entre os côndilos femorais, região denominada como tróclea femoral.

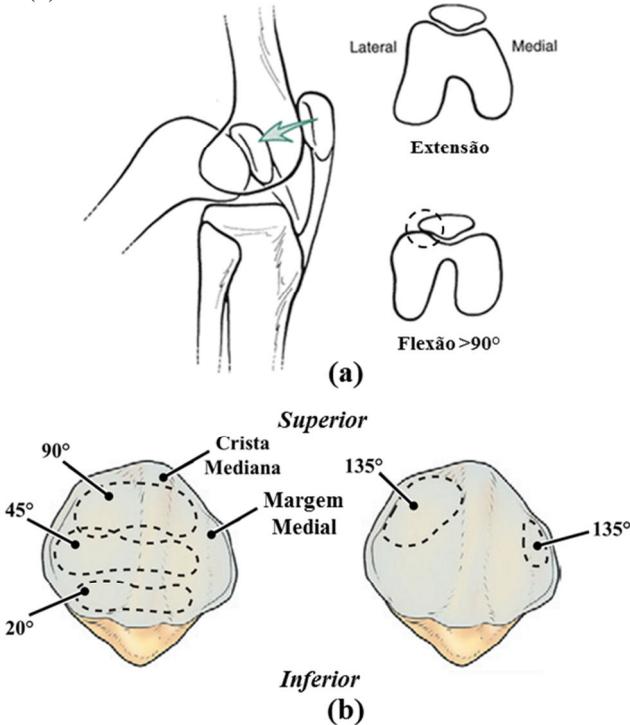
Como a região articular da patela não se encaixa perfeitamente à superfície intercondilar femoral, a região de contato entre as mesmas varia substancialmente durante a flexão (Figura 12a). Adicionalmente, outros fatores influenciam o deslocamento da patela, como: o músculo quadríceps e o comprimento do tendão patelar.

Dois estudos analisaram esse fenômeno por métodos diferentes e ambos os resultados indicaram que a área de contato nunca excede um terço da superfície articular da patela (AGLIETTI et al., 1975; GOODFELLOW et al., 1976).

Os principais movimentos da patela, durante uma flexão do joelho, estão ilustrados na Figura 12 e podem ser descritos na seguinte ordem:

- Da extensão total até cerca de 20° de flexão, a região distal da superfície articular da patela inicia o contato com a estreita faixa proximal entre os côndilos femorais;
- De 20° a 90° de flexão, podem-se observar as translações médio-lateral e distal-proximal da patela seguindo a tróclea femoral, atingindo uma extensão máxima da área de contato com aproximadamente 45° de flexão;
- Assim, quando em 90° de flexão, o contato se dá apenas na região proximal da patela e de forma distribuída entre a crista mediana e as margens lateral, mais acentuada, e medial;
- Porém, quando em 135° de flexão, a área do contato femoropatelar atinge apenas as margens lateral, novamente maior, e medial da patela.

Figura 12 - Ilustração com as vistas nos planos sagital e transversal exemplificando o posicionamento da patela em extensão e em uma flexão acima de 90° (a), além das diferentes regiões de contato da patela com o fêmur durante uma flexão (b).



Fonte: Adaptadas de Hamill e Knutzen (2003) e Scott (2012).

2.3. ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO

Desde que Jules P'eu (1830 - 1898) definiu a artroplastia como sendo a criação de uma articulação artificial com o objetivo de restaurar o movimento esse procedimento cirúrgico vem evoluindo tanto em termos da técnica cirúrgica propriamente dita como no âmbito de mimetizar a função da articulação substituída. Atualmente a artroplastia vem sendo empregada em várias articulações como, por exemplo, o quadril, o tornozelo, o ombro e o joelho.

Em específico, a artroplastia do joelho total ou parcial tem como objetivos:

- A substituição das regiões articulares com o tecido cartilaginoso desgastado;

- A correção de alguma deformidade ou desalinhamento entre os membros inferiores com relação à direção principal dos carregamentos, chamado de eixo mecânico;
- A restauração dos movimentos e das funções dos ligamentos, tendões e outros tecidos moles que auxiliam nas restrições da articulação;
- Proporcionar ao paciente o alívio da dor.

2.3.1. Tipos de Artroplastia

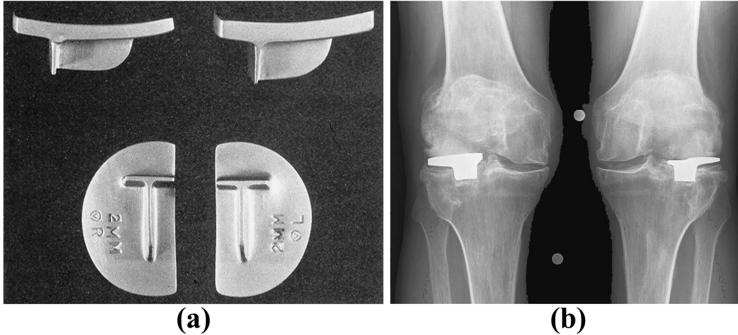
A artroplastia do joelho pode ser classificada pela forma com que as superfícies são substituídas: artroplastia de **excisão** ou de **enxerto**.

A **artroplastia de excisão** se baseia na remoção da superfície articular defeituosa para que o próprio organismo trate de reconstruí-la com tecido fibroso. Esse procedimento tem como objetivo aumentar a amplitude dos movimentos do joelho e, principalmente, a diminuição da dor no paciente. As desvantagens desse tipo de artroplastia são a instabilidade da articulação, o encurtamento do membro e alto período pós-operatório. Esse procedimento é mais recomendado para pacientes jovens onde o uso muito recente de uma prótese não é apropriado. São exemplos desse tipo de procedimento: a meniscectomia, onde a cartilagem do menisco danificada é parcialmente ou totalmente removida, e a osteotomia, onde uma porção da cartilagem articular é retirada para melhor distribuir os carregamentos no joelho.

Já a **artroplastia de enxerto** se caracteriza pela substituição da superfície cartilaginosa desgastada por um implante artificial similar quanto à forma e fabricados por materiais metálicos (como o aço inoxidável ASTM F138, a liga ASTM F75 de cobalto e ligas de titânio) e polímeros (como o polietileno de ultra-alto peso molecular (UHMWPE)). Esse tipo de artroplastia ainda se divide pelo número de superfícies substituídas de uma mesma articulação entre **hemi-artroplastia**, **artroplastia parcial** e **artroplastia total**.

A **hemi-artroplastia** substitui apenas a superfície articular de um dos ossos da articulação. Uma hemi-artroplastia tibial, por exemplo, pode substituir apenas um dos platôs tibiais por um componente protético que represente anatomicamente a região removida deixando intacta a superfície articular do fêmur. A Figura 13 mostra o componente protético metálico para uma hemi-artroplastia do platô tibial lateral, utilizado na década de cinquenta.

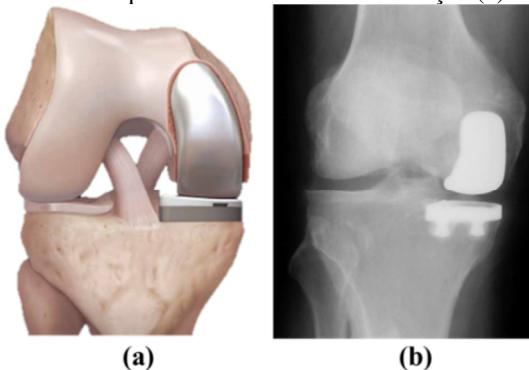
Figura 13 - Prótese de hemi-artroplastia construída por McKeever em meados de 1950.



Fonte: Adaptada de Springer *et al.* (2006).

A **artroplastia parcial** é aplicada para casos em que o dano se limita a uma região específica e a substituição deve ocorrer em ambas as superfícies do contato, ao contrário da hemi-artroplastia, mas apenas parcialmente deixando alguma área da articulação com o contato feito entre cartilagens. Assim, pode ser realizada em apenas um dos côndilos, ou compartimentos, lateral ou medial, chamada de **unicompartimental** (onde apenas um compartimento é substituído, como a região do côndilo medial femoral e a do platô medial tibial), como mostra a Figura 14. Ou com a substituição dos dois côndilos, chamada de **bilateral** (onde os dois compartimentos, medial e lateral, são substituídos), preservando a região intercondilar do fêmur e os ligamentos cruzados.

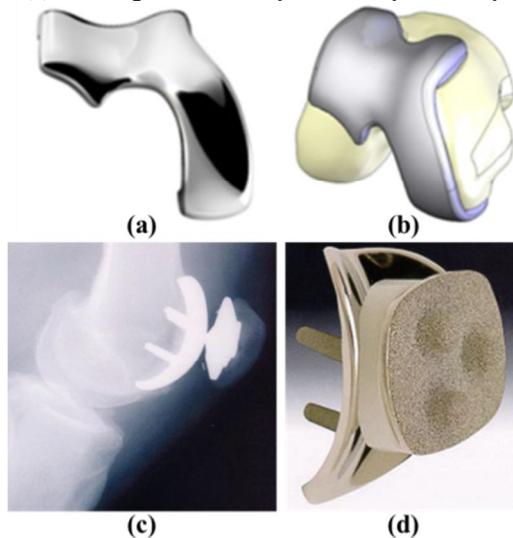
Figura 14 - Vista frontal de uma prótese unicompartimental ilustrando a preservação dos ligamentos cruzados (a) e uma radiografia da mesma mostrando o posicionamento dos componentes metálicos na articulação (b).



Fonte: Adaptada de Arthrex (2013).

Deve-se ressaltar que existem também artroplastias parciais não convencionais que necessitam da substituição da região de um dos côndilos e da região intercondilar, chamadas assim de **bicompartmentais**. E casos que seguem o princípio das unicompartmentais, mas nos quais se deseja substituir apenas a superfície articular da patela e da região entre os côndilos, utilizando próteses **fêmur-patelares**. Alguns exemplos de próteses do tipo bicompartmental (a) e fêmur-patelar (b) podem ser vistos na Figura 15

Figura 15 - Ilustração de implantes do tipo bicompartmental (a e b), além de uma radiografia (c) e a imagem de um implante do tipo fêmur-patelar (d).

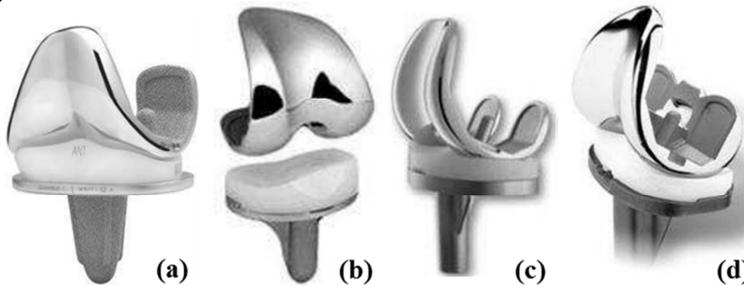


Fonte: Adaptadas de Conformis (2013) e Scott (2012).

A **artroplastia total do joelho (ATJ)** trata da reconstrução por substituição de todas as áreas articulares do joelho: a parte posterior da patela, a região distal do fêmur e proximal da tibia. As próteses utilizadas são tricompartmentais. Existe opções quanto à substituição, ou não, da região articular da patela, quanto a preservação, ou não, do LCP, quanto a substituição do componente tibial por um fixo ou um móvel, quanto ao material de cada componente e quanto a forma com que são fixadas as próteses, se com cimento ortopédico ou fixadas com um revestimento poroso superficial para promover a fixação biológica via crescimento ósseo. É interessante destacar que as escolhas do método de fixação e do tipo de implante dependem da predisposição do osso, da idade e do nível de atividade do paciente, assim como da

familiaridade do cirurgião com a técnica cirúrgica específica. A Figura 16 apresenta alguns dos vários projetos de ATJ disponíveis no mercado.

Figura 16 - Exemplos dos vários tipos de projeto de implantes utilizados na ATJ, identificados comercialmente como: LCS (fabricado pela DePuy), Advance MP (Wright Medical), PFC Sigma (DePuy) e NexGen (Zimmer), respectivamente.



Fonte: Adapta de Strickland (2009).

O procedimento de ATJ é geralmente bem sucedido e complicações tidas como graves são raras. Estudos indicam um percentual de 90 a 95% dos procedimentos sem ocorrências sérias. Dentre esses problemas o mais relevante é a infecção, apresentada por cerca de 1% dos joelhos que nunca foram operados, chamado de procedimento primário (COMPLETEO, 2006). Esse pode ter muitas causas, uma das mais comuns é a septicemia, pois a presença de corpos estranhos no organismo dificulta o controle da infecção na articulação. Contudo, outras complicações pós-operatórias podem ser citadas, como a instabilidade da articulação, a soltura do componente tibial no osso, fraturas tanto da prótese quanto em regiões ósseas próximas à mesma, e o desgaste. A falha no procedimento remete à realização de um novo procedimento cirúrgico, chamado de revisão.

2.3.2. Aspectos de projeto das próteses de ATJ

Os primeiros projetos, na década de 1970, tinham duas principais abordagens para o formato dos componentes: o funcional e o anatômico. Na linha dos implantes anatômicos, o objetivo era mimetizar o formato anatômico das superfícies articulares do joelho natural. E a abordagem funcional, se caracterizava por tentar reproduzir os movimentos nativos do joelho. O objetivo comum de ambas as abordagens reside em recriar uma articulação artificial para substituir o joelho humano e culminou em mais semelhanças do que diferenças entre os projetos (ROBINSON,

2005). Esse fato pode ser observado na similaridade geométrica entre as próteses disponíveis no mercado, como mostra a Figura 16.

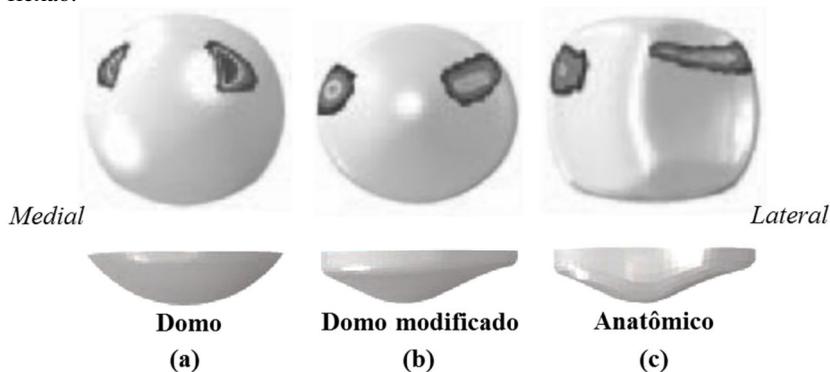
Atualmente, vários aspectos importantes do projeto influenciam o princípio de funcionamento de cada componente. Essas variações são descritas a seguir.

2.3.2.1. Componente patelar

Fica a critério do cirurgião a substituição, ou não, da região articular da patela, ou seja, existem casos em que a articulação femoropatelar é realizada pelo contato entre a cartilagem patelar e a superfície metálica do componente femoral. Contudo, quando se opta em substituí-la é comum se utilizar um componente patelar feito de UHMWPE, e assim aproveitar as vantagens do contato metal-polietileno como a boa resistência ao desgaste e ao impacto com relação ao metal-metal e ao metal-cerâmico.

Outra variável referente ao componente patelar diz respeito à forma, existindo três principais tipos: anatômico (mimetizando o formato da superfície articular da patela natural, com uma crista vertical fazendo a diferenciação entre as margens lateral e medial), domo (o mais popular entre os três e similar a uma calota esférica) e domo modificado (similar ao formato domo, mas com o seu ápice transladado para o lado medial). A Figura 12b ilustra as regiões naturais da patela e a Figura 17 apresenta os tipos de formato do implante patelar.

Figura 17 - Vistas frontal (a cima) e superior (abaixo) dos tipos de formato para o componente patelar. As franjas aparentes nas vistas superiores de cada formato ilustram a região de contato com o componente femoral, a 100° de flexão.



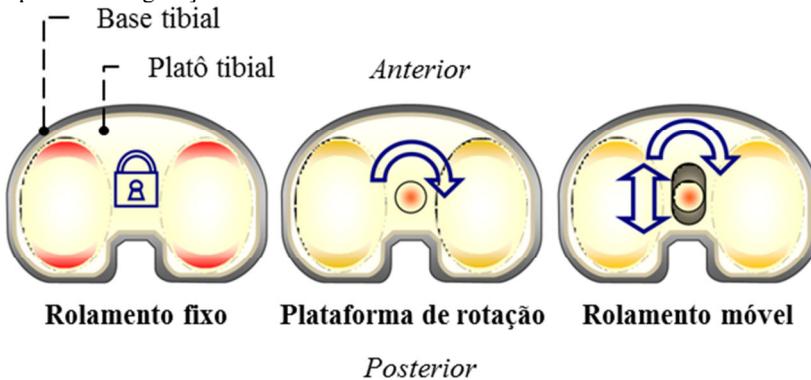
Fonte: Adaptada de Fitzpatrick *et al.* (2012).

2.3.2.2. Componente tibial, fixo ou móvel

A configuração do componente tibial constituído de duas partes distintas, onde um platô em polietileno encontra-se montado acima de uma base metálica, é a mais difundida e aplicada no procedimento de ATJ. Adicionalmente, existem variações quanto ao número de graus de liberdade (rotação e translação) entre a base, fixa na tibia, e o platô de UHMWPE. A Figura 18 apresenta os três tipos de configuração mais comuns para o conjunto tibial com os graus de liberdades entre eles representados ao centro de cada arranjo.

As primeiras próteses que utilizaram esse arranjo tinham o inserto em polietileno fixo na base e eram chamadas de base fixa (tradução livre do termo inglês *fixed bearing*). Contudo, experimentos mostraram que o volume de partículas de desgaste aumenta significativamente quando o platô em polietileno sofre altos níveis de rotação interno-externa (I-E) e translação ântero-posterior (A-P) com o componente femoral.

Figura 18 - Vista superior do conjunto base e platô tibial exemplificando os tipos de configurações mais comuns.



Fonte: Adapta de Strickland (2009).

Na tentativa de se diminuir o desgaste, foi introduzido outro conceito de componente tibial, chamado de Plataforma de Rotação (tradução livre do termo inglês *rotating platform*), no qual o grau de liberdade de rotação I-E é permitido por meio da adição de um pino central na superfície inferior do platô tibial e um respectivo furo cego na base tibial para a conexão das partes. Esse arranjo apresenta em média um terço do volume de partículas de desgaste do modelo de Rolamento

Fixo. A evolução quanto à redução ao desgaste se justifica, pois essa nova configuração desacopla os movimentos do joelho ao permitir a rotação entre o platô e a base, o que reduz o desgaste causado pela rotação I-E do componente femoral no platô tibial (MCEWEN et al., 2001).

Outro conceito que segue a mesma ideia de se introduzir graus de liberdade entre o platô e a base tibial, com o intuito de desacoplar os movimentos do joelho e assim reduzir o desgaste é chamado de base móvel (tradução livre do termo inglês *mobile bearing*). Esse além de permitir o grau de liberdade de rotação, adicionalmente comporta o movimento de translação entre o inserto de polietileno e o apoio metálico por meio de uma ranhura feita na base onde translada e rotaciona o pino do platô tibial.

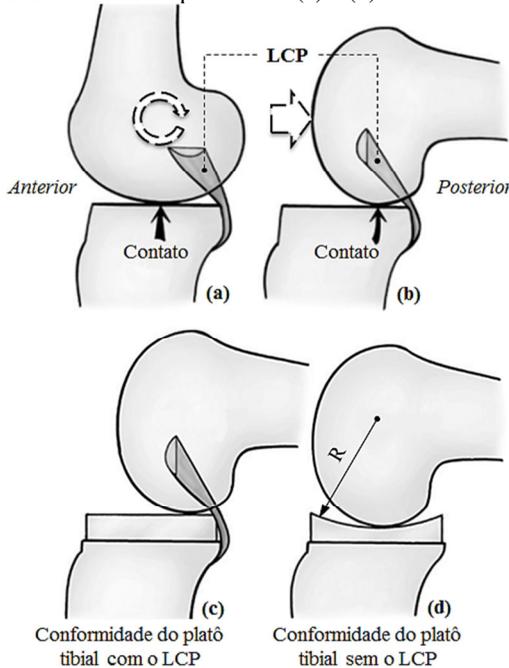
Mesmo as configurações do tipo base móvel e plataforma de rotação oferecendo vantagens quanto ao número de graus de liberdade entre o platô e a base quando comparados ao modelo de base fixa, estudos mostram que esses benefícios ainda não são comprovados clinicamente. Assim, o arranjo fixo ainda é largamente aplicado (PAGNANO; MENGHINI, 2006; KIM et al., 2007).

2.3.2.3. Preservação do LCP

A opção de manter, ou não, os ligamentos cruzados é uma decisão relevante e de responsabilidade do cirurgião, pois contempla questões quanto à integridade dos ligamentos do paciente e à familiaridade com a técnica cirúrgica. Como consequência dessa decisão, o cirurgião deve utilizar o projeto de prótese adequado para a técnica cirúrgica escolhida. Dessa forma, existem próteses que permitem a preservação dos dois ligamentos cruzados (LCA e LCP), chamados de bilaterais, mas em desuso quando comparados às outras técnicas que, na maioria, seccionam o LCA (como forma de substituir a região proximal da tibia), e seccionam opcionalmente o LCP.

A presença do LCP é fundamental para que ocorra o movimento de translação A-P (para trás) simultâneo ao início do rolamento dos côndilos femorais sobre os platôs tibiais (movimento de rollback), durante a flexão do joelho. As imagens a e b da Figura 19 esboçam o posicionamento do LCP e o movimento de rolamento para trás no plano sagital, com o joelho em extensão e em flexão, respectivamente.

Figura 19 - Ilustração, no plano sagital, da função do LCP no movimento de rolamento para trás (*rollback*), em extensão (a) e flexão (b). E do efeito da retenção do LCP no formato do platô tibial (c) e (d).



Fonte: Adaptada de Scott (2012).

Os primeiros platôs tibiais para implantes que requeriam a secção do LCP, chamados como sendo de substituição do LCP (*PCL-substituting*) ou simplesmente PS (*PCL-sacrificing*), se caracterizavam por uma conformação mais acentuada com os côndilos femorais, nos planos sagital e coronal, com o intuito de auxiliar na estabilidade A-P entre o fêmur e a tíbia durante o movimento de flexão. Essa conformação foi concebida por meio de uma curvatura acentuada no plano sagital, como mostra a Figura 19d. Contudo, a ausência do LCP fazia com que o fêmur não efetuasse a translação no sentido A-P, observado no início do rolamento para trás (movimento de *rollback*), o que acabava por reduzir a amplitude do ângulo de flexão da articulação, sendo uma importante desvantagem desse projeto.

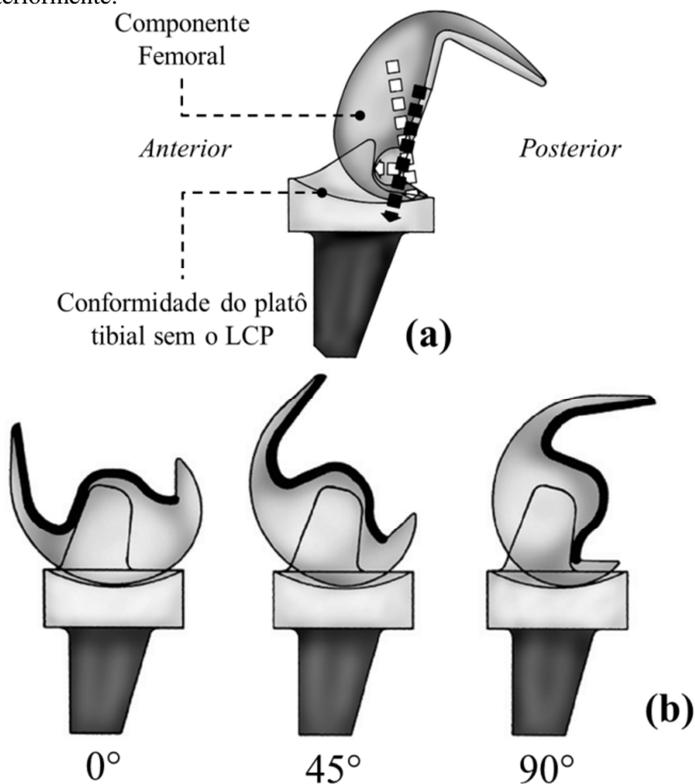
Como alternativa para a reprodução artificial do movimento de *rollback*, e assim substituir a função do LCP seccionado, foi introduzido o conceito de próteses estabilizadas posteriormente. Isso foi possível por

meio da inserção de um mecanismo tipo came na região intercondilar, com a interface feita entre o componente femoral e o platô tibial.

Outra vantagem relevante quanto ao uso de próteses do tipo PS é a possibilidade de usar platôs tibiais mais conformados no plano sagital, ao contrário das primeiras próteses do tipo PS sem estabilização posterior, e assim distribuir melhor o contato nas regiões dos côndilos e consequentemente, reduzir o desgaste em longo prazo.

A Figura 20 mostra a vista sagital de dois arranjos diferentes de próteses do tipo SP estabilizadas posteriormente. A primeira (a) indica a principal componente de força compressiva na interface entre os componentes femoral e tibial. E o segundo arranjo (b) apresenta a atuação do mecanismo durante um movimento de flexão de cerca de 90°, ilustrando a reprodução artificial do movimento de *rollback*.

Figura 20 - Vista lateral de duas próteses do tipo PS, estabilizadas posteriormente.

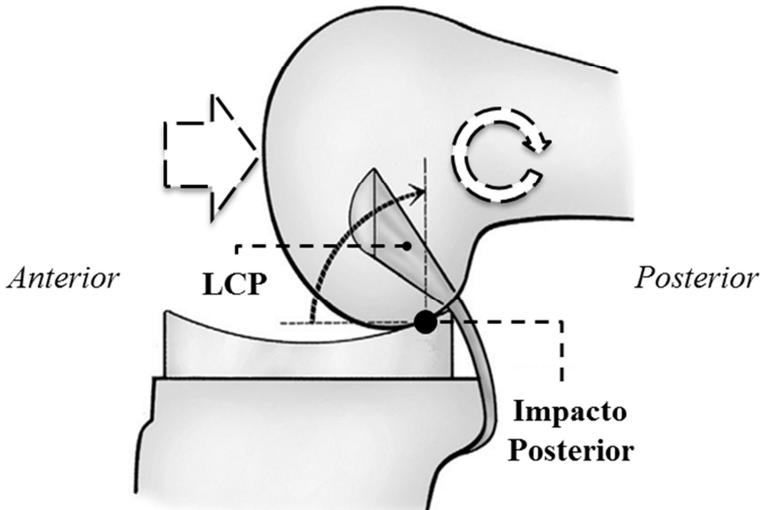


Fonte: Adaptada de Scott (2012).

Já os implantes concebidos para manter o LCP, classificados como sendo de retenção do LCP (*PCL-retaining*) ou simplesmente como CR (do termo inglês *cruciate-retaining*), aproveitam a estabilidade proporcionada por ele durante flexões com amplitudes acima de 90°. No plano sagital, esse formato de platô tibial tem uma região menos conformada em relação à superfície do côndilo femoral, como mostra a Figura 19c.

A presença do LCP auxilia na restrição da translação A-P do componente femoral em relação ao platô tibial. Contudo, essa baixa conformidade entre as superfícies pode resultar em maiores pressões de contato da tibia e, portanto, acelerar o processo de desgaste do componente tibial em polietileno. Esse fato poderia ser solucionado com a utilização de platôs tibiais côncavos, similares aos utilizados no tipo PS, visto na Figura 19d, pois distribuem melhor o contato na região e, conseqüentemente, contribuem para a redução do desgaste no componente. Porém, nesse arranjo, é muito frequente o impacto posterior durante a flexão, como mostra a Figura 21.

