

UNESP

Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

PEDRO DEL MÔNACO MONTEIRO

Modelagem em 3D de uma patela humana e análise de esforços
utilizando o método dos elementos finitos

Guaratinguetá

2011

PEDRO DEL MÔNACO MONTEIRO

Modelagem em 3D de uma patela humana e análise de esforços
utilizando o método dos elementos finitos

Trabalho de Graduação à
Faculdade de Engenharia do
Campus de Guaratinguetá,
Universidade Estadual Paulista,
como parte dos requisitos para
obtenção do diploma de
Graduação em Engenharia
Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Mauro Pedro Peres

Guaratinguetá

2011

Monteiro, Pedro Del Mênaco
M775m Modelagem em 3D de uma patela humana e análise de esforços
utilizando o método dos elementos finitos / Pedro Del Mênaco Monteiro –
Guaratinguetá : [s.n], 2011.
40 f : il.

Bibliografia: f. 40

Trabalho de Graduação em Engenharia Mecânica – Universidade
Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2011.

Orientador: Prof. Dr. Mauro Pedro Peres

1. Método dos elementos finitos I. Título

CDU 519.6

**MODELAGEM EM 3D DE UMA PATELA HUMANA E ANÁLISE DE
ESFORÇOS UTILIZANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

PEDRO DEL MÔNACO MONTEIRO

ESTE TRABALHO DE GRADUAÇÃO FOI JULGADO ADEQUADO COMO
PARTE DO REQUISITO PARA A OBTENÇÃO DO DIPLOMA DE
"GRADUADO EM ENGENHARIA MECÂNICA"

APROVADO EM SUA FORMA FINAL PELO CONSELHO DE CURSO DE
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Prof. Dr MAURO HUGO MATHIAS
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr MAURO PEDRO PERES
Orientador/UNESP-FEG


Prof. Dr JOSÉ ELIAS TOMAZINI
UNESP-FEG


Prof. Dr. MAURO HUGO MATHIAS
UNESP-FEG

Dezembro de 2011

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço a meus pais, *Geraldo e Ana Elisabeth*, que sempre estiveram ao meu lado, principalmente nos momentos mais difíceis da minha vida e que me ajudaram a superar obstáculos, que em muitos momentos pareciam intransponíveis.

à todos os professores da universidade, que me ajudaram a construir o conhecimento necessário para que este trabalho se tornasse realidade.

à amiga Dra. Laís Nunes Salles Pinheiro, pelo auxílio na pesquisa.

em especial ao amigo e orientador prof. Dr. Mauro Pedro Peres, pela confiança, orientação, apoio e amizade.

“Não orai por vidas fáceis. Orai para serdes homens mais fortes. Não orai por tarefas iguais às vossas forças. Orai por forças iguais às vossas tarefas. Então, o fruto de vosso trabalho não será nenhum milagre, mas vós sereis o milagre.”

Phillips Brooks

MONTEIRO, P. D. M. **Modelagem em 3D de uma patela humana e análise de esforços utilizando o método dos elementos finitos**. 2011. 40f. Trabalho de Graduação (Graduação em Engenharia Mecânica) Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

RESUMO

Ao longo da história da medicina cirurgiões perceberam a importância da patela para o funcionamento do joelho. A principal função da patela é incrementar a eficácia mecânica do tendão do quadríceps e do mecanismo extensor do joelho. Constatou-se que de 50% a 80% das fraturas sem desvio da patela apresentam o padrão transversal, possivelmente decorrente de forças tensesis aplicadas ao mecanismo extensor. A proposta deste trabalho é analisar as cargas às quais uma patela é submetida durante um movimento normal de extensão do joelho. Esta análise será feita por meio da modelagem em 3D de uma patela e subsequente simulação de esforços, descritos na literatura médica, utilizando o método dos elementos finitos

PALAVRAS-CHAVE: patela, esforços, método dos elementos finitos, modelagem 3D.

MONTEIRO, P. D. M. **3D modeling of a human patella and load analysis using the finite element method.** 2011. 40f. Trabalho de Graduação (Graduação em Engenharia Mecânica) Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

ABSTRACT

Throughout the history of medicine surgeons realized the importance of the patella to the functioning of the knee. The main function of the patella is to increase the mechanical efficiency of the quadriceps tendon and knee extensor mechanism. It was found that 50% to 80% of the fractures without deviation of the patella have the transversal pattern, possibly due to excessive tensile forces applied to the extensor mechanism. The purpose of this study is to analyze the loads to which a patella is submitted during a normal extension movement of knee. This analysis will be done by modeling a 3D patella and subsequent load simulation as, described in medical literature, using the finite element method.