Figura 21 – Ilustração, no plano sagital, do impacto posterior em flexão ao qual a configuração de um platô tibial côncavo com um componente femoral que preserve o LCP está suscetível.



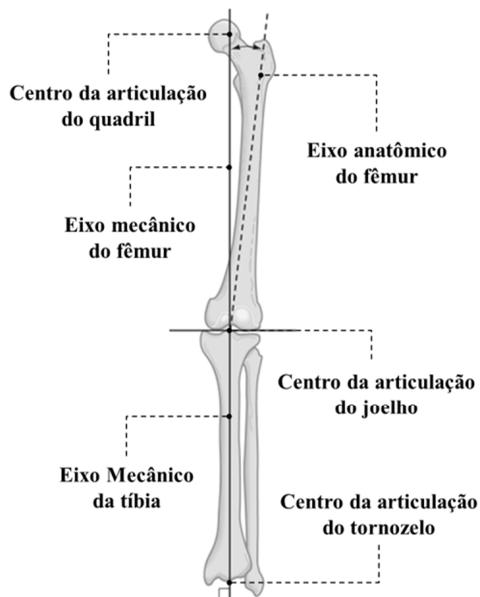
Fonte: Adaptada de Scott (2012).

2.4. ALINHAMENTO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO

Antes de definir um indivíduo normal quanto ao alinhamento dos membros inferiores, ou quanto às deformidades nos mesmos, é preciso que se introduzam os conceitos dos marcos anatômicos utilizados como referenciais no diagnóstico médico.

A avaliação do posicionamento entre os ossos do fêmur e da tíbia se dá por meio da análise das projeções nos planos sagital e coronal, além dos ângulos formados entre os eixos mecânicos de cada membro, sendo o eixo mecânico de um osso definido pela reta que conecta os dois centros das articulações proximal e distal a ele. Outra referência relevante é o eixo anatômico, definido como sendo uma linha que passa através da diáfise femoral, ou seja, é a linha que melhor se adequa ao canal intramedular de um osso (SUBBURAJ et al., 2010). A Figura 22 ilustra o arranjo entre os eixos mecânicos do fêmur e da tíbia, além do posicionamento do eixo anatômico do fêmur e do centro da articulação do joelho entre os centros da articulação do quadril e do tornozelo.

Figura 22 - Representação dos eixos utilizados como referências para determinação do alinhamento da articulação do joelho.

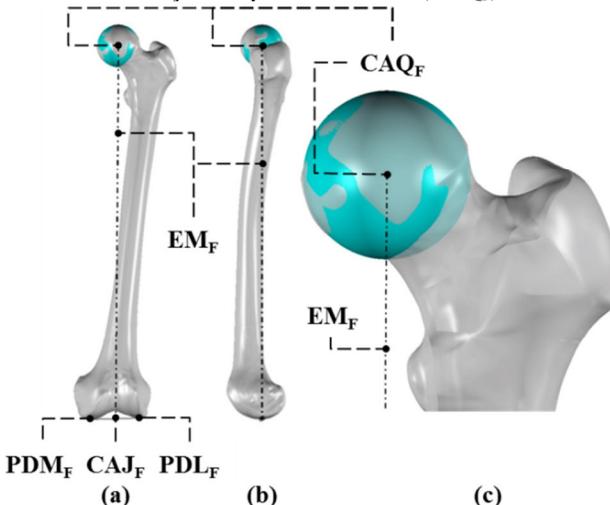


Existem vários métodos para a determinação dos eixos citados, contudo o conceito geral permanece inalterado (MORELAND et al.,

1987; LUO, 2004; SATO et al., 2004; SUBBURAJ et al., 2010; WANG et al., 2010; XING et al., 2010). Uma maneira de melhor visualizar as referências descritas baseia-se nas definições espaciais e nas imagens do posicionamento dos marcos anatômicos da tíbia e do fêmur, conforme apresentado abaixo (representados unicamente nos membros do lado esquerdo).

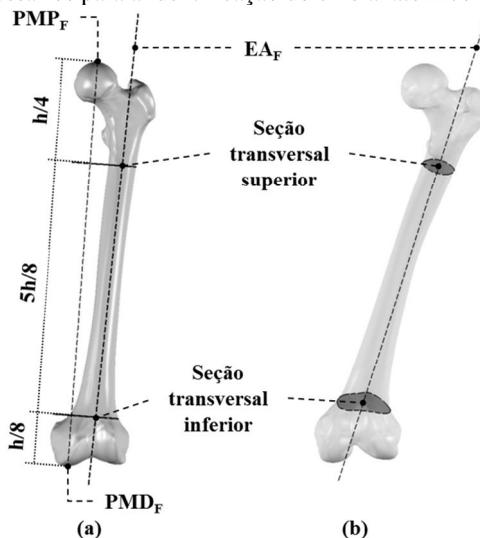
- Eixo Mecânico do Fêmur (EM_F):** é a reta que conecta os centros das articulações do joelho e do quadril (CAJ_F e CAQ_F , respectivamente). Para definir o EM_F espacialmente, são necessárias as definições de mais duas referências obtidas de forma intrínseca à geometria do fêmur: os pontos mais distais dos côndilos lateral e medial do joelho (PDL_F e PDM_F , respectivamente). A reta que passa por esses pontos é chamada de eixo condilar femoral e o ponto médio entre eles é o ponto central da articulação do joelho (CAJ_F). Definido o ponto inferior do EM_F , chamado de CAJ_F , o outro extremo superior da reta é chamado de centro da cabeça do fêmur (CAQ_F) e definido como sendo o centro da esfera que melhor se encaixa na superfície articular do fêmur com o quadril (SUBBURAJ et al., 2010). A Figura 23 apresenta as referências descritas acima para a geometria utilizada neste estudo.

Figura 23 - Vistas frontal (a) e lateral (b) do eixo mecânico do fêmur (EM_F), além do centro da articulação do quadril no fêmur (CAQ_F).



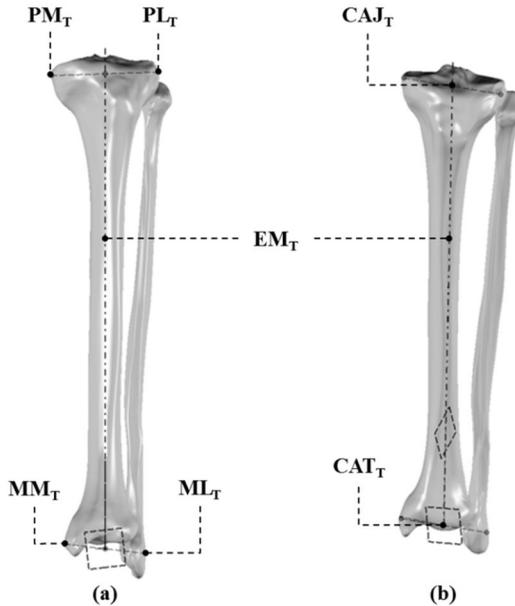
- **Eixo Anatômico do Fêmur (EA_F):** é aquele que passa pelos canais intramedulares. O método utilizado para determinar esse eixo se inicia pela divisão da reta que une o ponto mais proximal com o mais distal do fêmur (PMP_F e PMD_F , respectivamente), dividindo seu comprimento h em três partes: $h/8$, $5h/8$ e $h/4$, como mostra a Figura 24a. Os baricentros das duas seções transversais formadas na parte central do fêmur (Figura 24b) são os dois pontos que localizam o EA_F (SUBBURAJ et al., 2010).

Figura 24 - Vista frontal (a) e em perspectiva (b) da localização dos marcos anatômicos necessários para a identificação do eixo anatômico do fêmur (EA_F).



- **Eixo Mecânico da Tíbia (EM_T):** é a reta que conecta os centros das articulações do joelho e do tornozelo (CAJ_T e CAT_T , respectivamente). Portanto, para definir o EM_T , é necessário localizar o centro da articulação do joelho na tíbia, ou seja, o ponto médio da reta que conecta as proeminências medial e lateral da tíbia (PM_T e PL_T , respectivamente), localizados na região proximal da mesma. E o centro da articulação do tornozelo (CAT_T), ou seja, o ponto médio da reta que liga os maléolos medial e lateral da tíbia (MM_T e ML_T , respectivamente), como se pode observar na Figura 25. O eixo anatômico da tíbia é obtido da mesma forma que o do fêmur (EA_F).

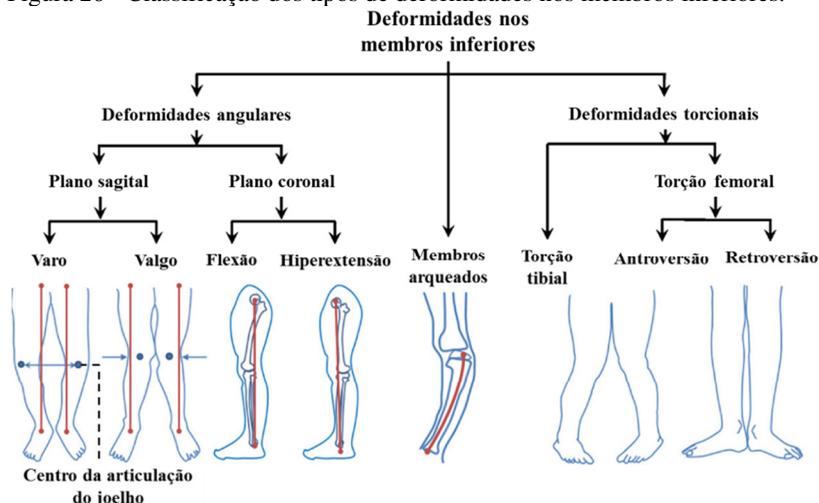
Figura 25 - Vista no plano coronal (a) e em perspectiva (b) da localização dos marcos anatômicos necessários para a identificação do eixo mecânico da tíbia (EM_T).



Uma vez determinados os eixos mecânico e anatômico no joelho pode-se observar que o indivíduo normal quanto a deformidades nos membros inferiores, ou o qual tem um alinhamento ideal entre a tíbia e o fêmur, é aquele em que o centro da articulação do joelho encontra-se projetado, seja no plano sagital ou coronal, na reta que conecta o CAQ_F com o CAT_T . Isso pode ser observado na Figura 22 que ilustra a projeção no plano coronal dos eixos.

Uma consequência do correto alinhamento dos membros inferiores é a adequada distribuição dos carregamentos nas superfícies articulares do joelho, principalmente na região da articulação femorotibial. O alinhamento correto ajuda a prevenir problemas como um desgaste acelerado e localizado de apenas uma região articular, a sobrecarga e a integridade dos tendões e ligamentos que restringem o joelho. As deformidades podem ser classificadas quanto ao ângulo, à torção e à curvatura de um membro, ou arqueamento do mesmo. A Figura 26 apresenta as subdivisões para cada tipo de deformidade.

Figura 26 - Classificação dos tipos de deformidades nos membros inferiores.



Fonte: Adaptada de Subburaj *et al.* (2010).

2.5. ALINHAMENTO DA PRÓTESE NA ATJ

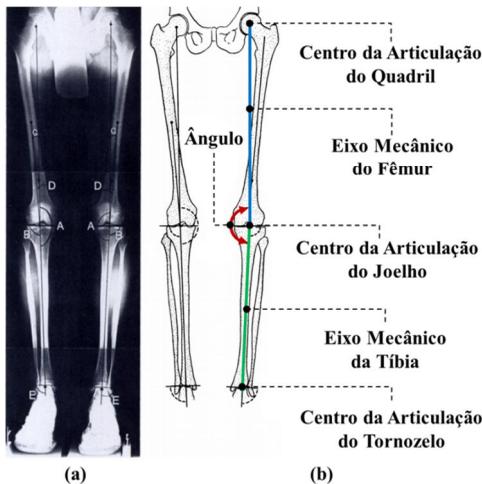
O procedimento da ATJ deve manter e, se necessário, corrigir o alinhamento mecânico dos membros inferiores pois o correto alinhamento entre a prótese e os ossos é fundamental para atingir um bom resultado pós-operatório (LOTKE; ECKER, 1977; SHAKESPEARE *et al.*, 2005). Todavia, um dos erros mais comumente reportados durante o procedimento de ATJ se dá na obtenção do alinhamento mecânico neutro, o que acaba por refletir em um desgaste prematuro ou até mesmo na perda e na fratura dos componentes protéticos (RAUH *et al.*, 2005).

As fases do procedimento cirúrgico de uma ATJ podem ser divididas em: planejamento pré-operatório, cirurgia e o período pós-operatório ou de recuperação e reabilitação. Um alinhamento bem sucedido tem início ainda na fase de planejamento da ATJ onde são avaliadas as radiografias, ressonâncias magnéticas e projeções nos planos sagital, coronal e rotacional. O alinhamento pode ser classificado de acordo com a projeção ou plano de análise entre alinhamento coronal, sagital e rotacional (esse último no plano transversal).

2.5.1. Alinhamento coronal

Na análise da projeção frontal (ou coronal) dos eixos mecânicos do fêmur e da tíbia podem ser avaliados os ângulos referentes à existência de deformidades do tipo vago-varo. Essa correção é feita por meio de seções nas superfícies articulares distal do fêmur e proximal da tíbia, com o objetivo de obter um ângulo de 180° entre os eixos mecânicos, como mostra a Figura 27, e a relação de perpendicularidade entre os componentes da prótese e o eixo mecânico (COOKE et al., 2000). Isso direciona a força de reação do solo para que passe pelo ponto central da articulação do joelho, CAJ. Um estudo realizado por Jeffery *et al.* (1991) analisou o alinhamento pós-cirúrgico e o comparou com o de doze anos depois, apenas no plano coronal (vista frontal), concluindo que erros maiores que 3° entre os eixos mecânicos estavam associados com a perda de um dos componentes protéticos.

Figura 27 - Exemplo do planejamento pré-operatório para o alinhamento coronal com o auxílio de uma radiografia panorâmica.



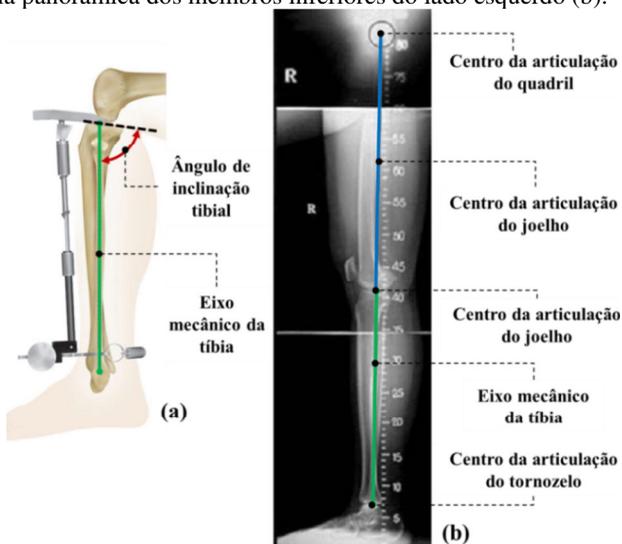
Fonte: Adaptada de Moreland *et al.* (1987).

2.5.2. Alinhamento sagital

A correção na contratura de flexão, na deformidade muscular, no genu recurvado e na deformidade óssea são os focos da análise da projeção sagital (lateral). Contudo, são realizadas apenas por meio dos tecidos moles, não havendo a necessidade de ressecções ósseas. Nessa

vista, as posições do componente femoral são descritas em relação aos ângulos de flexão e extensão com a base tibial. O componente tibial é orientado com relação ao ângulo de inclinação ântero-posterior do platô tibial com o eixo mecânico da tibia. Esse ângulo é obtido por meio de uma secção óssea, como mostra a Figura 28a (VINCE; BOZIC, 2005). A Figura 28b apresenta o arranjo entre os eixos mecânicos da tibia e do fêmur durante o planejamento do alinhamento sagital.

Figura 28 - Vista lateral ilustrando a inclinação do platô tibial (a) e um exemplo da orientação dos eixos de referência para o alinhamento sagital, utilizando uma radiografia panorâmica dos membros inferiores do lado esquerdo (b).



Fonte: Adaptadas de Depuy International LTD (2001) e Hangsaphuk e Tanavalee (2009).

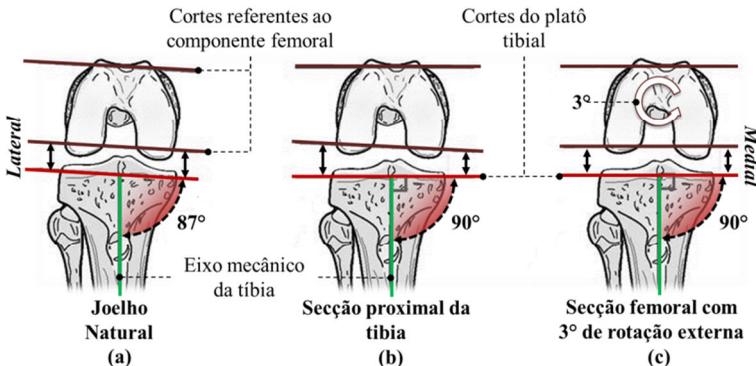
2.5.3. Alinhamento rotacional

Erros de alinhamento rotacional extra-articulares podem ser difíceis de entender, prever ou corrigir em uma ATJ primária, exceto pela realização de uma osteotomia corretiva no local do desalinhamento. Em geral, o desalinhamento de torção só é corrigido durante uma ATJ primária quando indicado pela análise do posicionamento do eixo transepicondilar, definido como a reta que conecta os epicôndilos medial e lateral do fêmur, como ilustra a Figura 31b. Vários estudos se dedicaram a investigar o correto posicionamento rotacional do componente femoral, entre eles podem-se citar os seguintes trabalhos:

- Berger *et al.* (1993) utilizaram recursos de tomografia computadorizada para ilustrar erros de alinhamento rotacional e a importância do eixo transepicondilar na identificação dos desalinhamentos;
- Whiteside e Arima (1995) validaram o eixo do sulco troclear do fêmur como um guia para o posicionamento da rotação do componente femoral. Devido à simplicidade e à eficácia do método, esse é largamente adotado na prática clínica (linha de Whiteside);
- Poilvache *et al.* (1996) popularizaram a relevância do eixo transepicondilar para o posicionamento de rotação do componente femoral;
- Berger *et al.* (1998) quantificaram a relação entre a rotação interna do componente femoral (relativo ao eixo transepicondilar) e a rotação interna do componente tibial (relativo ao tubérculo tibial) como uma explicação para complicações patelares.

Durante o procedimento de ATJ, a região proximal da tibia é seccionada perpendicularmente ao eixo mecânico da mesma, o que acaba por criar um desbalanceamento no plano coronal, quando o joelho fica em flexão de 90°, como mostra a forma trapezoidal na Figura 29b. Com o objetivo de corrigi-lo, ou rebalanceá-lo, é realizada uma rotação externa na orientação dos cortes para inserção do componente femoral. O valor médio para o giro é 3° (Figura 29c). Contudo, baseado em estudos clínicos, o valor do ângulo pode variar entre 2° e 5° (ARIMA *et al.*, 1995).

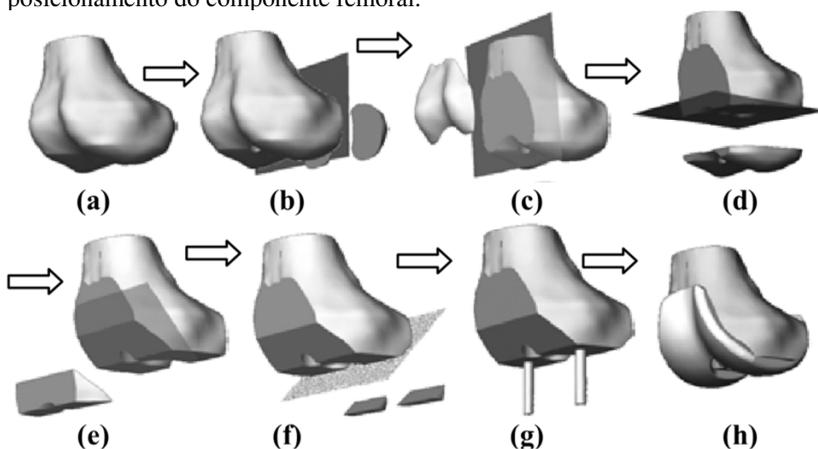
Figura 29 – Vista frontal de um membro do lado direito com 90° de flexão ilustrando o alinhamento rotacional para os cortes necessários na inserção do componente femoral.



Fonte: Adaptada de Mcpherson e Edward J. (2004).

A inserção do componente femoral da prótese no fêmur se dá por meio de cortes realizados na região distal do mesmo. A orientação desses cortes é de fundamental importância para se obter um resultado pós-operatório satisfatório. Comumente, são realizados cinco cortes durante a implantação do componente femoral. A Figura 30 apresenta passo-à-passo cada um dos cortes, são eles: posterior (b), anterior (c), distal (d), chanfro anterior (e) e chanfro posterior (f). Tanto a ordem apresentada para os cortes quanto a orientação dos mesmos irão depender respectivamente dos instrumentos e da técnica cirúrgica adotados para o procedimento de ATJ.

Figura 30 - Sequência de cortes realizados na parte distal do fêmur para o posicionamento do componente femoral.



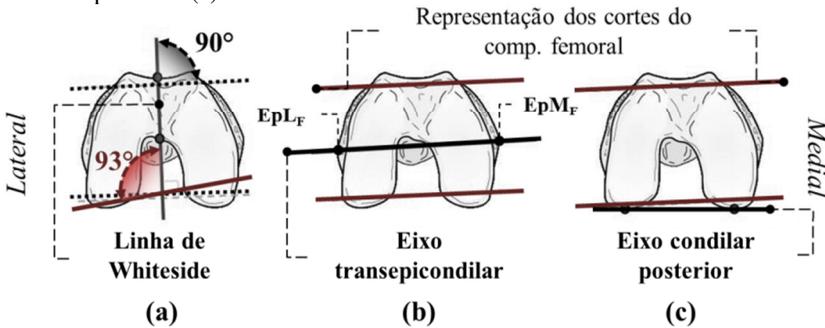
Fonte: Adaptada de Villa *et al.* (2003).

Existem três métodos clássicos para a realização do alinhamento rotacional do componente femoral, classificados pelo tipo de eixo obtido como referência para a aplicação da rotação externa:

- **A linha de Whiteside:** também conhecido como o eixo ântero-posterior localizado na região distal do fêmur, é definida como sendo a linha que conecta o ponto mais profundo da região anterior do sulco intercondilar femoral e o centro da fossa intercondilar, localizada mais posteriormente. Perpendicular à essa linha, é traçada outra reta que serve como referência para a rotação externa dos cortes femorais, como mostra a Figura 31a. Esse método prioriza o alinhamento do componente femoral com o componente patelar (WHITESIDE; ARIMA, 1995);

- **Eixo transepicondilar:** é a reta que passa nos dois epicôndilos femorais, esses localizados nas proeminências lateral (epicôndilo lateral, EpL_F) e medial (epicôndilo medial, EpM_F) do fêmur. Os cortes femorais são orientados paralelos a essa reta, como se pode observar na Figura 31b. O eixo transepicondilar, embora facilmente palpável, é comumente coberto pelos ligamentos colaterais, o que acaba por ser uma desvantagem desse método. (POILVACHE et al., 1996);
- **Eixo condilar posterior:** é definido como a reta que conecta como as projeções dos pontos mais posteriores de cada côndilo femoral, medial e lateral, no plano ortogonal ao eixo mecânico. A rotação externa dos cortes femorais é referenciada a partir dessa reta, como apresenta a Figura 31c.

Figura 31 - Projeção, no plano ortogonal ao eixo mecânico do fêmur (lado direito), dos diferentes métodos para determinação da rotação externa do componente femoral: linha de Whiteside (a), eixo transepicondilar (b) e eixo condilar posterior (c).

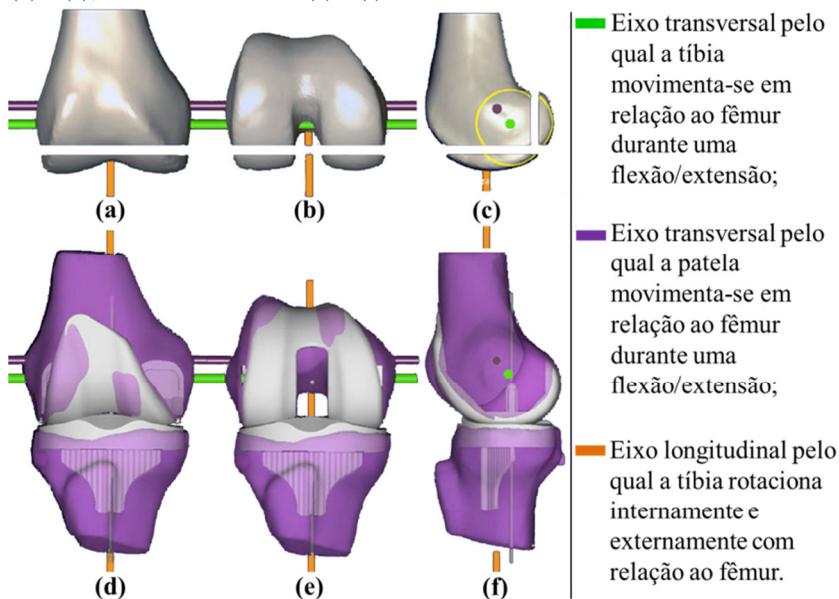


Fonte: Adaptada de Mcpherson e Edward J. (2004).

Desde 2006, Howell e Hull vêm implementando uma técnica de alinhamento alternativa chamada de **Alinhamento Cinemático** (tradução livre do termo em inglês *Kinematic Alignment*), a qual utiliza referências diferentes das abordadas nos procedimentos clássicos de ATJ (Dosset *et al.*, 2012). Nesse método, o posicionamento do componente femoral é realizado com base na identificação de três eixos: o eixo transversal (pelo qual a tíbia rotaciona, no plano sagital, em relação ao fêmur durante o movimento de flexão e extensão); o eixo transversal (pelo qual a patela movimenta-se, no plano sagital, com

relação ao fêmur); e o eixo longitudinal (pelo qual a tíbia rotaciona internamente e externamente com relação ao fêmur) (HOWELL; HULL, 2012; HOWELL; PAPADOPOULOS, 2013). Esses eixos estão representados na Figura 32 nas cores verde, magenta e laranja, respectivamente.

Figura 32 - Ilustrações de um joelho direito submetido à uma ATJ, por meio da técnica do Alinhamento Cinemático, onde podem ser observados os eixos de referência, os cortes distal e posterior, além dos respectivos posicionamentos dos implantes nas vistas: frontal em extensão (a) e (d), frontal em flexão de 90° (b) e (e); lateral em extensão (c) e (f).



Fonte: Adaptada de Howell *et al.* (2013).

Os eixos transversais são paralelos entre si e perpendiculares com relação ao eixo longitudinal. O eixo transversal pelo qual a tíbia movimenta-se em relação ao fêmur, na cor verde na Figura 32, representa o eixo do cilindro que melhor se adequa às superfícies posteriores dos côndilos femorais (HOWELL; HOWELL, STACEY J.; *et al.*, 2010). Na Figura 32c, pode-se observar a vista lateral do cilindro na cor amarela, bem como o posicionamento dos eixos transversais ortogonais à vista lateral.

3. DESENVOLVIMENTO

O desenvolvimento do método baseia-se na definição de referenciais geométricos que permitam a localização dos Sistemas de Coordenadas Locais (SCL) de cada corpo. Isso se dá por meio da prévia identificação dos marcos anatômicos, quando nos componentes ósseos, e dos referenciais geométricos, quando nos sólidos dos componentes da prótese total de joelho.

Na fase seguinte, de montagem, são definidas as relações entre os corpos dos membros inferiores e da prótese. A montagem pode ser dividida em duas fases: a primeira compreende o alinhamento entre os membros inferiores (ossos) e a segunda, o posicionamento dos componentes da prótese seguindo um protocolo cirúrgico da ATJ.

O método é composto pelas seguintes etapas:

1. Aquisição das geometrias dos ossos (quadril, fêmur, patela, tíbia e fíbula);
2. Identificação dos marcos anatômicos e dos sistemas de coordenadas locais dos membros inferiores, com base na recomendação da Sociedade Internacional de Biomecânica (WU et al., 2002);
3. Aquisição das geometrias dos componentes da prótese total do joelho;
4. Identificação dos sistemas de coordenadas locais (SCL) dos implantes (componentes femoral e patelar, platô tibial e base tibial);
5. Montagem dos componentes da prótese nos ossos, seguindo os passos de um protocolo cirúrgico de ATJ.

Como pode ser observado na Figura 33, as etapas 1 e 3 do método são independentes, assim podem ser realizadas em paralelo até a etapa de montagem.

Todas as etapas de preparação dos sólidos (modelagem paramétrica e identificação dos referenciais geométricos dos implantes, bem como a localização dos marcos anatômicos dos ossos) e de montagem do modelo (simulação virtual de um protocolo cirúrgico de ATJ) foram realizadas dentro de um ambiente CAD, mais especificamente no programa SolidWorks® (Versão 2011).

Figura 33 - Ilustrações das etapas do método desenvolvido.



Visando uma melhor compreensão e detalhamento do método de construção do modelo CAD, as duas primeiras etapas (aquisição das geometrias dos ossos e a identificação dos SCL de cada um) estão descritas na subseção: Geometrias dos Membros Inferiores. Na sequência, são apresentadas as etapas três e quatro do método na subseção: Geometrias das Próteses. Em seguida, são listadas e apresentadas imagens de alguns dos passos realizados na montagem dos componentes da prótese nos ossos, onde são ilustradas lado a lado alguns passos descritos no protocolo cirúrgico de ATJ e os respectivos passos realizados no modelo desenvolvido, até a finalização da construção do modelo CAD osso-prótese parametrizado.

3.1. GEOMETRIAS DOS MEMBROS INFERIORES

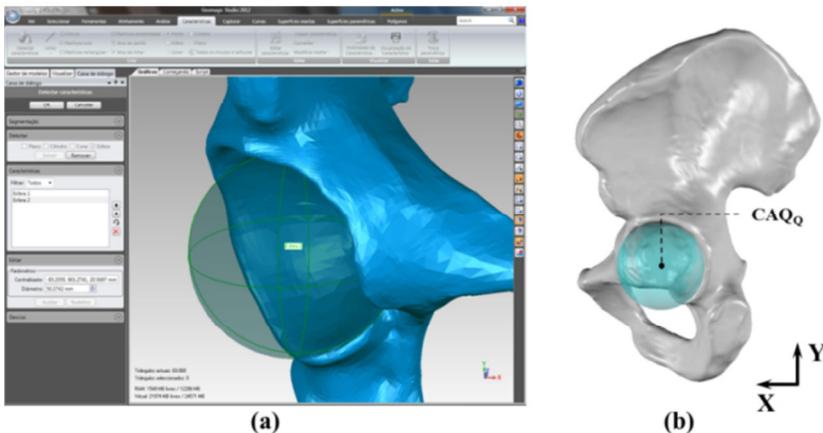
Os sólidos utilizados para representar os ossos dos membros inferiores foram obtidos junto à empresa *Zygot Media Group*. Esses são resultado da reconstrução por imagens médicas e representam um indivíduo adulto do sexo masculino. O conjunto adquirido tem os seguintes ossos: quadril, fêmur, patela, tíbia e fíbula. Utilizou-se apenas os ossos do membro esquerdo durante a descrição de como foram determinados os marcos anatômicos e os SCL de cada osso, com

exceção do quadril pois, para se definir o SCL do quadril, faz-se necessário uso dos marcos anatômicos do quadril esquerdo e do quadril direito. Os sólidos foram importados, individualmente, para o programa SolidWorks® no formato .IGS, onde foram localizadas as referências geométricas intrínsecas à anatomia de cada osso (pontos, eixos e planos) e a partir dessas foram orientados e fixados cada SCL.

3.1.1. Quadril

A origem do SCL do quadril localiza-se no centro da esfera que melhor se adequa a região acetabular e também é conhecida como sendo o Centro da Articulação do Quadril no quadril (WU et al., 2002). Para determinar a localização do centro e o raio da esfera, foi utilizada a versão demonstrativa do programa Geomagic Studio® (versão 2012). Neste, foi importado o sólido que representa o quadril no formato .STL e selecionadas as coordenadas dos pontos que quando ligados (malha triangular) formam a região acetabular do quadril. Nesses pontos, por meio da ferramenta Característica-Esfera, é aplicado o método de mínimos quadrados para o cálculo da equação da esfera que melhor se ajusta às coordenadas dos pontos selecionados. A Figura 34 exemplifica o procedimento da ferramenta Característica-Esfera durante o cálculo das coordenadas da origem e do raio da esfera que melhor se ajusta à região acetabular do quadril (Figura 34a) e uma vista lateral do Centro da Articulação do Quadril no quadril (CAQ_Q), também denominado como a origem do SCL do quadril (Figura 34 b).

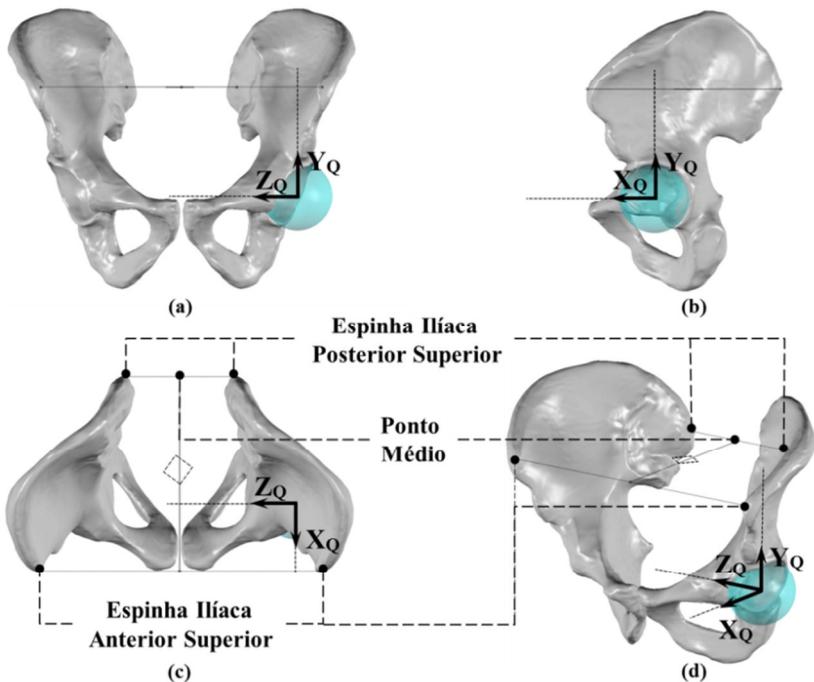
Figura 34 - Imagem do programa Geomagic Studio® (a) durante a identificação do Centro da Articulação do Quadril (CAQ_Q) e da vista lateral do quadril (b).



As orientações do SCL do quadril foram determinadas por meio da identificação dos seguintes marcos anatômicos: Espinha Ilíaca Anterior Superior (EIAS_Q), definido como sendo o ponto mais anterior do quadril, e Espinha Ilíaca Posterior Superior (EIPS_Q), definido como sendo o ponto mais posterior do quadril. As imagens c e d da Figura 35 ilustram as localizações desses marcos anatômicos.

O eixo Z_Q é paralelo à reta que conecta as duas EIAS_Qs, com sinal positivo no sentido lateral-medial. O eixo X_Q pertence ao plano definido por três pontos: as duas EIAS_Qs e o ponto médio da reta que conecta as duas EIPS_Qs, além de ser perpendicular ao eixo Z_Q , com sinal positivo no sentido posterior-anterior. Assim, o eixo Y_Q é perpendicular aos outros eixos já definidos, Z_Q e X_Q (WU et al., 2002). A Figura 35 ilustra o posicionamento e a localização do SCL do quadril e da esfera que melhor se adequa à região acetabular do lado esquerdo.

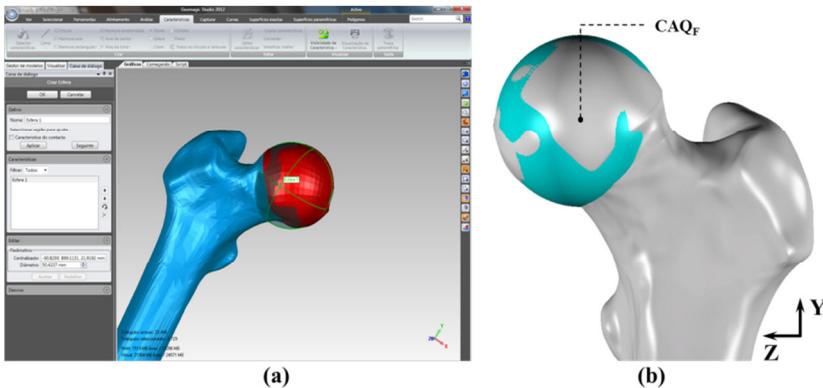
Figura 35 - Vistas frontal (a), lateral (b), superior (c) e em perspectiva (d) do SCL do quadril e os marcos anatômicos utilizados para orientá-lo.



3.1.2. Fêmur

A origem do SCL do fêmur (SCL_F) localiza-se no centro da esfera que melhor representa a região da cabeça do fêmur, também definida como sendo o Centro da Articulação do Quadril no fêmur (CAQ_F), como mostra a Figura 36b. Para localizar o centro da esfera e determinar o raio da mesma, foram utilizados passos similares aos empregados durante a localização da melhor esfera que representa a região acetabular do quadril. A Figura 36a ilustra a geometria do fêmur importada para o programa Geomagic Studio® (versão 2012) no formato .STL, cor azul, bem como a seleção da superfície da cabeça do fêmur, na cor vermelha, a qual foi utilizada para a determinação da esfera de referência e, conseqüentemente, da origem do SCL do fêmur.

Figura 36 - Imagem do programa Geomagic Studio® durante a identificação da origem do SCL do fêmur (a). Esse ponto também é definido como o Centro da Articulação do Quadril no fêmur (CAQ_F), como mostra a vista frontal do sólido do fêmur (b).

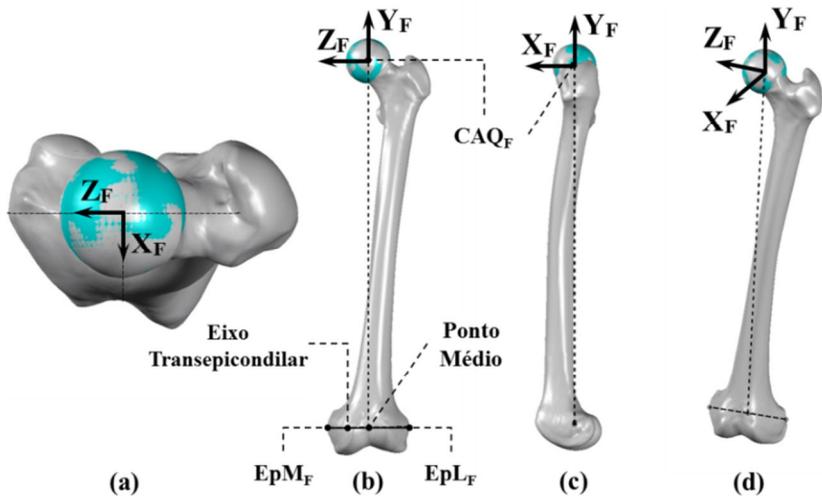


As orientações do SCL do fêmur foram definidas por meio da identificação dos seguintes marcos anatômicos: Centro da Articulação do Quadril no fêmur (CAQ_F) e os epicôndilos medial e lateral, definidos como sendo as proeminências mais externas dos côndilos medial e lateral, respectivamente, como podem ser observados na Figura 37. O eixo transepicondilar é conhecido como a reta que conecta os dois epicôndilos, medial e lateral (EpM_F e EpL_F), o mesmo encontra-se apresentado na Figura 37b.

O eixo Y_F é colinear á reta que conecta o CAQ_F (origem do SCL_F) ao ponto médio do segmento de reta definida pelos epicôndilos, EpM_F e EpL_F , como exemplificado na Figura 37b. O eixo Z_F é

perpendicular ao eixo Y_F e encontra-se espacialmente contido no plano formado pelos seguintes marcos anatômicos (pontos): CAQ_F , EpM_F e EpL_F . Dessa forma, o eixo X_F perpendicular aos outros dois eixos, Y_F e Z_F (WU et al., 2002). A Figura 37d ilustra o posicionamento e a orientação do SCL_F e da esfera que melhor se adequa à região da cabeça do fêmur, membro esquerdo.

Figura 37 - Vistas superior (a), frontal (b), lateral (c) e em perspectiva (d) do SCL do fêmur, além dos marcos anatômicos utilizados para a orientação do mesmo.



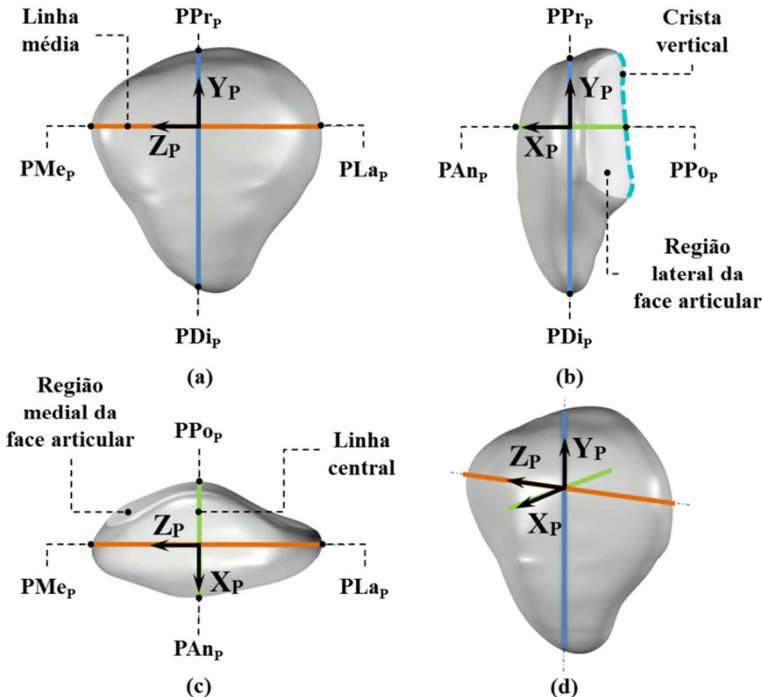
3.1.3. Patela

Antes de definir o SCL da patela (SCL_P), se faz necessária a identificação da crista vertical (tradução livre do termo inglês *vertical ridge*) na região posterior da patela¹. A crista vertical é caracterizada por ser uma proeminência vertical (Figura 38b, vista lateral da patela) que divide a face articular da patela em duas regiões: uma lateral, maior em área, e outra medial. A Figura 38b mostra a região lateral da face articular da patela, sendo a crista vertical a linha que limita a região lateral da medial.

¹ O termo crista vertical não consta na terminologia anatômica da Sociedade Brasileira de Anatomia, a qual apresenta para a patela apenas os termos: ápice, base, face anterior e face articular (CALDERON et al., 2012).

Para definir a orientação do SCL_p são localizados os pontos mais medial e lateral da patela, $PMep$ e $PLap$, respectivamente. A reta definida por esses dois pontos, chamada de linha média, é colinear ao eixo Z_p , positivo no sentido lateral-medial, como ilustrado na Figura 38a (VELDE, VAN DE et al., 2008). O plano formado pelo ponto médio da linha que representa a crista vertical, $PPop$, e os pontos $PMep$ e $PLap$ é definido como sendo o plano ZX_p (Figura 38c), onde o eixo X_p é colinear à reta que inicia no $PPop$, pertence ao plano ZX_p e é perpendicular ao eixo Z_p , positivo no sentido posterior-anterior, chamada de linha central. A origem do SCL_p é definida como sendo o ponto onde a linha média e a linha central se cruzam. Determinados a origem do SCL_p e os eixos X_p e Z_p , o eixo Y_p caracteriza-se por ser perpendicular aos outros dois eixos. Esse intersecciona a patela na região proximal, definindo o $PPrp$, e na região distal, definindo o $PDip$, que são os pontos utilizados para centralizar as inserções na patela do tendão patelar (região proximal), $PPrp$, e do ligamento patelar (região distal), $PDip$.

Figura 38 - Vistas frontal (a), lateral (b), superior (c) e em perspectiva (d) do SCL da patela, além dos marcos anatômicos utilizados para defini-lo.

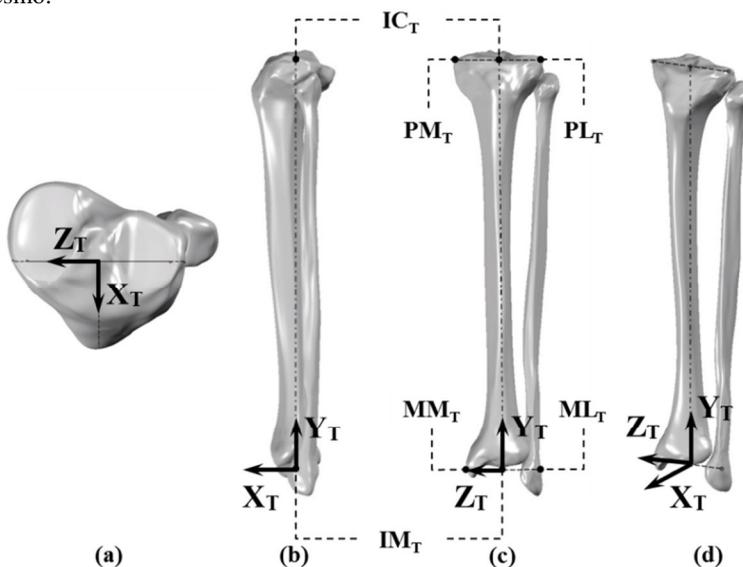


3.1.4. Tíbia e Fíbula

Os marcos anatômicos necessários para definir a localização e orientação do SCL do conjunto tíbia e fíbula (SCL_T) são: o maléolo medial (MM_T), ponto mais medial da proeminência distal da tíbia, o maléolo lateral (ML_T), ponto mais lateral da proeminência distal da fíbula, e os pontos mais lateral e medial dos platôs tibiais (PM_T e PL_T , respectivamente), na região proximal da tíbia, como mostra a Figura 39c (WOO et al., 1998). Os pontos médios das retas que conectam o PM_T ao PL_T e o MM_T ao ML_T são, respectivamente, o ponto intercondilar (IC_T) e o ponto intermaleolar (IM_T).

O SCL_T tem a sua origem definida pelo IM_T . O eixo Z_T é paralelo à reta que passa pelos maléolos medial e lateral (MM_T e ML_T , respectivamente). O eixo Y_T é colinear com a reta que conecta o ponto IM_T com o ponto IC_T e o eixo X_T é ortogonal ao plano formado pelos pontos MM_T , ML_T e IC_T (Figura 39).

Figura 39 - Vistas superior (a), lateral (b), frontal (c) e em perspectiva (d) do SCL da tíbia, além dos marcos anatômicos utilizados para a orientação do mesmo.



A Tabela 2 apresenta os marcos anatômicos utilizados para definir os SCL dos membros inferiores.

Tabela 2 - Definição dos marcos anatômicos utilizados para a identificação dos SCL dos ossos.

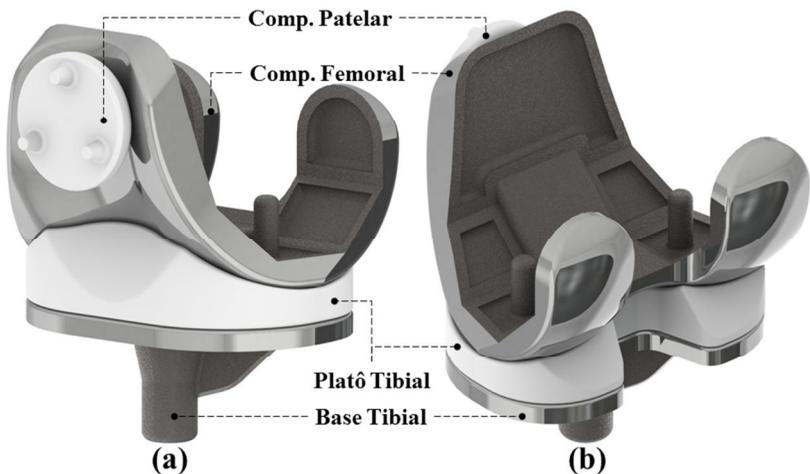
Membro Inf.	Marco Anat.	Descrição	Observação
Quadril	CAQ _Q	Centro da Articulação do Quadril no Quadril	Centro da esfera que melhor se adequa a região acetabular.
	EIAS _Q	Espinha Ilíaca Anterior Superior	Ponto mais anterior da crista ilíaca.
	EIPS _Q	Espinha Ilíaca Posterior Superior	Ponto mais posterior da crista ilíaca.
Fêmur	CAQ _F	Centro da Articulação do Quadril no Fêmur	Centro da esfera que melhor representa a cabeça do fêmur.
	EpM _F	Epicôndilo Medial	Proeminência mais medial do côndilo medial
	EpM _F	Epicôndilo Lateral	Proeminência mais lateral do côndilo lateral
	PMe _P	Ponto Medial da Patela	Ponto mais medial da patela
Patela	PL _{ap}	Ponto Lateral da Patela	Ponto mais lateral da patela
	PP _{Op}	Ponto Médio da Crista Vertical	Ponto médio da linha vertical que divide a face articular da patela em duas.
	PP _{Pp}	Ponto Proximal da Patela	Ponto mais proximal da Patela
	PD _{Ip}	Ponto Distal da Patela	Ponto mais distal da Patela
	MM _T	Maléolo Medial	Ponto mais medial da proeminência distal da tíbia.
Tíbia e Fíbula	ML _T	Maléolo Lateral	Ponto mais lateral da proeminência distal da fíbula.
	IM _T	Ponto Intermaleolar	Ponto médio da reta definida pelo MM _T e ML _T
	PM _T	Ponto Medial do Platô Tibial	Ponto mais medial do platô tibial medial
	PL _T	Ponto Lateral do Platô Tibial	Ponto mais lateral do platô tibial lateral
	IC _T	Ponto Intercondilar	Ponto médio da reta definida pelo PM _T e PL _T

3.2. GEOMETRIAS DAS PRÓTESES

As etapas três e quatro do método (aquisição das geometrias dos implantes e a identificação dos SCL, respectivamente) serão abordadas nesta subseção.

Como forma de aumentar a versatilidade do método desenvolvido, anteriormente às etapas 3 e 4, foi realizada a modelagem paramétrica de um modelo genérico de prótese total de joelho no programa SolidWorks®². Optou-se por trabalhar com o conceito de prótese do tipo movimento guiado, formada pelos componentes femoral e patelar, além do platô tibial e da base tibial (Figura 40).

Figura 40 - Imagens em perspectiva da região anterior (a) e posterior (b) do modelo CAD desenvolvido para os implantes de ATJ do tipo Movimento Guiado.



Cada um dos componentes dos implantes foi modelado de forma paramétrica. Assim, quando os parâmetros geométricos são alterados, automaticamente o programa reconstrói o sólido atualizando as relações geométricas estabelecidas inicialmente. Essa facilidade permite que várias configurações e submodelos sejam criados rapidamente apenas modificando um ou mais parâmetros geométricos (como raio,

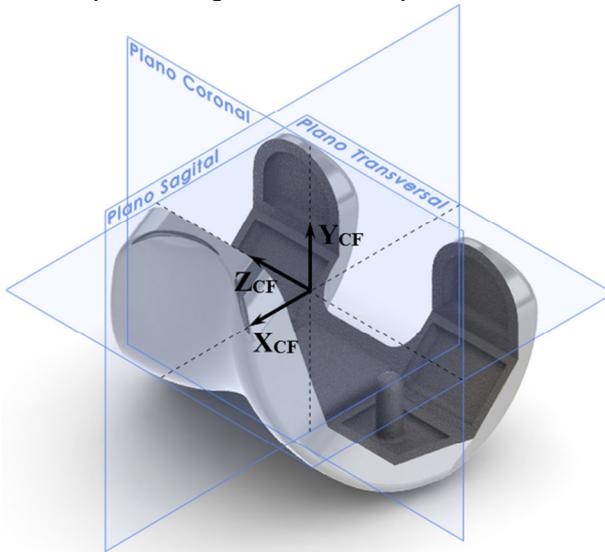
² A etapa 3 também pode ser realizada por meio da digitalização por nuvem de pontos de um implante fabricado (ver Schalkwyk, 2010).

comprimento e ângulo) e/ou relações geométricas (como tangência, paralelismo e coincidência).

3.2.1. Componente Femoral

Devido às relações de congruência entre as superfícies articulares adotadas na prótese do tipo Movimento Guiado, os parâmetros geométricos do componente femoral apresentam relações diretas com as variáveis de projeto dos outros componentes (implante patelar, platô tibial e base tibial). A geometria tem por característica principal a substituição da superfície articular do fêmur, ou seja, o componente femoral tem a função de reproduzir a anatomia dos côndilos femorais e da região intercondilar. A Figura 41 ilustra o posicionamento do SCL do componente femoral, SCL_{CF} , e a orientação dos planos de referência.

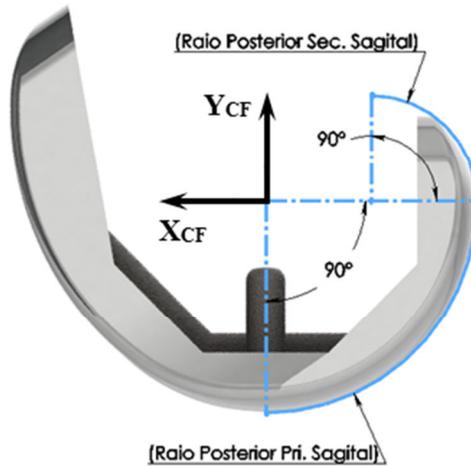
Figura 41 - Orientação do SCL do componente femoral e dos planos nos quais estão definidos os parâmetros geométricos do implante.



A superfície articular tem duas regiões principais que podem ser divididas pelo plano coronal, plano ZY_{CF} : a região posterior dos côndilos femorais, local onde predomina o contato femorotibial, e a região anterior da superfície articular dos côndilos e da superfície intercondilar, onde predomina o contato patelofemoral, mas há contato femorotibial.

Partindo da divisão das regiões articulares, serão apresentadas inicialmente as variáveis geométricas no plano sagital que definem os raios de curvatura da superfície articular do componente femoral. Foram assumidos no projeto desse componente que os côndilos lateral e medial têm os mesmos raios, quando observados no plano sagital, essa hipótese baseia-se no estudo de Howell et al. (2010). A Figura 42 apresenta os posicionamentos com relação ao SCL_{CF} do Raio Posterior Principal Sagital e do Raio Posterior Secundário Sagital, ambos definem a curvatura, no plano sagital, da superfície posterior do componente femoral.