KEYWORDS: patela, loads, finite element method, 3D modelling

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Estruturas ósseas do joelho	15
Figura 2 – Patela.....	16
Figura 3 - Efeito das forças de rotação externa e forças em valgo aplicadas ao joelho flexionado.....	18
Figura 4 – Aspecto superior do joelho direito, após a remoção do fêmur direito	19
Figura 5 – A primeira e segunda camadas das estruturas do lado lateral do joelho.....	19
Figura 6 – Ligamentos cruzados e colaterais.....	21
Figura 7 - – Movimento do fêmur, relativamente à tibia durante a flexão.....	22
Figura 8 – Superfície articular da patela.....	25
Figura 9 – Suprimento de sangue arterial da patela.....	26
Figura 10 - Anatomia dos tecidos moles da patela.....	27
Figura 11 – Esforços sobre a patela durante o movimento de flexão-extensão.	29
Figura 12 – Norma anterior	32
Figura 13 – Norma Posterior	33
Figura 14 – Aspecto medial.....	33
Figura 15 – Base superior.....	34
Figura 16 – Forças de tração aplicadas à patela pelos tendões do quadríceps e tendão patelar. Aspecto frontal.	34
Figura 17 – Forças tenses aplicadas à patela pelos tendões quadríceps e patelar e esforço de compressão devido ao contato patelofemoral.....	35
Figura 18 – Malha gerada.....	35
Figura 19 – Resultado para as tensões de Von Mises na patela. Aspecto frontal.	36
Figura 20 – Resultado para tensões de Von Mises na patela. Aspecto posterior.	36
Figura 21 – Resultado para deformação na patela.....	37

Figura 22 – Percepção de projeto. Aspecto frontal.	37
Figura 23 – Percepção de projeto. Aspecto posterior.	38

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	122
1.1. Considerações iniciais.....	12
1.2. Objetivos.....	12
1.3. Conteúdo do trabalho.....	13
2. O JOELHO HUMANO.....	14
2.1. Anatomia	14
2.1.1. Estruturas ósseas	14
2.1.2. Estruturas extra-articulares	16
2.1.2.1. Estruturas extra-articulares tendinosas	16
2.1.2.2. Estruturas extra-articulares ligamentares	17
2.1.3. Estruturas intra-articulares.....	20
2.2. Mecânica do joelho	21
3. A PATELA	25
3.1. Anatomia	25
3.1.1. Anatomia óssea	25
3.1.2. Suprimento de sangue arterial	266
3.1.3. Anatomia dos tecidos moles	276
3.2. Biomecânica	288
4. O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS E O SOFTWARE SOLID WORKS ...	311
5. MODELAGEM.....	32
6. CONCLUSÕES.....	39
7. REFERÊNCIAS.....	40

1. INTRODUÇÃO

1.1 Considerações iniciais

Ao longo da história da medicina, verificou-se que o tratamento das fraturas da patela passou por inúmeras mudanças relativas ao método e que despertaram a atenção dos cirurgiões, quanto a importância da patela para o funcionamento do joelho.

Segundo estudos clínicos, constata-se que 50% a 80% das fraturas sem desvio da patela apresentam o padrão transversal, possivelmente decorrente de tensões aplicadas ao mecanismo extensor. A maioria dessas fraturas ocorre entre o terço médio e o terço inferior da patela. Os demais padrões de fratura geralmente são causados por impactos compressivos diretos. (BUCHOLZ E HECKMAN, 2006)

Tendo isto em mente, a proposta deste trabalho é analisar as cargas às quais uma patela é submetida durante um movimento normal de extensão do joelho. Com isto, espera-se adquirir um maior conhecimento dos mecanismos que levam a fratura de uma patela. Este conhecimento pode ser muito útil para o desenvolvimento de novas técnicas cirúrgicas e tratamentos para estas fraturas, como também para o desenvolvimento de próteses.

Esta análise será feita por meio da modelagem em 3D de uma patela e subsequente simulação de esforços, descritos na literatura médica, utilizando o método dos elementos finitos.

1.2 Objetivos

Criar um modelo em 3D de uma patela humana e, através da simulação computacional pelo método dos elementos finitos, determinar os esforços a que esta é submetida durante um movimento normal de flexão-extensão do joelho.

1.3 Conteúdo do trabalho

Este trabalho é composto por 4 capítulos:

O capítulo 1, "INTRODUÇÃO", descreve a proposta e a justificativa acerca do tema principal do trabalho, que diz respeito à análise pelo método dos elementos finitos dos esforços aos quais uma patela é submetida durante o esforço normal de extensão-flexão do joelho.

O capítulo 2, "O JOELHO HUMANO", faz uma breve descrição da anatomia e da mecânica do joelho, com foco nas estruturas mais relevantes ao mecanismo extensor.