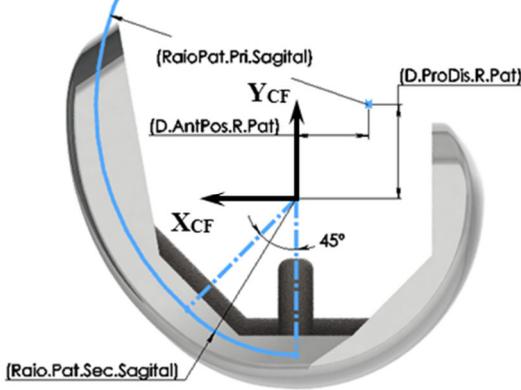
Figura 42 – Vista lateral dos parâmetros geométricos da região posterior do componente femoral no plano sagital.



Uma vez definidas as variáveis da região posterior do componente femoral, no plano sagital, encontram-se ilustradas na Figura 43 as distâncias dos centros dos raios, os raios e o ângulo que definem a superfície articular anterior do componente femoral com relação ao SCL_{CF} .

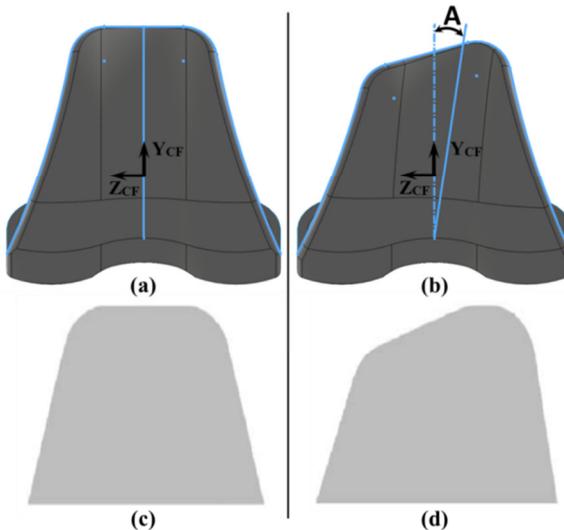
O Raio Patelar Principal Sagital tem o centro localizado pelos parâmetros: Distância Proximal-distal do Raio Patelar e Distância Anterior-posterior do Raio Patelar. Além disso, existe uma relação de tangência entre as superfícies dos côndilos definidas pelo Raio Patelar Secundário Sagital e pelo Raio Patelar Principal Sagital, mesmo que os centros dos raios não sejam coincidentes.

Figura 43 - Vista lateral dos parâmetros geométricos da região anterior do componente femoral no plano sagital.



A superfície anterior do componente femoral foi modelada de uma forma que permite variações tanto na inclinação lateral do sulco intercondilar (representado pelo ângulo A na Figura 44b) quanto no contorno frontal que pode ser do tipo simétrico ou anatômico (representados pelas imagens c e d da Figura 44, respectivamente).

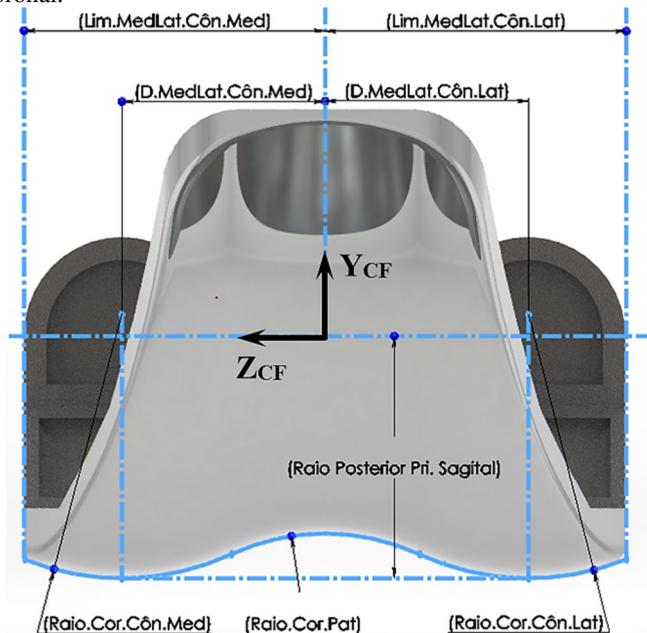
Figura 44 – Ilustrações dos arranjos possíveis para a superfície anterior do componente femoral. Quanto à ausência (a), ou não (b), da inclinação A do sulco intercondilar e quanto ao contorno frontal: simétrico (c) ou anatômico (d).



Para o modelo utilizado no presente trabalho, foi adotado o caso mais simples, ou seja, uma superfície anterior do componente femoral com um contorno frontal simétrico e que não apresenta uma inclinação lateral (Figura 44a). Essa simplificação foi adotada com o intuito de restringir o deslocamento do componente patelar com relação ao implante femoral na direção medial-lateral, durante uma flexão ou extensão.

Com a ausência da inclinação lateral na superfície anterior do componente femoral, pode-se perceber uma simetria na superfície anterior da região intercondilar com relação ao eixo Y_{CF} (Figura 44a). Assim, o centro do parâmetro Raio Coronal Patelar coincide no sentido medial-lateral com o eixo Y_{CF} (Figura 45). Por outro lado, os côndilos podem ter raios e limites lateral-medial diferentes (parâmetros $Lim.MedLat.Côn.Med$ e $Lim.MedLat.Côn.Lat$ na Figura 45) quando observados no plano coronal.

Figura 45 - Vista frontal dos parâmetros geométricos que definem as superfícies articulares dos côndilos e da região intercondilar do componente femoral no plano coronal.

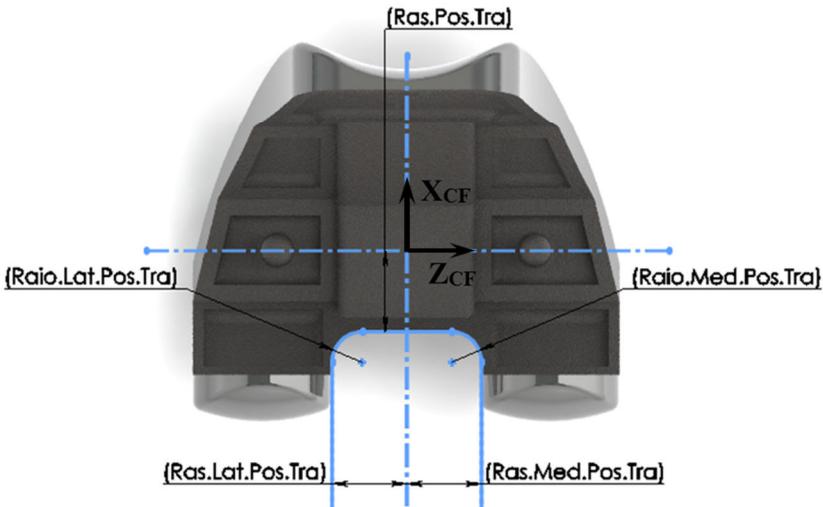


A Figura 45 mostra os quatro parâmetros geométricos que limitam as superfícies laterais dos côndilos e as distâncias dos centros

dos raios dos perfis dos côndilos com relaao é a origem do SCL_{CF} : os Limites Medial-lateral dos Côndilos Medial e Lateral, bem como as Distâncias Medial-lateral dos Côndilos Medial e Lateral. Além desses, são apresentados na mesma imagem os três raios que definem o perfil dos dois côndilos e da superfície intercondilar: Raio Coronal do Côndilo Medial, Raio Coronal do Côndilo Lateral e Raio Coronal Patelar, respectivamente. Todos definidos no plano coronal (ZY_{CF}).

Além dos limites externos do componente femoral, definidos pelos parâmetros Limite Medial-lateral do Côndilo Medial e Limite Medial-lateral do Côndilo Lateral (Figura 45), o modelo desenvolvido tem variáveis que definem os limites internos dos côndilos por meio dos parâmetros Rasgo Medial Posterior Transversal e Rasgo Lateral Posterior Transversal (Figura 46).

Figura 46 - Vista superior dos parâmetros geométricos do rasgo na região intercondilar posterior do implante ilustrado pela linha azul contínua.



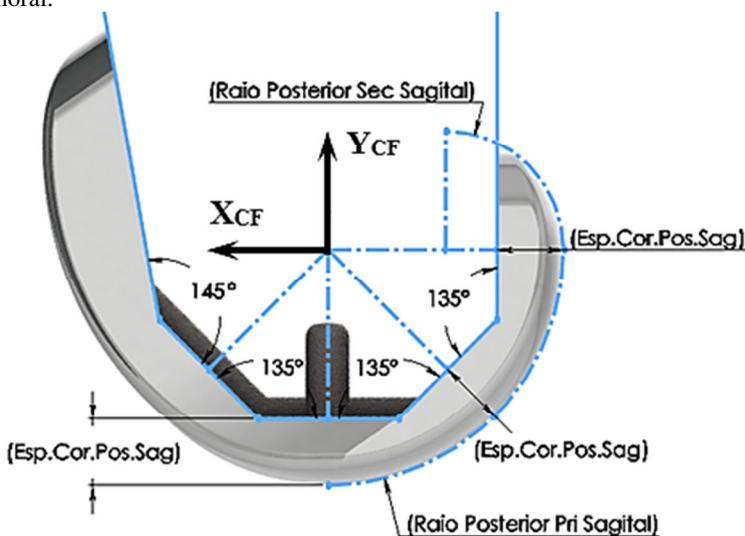
A parametrizaao da região posterior interna do componente femoral (delimitada pela linha azul contínua na Figura 46), além de permitir limites internos diferentes, na direao medial-lateral, para os côndilos, possibilita modificaoes no sentido anterior-posterior da área de inserao no fêmur do Ligamento Cruzado Posterior (LCP) por meio do parâmetro Rasgo Posterior Transversal (Figura 46).

A parametrizaao do componente femoral abrange não apenas a superfície articular, mas permite alteraoes na espessura da região

posterior do implante por meio do parâmetro Espessura Coronal Posterior Sagital (Figura 47). Esse parâmetro define a maior distância entre os cortes posteriores femorais e a superfície posterior dos côndilos ao longo do parâmetro Raio Posterior Primário Sagital até o início do Raio Posterior Secundário Sagital (Figura 47).

Deve-se ressaltar que essa variável e os ângulos entre as retas (representadas pelo contorno contínuo em azul na Figura 47) têm relação direta com os cortes femorais realizados durante a cirurgia para a inserção do componente femoral.

Figura 47 - Vista lateral dos parâmetros geométricos que definem os ângulos e as espessuras dos cortes realizados no fêmur para a inserção do componente femoral.



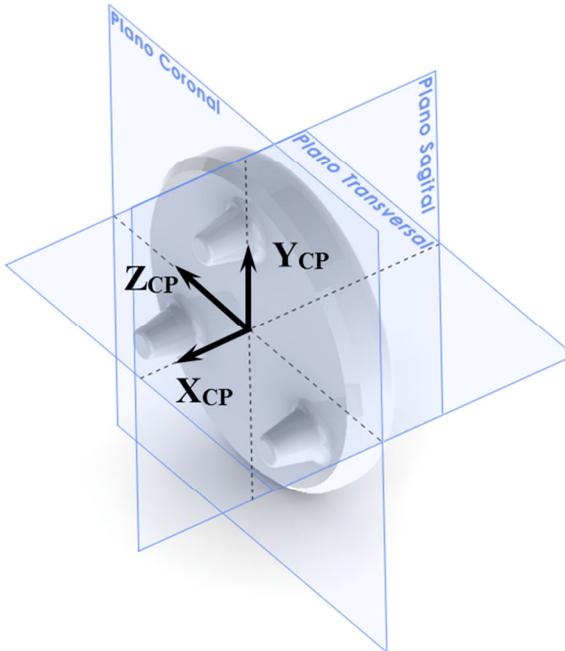
Para demonstrar algumas possibilidades da modelagem paramétrica foram escolhidos cinco parâmetros geométricos do componente femoral desenvolvido e criadas três configurações do mesmo, essa demonstração encontra-se no Apêndice A.

3.2.2. Componente Patelar

A principal função do implante patelar é a substituição da superfície posterior da patela. Para o modelo desenvolvido foi adotado o tipo de componente patelar mais comum, chamado de domo. Nesse tipo de prótese a superfície articular que fica em contato com a região

intercondilar do componente femoral tem formato similar ao de uma calota esférica. A Figura 48 apresenta o posicionamento do SCL do componente patelar, SCL_{CP} , e a orientação dos planos de referência.

Figura 48 - Orientação do SCL do componente patelar e dos planos nos quais estão definidos os parâmetros geométricos do implante.



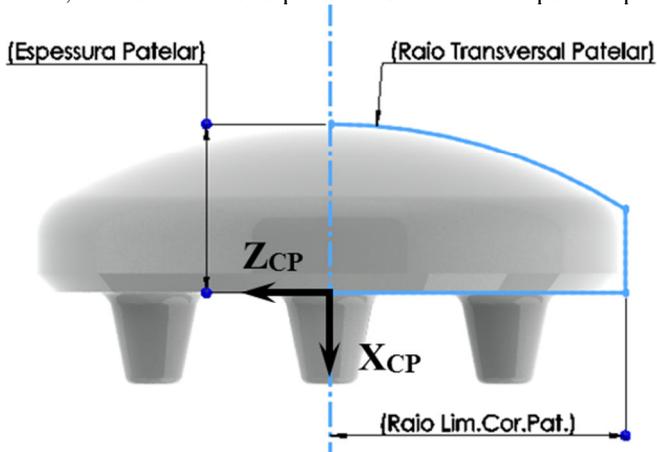
A origem do SCL_{CP} coincide com o centro do Raio Limite Coronal Patelar e pertence ao plano que faz a interface do componente patelar com a patela, como mostra a Figura 49.

Visando uma congruência entre as superfícies que compõem o contato femoropatelar, foi adotado o mesmo valor do Raio Coronal Patelar do componente femoral (Figura 45) para o parâmetro Raio Transversal Patelar do componente patelar. Além da variável que representa o raio da calota esférica, principal parâmetro geométrico da região articular do componente patelar, foram consideradas mais duas variáveis para o projeto do implante: a Espessura Patelar, diretamente relacionada com a espessura do corte na região posterior da patela, e o Raio Limite Coronal Patelar, dimensão que delimita as áreas do contato circular entre o implante patelar e a região posterior da patela, além da

área da calota esférica pertencente ao contato entre a superfície posterior da prótese patelar e a região intercondilar do componente femoral.

Devido à relação de axissimetria com o eixo X_{CP} , o esboço³ que define os parâmetros do implante patelar pode ser modelado como mostra o contorno azul contínuo na Figura 49.

Figura 49 - Vista superior dos parâmetros geométricos, ilustrados pela linha azul contínua, e do eixo de axissimetria, representado pela linha descontinua central, ambos definidos no plano transversal do componente patelar.



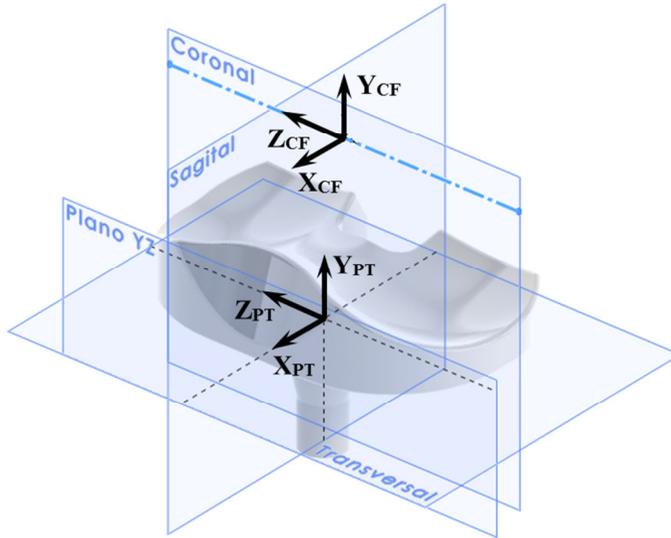
3.2.3. Platô Tibial

Na prótese do tipo Movimento Guiado quão maior for a congruência entre as superfícies articulares, melhor será a distribuição dos esforços entre os componentes e menor o desgaste dos implantes durante os contatos patelofemoral e femorotibial (GOODFELLOW; O'CONNOR, 1978). Durante a modelagem do platô tibial, essa relação de conformidade entre as superfícies do contato femorotibial foi mantida por meio do uso do SCL do componente femoral, SCL_{CF} , e os respectivos planos de referência, além de parâmetros geométricos análogos aos que definem a região articular do implante femoral.

A Figura 50 apresenta o posicionamento do SCL do platô tibial, SCL_{PT} , com relação ao SCL_{CF} e as orientações dos planos de referência, onde os planos coronal e sagital do platô tibial coincidem com os homônimos do componente femoral.

³ É o termo utilizado, no contexto da modelagem, para definir o desenho bidimensional no qual são aplicados os recursos, tais como: revolução e extrusão.

Figura 50 - Vista em perspectiva do SCL do platô tibial e dos planos nos quais estão definidos os parâmetros geométricos do implante, além do posicionamento do SCL do componente femoral utilizado como referência durante a modelagem do platô.

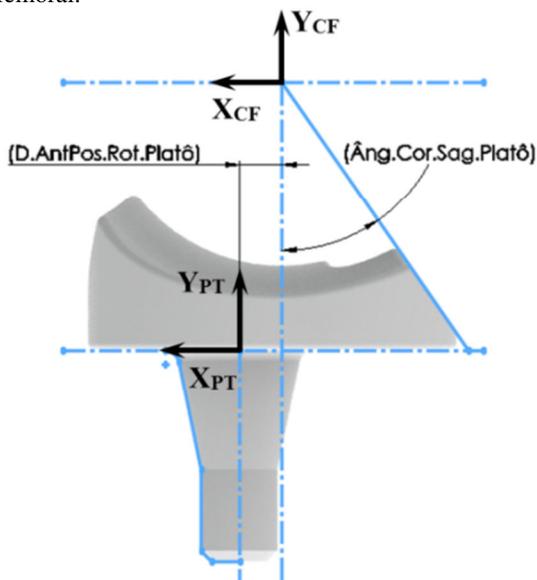


Para simplificar as aplicações de demonstração do uso do método, optou-se por um projeto de platô tibial do tipo Base Fixa (*fixed bearing*), ou seja, sem grau-de-liberdade com relação ao componente base tibial. Contudo, a forma com que o platô tibial foi modelado e parametrizado permite a inserção do grau-de-liberdade de rotação interno-externo (I-E), no eixo longitudinal, além de variações quanto ao posicionamento desse eixo no sentido anterior-posterior do implante, o que possibilita com que o mesmo componente também seja analisado como sendo do tipo Plataforma de Rotação (*rotating platform*). Ou seja, o modelo do platô tibial desenvolvido permite estudos com dois tipos diferentes de componente tibial: Base Fixa (sem graus-de-liberdades com relação à base tibial) e Plataforma de Rotação (permitindo o grau-de-liberdade de rotação I-E com relação à base tibial).

Deve-se destacar que a rotação I-E é possível graças à forma de fixação do platô tibial na base tibial, pois a mesma é realizada por meio de uma espécie de pino, composto por uma parte cônica e outra cilíndrica e posicionado na região inferior da prótese. A linha azul contínua da Figura 51 apresenta o perfil de revolução do pino descrito e o seu eixo de revolução que coincide com a origem do SCL_{PT}.

A Figura 51 também ilustra o parâmetro Distância Anterior-posterior de Rotação do Platô por meio do qual se pode variar o posicionamento do eixo de rotação do platô tibial com relação ao SCL_{CF} no sentido anterior-posterior. Além disso, também na Figura 51, pode-se observar o parâmetro que define a inclinação do plano que secciona a região posterior do platô tibial, chamado de Ângulo do Corte Sagital do Platô. Esse corte foi adicionado ao projeto do implante com o intuito de permitir um maior ângulo de flexão sem haver o impacto posterior, fenômeno já ilustrado pela Figura 21 (pg.58).

Figura 51 - Vista lateral dos parâmetros geométricos definidos no plano sagital mostrando o ângulo de inclinação do corte posterior e o deslocamento no sentido anterior-posterior do SCL do platô tibial com relação ao SCL do componente femoral.

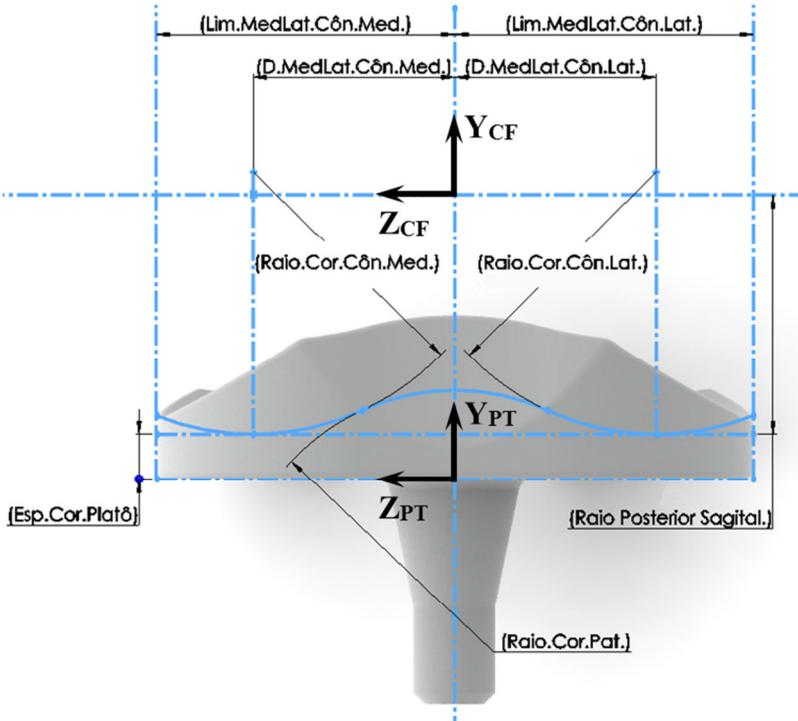


Para garantir a congruência entre as superfícies do componente femoral e do platô tibial, foi utilizado o mesmo perfil no plano coronal do componente femoral no platô tibial, perfil esse composto por três raios e definido pela linha azul contínua na Figura 45. As variáveis geométricas do platô tibial que definem o formato do perfil do contato femorotibial e, conseqüentemente, a superfície articular do platô, foram diferenciadas dos parâmetros do componente femoral pela adição de um ponto no final do parâmetro. Por exemplo, a variável Raio Coronal do Côndilo Medial no componente femoral tem a seguinte identificação:

“Raio.Cor.Côn.Med.” (Figura 45). Enquanto no platô tibial a mesma variável pode ser identificada pelo parâmetro “Raio.Cor.Côn.Med.”, como mostra a Figura 52. Inicialmente, as variáveis do componente femoral e do platô tibial que têm a mesma descrição (diferenciadas pelo ponto na identificação), terão os mesmos valores. Contudo, há a possibilidade de avariá-los separadamente, o que permitirá estudos futuros que analisem, por exemplo, conformidades diferentes entre as superfícies dos côndilos e dos platôs tibiais.

Além dos parâmetros que definem a superfície articular do platô tibial, também pode-se observar na Figura 52 a variável que delimita a região de menor espessura entre o platô tibial e o componente base tibial, chamado de Espessura Coronal do Platô.

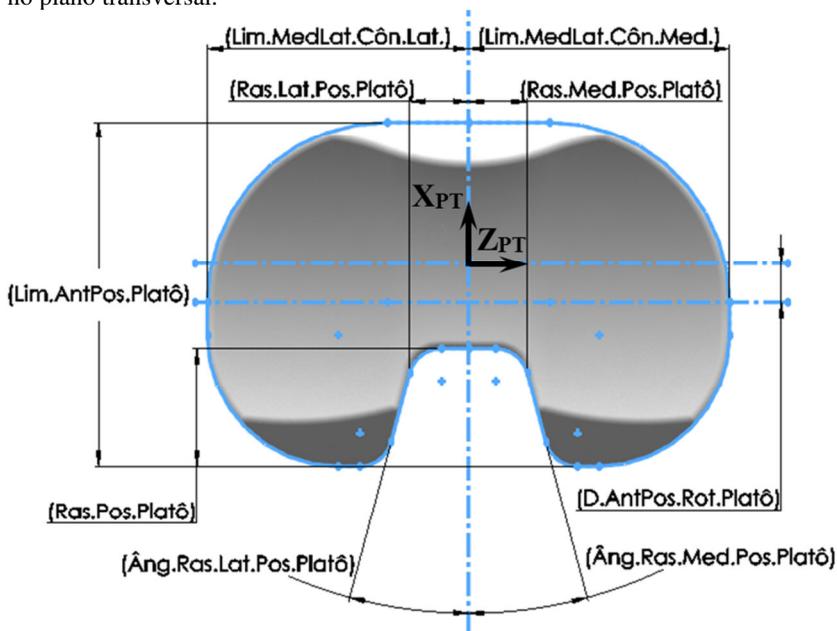
Figura 52 - Vista frontal dos parâmetros geométricos que definem as superfícies articulares do platô tibial e encontram-se posicionados no plano coronal.



Assim como na modelagem do componente femoral, a região posterior central do platô tibial (a qual permite o cirurgião optar em preservar, ou não, o Ligamento Cruzado Posterior durante o

procedimento de ATJ) foi parametrizada. Dessa forma, poderão ser realizadas variações no rasgo posterior do platô tibial tanto no sentido anterior-posterior, com o parâmetro Rasgo Posterior do Platô, como no sentido medial-lateral, onde as variáveis Rasgo Medial Posterior do Platô e Rasgo Lateral Posterior do Platô delimitam a fronteira anterior do rasgo posterior, além dos ângulos de inclinação dos limites internos do rasgo posterior com relação ao eixo X_{PT} , respectivamente, dimensionados pelos Ângulos do Rasgo Medial e Lateral Posteriores do Platô. Além da região posterior do platô tibial, a parametrização permite variações no sentido anterior-posterior do contorno externo do platô por meio do parâmetro Limite Anterior-posterior do Platô. A Figura 53 apresenta as variáveis geométricas que definem o rasgo posterior e o contorno externo do platô tibial, representado pela linha contínua na cor azul. Para facilitar a compreensão das relações existentes entre alguns parâmetros, foram inseridas na mesma vista superior do platô tibial (Figura 53) as variáveis: Limite Medial-lateral dos Côndilos Medial e Lateral, e Distância Anterior-posterior de Rotação do Platô (já definidas nas Figuras 52 e 51, respectivamente).

Figura 53 - Vista superior dos parâmetros geométricos do rasgo na região posterior e do contorno externo do platô tibial, ilustrado pela linha azul contínua no plano transversal.

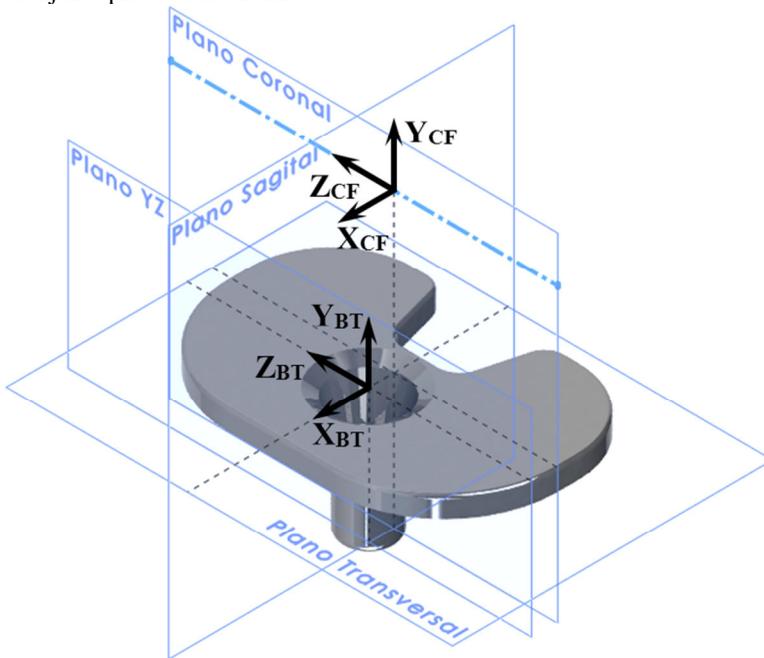


3.2.4. Base Tibial

A principal função da base é efetuar a interface entre o platô tibial e a tibia. Assim, foi considerado que o conjunto tibial tem os contornos externos da base e do platô tibiais coincidentes.