O capítulo 3, "A PATELA", realiza uma descrição mais focada do osso sesamóide em questão, assim como dos tecidos moles à ele relacionados e da sua biomecânica.

O capítulo 4, "O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS E O SOFTWARE SOLID WORKS", apresenta uma definição do método utilizado e descreve brevemente o software de modelagem e análise utilizado neste presente estudo.

O capítulo 5, "MODELAGEM", trata da elaboração do modelo, dos critérios utilizados para a elaboração da malha de elementos e também da aplicação das condições de contorno. Neste capítulo também são apresentados os resultados gerados pelo software.

O capítulo 6, "CONCLUSÕES", apresenta as conclusões acerca dos resultados obtidos bem como traz as considerações finais deste trabalho de graduação.

2. O JOELHO HUMANO

2.1 Anatomia

O joelho é uma das articulações mais complexas do corpo humano. Básico para a compreensão das cargas atuantes sobre a patela é a compreensão da anatomia normal do joelho. Sua estabilidade é garantida pela ação dos ossos, ligamentos, músculos e tendões associados. Larson e James propõe uma classificação prática e operacional das estruturas da região do joelho. Há três grandes categorias: (CRENSHAW, 1996)

1. Estruturas ósseas
2. Estruturas extra-articulares
3. Estruturas intra-articulares

Devido a essa grande complexidade, neste trabalho serão abordadas somente as estruturas relacionadas à patela e a sua função nos movimentos realizados pelo joelho.

2.1.1 Estruturas ósseas

A anatomia óssea do joelho são compostas por três estruturas: (1) patela, (2) côndilos femorais distais e (3) platôs ou côndilos tibiais proximais. O joelho é uma articulação em gínglimo (charneira), mas é, na verdade, mais complexa porque, além da flexão e extensão, há um componente rotacional em seu movimento. Os côndilos femorais são duas protuberâncias arredondadas e encurvadas excentricamente: a porção anterior é constituída de parte de uma oval, enquanto a parte posterior é uma secção de esfera. Assim, os côndilos são mais encurvados anteriormente do que posteriormente. Anteriormente, os côndilos são um pouco achatados, o que cria uma superfície maior para contato e transmissão do peso. Os côndilos se projetam muito pouco em frente à diáfise femoral, mas o fazem acentuadamente por trás. O sulco que existe anteriormente pelos côndilos é o sulco ou tróclea patelofemoral, que acomoda a patela. Posteriormente, estão separados pela incisura intercondiliana. O côndilo

medial apresenta superfície articular mais comprida do que a superfície articular do côndilo lateral, porém o côndilo lateral é mais largo. O côndilo lateral possui seu eixo longitudinal orientado essencialmente ao longo do plano sagital, enquanto que comumente o côndilo medial está orientado num ângulo de 22° em relação ao plano sagital. (CRENSHAW, 1996)

A extremidade proximal expandida da tíbia forma duas superfícies, platôs ou côndilos bastante planos, que se articulam com os côndilos femorais. Em sua linha média estes platôs estão separados pela eminência intercondiliana, com suas tuberosidades intercondilianas lateral e medial. Anterior e posteriormente à eminência intercondiliana, existem as áreas que servem como fixação para os ligamentos cruzados e meniscos. O lábio posterior do côndilo tibial lateral é arredondado, onde, durante a flexão do joelho, o menisco desliza posteriormente.

As superfícies articulares do joelho não são congruentes. No lado medial, o fêmur encontra a tíbia como uma roda numa superfície plana, enquanto no lado lateral, é como uma roda encaixada num domo, como pode ser observado na Figura 1. Apenas os ligamentos, atuando em conjunto com as outras estruturas de tecido mole, dão ao joelho sua estabilidade necessária.



Figura 1 – Estruturas ósseas do joelho (STOLLER, 2001)

A patela é um osso sesamóide com formato aproximadamente triangular, maior no polo proximal do que no polo distal, como visto na Figura 2. A superfície articular da patela divide-se em uma crista vertical que cria uma faceta, ou superfície articular medial menor, e uma lateral maior. Com o joelho em extensão, a patela “monta” a margem articular superior do sulco femoral. Também em extensão, a parte distal da faceta patelar lateral articula-se com

o côndilo femoral lateral, porém a faceta patelar medial quase não se articula com o côndilo femoral medial até que o joelho aproxime-se de uma flexão completa. A 45° de flexão, o contato desloca-se proximalmente para a parte média das superfícies articulares. Em flexão completa, as partes proximais de ambas as facetas estão em contato com o fêmur, e durante a extensão e flexão, a patela se desloca de 70 a 80 mm em relação aos côndilos femorais. Na flexão completa, a maior pressão é aplicada a faceta medial. (CRENSHAW, 1996)



Figura 2 – Patela (STOLLER,2001)

2.1.2 Estruturas extra-articulares

2.1.2.1 Estruturas extra-articulares tendinosas

As estruturas extra-articulares que influenciam e sustentam o funcionamento do joelho são a sinovial, cápsula, ligamentos colaterais e unidades musculotendinosas que revestem a articulação. As musculotendinosas são principalmente o mecanismo do quadríceps, os grupos isquiotibiais lateral e medial, o gastrocnêmio, o poplíteo e a banda iliotibial.

O tendão do quadríceps se insere no polo proximal da patela. Os quatro componentes do mecanismo do quadríceps formam um tendão trilaminar que se insere na patela. O tendão do reto femoral se achata imediatamente acima da patela transformando-se na lamina anterior, que se insere na borda anterior do polo proximal. O tendão vasto intermédio continua inferiormente, como a lamina mais profunda do tendão do quadríceps inserindo-se na borda posterior do polo proximal. A lâmina média é formada pelas bordas confluentes do vasto

lateral e do vasto medial. As fibras do retináculo medial, que se formam a partir da aponeurose do vasto medial inserem-se diretamente no lado da patela, auxiliando a evitar o deslocamento, durante a flexão, deste sesamóide. O tendão patelar tem sua origem no extremo do polo distal da patela inserindo-se diretamente na tuberosidade tibial. (CRENSHAW, 1996)

A o retináculo medial, a expansão extensora medial, é uma expansão distal da aponeurose do vasto medial. Ela se fixa ao longo da margem medial da patela e do tendão patelar e, distalmente, insere-se na tíbia. Este retináculo funciona como elemento estabilizador medial da patela no sentido de mantê-la no sulco patelofemoral. O retináculo reveste e pode fundir-se ao ligamento capsular póstero-medial. A contração do vasto medial auxilia a tensionar a parte anterior do ligamento capsular medial.

O retináculo lateral, ou expansão extensora lateral, é uma extensão do vasto lateral que se fixa à banda iliotibial, o que ajuda no retesamento desta faixa durante a extensão do joelho, e quando a banda iliotibial se desloca adiante. Frequentemente há um desequilíbrio entre as estruturas retinaculares medial e lateral e nas luxações e subluxações patelares.

2.1.2.2 Estruturas extra-articulares ligamentares

Os ligamentos colaterais e a cápsula são as principais estruturas estabilizadoras estáticas extra articulares. A cápsula é uma “manga” de tecido fibroso que se estende desde a patela e tendão patelar anteriormente ao nível das expansões, lateral, patelar e medial da articulação. Os meniscos estão firmados na periferia desta cápsula, especialmente medialmente, e um pouco menos lateralmente. Lateralmente a passagem do tendão poplíteo pelo hiato poplíteo até sua origem no côndilo femoral produz uma fixação meniscal menos segura que a presente medialmente. A cápsula meniscal é mais bem definida e mais diferenciada que a sua correlata lateral. As estruturas capsulares, juntamente com as expansões extensoras lateral e medial da poderosa estrutura do quadríceps, são as principais estruturas estabilizadoras anteriores ao eixo transversal da articulação. A cápsula é reforçada especialmente pelos ligamentos colaterais e os músculos do “pes anserinus” lateral e medial, bem como o músculo poplíteo e a banda iliotibial posterior ao eixo transversal. Os “complexos quádruplos” medial e lateral são fundamentais para a estabilização do joelho (Figura 3). (CRENSHAW, 1996)