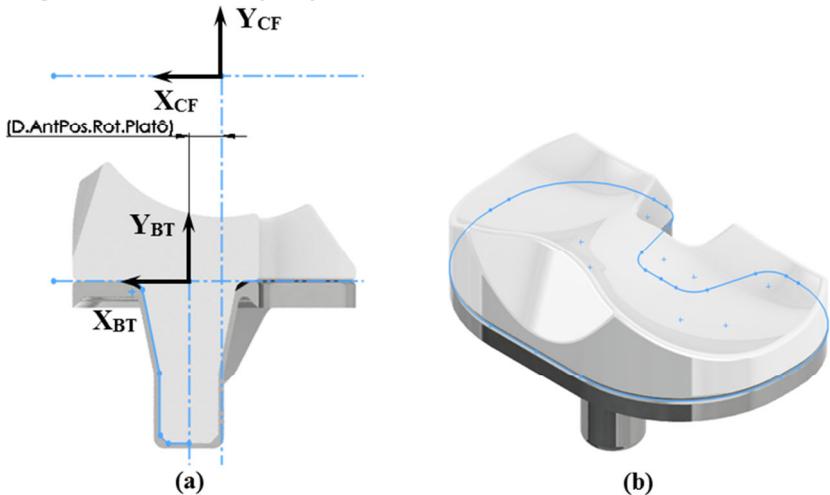
A Figura 54 ilustra o posicionamento do SCL da base tibial, SCL_{BT} , com relação ao SCL_{CF} e evidencia a coincidência entre os planos de referência da base com os do platô tibial.

Figura 54 - Vista em perspectiva do SCL da base tibial, além do posicionamento do SCL do componente femoral utilizado como referência durante a modelagem do conjunto platô e base tibial.



A Figura 55a apresenta a vista lateral do conjunto tibial seccionado no plano sagital, ou XY_{BT} , além da relação de dependência que o projeto da base tibial tem com o platô tibial por meio do parâmetro Distância Anterior-posterior de Rotação do Platô, variável que posiciona o eixo do pino de fixação com relação ao SCL_{CF} . Na Figura 55b pode-se observar a linha azul contínua que representa o contorno externo (definido no plano transversal da base tibial) e a coincidência entre os contornos do platô e da base tibial.

Figura 55 – Vista lateral da seção no plano XY_{BT} (a) e em perspectiva do conjunto tibial, formado pelo platô e a base tibial.



Na Tabela 3 estão listados os parâmetros geométricos dos componentes protéticos e o número da figura na qual a variável encontra-se definida.

Tabela 3 - Relação dos parâmetros geométricos da modelagem dos implantes e a respectiva figura onde se encontra ilustrado.

Implante	Parâmetro	Fig.	Implante	Parâmetro	Fig.
Comp. Femoral	Raio Posterior Principal Sagital	42	Comp. Patelar	Raio Transversal Patelar	49
	Raio Posterior Secundário Sagital	42		Raio Limite Coronal Patelar	49
	Raio Patelar Principal Sagital	43		Espessura Patelar	49
	Distância Proximal-distal do Raio Patelar	43	Platô Tibial	Distância Anterior-posterior de Rotação do Platô	51
	Distância Anterior-posterior do Raio Patelar	43		Ângulo do Corte Sagital do Platô	51
	Raio Patelar Secundário Sagital	43		Espessura Coronal do Platô	52
	Ângulo de Inclinação do Sulco Intercondilar	44		Raio Coronal Patelar.	52
	Raio Coronal Patelar	45		Raio Coronal do Côndilo Medial.	52
	Raio Coronal do Côndilo Medial	45		Raio Coronal do Côndilo Lateral.	52
	Raio Coronal do Côndilo Lateral	45		Limite Medial-lateral do Côndilo Medial.	52
	Limite Medial-lateral do Côndilo Medial	45		Limite Medial-lateral do Côndilo Lateral.	52
	Limite Medial-lateral do Côndilo Lateral	45		Distância Medial-lateral do Côndilo Medial.	52
	Distância Medial-lateral do Côndilo Medial	45		Distância Medial-lateral do Côndilo Lateral.	52
	Distância Medial-lateral do Côndilo Lateral	45	Limite Anterior-Posterior do Platô	53	
	Rasgo Medial Posterior Transversal	46	Rasgo Medial Posterior do Platô	53	
	Rasgo Lateral Posterior Transversal	46	Rasgo Lateral Posterior do Platô	53	
	Rasgo Posterior Transversal	46	Rasgo Posterior do Platô	53	
Raio Medial Posterior Transversal	46	Ângulo do Rasgo Medial Posterior do Platô	53		
Raio Lateral Posterior Transversal	46	Ângulo do Rasgo Lateral Posterior do Platô	Ângulo do Rasgo Lateral Posterior do Platô	53	
Espessura Coronal Posterior Sagital	47				

3.3. MONTAGEM DO MODELO OSSO-PRÓTESE

Após a identificação das referências geométricas dos ossos e dos implantes foi necessário o dimensionamento dos implantes pois o modelo CAD utilizado não possui dimensões definidas e sim uma geometria parametrizada, resultado da modelagem da prótese parametrizada.

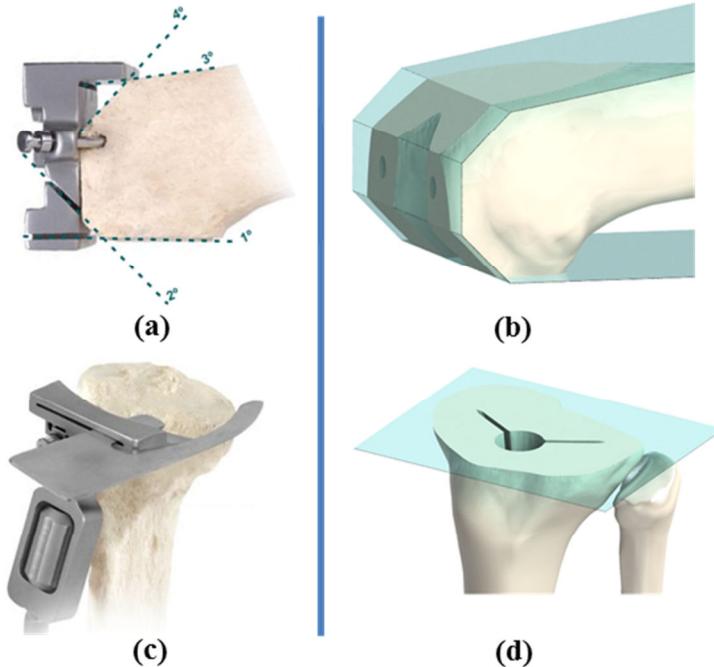
As dimensões dos componentes da prótese foram determinadas por meio da reprodução da superfície articular posterior de um tamanho específico de componente femoral disponível no mercado (do mesmo tipo do modelo parametrizado, chamado de Movimento Guiado). Essa reprodução e a consequente determinação dos parâmetros geométricos dos componentes parametrizados serviram para validar a estratégia de modelagem adotada, conforme demonstrado no Apêndice B.

Destaca-se que se a aquisição das geometrias dos componentes da prótese fosse realizada via digitalização ou utilizando um modelo CAD fornecido pelo fabricante, não seria necessário esse dimensionamento, pois os sólidos da prótese já estariam definidos. Essa restrição quanto às dimensões de prótese e a possibilidade de criar vários submodelos e evoluí-los junto do projeto da prótese foram as motivações para o desenvolvimento da modelagem paramétrica das próteses.

Retornando ao desenvolvimento do método, para ilustrar os passos seguidos durante a montagem do modelo (quinta e última etapa do método) foi utilizado como guia um relatório de instrumentação cirúrgica para ATJ (“BKS3 - Técnica de Instrumentação”, 2010).

A Figura 56 apresenta dois dos passos contidos no relatório (coluna da esquerda) e as respectivas ações realizadas no modelo durante o posicionamento dos gabaritos dos cortes femorais (Figura 56a e b) e tibial (Figura 56c e d).

Figura 56 - Exemplos de dois dos passos para a montagem do modelo geométrico ossos-próteses, onde na coluna do lado esquerdo temos imagens do guia cirúrgico e na outra coluna a sua respectiva representação no modelo CAD.



Fonte: Adaptada de “BKS3 - Técnica de Instrumentação” (2010).

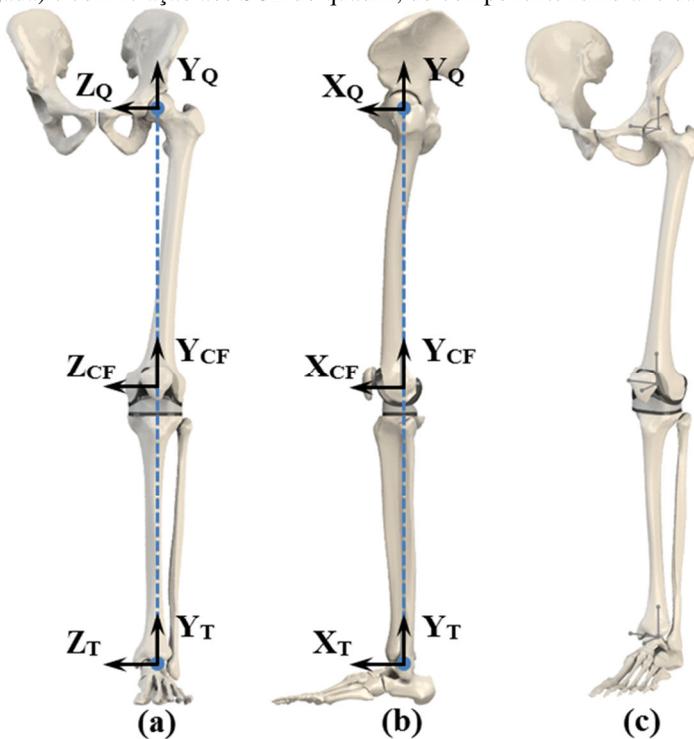
Durante a montagem do modelo foi adotado o eixo mecânico dos membros inferiores como sendo colinear ao eixo Y do Sistema de Coordenadas Global, SCG, tendo sua origem e orientação dos eixos coincidentes com o SCL da tíbia (SCL_T). Dessa forma, o eixo mecânico tem na sua extremidade inferior a articulação do tornozelo (onde existe a coincidência entre as origens do SCG e do SCL_T) e na extremidade superior a articulação do quadril (onde há coincidência entre as origens do SCL do quadril, SCL_Q , e do SCL do fêmur, SCL_F).

O eixo mecânico, ou o eixo Y do SCG, foi utilizado como sendo a principal referência durante os alinhamentos coronal e sagital do modelo, como ilustrado nas Figuras 57 e 58 (imagens a e b das duas figuras citadas, respectivamente). Assim, os eixos Y do quadril (Y_Q), do conjunto fêmur e componente femoral (Y_F e Y_{CF} , respectivamente), do conjunto patela e componente patelar (Y_P e Y_{CP} , respectivamente), do

platô tibial (Y_{PT}) e do conjunto tíbia e base tibial (Y_T e Y_{BT} , respectivamente) são paralelos ao eixo mecânico.

Quanto ao alinhamento rotacional, adotaram-se os eixos Z do componente femoral (Z_{CF}), do quadril (Z_Q), do conjunto patela e componente patelar (Z_P e Z_{CP} , respectivamente), do platô tibial (Z_{PT}) e do conjunto tíbia e base tibial (Z_T e Z_{BT} , respectivamente) como sendo ortogonais ao plano sagital do modelo (plano XY do SCG), como ilustram as Figuras 57 e 58.

Figura 57 - Vistas frontal (a), lateral (b) e em perspectiva (c) da montagem ossos-próteses mostrando o posicionamento do eixo mecânico (linha azul tracejada) e com relação aos SCL do quadril, do componente femoral e da tíbia.

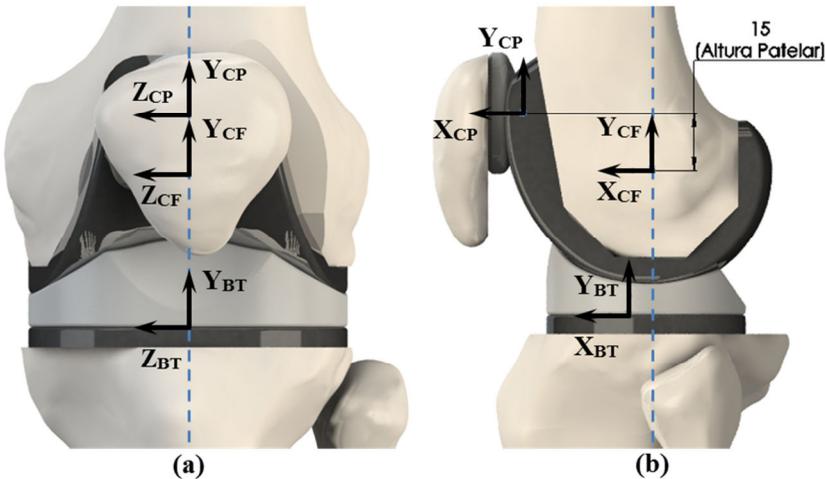


O plano do corte tibial foi adotado como sendo ortogonal ao eixo mecânico da tíbia, sem a inclinação sagital (*slope*) de 6° comumente utilizada na ATJ, com o intuito de termos o pior caso possível com relação ao fenômeno do impacto posterior durante o movimento de flexão (a Figura 21 ilustra o fenômeno sem a presença do implante femoral). Sem a rotação no eixo Z a região posterior do platô tibial tende

a colidir com a região posterior do fêmur com um ângulo de flexão inferior do que se estivesse com a inclinação sagital. Além disso, ao final do alinhamento rotacional o SCL do fêmur (SCL_F), que tem o eixo Y_F e a origem coincidentes com o SCL do quadril (SCL_Q), foi observada uma rotação em torno do eixo Y_Q resultante da hipótese de termos o eixo Z do componente femoral (Z_{CP}) ortogonal ao plano XY do SCG. Todavia, todos os outros sólidos do modelo têm seus SCL inicialmente alinhados com o SCG. Foi utilizado o método baseado na Linha de Whiteside para o alinhamento rotacional do componente femoral.

Deve-se ressaltar também que, além do SCL do fêmur (SCL_F), optou-se por não ilustrar nas Figuras 57 e 58 os SCL do platô tibial (SCL_{PT}) e da patela (SCL_P), uma vez que o SCL_{PT} coincide com o SCL_{BT} e o SCL_P encontra-se deslocado anteriormente 13,18 mm com relação à origem do SCL_{CP} .

Figura 58 – Vista frontal (a) e lateral (b) da região articular do joelho, após a simulação virtual do procolo da ATJ, ilustrando o posicionamento dos SCL dos componentes protéticos e o eixo mecânico (linha azul tracejada), bem como o parâmetro geométrico chamado de Altura Patelar.



A montagem do modelo completo permite variações quanto ao posicionamento do conjunto patela e componente patelar no sentido proximal-distal com relação ao SCL do componente femoral (SCL_{CF}) por meio da variável Altura Patelar (Figura 58b). Essa parametrização traz ao modelo a possibilidade de se realizarem estudos computacionais que mimetizam indivíduos com a patela baixa e alta.

A contribuição do método desenvolvido com relação aos trabalhos visitados (GUESS, T., 2003; STRICKLAND, 2009; SCHALKWYK, 2010; HAST, 2011) se dá principalmente pelo fato de que os passos do procedimento cirúrgico da artroplastia total do joelho são, na grande maioria das vezes, omitidos durante as descrições das montagens dos modelos geométricos. Isso acaba por inviabilizar a comparação entre modelos que usem as mesmas dimensões para os ossos e para as próteses, além de não deixar claro para o leitor qual procedimento foi o utilizado e assim qual a influência da técnica cirúrgica no posicionamento final dos componentes protéticos com relação aos ossos. Dessa forma, o método fundamenta-se na recomendação da Sociedade Internacional de Biomecânica (WU et al., 2002) para a localização das maioria dos SCL dos ossos, mas contempla e referencia o posicionamento das próteses de acordo com os protocolos cirúrgicos.

4. ESTUDOS DE CASO

4.1. 1º ESTUDO DE CASO: COMPARAÇÃO DO POSICIONAMENTO DO COMPONENTE FEMORAL EM DUAS TÉCNICAS CIRÚRGICAS DE ATJ.

4.1.1. Objetivo

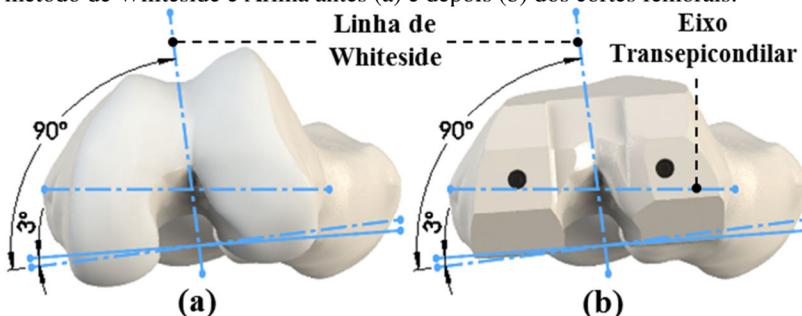
Avaliar o potencial de utilização da ferramenta CAD na simulação virtual de protocolos cirúrgicos de alinhamento do componente femoral da prótese no fêmur.

4.1.2. Montagem dos Modelos

As duas técnicas cirúrgicas estudadas baseiam-se em referências bem distintas para o posicionamento do componente femoral no fêmur, principalmente no que diz respeito ao alinhamento rotacional do implante femoral. Foi adotada a relação de ortogonalidade com o eixo mecânico do fêmur em ambas as técnicas, para o alinhamento coronal e sagital.

Primeiro, foram seguidos os passos descritos no protocolo cirúrgico tido como clássico que se baseia no método de Whiteside e Arima (1995) e utilizada uma reta perpendicular à linha de Whiteside como referência para aplicar a rotação de 3° durante o alinhamento rotacional do componente femoral em relação ao fêmur, como mostra a vista normal do plano ortogonal ao eixo mecânico do fêmur na Figura 59.

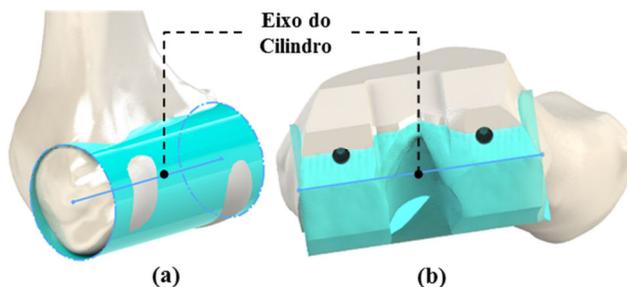
Figura 59 - Vista frontal do plano ortogonal ao EM_F ilustrando as referências utilizadas para o alinhamento do componente femoral no modelo seguindo o método de Whiteside e Arima antes (a) e depois (b) dos cortes femorais.



Deve-se ressaltar que o ângulo de 3° de rotação encontra-se parametrizado. Assim, poderão ser realizados estudos variando o valor do ângulo e analisando o posicionamento entre o componente femoral e o fêmur.

O segundo método de alinhamento rotacional estudado baseia-se no trabalho de Howell e Hull (2012), fundamentado na hipótese de que o raios sagitais dos côndilos femorais de joelhos com osteoartrite avançada e deformidades do tipo valgo e varo diferenciam-se em média por 0,2mm, o que segundo os autores pode ser desconsiderado durante o alinhamento de uma cirurgia de ATJ (HOWELL; HOWELL, STACEY J; et al., 2010). Dessa forma, a técnica do Alinhamento Cinemático utiliza o eixo do cilindro que melhor se adequa às regiões posteriores dos côndilos para o alinhamento rotacional do componente femoral, como apresentado na Figura 60.

Figura 60 – Vistas da região articular posterior do fêmur, antes dos cortes femorais (a), e do plano ortogonal ao eixo mecânico do fêmur, depois dos cortes femorais (b), mostrando o eixo do cilindro que melhor se adequa à superfície posterior dos côndilos e utilizado como referência durante o alinhamento do componente femoral pela técnica do Alinhamento Cinemático.



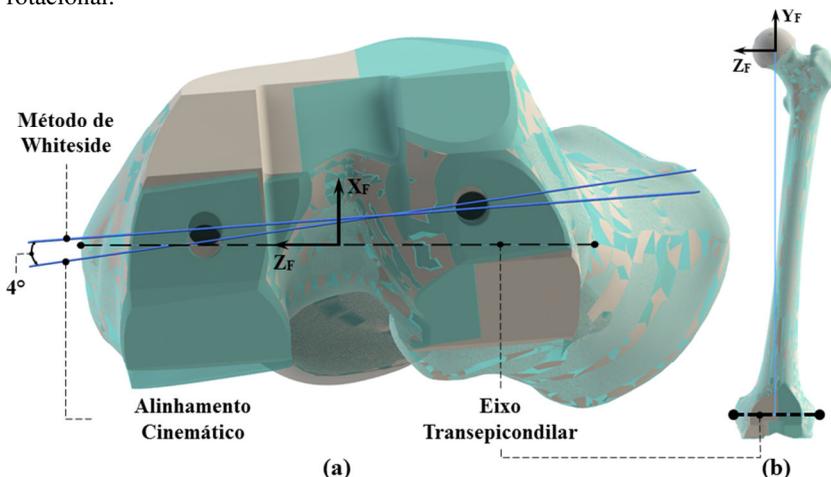
A orientação e o posicionamento do eixo do cilindro foram determinados seguindo passos similares aos utilizados para definir os centros das esferas que melhor se adequam às superfícies articulares da região acetabular do quadril e da cabeça do fêmur, ilustrados pelas Figuras 34 e 36, respectivamente. Foi utilizada a versão demonstrativa do programa Geomagic Studio® (versão 2012) para determinar a orientação e o posicionamento do eixo do cilindro.

4.1.3. Resultados e Discussões

Com o intuito de facilitar a análise do posicionamento dos componentes femorais ao final das duas técnicas, foi criada uma

montagem que coincide os SCL de cada fêmur e avaliada a inclinação entre as direções dos cortes femorais. Para isso, foram subtraídos os implantes femorais e aplicada uma transparência (na cor azul claro) no fêmur que foi alinhado de acordo com o Método do Alinhamento Cinemático, como apresentado na Figura 61.

Figura 61 - Vistas inferior (a) e frontal (b) da montagem que compara o posicionamento dos cortes femorais ao final de dois métodos de alinhamento rotacional.



Como resultado do estudo pode-se observar uma inclinação de 4° (de rotação externa) quando comparados os planos coronais (YZ_{CF}) dos implantes femorais, os quais estão representados pelas linhas azuis na Figura 61a e identificados de acordo com o método utilizado. Essa inclinação fica evidente quando observadas as regiões inferior esquerda e direita da Figura 61a, pois no lado inferior esquerdo temos uma predominância da superfície do corte femoral posterior do fêmur que adotou o Método do Alinhamento Cinemático e na região inferior esquerda a predominância da superfície do corte femoral posterior do fêmur de acordo com o Método de Whiteside.

A mesma conclusão pode-se chegar ao se observar a região distal do fêmur na Figura 61b (vista frontal da montagem), pois na região do corte anterior femoral a parte medial tem predominância da superfície do fêmur ao final do alinhamento de Whiteside e a parte lateral tem na sua superfície mais aparente o fêmur seccionado de acordo com o Método do Alinhamento Cinemático.

4.2. 2º ESTUDO DE CASO: AVALIAÇÃO SIMPLIFICADA DAS FORÇAS DO CONTATO PATELOFEMORAL DURANTE O AGACHAMENTO.

4.2.1. Objetivo

Avaliar o potencial de utilização do método na análise da força do contato patelofemoral em seis diferentes ângulos de flexão.

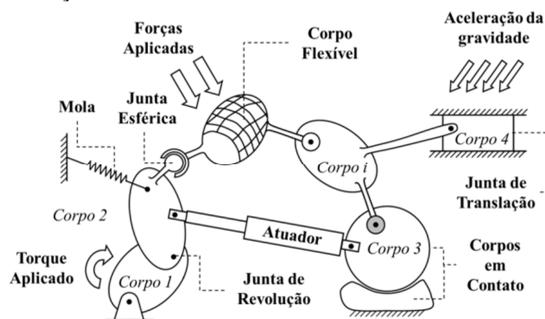
4.2.2. Revisão da Dinâmica de Corpos Rígidos

Após a construção do modelo CAD, a montagem osso-prótese foi importada para um programa de análise que se baseia na dinâmica de corpos rígidos para a solução aproximada das equações do movimento (MSC Adams/View®).

Um sistema mult corpos pode ser definido como um conjunto de sólidos interconectados uns com relação aos outros por meio de diferentes tipos de juntas que restringem o movimento relativo dos corpos em diferentes direções (FERNANDES, 2004). Existem várias relações de restrição cinemática, ou juntas, como por exemplo as juntas de revolução, de translação, esférica e cilíndrica. Também podem existir restrições na forma de trajetórias prescritas para pontos específicos dos componentes do sistema.

As forças aplicadas nos componentes do sistema podem ser de vários tipos, tais como: de contato, de atrito, gravitacionais, resultantes das juntas de restrição, externamente aplicadas e forças devido a elementos mecânicos tais como molas, amortecedores e atuadores. A Figura 62 ilustra os diferentes elementos que constituem um sistema mult corpos.

Figura 62 - Ilustração dos elementos envolvidos em um sistema mult corpos.



Fonte: Adaptada de Fernandes (2004).

O estudo do movimento em sistemas mecânicos pode ser realizado por meio de dois tipos de análises: a análise cinemática e a análise dinâmica.

A análise cinemática consiste no estudo das trajetórias dos corpos que constituem o sistema independente das forças envolvidas, ou seja, são determinadas as posições, velocidades e acelerações dos corpos pertencentes ao sistema sem considerar a interação das forças no mesmo. Assim, passam a serem descartadas neste tipo de estudo as componentes inerciais de cada corpo, deixando a topologia do sistema diretamente relacionada às geometrias e às restrições cinemáticas entre os corpos (FERNANDES, 2004).

Já a análise dinâmica permite a determinação do movimento do sistema considerando os mesmos termos que a análise cinemática (restrições cinemáticas e a existência de deslocamento prescrito) e incluindo as componentes de força e momentos inerciais aplicados ao sistema. Neste tipo de estudo, o movimento do sistema é, em geral, não prescrito (ao contrário da análise cinemática), sendo o seu cálculo um dos principais objetivos da análise. Também podem ser calculados durante a análise as forças de reação e os momentos gerados pelas relações cinemáticas, além dos esforços externos que dependem do posicionamento relativo entre os corpos, tais como: molas, amortecedores, atuadores e forças de contato e de atrito desenvolvidas pela interação entre os corpos (FERNANDES, 2004).