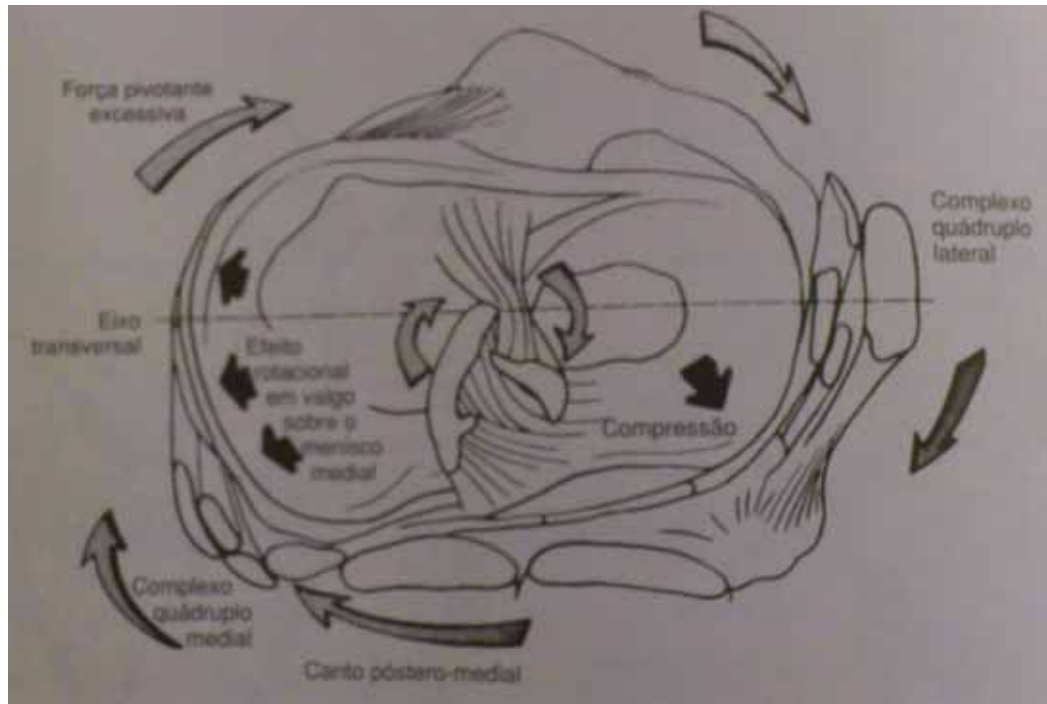


Figura 3 - Efeito das forças de rotação externa e forças em valgo aplicadas ao joelho flexionado.
(CRENSHAW, 1996)

O complexo quádruplo medial é composto pelo ligamento colateral tibial, semimembranoso, tendões do "pes anserinus" e a parte do ligamento poplíteo oblíquo da cápsula posterior. O complexo quádruplo lateral é composto da banda iliotibial, ligamento colateral fibular, tendão do poplíteo e bíceps femoral. Posteriormente, a cápsula é reforçada pelo ligamento poplíteo oblíquo, no canto pósteromedial pelas ramificações do semimembranoso e, pósterolateralmente, pelas estruturas que contribuem pelo complexo arciforme.

As cápsulas anterolateral e anteromedial são estruturas relativamente delgadas, mas são reforçadas pelas expansões retinaculares patelares lateral e medial, e também lateralmente pela banda iliotibial e medialmente por faixas de reforço que se estendem desde a patela, como os ligamentos patelotibial e pateloepicondiliano. As cápsulas anterolateral e anteromedial são significativas, na proteção dos aspectos anterolateral e anteromedial do joelho contra a subluxação e os excessos rotacionais.

As estruturas laterais do joelho são dispostas em três camadas. A camada mais superficial, ou primeira camada, tem duas partes: (1) o trato iliotibial e sua expansão anteriormente e (2) a parte superficial do bíceps femoral e sua expansão posteriormente.

(Figuras 4 e 5). O nervo fibular situa-se no lado profundo da primeira camada, numa situação imediatamente posterior ao tendão do bíceps. A segunda camada é formada pelo retináculo do quadríceps; a maior parte evolui adjacente e antero-lateralmente à patela.

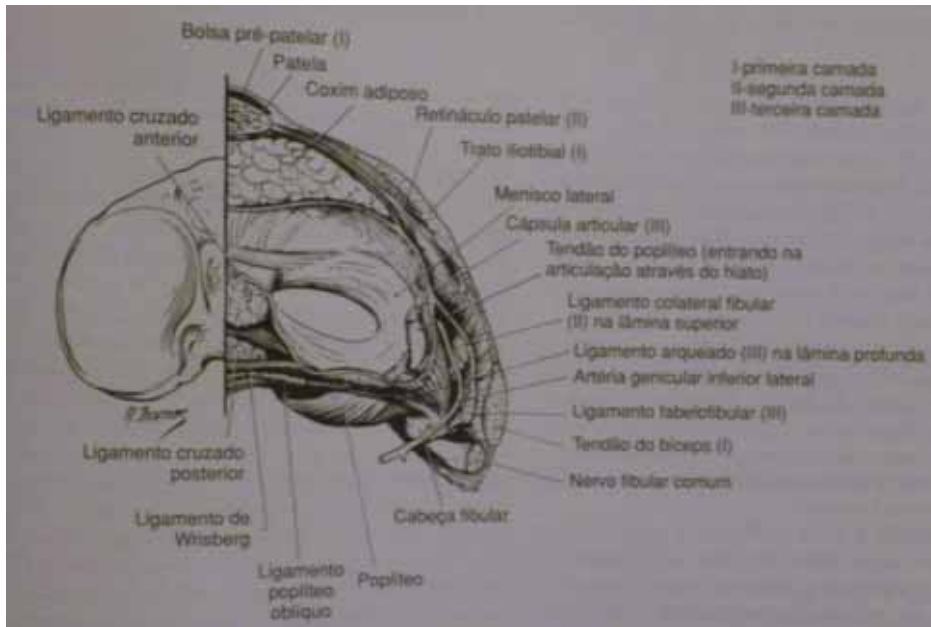


Figura 4 – Aspecto superior do joelho direito, após a remoção do fêmur direito (CRENSHAW, 1996)

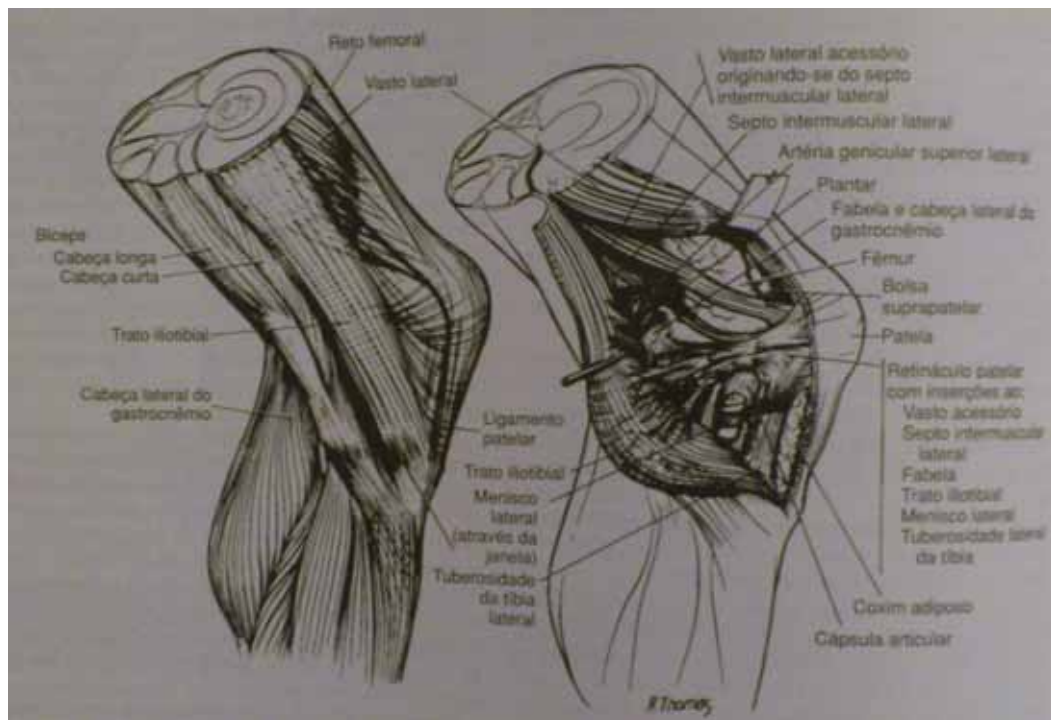


Figura 5 – A primeira e segunda camadas das estruturas do lado lateral do joelho. (CRENSHAW, 1996)

Posteriormente, a segunda camada está incompleta, sendo representada pelos dois ligamentos patelofemorais. O ligamento proximal une-se às fibras terminais do septo intermuscular lateral; o ligamento distal termina posteriormente ao nível da fíbula, ou nas inserções dos reforços capsulares póstero-laterais e da cabeça lateral do gastrocnêmio, no côndilo femoral (Figuras 4 e 5). O ligamento patelomeniscal faz também parte da segunda camada. Este ligamento se estende obliquamente desde a patela, fixa-se à margem do menisco lateral e termina inferiormente na tuberosidade tibial lateral (tuberosidade de Gerdy), profundamente ao trato iliotibial. A primeira e segunda camadas estão aderidas entre si numa linha vertical na margem lateral da patela. Fixações discretas das fibras mais elevadas do ligamento patelofemoral ao trato iliotibial suprajacente ocorrem imediatamente abaixo do término do septo intermuscular lateral, no epicôndilo femoral lateral.

2.1.3 Estruturas intra-articulares

As principais estruturas intra-articulares de importância são os ligamentos cruzados anterior e posterior e os meniscos medial e lateral. Numerosas funções foram imputadas aos meniscos, algumas conhecidas e algumas hipotéticas. Entre estas funções estão a distribuição do líquido articular, o aprofundamento da articulação, a absorção do choque, a estabilização da articulação e, mais recentemente uma função de sustentação do peso e de transmissão de cargas.

Os ligamentos cruzados funcionam como estabilizadores da articulação e como eixos, em torno dos quais pode ocorrer um movimento rotacional, tanto normal como anormal. Estes ligamentos auxiliam no controle da rotação medial e lateral da tíbia sobre o fêmur, e restringem os movimentos retrógrados e anterógrados da tíbia sobre o fêmur. A rotação interna produz um “enrolamento” dos ligamentos cruzados (Figura 6).