4.2.3. Contato de Corpos Rígidos

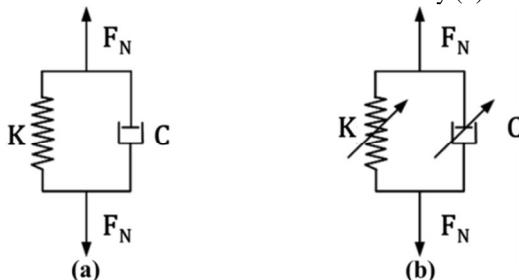
No contexto da dinâmica de corpos rígidos assume-se que os corpos constituintes do sistema mecânico não se deformam. Portanto, a grandeza analisada referente ao contato é a força de contato. Essa é detectada apenas quando há penetração entre os corpos, ou seja, enquanto não existir penetração a força de contato é nula.

Os modelos para o cálculo da força de contato podem ser divididos entre puramente elásticos e viscoelásticos. Os modelos ditos elásticos são, na sua maioria, derivados do modelo de Hertz. Esses modelos, apesar de considerarem grandezas físicas como o Módulo Elástico e o Poisson do material, além de parâmetros geométricos dos sólidos em contato, não são capazes de reproduzir o processo de dissipação de energia presente nos fenômenos de contato e típicos de sistemas mecânicos. Assim, para sistemas dinâmicos, convém fazer uso dos modelos viscoelásticos, os quais, além de um termo dito elástico,

têm a parcela dissipativa (MACHADO et al., 2012). Os modelos viscoelásticos podem ser divididos em duas classes relacionadas com o tempo de duração do contato e classificados como: descontínuo e contínuo (FERNANDES, 2004).

O método contínuo baseia-se na hipótese de que as forças variam de forma contínua com a penetração entre os corpos. Nesse método, quando o contato é detectado, uma força é aplicada no sentido oposto ao do movimento relativo entre os corpos. Essa força é aplicada em função da penetração e é similar a um elemento do tipo mola-amortecedor, o qual tipicamente apresenta uma relação linear (como no modelo de Kelvin-Voigt) ou não linear (modelo de Hunt e Crossley) com a penetração e a sua variação no tempo. A Figura 63 mostra duas relações encontradas na literatura do modelo visco elástico contínuo para o cálculo da força de contato, onde F_N é a força de contato, K é a rigidez e C é o coeficiente de amortecimento do contato.

Figura 63 - Representação dos dois modelos utilizados para o cálculo da força de contato pelo método contínuo: o modelo linear viscoelástico de Kelvin-Voigt (a) e o modelo viscoelástico não linear de Hunt e Crossley (b).



Fonte: Adaptada de Fernandes (2004).

O método contínuo é recomendado para contatos com uma duração longa como é o caso entre o componente patelar e o componente femoral, no contato patelofemoral, e entre o componente femoral e o platô tibial, no contato tíbio-femoral.

O método descontínuo é recomendado para fenômenos de colisão, ou seja, curta duração, e define a transferência de energia, quantidade de movimento, de um corpo para o outro, o que caracteriza o tipo de colisão adotada entre os corpos: elástica, perfeitamente inelástica ou inelástica (MSC.SOFTWARE, 2012).

As condições de contato presentes entre as regiões articulares do joelho caracterizam-se pela contínua interação entre os corpos, o que

acaba por justificar a escolha do método contínuo para o cálculo da força de contato no modelo em estudo.

Dentro do ambiente do ADAMS/View[®], os seguintes tipos de contato entre sólidos encontram-se implementados: Função Impacto e Coeficiente de Restituição (tradução livre dos termos em inglês *Impact Function* e *Restitution Coefficient*). Ambos os modelos de contato são viscoelásticos e têm formulações referentes aos métodos contínuo e descontínuo, respectivamente. Foi utilizado o tipo Função Impacto para as simulações realizadas neste trabalho. A formulação e a descrição dos parâmetros que definem a Função Impacto para o cálculo da força de contato encontram-se no Apêndice C.

4.2.4. Estudo das Propriedades de Contato

Foram realizados estudos com o intuito de determinar qual formulação e quais parâmetros de contato seriam utilizados para o caso de se avaliar as forças de contato entre as superfícies articulares dos componentes femoral e patelar (articulação patelofemoral). O contato entre o componente femoral e o platô tibial (articulação femorotibial) não foi aplicado ao modelo de corpos rígidos exemplificado neste trabalho. Contudo, como há a intenção de introduzi-lo ao modelo em trabalhos futuros, o estudo realizado para estimar as propriedades do contato femorotibial está no Apêndice D.

Para os valores das densidades dos materiais foi assumido que os sólidos de tecido ósseo (quadril, patela, fêmur, tibia e fíbula) são homogeneamente preenchidos apenas pela porção cortical do osso, com o valor de 1990 kg/m^3 (GONG et al., 1964). Adicionalmente, também foi assumido que os componentes metálicos (componente femoral e base tibial) e os componentes poliméricos (platô tibial e componente patelar) têm densidades de 8000 e 945 kg/m^3 , de acordo com as normas ASTM *International* F138 e F648, respectivamente. Foi utilizada gravidade igual a $9,8 \text{ m/s}^2$.

Como as articulações patelofemoral e femorotibial envolvem superfícies com formato e características bem distintas, os parâmetros do contato de uma junta não puderam ser utilizados pela outra e assim os parâmetros de cada uma das juntas foram determinados por métodos diferentes.

Para a determinação dos parâmetros de contato entre as superfícies dos componentes patelar e femoral foi utilizada a Teoria de Contato de Hertz e a abordagem descrita no livro *Contact Mechanics* (JOHNSON, 1985), também considerada nos trabalhos de Guess (2003)

e Weimer (2007). Por meio dessa abordagem se pode calcular a força do contato em função das geometrias e das propriedades dos materiais envolvidos, como mostra a equação 1, onde: F_N é a força de contato, E^* é função das propriedades dos materiais em contato, R_e é calculado com base na curvatura relativa entre as geometrias em contato, $F_2(e)$ é um fator de correção baseado nos raios de curvatura das superfícies adjuntas e d é adotada como a penetração entre os corpos.

$$F_N = \sqrt{\frac{16R_e E^{*2}}{9 (F_2(e))^3}} d^{\frac{3}{2}} \quad (1)$$

Pode-se simplificar a equação 1 substituindo o termo da raiz por uma constante:

$$F_N = K d^{\frac{3}{2}} \quad (2)$$

Esse arranjo é análogo a parcela elástica da formulação da Função Impacto, termo da esquerda na equação A.1 (ver Apêndice A):

$$F_N = K d^e + C \dot{d} \quad (A.1)$$

Ou seja, temos que:

$$e_{PF} = 1,5;$$

$$K_{PF} = \sqrt{\frac{16R_e E^{*2}}{9 (F_2(e))^3}}.$$

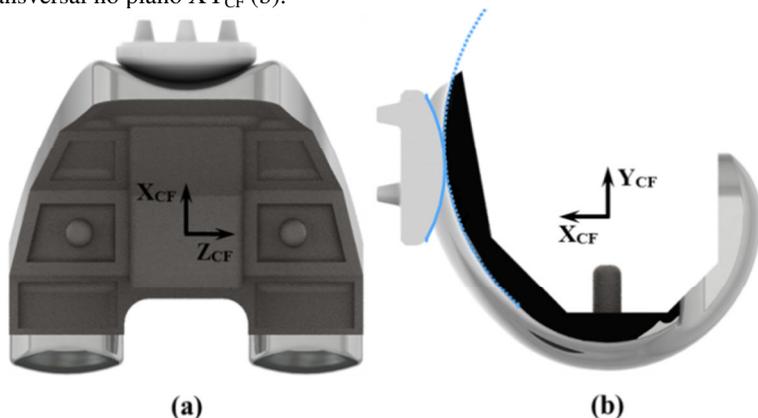
Assumindo as seguintes propriedades geométricas e de material para o componente femoral: $E_{CF} = 230$ GPa e $\nu_{CF} = 0,3$ (NAVARRO et al., 2008) (Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson da liga Co-Cr-Mo, respectivamente), além de $R_{CF} = 30$ mm e $R_{SCF} = 46$ mm (raios nos planos coronal e sagital da superfície articular intercondilar, respectivamente). Para o componente patelar, foram considerados: $E_{CP} = 2$ GPa e $\nu_{CP} = 0,45$ (CAMACHO, 2008) (Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson do polímero UHMWPE, respectivamente), além de $R_{CP} = R_{SCP} = 30$ mm (raios nos planos coronal e sagital da superfície articular intercondilar, respectivamente).

A Figura 64 apresenta os perfis do contato patelofemoral no plano coronal (vista superior) e no plano sagital (vista lateral da seção transversal no plano XY_{CF}), onde estão representados os raios sagitais dos componentes patelar e femoral, linhas contínua e tracejada, respectivamente. Dessa forma, foram utilizados como parâmetros da parcela elástica do contato patelofemoral:

$$e_{PF} = 1,5;$$

$$K_{PF} = \sqrt{\frac{16R_e E^{*2}}{9 (F_2(e))^3}} = 20785 \text{ N/mm.}$$

Figura 64 – Ilustração dos perfis de contato da articulação patelofemoral no plano coronal, vista superior (a), e no plano sagital, vista lateral do corte transversal no plano XY_{CF} (b).



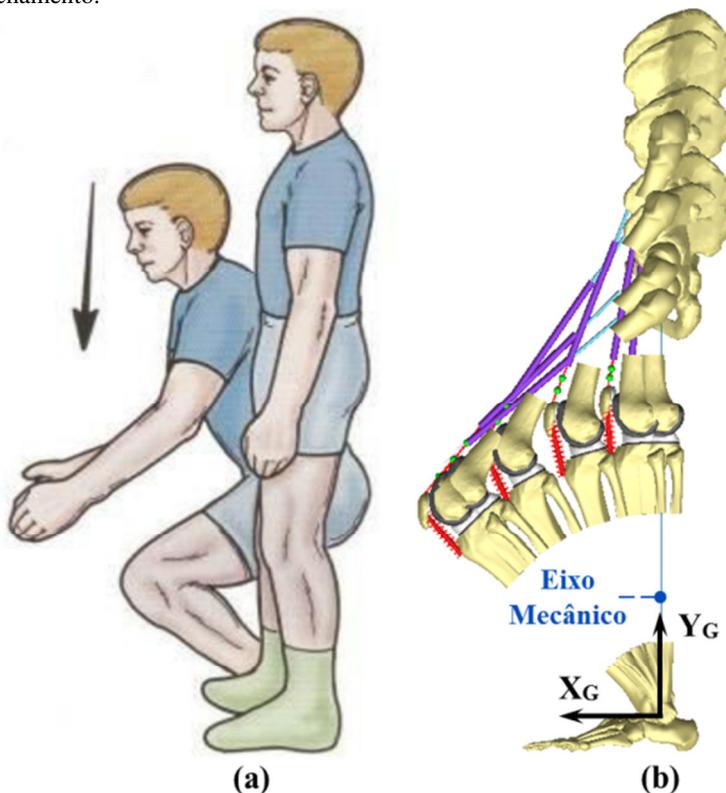
Quanto à determinação do parâmetro C_{PF} (valor máximo para o coeficiente de amortecimento da equação A.1 ou $C_{máx}$), foram realizadas simulações com três proporções diferentes com relação ao parâmetro de rigidez (K_{PF}): 0,1%, 1% e 10%. Comparados os resultados das forças do contato patelofemoral foi observada uma variação inferior a 1% entre os valores das forças nas simulações com o coeficiente de amortecimento (C_{PF}) iguais a 1% e 10% da rigidez do contato (K_{PF}). Assim, seguindo as recomendações dos trabalhos de Kong *et al.* (2008) e Daniel (2011) que adotaram para o coeficiente C_{PF} a proporção de 1% do valor da rigidez do contato (K_{PF}), C_{PF} é igual a 208 Ns/mm. Não foi considerado o atrito entre os implantes.

4.2.5. Modelo de Corpos Rígidos

Uma vez descritos as densidades e os parâmetros utilizados para a condição de contato entre os componentes patelar e femoral, serão abordados nesta subseção os tecidos moles considerados e as relações assumidas entre os sólidos dos ossos e das próteses para o estudo de caso que analisou a força do contato patelofemoral em seis ângulos de flexão diferentes (15, 30, 45, 60, 75 e 90°), simulando um agachamento.

A Figura 65b ilustra a vista lateral do modelo de corpos rígidos e o posicionamento do SCG na articulação do tornozelo. É interessante observar que o eixo mecânico dos membros inferiores referencia a condição inicial da montagem.

Figura 65 – Ilustração da flexão do joelho durante o movimento do agachamento.



O sólido que representa os ossos do pé está no modelo geométrico apenas para facilitar a compreensão e construção do mesmo.

O valor de 15 mm ilustrado na Figura 58b indica o valor utilizado para o parâmetro Altura Patelar da montagem durante o estudo.

4.2.5.1. Representação dos Tecidos Moles no Modelo

Para a construção do modelo de corpos rígidos foram considerados apenas os principais tecidos moles que atuam na restrição dos movimentos da articulação patelofemoral do joelho após uma ATJ: Ligamento Patelar, Tendão Patelar e Músculo Quadríceps.

Os ligamentos cruzados não estão no modelo porque durante o protocolo cirúrgico de ATJ adotado sempre se exclui o Ligamento

Cruzado Anterior (LCA) e fica a critério do cirurgião a exclusão, ou não, do Ligamento Cruzado Posterior (LCP). Assim, com o intuito de simplificar o modelo, foi desconsiderado o LCP e substituídos os Ligamentos Colaterais Medial e Lateral por uma junta de revolução (ERDEMIR et al., 2007) que será detalhada na próxima seção.

Quanto ao músculo quadríceps e ao tendão patelar, foram adicionados ao modelo mais quatro corpos para representá-los: duas esferas com 10 mm de diâmetro (STAEUBLI; BOLLMANN, 1999), para representarem o tendão patelar, e duas hastes com 5 e 10 mm de diâmetro (haste superior e inferior, respectivamente) e 100 mm de comprimento, para representar o músculo quadríceps, todos com massas irrelevantes quando comparadas aos sólidos dos ossos e dos implantes, 1 g cada. A simplificação de substituir os músculos que formam o quadríceps femoral por apenas um (no modelo geométrico representada pelas hastes), foi baseada nos trabalhos de (GUESS, T. M., 2003; STRICKLAND, 2009) nos quais o quadríceps tem sua inserção proximal no fêmur e distal na patela.

A localização do ponto de inserção do músculo quadríceps no fêmur (PQ_F) foi determinada com base na inserção anatômica de um dos músculos que compõe o músculo quadríceps, chamado de músculo vasto intermédio, e na hipótese da superfície intercondilar do componente femoral ser modelada para que o conjunto patela e componente patelar se desloque somente no plano sagital (sem deslocamentos no sentido medial-lateral, como ilustra a Figura 44).

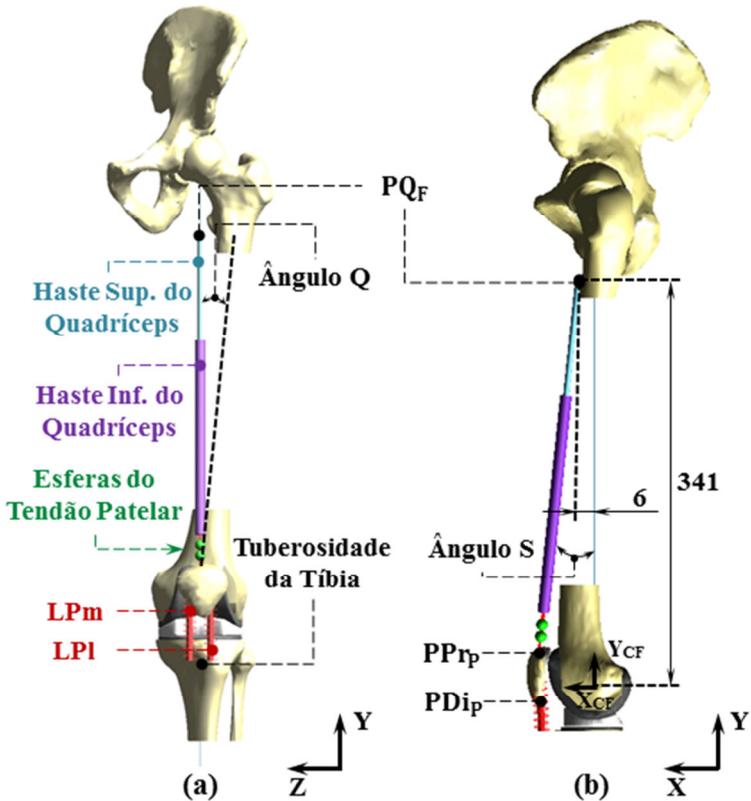
Dessa forma, foi adotado que o ponto PQ_F é a projeção normal no plano XY do SCG (plano sagital) do ponto de inserção do músculo vasto intermédio no fêmur, obtido com o auxílio de um Atlas de Anatomia Humana (SOBOTTA, 2006). A Figura 66 mostra o posicionamento do ponto PQ_F com relação ao SCL_{CF} e o alinhamento das hastes superior e inferior do quadríceps com o plano XY do SCG.

As linhas de centro das hastes e os centros das esferas são pertencentes à reta definida pelos pontos PQ_F e PP_{Pr} (ponto mais proximal da patela), e que os ângulos Q e S podem ser alterados e analisados em estudos futuros.

As esferas, ilustradas na Figura 66 com a cor verde, estão dispostas uma sobre a outra com 10 mm de distância entre os centros e conectadas por meio de um elemento do tipo mola-amortecedor com constantes de rigidez (K_{TP}) igual a 2000 N/mm (YU et al., 2001) e amortecimento (c_{TP}) igual a 0,5 Ns/mm (GUESS et al., 2010). Outros dois elementos do tipo mola-amortecedor, com os mesmas propriedades do elemento mola-amortecedor, conectam o ponto mais proximal da

patela (PP_{rP}) ao centro da esfera inferior e o centro da esfera superior ao extremo inferior da haste inferior do quadríceps, ambos distanciados 10 mm.

Figura 66 - Vista frontal do modelo de corpos rígidos ilustrando as estruturas que representam os tecidos moles.



Quanto ao ligamento patelar, foram assumidos dois elementos do tipo mola-amortecedor para representá-lo (bandas medial e lateral, respectivamente LPM e LPI). Essas com rigidez (K_{LP}) igual a 58000 N/mm (PIAZZA; DELP, 2001) e amortecimento (c_{LP}) igual a 0,5 Ns/mm (GUESS et al., 2010). Ambos com as suas inserções patelares distantes 10 mm, direção medial-lateral, do ponto mais distal da patela (PDi_p), mas com coordenadas X e Y iguais às do PDi_p . As inserções tibiais do LPM e do LPI têm as mesmas coordenadas Z e X das

inserções patelares e encontram-se deslocados 77 mm na direção Y (comprimento), ou seja, com a mesma coordenada Y que o ponto de tuberosidade da tíbia, como ilustrado na Figura 66.

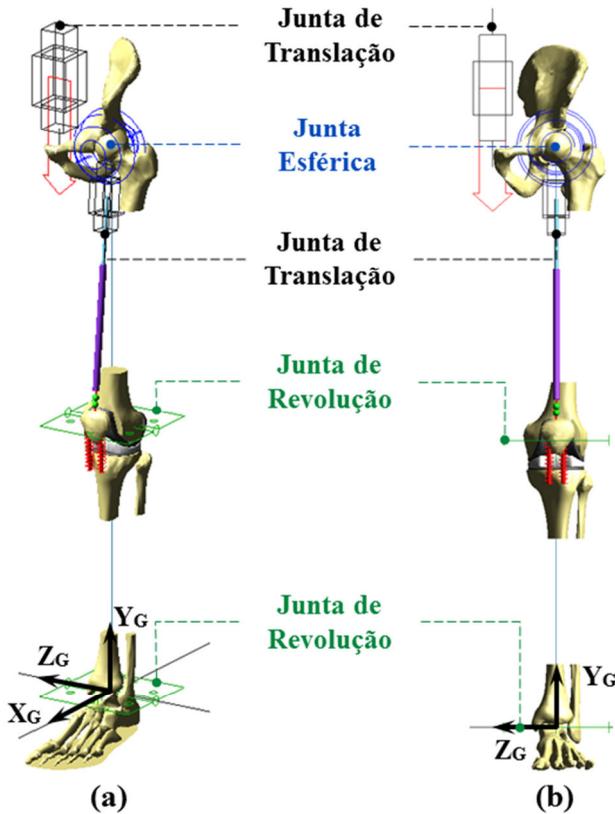
4.2.5.2. Condições de Contorno

Foram consideradas juntas rígidas entre os sólidos que não têm movimento relativo: entre o fêmur e o componente femoral, entre a patela e o componente patelar, entre a tíbia e a base tibial e entre a base tibial e o platô. A última junta citada foi considerada como uma simplificação para o desenvolvimento inicial do modelo, ou seja, considerando o conjunto tibial do tipo Base Fixa. Contudo, o projeto parametrizado do conjunto platô e base tibial permite com que seja liberado o grau-de-liberdade (GDL) de rotação I-E entre os eixos Y e com isso a realização de estudos futuros com o conjunto tibial do tipo Plataforma de Rotação.

O SCG do modelo coincide com o SCL da tíbia (SCL_T), na condição inicial do modelo. A Figura 67 mostra as vistas em perspectiva e frontal do modelo de corpos rígidos na sua condição inicial, ou seja, em extensão total (0° de flexão). Também encontram-se indicadas as juntas com GDL diferentes de zero: juntas de revolução entre SCG e a tíbia (articulação do tornozelo) e entre o componente femoral e o platô tibial (articulação femorotibial), junta esférica entre o fêmur e o quadril (articulação do quadril) e juntas de translação entre o quadril e o SCG (junta de translação do quadril) e entre as hastes superior e inferior do músculo quadríceps (junta de translação do quadríceps). Portanto:

- A articulação do tornozelo permite rotações de flexão-extensão da tíbia com relação ao SCG no eixo Z, respectivamente Z_T e Z_G ;
- A articulação femorotibial permite rotações de flexão-extensão entre o componente femoral e o platô tibial no eixo Z, respectivamente Z_{CP} e Z_{PT} ;
- A articulação do quadril permite rotações nos três eixos entre o quadril e o fêmur;
- A articulação de translação do quadril permite o deslocamento do quadril com relação ao SCG no eixo Y, respectivamente Y_Q e Y_G .
- A articulação de translação do quadríceps permite o deslocamento da haste inferior com relação à superior

Figura 67 - Vista em perspectiva e frontal do modelo de corpos rígidos.



Uma massa corpórea de 35 Kg é representada no modelo por uma força de 343N aplicada no quadril com o sentido negativo da direção Y_G , como mostra a seta vermelha na Figura 67.

As propriedades utilizadas para o contato entre as esferas que representam o tendão patelar e o componente femoral são foram baseadas no trabalho de Weimer (2007) com K_{TPCF} igual a 20875 N/mm, c_{TPCF} igual a 208 Ns/mm e e_{TPCF} igual a 1,5.

Assim, como na determinação da relação entre os parâmetros de rigidez e amortecimento do contato patelofemoral, foi realizado um estudo para avaliar se a força do contato patelofemoral iria variar se alterássemos o parâmetro do contato $d_{máx}$, chamado valor limite de penetração (tradução livre do termo inglês *penetration depth*). Foram

testados três valores diferentes: 0,1, 0,01 e 0,001 mm. Como os valores das forças patelofemorais se mantiveram os mesmos, adotou-se o valor recomendado pelos artigos técnicos do programa, $d_{m\acute{a}x} = 0,01$ mm. No Apêndice C estão descritos mais detalhes da função força de contato (denominado Função Impacto no ADAMS/View[®]) e dos parâmetros de contato utilizados.

A principal limitação do modelo é a adoção da junta de revolução para a articulação femorotibial. Na realidade a articulação com prótese permite a translação do fêmur com relação ao platô tibial no sentido antero-posterior concomitantemente ao movimento de flexão-extensão do joelho.

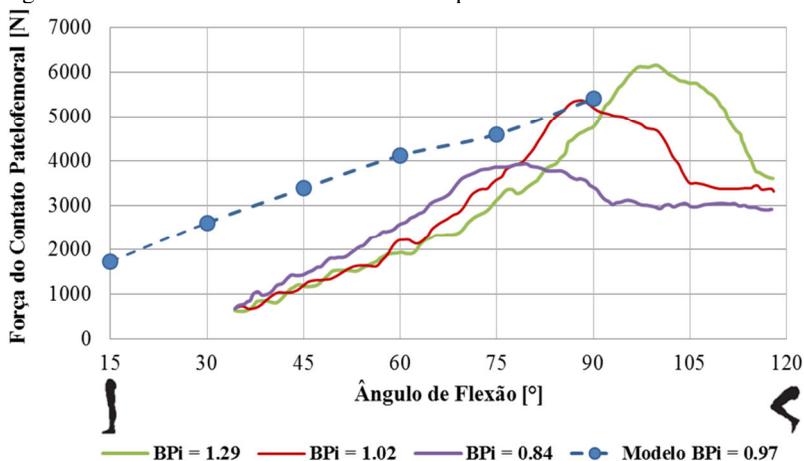
4.2.6. Resultados e Discussões

Os valores das forças do contato patelofemoral do estudo de caso foram comparados aos valores experimentais do trabalho de Innocenti et al. (2008), no qual constam levantamentos da força de contato patelofemoral para várias alturas do componente patelar com relação ao componente femoral da prótese. Esses diferentes posicionamentos foram classificados de acordo com o Índice de Blackburne-Peel (CHIANG; JIANG, 2010) que relaciona o comprimento longitudinal do componente patelar (B) com a altura do ponto mais distal do implante patelar com relação à região articular do platô tibial (Q). A razão Q/B define o Índice de Blackburne-Peel (BPi).

Para que fosse possível a comparação entre o modelo virtual e os testes experimentais com diferentes BPi, foi calculada a razão Q/B para o modelo desenvolvido, obtendo-se $BPi = 0,97$ para o modelo. Foram então selecionadas as forças do contato patelofemoral dos três testes experimentais de Innocenti et al. (2008) que mais se aproximavam do BPi do modelo desenvolvido: 0,84, 1,02 e 1,29 (nas cores lilás, vermelho e verde, respectivamente, no gráfico da Figura 68).

Os experimentos de Innocenti et al. (2008) utilizaram um carregamento de 343N, para simular a massa corpórea, com flexão-extensão de 35-120-35° com duração de 20 s (regime quase-estático). Foram utilizados no lugar do fêmur e da tibia barras de metal com suas extremidades fixas nos componentes femoral e tibial do tipo PS (PCL-sacrificing) estabilizada posteriormente (ver Figura 20, pg.57).

Figura 68 – Comparação das curvas da força de contato patelofemoral vs. o ângulo de flexão do modelo com os dados experimentais da literatura.



Fica evidente na análise do gráfico que compara a força do contato patelofemoral do modelo virtual com os valores experimentais da literatura que, apesar do modelo reproduzir o aumento da força durante o aumento do ângulo de flexão, as simplificações adotadas durante a construção do modelo de corpos rígidos são inapropriadas.

De todo modo, fica demonstrado o potencial de emprego do método de construção do modelo osso-prótese desenvolvido.

5. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS

FUTUROS

5.1. CONCLUSÕES

Foi desenvolvido e validado um método de montagem do sistema osso-prótese que respeita o alinhamento dos membros inferiores, o alinhamento indicado para os componentes da prótese, e baseia-se nos mesmos marcos anatômicos utilizados na prática cirúrgica da ATJ.

O método possibilita a montagem de modelos geométricos empregados em modelos computacionais para a análise do desempenho de técnicas cirúrgicas de ATJ ou do projeto da prótese via Dinâmica de Corpos Rígidos ou Método dos Elementos Finitos.