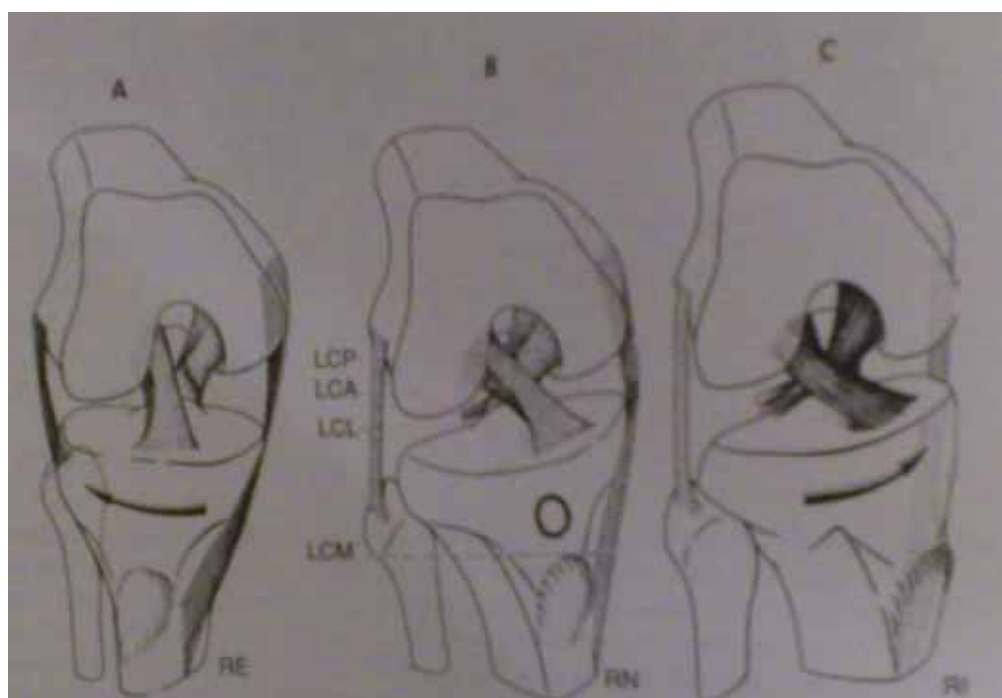


Figura 6 – Ligamentos cruzados e colaterais (CRENSHAW, 1996)

2.2 Mecânica do joelho

O eixo mecânico do fêmur não coincide com seu eixo anatômico, visto que uma linha que atravessa o centro da articulação do quadril e o centro do joelho forma um ângulo de 6 a 9° com o eixo da diáfise do fêmur. Geralmente o eixo mecânico passa nas proximidades do centro da articulação normal do joelho. Em caso de deformidades de joelho em varo ou em valgo, desvios significativos deste eixo mecânico podem estar presentes. Na posição ereta, o eixo transversal através da articulação do joelho situa-se no plano horizontal verdadeiro, ou em suas proximidades. Por causa da disparidade entre os comprimentos das superfícies articulares dos côndilos tibiais e dos côndilos femorais, dois tipos de movimento são produzidos durante a flexão e extensão. Assim, o joelho possui aspectos característicos tanto da articulação do tipo trocoidea (em pivô), quanto da articulação tipo gínglimo (em dobradiça). A articulação permite a extensão e a flexão no plano sagital, e algum grau de rotação externa e interna, quando a articulação é flexionada. Não é possível qualquer rotação, quando o joelho encontra-se completamente estendido. O movimento complexo de extensão-flexão é uma combinação de deslizamento e oscilação. O movimento oscilatório é demonstrável nos primeiros 20° de flexão, após o que o movimento torna-se

predominantemente do tipo de deslizamento. Esta transição, de uma forma de movimento para outra, é gradual, mas progressiva. O movimento oscilatório nos primeiros 20° de flexão atende melhor às exigências de estabilidade do joelho quando em posição relativamente estendida, enquanto que o movimento de deslizamento, à medida que articulação “se desdobra”, permite maior movimento para a rotação. (CRENSHAW, 1996)

A deflexão natural numa direção externa da tíbia com relação à articulação do joelho produz maiores pressões de sustentação do peso sobre o côndilo femoral lateral, do que sobre o medial; mas, visto que o côndilo medial do fêmur está mais anterogradamente prolongado que o côndilo lateral, o eixo vertical de rotação cai num plano próximo ao côndilo medial. Durante os movimentos de rotação, o côndilo medial descreve um arco menor em relação ao côndilo lateral.

Uma plotagem acurada dos pontos de contato entre o fêmur e a tíbia revela que a relação de passagem do rolamento para o deslizamento não permanece constante para todos os graus de flexão. No início da flexão esta relação é de cerca de 1:2, e de cerca de 1:4 no final da flexão (Figura 7).