Adicionalmente, foi realizado um estudo preliminar do movimento do sistema como uma primeira aproximação para a utilização do Método da Dinâmica de Corpos Rígidos na análise de multicorpos. Porém, devido às simplificações adotadas, os resultados obtidos neste exemplo de aplicação não podem ser utilizados para inferir conclusões da dinâmica do joelho com prótese e devem ser interpretados como resultados preliminares e meramente demonstrativos de uma aplicação potencial do método.

Além das conclusões relacionadas ao método desenvolvido, pode-se pontuar quanto aos objetivos específicos deste trabalho. A montagem parametrizada do componente femoral no fêmur, de acordo com o Método de Whiteside, e o posicionamento do conjunto patela e componente patelar, também parametrizado com relação ao SCL do componente femoral comprovam que o modelo permite variações de parâmetros referentes à técnica cirúrgica, tais como os ângulos de posicionamento dos componentes das próteses nos ossos.

A análise do posicionamento do implante femoral com relação ao fêmur após dois métodos diferentes de alinhamento rotacional de ATJ comprova a capacidade do modelo como ferramenta de auxílio na análise do posicionamento dos implantes entre diferentes técnicas cirúrgicas de ATJ.

O emprego da modelagem paramétrica da prótese de ATJ reproduzindo a superfície articular posterior de um tamanho específico de componente femoral comercial somente com os ajustes dos valores dos parâmetros geométricos do modelo CAD desenvolvido demonstra

que a estratégia de modelagem desenvolvida permite variações de parâmetros geométricos no projeto da mesma.

5.2. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A metodologia desenvolvida para a montagem e construção de modelos computacionais considerando as geometrias das partes das próteses do joelho e dos ossos dos membros inferiores, permite que esses modelos possam ser aplicados não apenas em estudos que desconsideram as deformações dos corpos como pelo Método da Dinâmica de Corpos Rígidos, utilizado no segundo estudo de caso, mas também em estudos que considerem a relação constitutiva dos materiais dos componentes protéticos e dos tecidos vivos (corpos deformáveis) como, por exemplo, o Método dos Elementos Finitos.

Associando as possibilidades de simular diversos tipos de próteses de ATJ e posicioná-las de acordo com protocolos cirúrgicos diferentes, com a utilização de métodos computacionais que considerem a relação constitutiva dos materiais envolvidos (como o Método de Elementos Finitos), pode-se desenvolver uma plataforma de testes virtuais destes sistemas considerando os parâmetros do projeto da prótese e do protocolo cirúrgico. Ou seja, além da possibilidade de testar virtualmente variações geométricas nos projetos das próteses ou comparar diferentes tipos já disponíveis no mercado, testes esses bem honerosos com relação ao tempo e ao custo de execução. A metodologia fornece, também, a possibilidade de estudos que avaliem com precisão protocolos cirúrgicos diferentes e a influência dos procedimentos cirúrgicos no posicionamento das próteses.

No contexto da modelagem paramétrica do conjunto de implantes do tipo Movimento Guiado pode-se sugerir alguns desenvolvimentos, tais como:

- A inserção dos parâmetros geométricos que não foram considerados, tais como: os ângulos dos cortes sagitais (ilustrados na Figura 49, pg. 87) e os perfis quadrilaterais (na região de interface do implante com o fêmur da Figura 48, pg. 86), todos no componente femoral. Além desses, os três ressaltos posicionados na região anterior do componente patelar (Figura 48) na região de interface com a patela, assim como os raios presentes no contorno externo do platô tibial (linha azul contínua na Figura 53, pg. 91). Ou seja, foram descritos neste trabalho somente os parâmetros geométricos que inicialmente

pretende-se estudar, contudo dentro da estratégia de modelagem atual já existem parâmetros que, em estudos futuros, poderão ser alterados e analisados.

- Variações quanto ao tipo de geometrias presentes na interface entre os implantes e os tecidos ósseos, tais como: alterar o arranjo, o formato e o número de pinos de fixação entre a patela e o componente patelar, modificar a região inferior da base tibial com relação ao número e a inclinação dos suportes que conectam o pino central com a superfície superior plana e mudar a forma, o arranjo, a inclinação e o número dos rasgos presentes na região do componente femoral que fica em contato com os cortes femorais.
- A evolução da estratégia de modelagem utilizada para os implantes do tipo Movimento Guiado, pois, utilizando a mesma estratégia, podem ser inseridos outros tipos de implantes como os do tipo PS (*PCL-sacrificing*, Figura 20, pg. 57), com e sem estabilização posterior, e do tipo CR (*cruciate-retaining*). Dessa forma, são possíveis estudos que comparem o posicionamento de tipos diferentes de implantes quando aplicados o mesmo protocolo cirúrgico.
- A análise de sensibilidade dentre os parâmetros de montagem das próteses com o intuito de avaliar quais deles são mais críticos quanto aos erros de posicionamento das próteses nos ossos e com isso ter critérios para a avaliação de técnicas cirúrgicas diferentes.

REFERÊNCIAS

AGLIETTI, P.; INSALL, J. N.; WALKER, P. S.; TRENT, P. A new patella prosthesis: design and application. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 107, p. 175–187, 1975.

ARIMA, J.; WHITESIDE, L. A.; MCCARTHY, D. S.; WHITE, S. E. Femoral rotational alignment, based on the anteroposterior axis, in total knee arthroplasty in a valgus knee. A technical note. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 77, n. 9, p. 1331–4, 1995. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7673281>>. Acesso em: 21/2/2013.

ARTHREX. **iBalance Unicondylar Knee: Surgical Technique**. 2013.

ASFOUR, S.; ELTOUKHY, M. Development and Validation of a Model of the Lower Extremity. In: V. Klika (Ed.); **Theoretical Biomechanics**. p.161–186, 2011. InTech.

BASHINSKAYA, B.; ZIMMERMAN, R. M.; WALCOTT, B. P.; ANTOCI, V. Arthroplasty Utilization in the United States is Predicted by Age-Specific Population Groups. **ISRN orthopedics**, v. 2012, 2012. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3597125&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. Acesso em: 28/7/2013.

BERGER, R. A.; CROSSETT, L. S.; JACOBS, J. J.; RUBASH, H. E. **Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty**. 1998.

BERGER, R. A.; RUBASH, H. E.; SEEL, M. J.; THOMPSON, W. H.; CROSSETT, L. S. Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 286, n. 286, p. 40–47, 1993. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8425366>>. .

BERTOZZI, L.; STAGNI, R.; FANTOZZI, S.; CAPPELLO, A. Knee model sensitivity to cruciate ligaments parameters : A stability simulation study for a living subject. **Journal of Biomechanics**, v. 40, p. 38–44, 2007.

BKS3 - Técnica de Instrumentação. São Paulo, 2010.

BRANTIGAN, O. C.; VOSHELL, A. F. The Mechanics of the Ligaments and Menisci of the Knee Joint. **JBJS**, v. 23, n. 1, p. 44–66, 1941. *Journal of Bone and Joint Surgery*. Disponível em: <<http://www.ejbs.org/cgi/content/abstract/23/1/44>>. .

CALDERON, K.; INHOTI, P.; BERTOLINI, S. Anatomia da Patela de Esqueletos Humanos. **Saúde e Pesquisa**, v. 5, n. 1, p. 97–103, 2012. Disponível em: <<http://www.cesumar.br/pesquisa/periodicos/index.php/saudpesq/article/viewArticle/2239>>. Acesso em: 6/11/2013.

CAMACHO, N. **Wear Characterization on Retrieved Ultra-High-Molecular Weight Polyethylene Tibial Components**, 2008. University of Texas.

CANALE, S. T. **Cirurgia Ortopédica de Campbell**. 10th ed. Manole, 2007.

CHIANG, H.; JIANG, C.-C. Patella baja after revision total knee arthroplasty. **Formosan Journal of Musculoskeletal Disorders**, v. 1, n. 1, p. 11–15, 2010. Elsevier Taiwan LLC. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2210794010000039>>. Acesso em: 17/8/2013.

CHUN, K. A.; OHASHI, K.; BENNETT, D. L.; EL-KHOURY, G. Y. Patellar fractures after total knee replacement. **AJR. American journal of roentgenology**, v. 185, n. 3, p. 655–60, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16120913>>. .

COMPLETO, A. M. G. **ESTUDO NUMÉRICO E EXPERIMENTAL DA BIOMECÂNICA DA PRÓTESE DO JOELHO**, 2006. Universidade de Aveiro.

- CONFORMIS. Bicompartamental iDuo® G2. Disponível em: <http://www.conformis.com/Patients/ConforMIS-Patien>. Acesso em: 23/07/2013.
- COOKE, T. D. V.; SCUDAMORE, R. A.; GREER, W. Axial Aligment of the Lower Limb of the Knee. **Techniques**, v. 8, n. 2, p. 98–107, 2000.
- CRAM, P.; LU, X.; KATES, S. L.; et al. Total Knee Arthroplasty Volume, Utilization, and Outcomes Among Medicare Beneficiaries , 1991-2010. **Journal of American Medical Association**, v. 308, n. 12, p. 1227–1236, 2012.
- DANGELO, J. G.; FATTINI, C. A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**. 3rd ed. São Paulo: Atheneu, 2006.
- DANIEL, W. **Adams Contacts Overview, Best Practices and Tips**. 2011.
- DEPUY INTERNATIONAL LTD. **Surgical Technique Milestone™ Instruments with MBT tray preparation. LCS Complete Mobile Bearing Knee System**. Leeds, 2001.
- DIEPPE, P. Osteoarthritis: time to shift the paradigm. **Bmj**, v. 318, n. 7194, p. 1299–1300, 1999. Disponível em: <<http://www.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bmj.318.7194.1299>>. .
- DONATI, M.; CAMOMILLA, V.; VANNOZZI, G.; CAPPOZZO, A. Anatomical frame identification and reconstruction for repeatable lower limb joint kinematics estimates. **Journal of biomechanics**, v. 41, n. 10, p. 2219–26, 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18550066>>. Acesso em: 28/2/2014.
- DOSSETT, H. G.; SWARTZ, G. J.; ESTRADA, N. A.; LEFEVRE, G. W.; KWASMAN, B. G. Kinematically versus mechanically aligned total knee arthroplasty. **Orthopedics**, v. 35, n. 2, p. e160–9, Feb. 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22310400>>. Acesso em: 23/1/2014.
- ERDEMIR, A.; MCLEAN, S.; HERZOG, W.; BOGERT, A. J. VAN DEN. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 22, n. 2, p. 131–54, 2007.

Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17070969>>. Acesso em: 24/2/2014.

FERNANDES, J. P. F. **Dynamic Analysis of Mechanical Systems with Imperfect Kinematic Joints**, 2004. Universidade do Minho.

FIGGIE, H. E.; GOLDBERG, V. M.; FIGGIE, M. P.; et al. The effect of alignment of the implant on fractures of the patella after condylar total knee arthroplasty. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 71, n. 7, p. 1031–9, 1989. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2760078>>. Acesso em: 26/2/2014.

FITZPATRICK, C. K.; BALDWIN, M. A; CLARY, C. W.; et al. Identifying alignment parameters affecting implanted patellofemoral mechanics. **Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society**, v. 30, n. 7, p. 1167–75, 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22570224>>. Acesso em: 14/2/2013.

FLANDRY, F.; HOMMEL, G. Normal anatomy and biomechanics of the knee. **Sports medicine and arthroscopy review**, v. 19, n. 2, p. 82–92, 2011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21540705>>. .

FREEMAN, M. A. R.; PINSKEROVA, V. The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 410, n. 410, p. 35–43, 2003. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12771815>>. .

GARDNER, E.; GRAY, D. J.; O'RAHILLY. **Anatomia: estudo regional do corpo humano**. 4th ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1975.

GONG, J. K.; ARNOLD, J. S.; COHN, S. H. Composition of Trabecular and Cortical Bone. **The Anatomical record**, v. 149, p. 325–31, 1964. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14208979>>. Acesso em: 13/2/2014.

GOODFELLOW, J.; HUNGERFORD, D. S.; ZINDEL, M. Patellofemoral mechanics and pathology: I Functional anatomy of the patellofemoral joint. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 58B, p. 287, 1976.

GOODFELLOW, J.; O'CONNOR, J. The mechanics of the knee and prosthesis design. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**, v. 60-B, n. 3, p. 358–69, 1978. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/581081>>. Acesso em: 5/3/2014.

GUESS, T. **Computational Modeling of a Dynamic Knee Simulator**, 2003. University of Kansas.

GUESS, T. M.; THIAGARAJAN, G.; KIA, M.; MISHRA, M. A subject specific multibody model of the knee with menisci. **Medical engineering & physics**, v. 32, n. 5, p. 505–15, 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20359933>>. Acesso em: 30/1/2014.

HAGEMEISTER, N.; PARENT, G.; PUTTE, M. VAN DE; et al. A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. **Journal of biomechanics**, v. 38, n. 9, p. 1926–31, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15996675>>. Acesso em: 23/1/2014.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Biomechanical basis of human movement**. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

HANGSAPHUK, N.; TANAVALEE, A. The landmarks of centers of the distal femur and the proximal tibia in sagittal plane for application in computer assisted total knee arthroplasty. **Journal of the Medical Association of Thailand = Chotmaihet thangphaet**, v. 92 Suppl 6, n. 7, p. S69–74, 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20128072>>. .

HAST, M. **Assessment of total knee replacement performance using muscle-driven dynamic simulations**, 2011. Pennsylvania State University. Disponível em: <<https://etda.libraries.psu.edu/paper/11972/7240>>. Acesso em: 5/10/2014.

HOWELL, S.; HULL, M. Kinematic alignment in total knee arthroplasty. **Insall and Scott Surgery of the Knee. ...**, p. 1255–1269, 2012. Disponível em: <[http://www.researchgate.net/publication/235769697_Principles_of_Kinematic_Alignment_in_Total_Knee_Arthroplasty_With_and_Without_Patient_Specific_Cutting_Blocks_\(OtisKnee\)/file/79e415136355209550.pdf](http://www.researchgate.net/publication/235769697_Principles_of_Kinematic_Alignment_in_Total_Knee_Arthroplasty_With_and_Without_Patient_Specific_Cutting_Blocks_(OtisKnee)/file/79e415136355209550.pdf)>. Acesso em: 11/2/2014.

HOWELL, S. M.; HOWELL, S. J.; HULL, M. L. Assessment of the radii of the medial and lateral femoral condyles in varus and valgus knees with osteoarthritis. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 92, n. 1, p. 98–104, 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20048101>>. Acesso em: 25/1/2014.

HOWELL, S.; PAPADOPOULOS, S. Accurate alignment and high function after kinematically aligned TKA performed with generic instruments. **Knee Surgery, Sports ...**, 2013. Disponível em: <<http://link.springer.com/article/10.1007/s00167-013-2621-x>>. Acesso em: 11/2/2014.

INNOCENTI, B.; FOLLADOR, M.; SALERNO, M.; et al. Experimental and numerical analysis of patello-femoral contact mechanics in TKA. , p. 1789–1793, 2009.

ISO 14243-1 - Implants for surgery - Wear of total knee-joint prostheses - Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with load control and corresponding environmental conditions for test. 2009.

JOHNSON, K. L. **Contact Mechanics**. Cambridge: Cambridge University Press, 1985.

JÚNIOR, M. T. **Construção e Validação Qualitativa de um Modelo de Elementos Finitos para a Simulação Mecânica do Joelho Humano.**, 2006. Universidade Federal de Santa Catarina.

KIM, Y.-H.; YOON, S.-H.; KIM, J.-S. The long-term results of simultaneous fixed-bearing and mobile-bearing total knee replacements performed in the same patient. **The Journal of bone and joint surgery. British volume**, v. 89, n. 10, p. 1317–23, 2007. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17957070>>. Acesso em: 14/2/2013.

KONG, D.; MEAGHER, J. M.; XU, C.; WU, X.; WU, Y. Nonlinear Contact Analysis of Gear Teeth for Malfunction Diagnostics. IMAC-XXVI: Conference & Exposition on Structural Dynamics. **Anais...** p.9, 2008.

KUMAR, P. J.; MCPHERSON, E. J.; DORR, L. D.; WAN, Z.; BALDWIN, K. **Rehabilitation after total knee arthroplasty: a comparison of 2 rehabilitation techniques.** 1983.

KURTZ, S. M.; LAU, E.; ONG, K.; et al. Future young patient demand for primary and revision joint replacement: national projections from 2010 to 2030. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 467, n. 10, p. 2606–12, 2009. Disponível em:

<<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2745453&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. Acesso em: 21/6/2011.

KURTZ, S.; MOWAT, F.; ONG, K.; et al. Prevalence of primary and revision total hip and knee arthroplasty in the United States from 1990 through 2002. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 87, n. 7, p. 1487–97, 2005. Disponível em:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15995115>>. Acesso em: 28/7/2013.

KURTZ, S.; ONG, K.; LAU, E.; MOWAT, F.; HALPERN, M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 89, n. 4, p. 780–785, 2007. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. Disponível em:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17403800>>. .

LOTKE, P. A.; ECKER, M. L. Influence of positioning of prosthesis in total knee replacement. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 59, n. 1, p. 77–79, 1977. Disponível em:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/833180>>. .

LUO, C.-F. Reference axes for reconstruction of the knee. **The Knee**, v. 11, n. 4, p. 251–7, 2004. Disponível em:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15261208>>. Acesso em: 27/8/2011.

MACHADO, M.; MOREIRA, P.; FLORES, P.; LANKARANI, H. M. Compliant contact force models in multibody dynamics : Evolution of the Hertz contact theory. **MAMT**, v. 53, p. 99–121, 2012. Elsevier Ltd. Disponível em:

<<http://dx.doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2012.02.010>>. .

MASOUIROS, S. D.; BULL, A. M. J.; AMIS, A. A. (i) Biomechanics of the knee joint. **Orthopaedics and Trauma**, v. 24, n. 2, p. 84–91, 2010. Elsevier Ltd. Disponível em:

<<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877132710000308>>. Acesso em: 10/2/2013.

MCEWEN, H. M.; FISHER, J.; GOLDSMITH, A A; et al. Wear of fixed bearing and rotating platform mobile bearing knees subjected to high levels of internal and external tibial rotation. **Journal of materials science. Materials in medicine**, v. 12, p. 1049–52, 2001. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15348363>>. .

MCGINTY, G.; IRRGANG, J. J.; PEZZULLO, D. Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 15, n. 3, p. 160–6, 2000. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10656977>>. .

MCPHERSON, E. J. Adult Reconstruction. In: M. D. Miller (Ed.); **Review of Orthopaedics**. 4th ed., p.266–308, 2004. Saunders.

MORELAND, J. R.; BASSET, L. W.; HANKER, G. J. Radiographic Axial Analysis of the Lower of the Extremity *. **The Journal of Bone and Joint Surgery.**, v. 69, n. 5, p. 745–9, 1987.

MSC.SOFTWARE. **ADAMS/Solver Manual**. ADAMS/View ed. 2012.

NAVARRO, M.; MICHIARDI, A; CASTAÑO, O.; PLANELL, J. A. Biomaterials in orthopaedics. **Journal of the Royal Society, Interface / the Royal Society**, v. 5, n. 27, p. 1137–58, 2008. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2706047&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. Acesso em: 21/1/2014.

NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana**. 2nd ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

ONG, K. L.; MOWAT, F. S.; CHAN, N.; et al. Economic burden of revision hip and knee arthroplasty in Medicare enrollees. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 446, n. 446, p. 22–8, 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16672867>>. Acesso em: 28/9/2011.

PAGNANO, M. W.; MENGHINI, R. M. Rotating Platform Knees: An Emerging Clinical Standard. **The Journal of Arthroplasty**, v. 21, n. 4, p. 37–39, 2006. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0883540306000635>>. Acesso em: 14/2/2013.

PALASTANGA, N.; FIELD, D.; SOAMES, R. **Anatomia e movimento humano. Estrutura e Função**. 3a ed. São Paulo: Manole, 2000.

PALMER, I. On the injuries to the ligaments of the knee joint: a clinical study. 1938. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 454, p. 17–22; discussion 14, 2007. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17202915>>. Acesso em: 10/2/2013.

PIAZZA, S. J.; DELP, S. L. Three-Dimensional Dynamic Simulation of Total Knee Replacement Motion During a Step-Up Task. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 123, n. 6, p. 599, 2001. Disponível em: <<http://link.aip.org/link/JBENDY/v123/i6/p599/s1&Agg=doi>>. Acesso em: 1/3/2012.

POILVACHE, P. L.; INSALL, J. N.; SCUDERI, G. R.; FONT-RODRIGUEZ, D. E. Rotational landmarks and sizing of the distal femur in total knee arthroplasty. **Clinical orthopaedics and related research**, n. 331, p. 35–46, 1996. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8895617>>. Acesso em: 21/2/2013.

RAUH, M. A.; MIHALKO, W. M.; KRAKOW, K. A. Optimizing alignment. **Total Knee Arthroplasty, A guide to better performance**. 1st ed., p.165–9, 2005. Springer.

ROBINSON, R. P. The early innovators of today's resurfacing condylar knees. **The Journal of arthroplasty**, v. 20, n. 1 Suppl 1, p. 2–26, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15647728>> .

SATO, T.; KOGA, Y.; OMORI, G. Three-dimensional lower extremity alignment assessment system. **The Journal of Arthroplasty**, v. 19, n. 5, p. 620–628, 2004. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0883540304000671>>. Acesso em: 18/2/2013.

SCHALKWYK, E. P. VAN. **Determining Femoral Component Goodness-of-Fit using Computer Segmentation and Numerical Simulation****Mechanical Engineering**, 2010. Stellenbosch University.

SCOTT, W. N. (ED.). **INSALL & SCOTT SURGERY OF THE KNEE**. 5th ed. Philadelphia: Elsevier Inc., 2012.

SHAKESPEARE, D.; KINZEL, V.; LEDGER, M. Achieving ligament stability and correct rotational alignment of the femur in knee arthroplasty: a study using the Medial Pivot knee. **The Knee**, v. 12, n. 6, p. 419–23, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15967668>>. Acesso em: 19/2/2013.

SINGH, J. A. Epidemiology of knee and hip arthroplasty: a systematic review. **The open orthopaedics journal**, v. 5, p. 80–5, 2011. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3092498&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. Acesso em: 22/5/2013.

SOBOTTA, J. **Sobotta - Atlas de Anatomia Humana**. 22nd ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

SPENCE, A. P. **Anatomia Humana Básica**. São Paulo: Manole, 1991.

SPRINGER, B. D.; SCOTT, R. D.; SAH, A. P.; CARRINGTON, R. McKeever hemiarthroplasty of the knee in patients less than sixty years old. **The Journal of bone and joint surgery. American volume**, v. 88, n. 2, p. 366–71, 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16452749>>. Acesso em: 24/3/2014.

STAEUBLI, H.; BOLLMANN, C. Quantification of intact quadriceps tendon, quadriceps tendon insertion, and suprapatellar fat pad: MR arthrography, anatomy, and cryosections in the sagittal plane. ... **American journal of ...**, n. September, p. 691–698, 1999. Disponível em: <<http://www.ajronline.org/doi/abs/10.2214/ajr.173.3.10470905>>. Acesso em: 16/2/2014.

STRICKLAND, A. M. **Enhanced pre-clinical assessment of total knee replacement using computational modeling**, 2009. University of Southampton.

SUBBURAJ, K.; RAVI, B.; AGARWAL, M. Computer-aided methods for assessing lower limb deformities in orthopaedic surgery planning. **Computerized medical imaging and graphics : the official journal of the Computerized Medical Imaging Society**, v. 34, n. 4, p. 277–88, 2010. Elsevier Ltd. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19963346>>. Acesso em: 18/2/2013.

VELDE, S. K. VAN DE; GILL, T. J.; DEFRATE, L. E.; PAPANNAGARI, R.; LI, G. The effect of anterior cruciate ligament deficiency and reconstruction on the patellofemoral joint. **The American journal of sports medicine**, v. 36, n. 6, p. 1150–9, 2008. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3740403&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. Acesso em: 17/8/2013.

VILLA, T.; MIGLIAVACCA, F.; GASTALDI, D. Computer assisted design and evaluation of the knee prosthesis. **Summer Bioengineering Conference**, , n. 1, p. 2–3, 2003. Disponível em: <<http://www.tulane.edu/~sbc2003/pdfdocs/0723.PDF>>. Acesso em: 28/1/2014.

VINCE, K. G.; BOZIC, V. B. Management of Extra-Articular Deformities in Total Knee Arthroplasty. **Total Knee Arthroplasty, A guide to better performance**. 1st ed., p.205–211, 2005. Springer.

WANG, Y.; ZENG, Y.; DAI, K.; ZHU, Z.; XIE, L. Normal lower-extremity alignment parameters in healthy Southern Chinese adults as a guide in total knee arthroplasty. **The Journal of arthroplasty**, v. 25, n. 4, p. 563–70, 2010. Elsevier Inc. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19447000>>. Acesso em: 18/2/2013.

WEIMER, K. **Development and Validation of a Subject-specific Computational Human Knee Model in a Dynamic Knee Simulator**, 2007. University of Missouri-Kansas.

WHITESIDE, L. A.; ARIMA, J. The anteroposterior axis for femoral rotational alignment in valgus total knee arthroplasty. **Clinical orthopaedics and related research**, , n. 321, p. 168–72, 1995. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7497664>>. Acesso em: 21/2/2013.

WINDSOR, R. E.; SCUDERI, G. R.; MORAN, M. C.; INSALL, J. N. Mechanisms of failure of the femoral and tibial components in total knee arthroplasty. **Clinical orthopaedics and related research**, , n. 248, p. 15–9; discussion 19–20, 1989. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2805473>>. Acesso em: 26/2/2014.

WOO, S. L.-Y.; FOX, R. J.; SAKANE, M.; et al. Biomechanics of the ACL: Measurements of in situ force in the ACL and knee kinematics. **The**

- Knee**, v. 5, n. 4, p. 267–288, 1998. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0968016098000143>>. .
- WU, G.; SIEGLER, S.; ALLARD, P.; et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 543–548, 2002. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23943662>>. Acesso em: 28/8/2013.
- XING, Q.; YANG, W.; THEISS, M. M.; et al. 3D Automatic Feature Construction System for Lower Limb Alignment. **2010 International Conference on Cyberworlds**, p. 375–382, 2010. Ieee. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5655151>>. Acesso em: 18/2/2013.
- YU, C. H.; WALKER, P. S.; DEWAR, M. E. The effect of design variables of condylar total knees on the joint forces in step climbing based on a computer model. **Journal of biomechanics**, v. 34, n. 8, p. 1011–21, 2001. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11448693>>. .
- ZIHLMANN, M. **Total knee arthroplasty biomechanical reflections and modelling, based on quantitative movement analysis**, 2005. Swiss Federal Institute of Technology Zurich. Disponível em: <<http://e-collection.library.ethz.ch/view/eth:28049>>. Acesso em: 2/2/2013.

APÊNDICE A – VARIAÇÕES DO COMPONENTE FEMORAL

Com o intuito de demonstrar algumas variações geométricas da estratégia de modelagem desenvolvida para o conjunto de implantes de ATJ (do tipo Movimento Guiado), foram selecionados cinco parâmetros do componente femoral e criados três arranjos de parâmetros diferentes: Configurações 1, 2 e 3.

A seleção do implante femoral para o estudo se justifica pelo fato de que as modelagens dos outros componentes se baseiam nos parâmetros geométricos do componente femoral.

A modelagem paramétrica do conjunto de implantes de ATJ do tipo Movimento Guiado tem como característica principal a congruência entre as superfícies articulares, ou seja, a superfície posterior do componente patelar deve ser baseada na região intercondilar anterior do componente femoral (articulação patelofemoral) e a superfície articular do platô tibial deve ser semelhante à região distal e posterior do componente femoral (articulação femorotibial). Essa dependência entre os parâmetros geométricos do componente patelar e do platô tibial com a superfície articular do componente femoral nos permite afirmar que as variáveis geométricas do implante femoral têm grande influência e estreita relação com os parâmetros dos projetos dos outros implantes.

Neste sentido, deve-se notar que a estratégia de modelagem adotada tanto para a articulação patelofemoral como para a femorotibial se baseiam nos parâmetros do componente femoral para a parametrização das regiões articulares do componente patelar e do platô tibial.

Os parâmetros variados nas três configurações deste estudo são: Ângulo de Inclinação do Sulco Intercondilar (Figura 44, pg. 82), Espessura Coronal Posterior Sagital (Figura 47, pg. 85), Rasgo Medial Posterior Transversal, Rasgo Lateral Posterior Transversal e Rasgo Posterior Transversal (esses três apresentados na Figura 46, pg. 84).

A configuração 1 apresenta um contorno frontal simétrico (linha azul contínua na linha 1 da coluna a na Figura 69, pg. 133), similar ao adotado para os outros três estudos de caso, e não contém a inclinação do sulco intercondilar (ângulo igual a 0°).

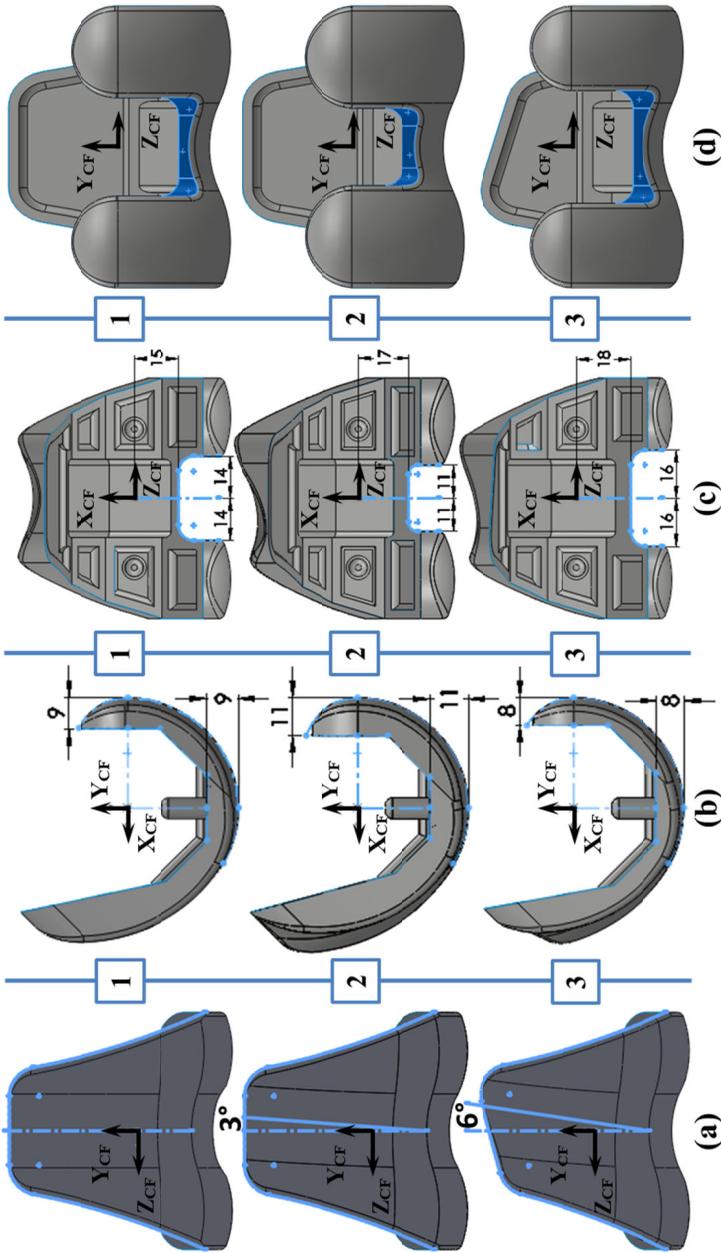
A configuração 2 tem por característica a presença do mesmo contorno simétrico da configuração 1 e apresenta o ângulo de inclinação do sulco intercondilar no valor de 3° , essa 3° graus a menos do que a

configuração 3 que, além dos 6° de inclinação, apresenta o contorno frontal do tipo anatômico, diferente das outras duas configurações.

Na Figura 69 encontram-se as vistas frontal, lateral, superior e traseira (respectivamente colunas a, b, c e d) das três configurações criadas, dispostas nas respectivas linhas 1, 2 e 3.

Os parâmetros de cada configuração podem ser comparados por coluna, ou seja, na vista frontal estão demonstrados três inclinações do sulco intercondilar, na vista lateral pode-se observar as variações da Espessura Coronal Posterior Sagital e nas vistas superior e traseira estão apresentadas as três tamanhos diferentes para a região intercondilar posterior, definida pelos parâmetros: Rasgo Medial Posterior Transversal, Rasgo Lateral Posterior Transversal e Rasgo Posterior Transversal.

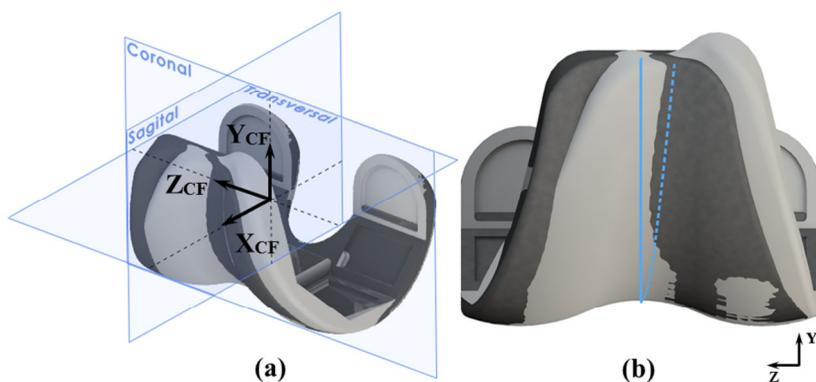
Figura 69 - Vistas frontal, lateral, superior e traseira (respectivamente, colunas a, b, c e d) das três configurações do componente femoral.



APÊNDICE B – DIMENSIONAMENTO E VALIDAÇÃO DA MODELAGEM PARAMÉTRICA DO IMPLANTE FEMORAL

Como forma de demonstrar a capacidade da estratégia de modelagem adotada para o componente femoral e, conseqüentemente, para os outros componentes derivados dele, foram alterados os parâmetros geométricos do implante femoral desenvolvido para que fossem reproduzidos o perfil coronal dos cêndilos, a região intercondilar e toda a superfície articular posterior do tamanho 6 de um implante femoral, do mesmo tipo que o modelado (Movimento Guiado). Para tal, o modelo do implante femoral do fabricante foi exportado para o programa SolidWorks® no formato .IGS e lá identificados o posicionamento e a orientação do SCL de referência utilizando o mesmo método que o do implante femoral parametrizado. Em seguida, foi criada uma montagem que coincide os SCL do modelo de referência com o do modelo parametrizado (Figura 70a).

Figura 70 – Vista em perspectiva (a) e frontal (b) da montagem dos implantes femorais: parametrizado (preto) e de referência (cinza).

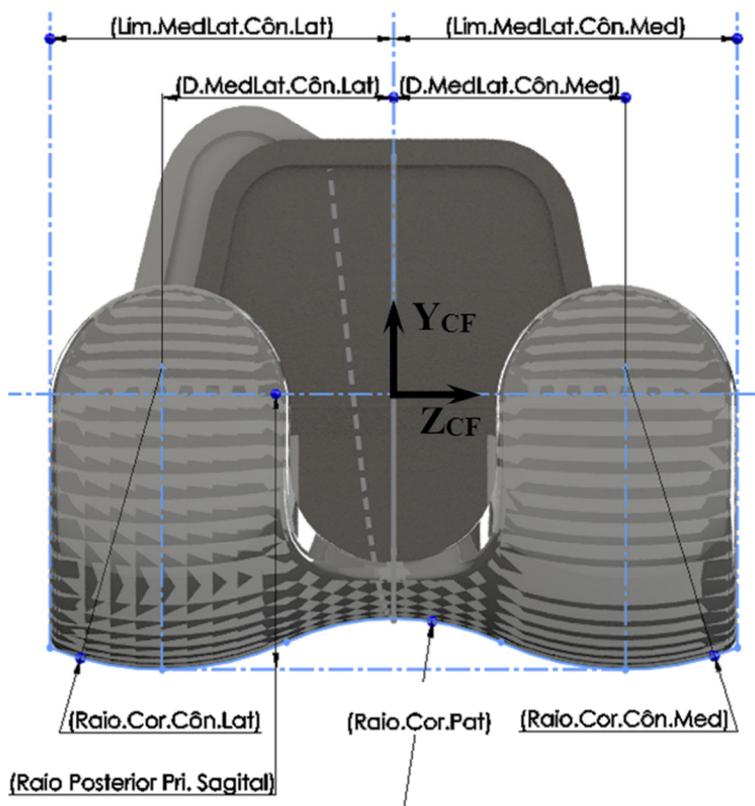


O componente femoral de referência, diferente do modelo desenvolvido, apresenta uma inclinação na superfície intercondilar anterior no sentido medial-lateral. Essa inclinação pode ser observada na Figura 70b, na qual encontram-se representadas por uma linha contínua e outra tracejada as curvas centrais dos sulcos intercondilares dos

modelos: parametrizado (na cor preta) e de referência (na cor cinza), respectivamente.

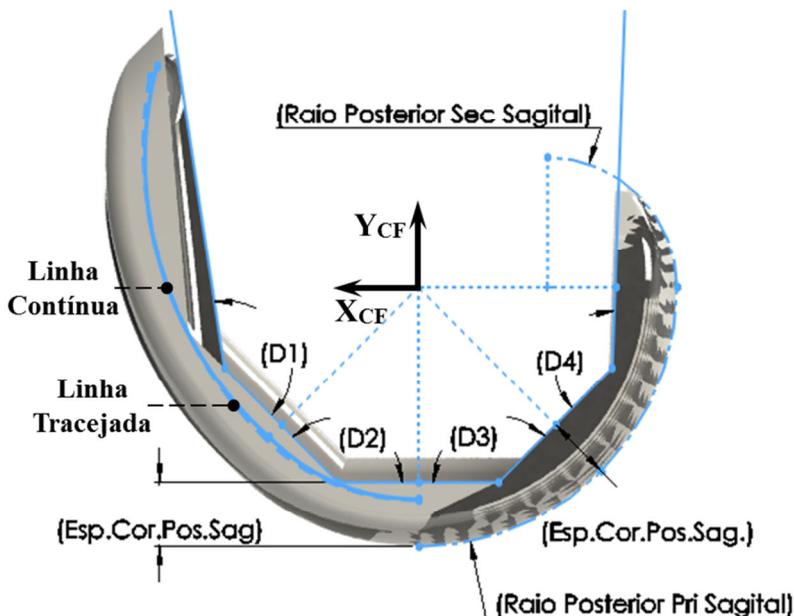
Como consequência dessa inclinação o modelo parametrizado não consegue reproduzir totalmente a superfície articular do modelo de referência. Contudo, como apresentado na Figura 71 (vista posterior do plano coronal ou vista traseira) o perfil coronal do contato femorotibial e toda a superfície posterior do componente femoral de referência são completamente reproduzidos pelo modelo parametrizado. Os parâmetros geométricos do modelo desenvolvido ao final do estudo são apresentados em mais duas vistas: lateral (Figura 72) e inferior (Figura 73).

Figura 71 - Vista traseira da montagem dos implantes femorais: parametrizado (preto) e de referência (cinza).



Na mesma vista lateral, pode-se observar na região anterior do componente femoral a coincidência nas projeções normais ao plano sagital da linha contínua e da linha tracejada (na cor azul) que representam as curvas centrais dos sulcos intercondilares dos modelos: parametrizado (na cor preta) e de referência (na cor cinza), respectivamente.

Figura 72 - Vista lateral da montagem dos implantes femorais: parametrizado (preto) e de referência (cinza).



Deve-se notar que os pinos de fixação dos componentes femorais antes localizados na região de interface com o fêmur, e coincidentes com o plano $YXCF$, foram retirados da montagem para facilitar a visualização da congruência entre os cortes femorais dos implantes.

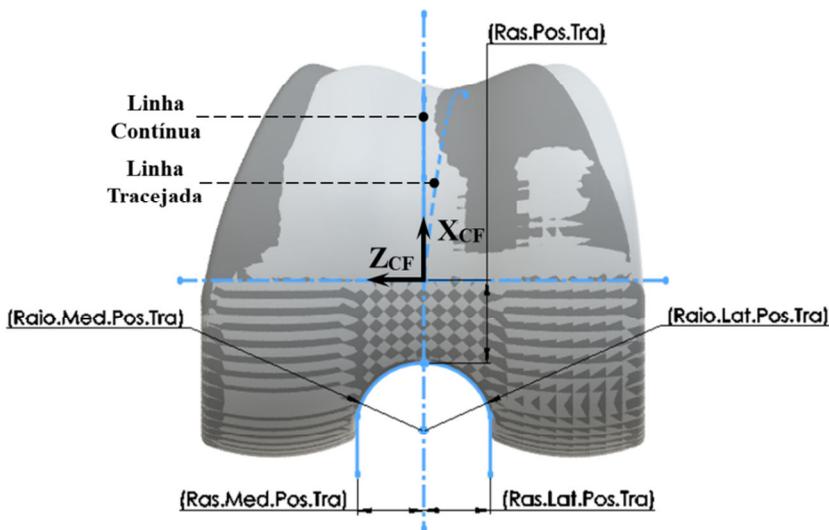
Outra estratégia de modelagem que pode ser validada por meio da reprodução da superfície do implante de referência foi a adotada para limitar a superfície interna dos côndilos, ou seja, a região do rasgo central posterior do implante femoral por onde passa o Ligamento Cruzado Posterior (LCP) para o caso do cirurgião resolver preservá-lo durante a cirurgia. A Figura 73 ilustra o contorno do rasgo posterior

(linha azul contínua em forma de “U”) que limita a região interna dos côndilos do implante femoral parametrizado.

Além disso, pode-se observar, também, por meio da textura intercalada entre as cores cinza claro e escuro na região posterior da montagem (superfície do implante de referência e do implante parametrizado, respectivamente), a similaridade entre as superfícies posteriores dos dois implantes da montagem.

Por outro lado, também pode-se observar como a superfície anterior do implante de referência (superfície cinza claro) difere da região anterior do modelo parametrizado (superfície cinza escuro). Essa incongruência entre as superfícies na região anterior da montagem, a partir do plano ZY_{CF} no sentido anterior-posterior, tem sua origem na hipótese adotada para que o conjunto patela e componente patelar não se desloque na direção medial-lateral (direção do eixo ZCF). Assim, a curva de revolução da superfície anterior seguido pelo perfil coronal do implante femoral parametrizado segue a linha contínua das Figuras 72 e 73 (sem inclinação) ao contrário da revolução do perfil coronal do implante de referência que segue a curva tracejada, também, ilustradas nas Figuras 72 e 73 (com inclinação).

Figura 73 - Vista inferior da montagem dos implantes femorais: parametrizado (cinza escuro) e de referência (cinza claro).



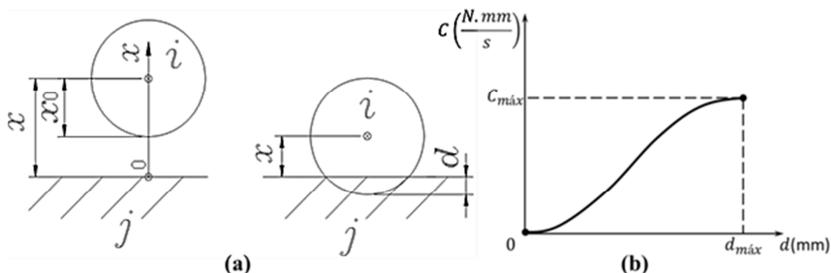
APÊNDICE C – DEFINIÇÃO DA FUNÇÃO IMPACTO

Esta seção tem o intuito de apresentar os parâmetros e a equação referentes ao cálculo da força de contato do tipo sólido-sólido (utilizado no segundo estudo de caso) definido por ser o modelo viscoelástico implementado dentro do programa ADAMS/View®, Função Impacto. Para exemplificar e ilustrar os parâmetros disponíveis ao usuário durante a definição de um contato, foi criado um caso simples entre uma esfera, corpo i , e um plano, corpo j , onde apenas a esfera se movimenta em relação ao SCG, estando o corpo j estático. A Figura 74a ilustra o exemplo.

Para se definir o contato entre dois corpos tridimensionais são disponibilizados as seguintes opções: tipo do contato (sólido-sólido), a seleção dos corpos envolvidos e a formulação para o cálculo da força de contato (Força de Impacto), além dos parâmetros referentes à formulação selecionada. Dessa forma, para a formulação da Função Impacto, os seguintes parâmetros devem ser definidos, adotando as unidades no Sistema Internacional:

- K (*stiffness*) é a rigidez do contato, $\left[\frac{N}{mm}\right]$;
- e (*force exponent*) é o expoente da força, adimensional;
- $C_{m\acute{a}x}$ (*damping*) é o valor máximo do coeficiente de amortecimento, $\left[\frac{N.s}{mm}\right]$;
- $d_{m\acute{a}x}$ (*penetration depth*) é o valor limite de penetração, $[mm]$.

Figura 74 - Exemplifica a entrada dos parâmetros de contato para o caso entre uma esfera e um plano, (a). E apresenta a função degrau cúbica C que rege a parcela de amortecimento da força de contato.



Fonte: Adaptada de Kong (2008).

Uma vez apresentadas as variáveis de entrada da Função Impacto (modelo viscoelástico), segue abaixo a expressão que define a força de contato utilizada por esse modelo:

$$F_N = \begin{cases} 0 & x \geq x_0 \\ K(x_0 - x)^e + C\dot{d} & x < x_0 \end{cases}. \quad (\text{A.1})$$

Onde F_N é a força de contato, K é rigidez do contato, $(x_0 - x)$ é a penetração d entre os corpos em contato e e é o expoente que define se a relação da parcela elástica do contato é linear ou não com a penetração. A parcela amortecida é função da penetração (d) e da velocidade de penetração (\dot{d}). Nesta, C é uma função degrau cúbica com sua primeira derivada contínua definida pelos parâmetros $C_{m\acute{a}x}$ e $d_{m\acute{a}x}$. Esses por sua vez representam o valor máximo do coeficiente de amortecimento ($C_{m\acute{a}x}$), aplicado quando o valor da penetração (d) atinge $d_{m\acute{a}x}$ (KONG et al., 2008; MSC.SOFTWARE, 2012). A Figura 74b ilustra a função degrau da parcela amortecida e os parâmetros que definem a força de contato para o caso entre uma esfera, corpo i , e um plano, corpo j .

Pode-se perceber que enquanto não há penetração entre os corpos i e j , ou seja, $x \geq x_0$, a força de contato é nula e apenas uma parcela do valor definido pelo usuário para o coeficiente de amortecimento é aplicado enquanto a penetração (d) não ultrapassa o valor de ($d_{m\acute{a}x}$).

APÊNDICE D – ESTUDO PARA A DETERMINAÇÃO DOS PARÂMETROS DO CONTATO FEMOROTIBIAL

Visando uma continuação na aplicação do método desenvolvido neste trabalho pelo Método da Dinâmica de Corpos Rígidos (empregado no modelo do segundo estudo de caso), foi realizado um segundo estudo para a determinação dos parâmetros do contato femorotibial. Esse estudo foi voltado para o caso de se substituir a junta de revolução entre o componente femoral e o platô tibial por uma condição de contato.

Por causa da geometria complexa do perfil de contato entre o componente femoral e o platô tibial, o método utilizado para a determinação dos parâmetros referentes ao contato patelofemoral não pode ser empregado. Assim, os parâmetros de contato da articulação femorotibial foram determinados por um método diferente.

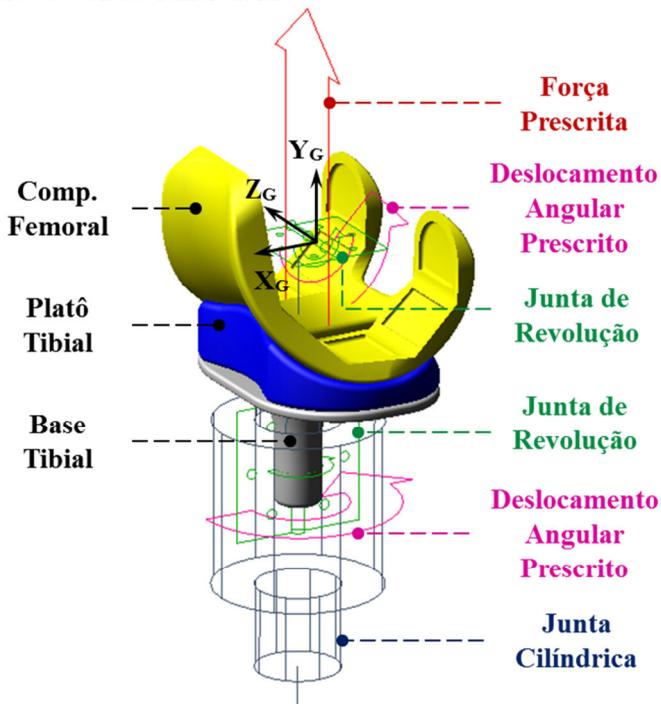
Foram exportados para o programa ADAMS/View® a montagem (modelo CAD) contendo o componente femoral, o platô tibial e a base tibial. Neste foi construído um modelo de corpos rígidos (Figura 75) com o objetivo de simular um teste de desgaste da articulação femorotibial.

O Sistema de Coordenadas Global (SCG) do modelo coincide com o SCL do componente femoral (SCL_{CF}), na condição inicial do modelo. A Figura 75 mostra a vista em perspectiva do modelo de corpos rígidos na sua condição inicial, ou seja, em extensão total ou com 0° de flexão. Além disso, encontram-se indicadas na mesma figura as juntas do modelo para o estudo: juntas de revolução entre SCG e o componente femoral e entre o platô e a base tibiais, bem como uma junta cilíndrica entre a base tibial e o SCG. Dessa forma, temos que:

- Uma junta de revolução que permite rotações de Flexão-Extensão (F-E) do implante femoral com relação ao SCG no eixo Z, respectivamente Z_{CF} e Z_G ;
- Uma junta de revolução que permite rotações no sentido Interno-Externo (I-E) do platô com relação à base tibial no eixo Y, respectivamente Z_{PT} e Z_{BT} ;
- Uma junta cilíndrica que permite translação e rotação da base tibial com relação ao SCG, ou seja, a base pode transladar com relação ao SCG na direção Y_G e, também,

rotacionar no eixo Y_{BT} (Figuras 54 e 55) com relação ao SCG.

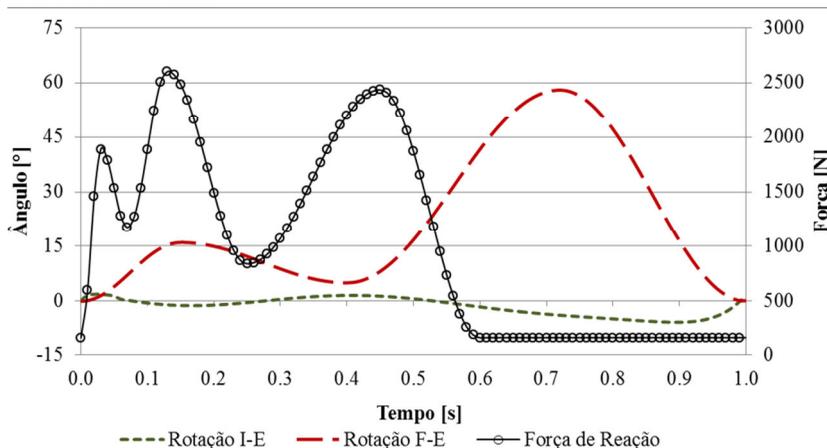
Figura 75 - Vista em perspectiva do modelo de corpos rígidos para o estudo dos parâmetros do contato femorotibial.



Além das juntas, foram aplicadas: uma condição de contato entre os corpos do componente femoral e do platô tibial e uma força, no sentido de Y_G positivo, no centro de massa da base tibial (indica pela seta em vermelho na Figura 75). Essa força representa a reação do solo na articulação do joelho durante um ciclo da marcha humana e, assim como os deslocamentos angulares da base e do componente femoral ambos com relação ao SCG, encontra-se padronizada para o teste de desgaste de implantes de ATJ pela norma ISO 14243-1 (2009).

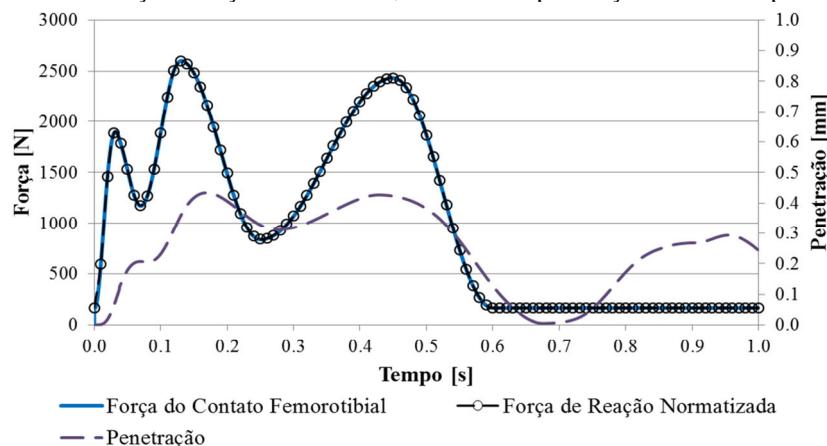
Os deslocamentos angulares prescritos foram aplicados entre a base tibial e o SCG (no eixo Y_{BT} , movimento de rotação I-E) e entre o componente femoral e o SCG (no eixo Z_{CF} , movimento de rotação F-E). Os valores de entrada empregados no estudo foram importados para o programa ADAMS/View® e encontram-se no gráfico da Figura 76. Foi considerado um tempo de 1 s para o clique da marcha.

Figura 76 – Gráfico com os dados de entrada para o estudo dos parâmetros do contato femorotibial.



Foram realizadas simulações dinâmicas (1 s e 1000 passos) modificando os valores dos parâmetros do contato entre o implante femoral e o platô tibial até que a força do contato femorotibial reproduzisse a força de reação do solo normalizada durante um ciclo da marcha. A Figura 77 apresenta a força do contato femorotibial que melhor reproduziu a força de reação normalizada e o valor máximo da penetração (entre o componente femoral e o platô tibial) inferior a 0,5 mm.

Figura 77 - Gráfico comparando as curvas das forças do contato femorotibial com o da força de reação normalizada, bem como a penetração entre os corpos.



Os parâmetros encontrados para o conjunto de implantes com as mesmas dimensões que o utilizado no segundo estudo caso: rigidez do contato femorotibial (K_{FT}) igual a 20000 N/mm, coeficiente de amortecimento (C_{FT}) igual a 200 Ns/mm, ou seja, com uma proporção de 1% do valor da K_{FT} , expoente adimensional (e_{FT}) igual a 1,5 e o valor limite de penetração ($d_{máx_{FT}}$) igual a 0,01 mm.