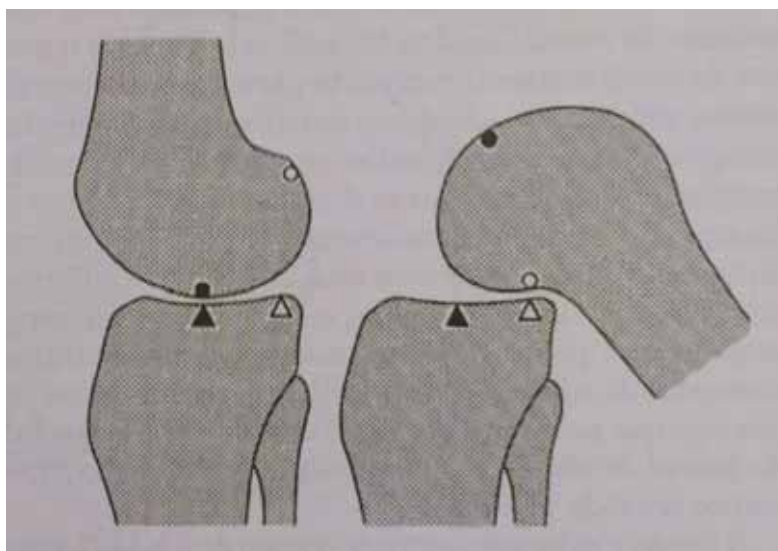


Figura 7 - – Movimento do fêmur, relativamente à tíbia durante a flexão (CRENSHAW, 1996)

A configuração das estruturas ósseas e meniscos e a tensão dos ligamentos de sustentação não permitem um movimento de rotação na posição completamente estendida. Ao ser iniciada a flexão, a cápsula e ligamentos cruzados, bem como os ligamentos colaterais, ficam menos tensos, permitindo movimentos rotatórios que progredem de forma crescente, à

medida que a flexão evolui de 0 até 90°. A rotação varia de 5 a 25°, havendo variação individual; a rotação interna é sempre maior que a rotação externa.

Ambos os meniscos ficam ligeiramente deslocados para frente na extensão completa, e deslocam-se para trás, a medida que a flexão prossegue. A firme fixação do menisco medial permite menor mobilidade do que o menisco lateral. A ação do músculo poplíteo lateralmente e do semimembranoso medialmente (de retração dos meniscos posteriormente) também ajuda a evitar que os meniscos fiquem retidos durante os movimentos do joelho.

Os meniscos se movem juntamente com os côndilos femorais durante a extensão e a flexão, mas se movem com a tíbia durante os movimentos de rotação.

Os côndilos femorais lateral e medial têm configurações diferentes. O côndilo lateral é mais largo nos planos transversal e anteroposterior, em comparação ao côndilo medial, e o côndilo medial projeta-se distalmente até um nível ligeiramente mais baixo que o côndilo lateral. Esta projeção distal ajuda a compensar a inclinação do eixo mecânico na posição ereta, de modo que o eixo transversal situa-se nas proximidades da horizontal. A superfície articular do côndilo medial está prolongada anteriormente e, a medida que o joelho atinge a posição de extensão completa, o fêmur rotacional internamente, até que a superfície articular restante do côndilo medial faça contato. A parte posterior do côndilo lateral rotacional para a frente lateralmente, produzindo assim um movimento de “aparafusamento”, e travando o joelho na posição de extensão completa. Quando é iniciada a flexão, o “desaparafusamento” da articulação ocorre através de uma rotação externa do fêmur com relação à tíbia. Conforme mencionado anteriormente, o movimento rotatório responsável pelo “aparafusamento” e “desaparafusamento” da articulação do joelho ocorre em torno de um eixo que passa nas proximidades do côndilo medial do fêmur, sendo grandemente influenciado pelo ligamento cruzado posterior.

A flexão e extensão normais vão de 0 a 140°, mas frequentemente é possível uma hiperextensão de 5 a 10°. Com o joelho flexionado na posição de 90°, uma rotação passiva da tíbia em relação ao fêmur pode ser demonstrada até cerca de 25 a 30°; essa rotação passiva varia de indivíduo para indivíduo. A extensão da rotação interna sempre excede a extensão da rotação externa, não sendo possível qualquer rotação com o joelho em extensão completa. O deslocamento sagital da tíbia com relação ao fêmur fixo é detectável tanto na direção posterior, quanto na direção anterior, quando o joelho encontra-se flexionado. Sob condições normais, a extensão da excursão não deve exceder os 3 a 5 mm. Quando o joelho encontra-se

na posição estendida, o movimento lateral (abdução-adução) na articulação do joelho ocorre em extensão limitada; este movimento pode variar de acordo com as características individuais, mas não deve exceder os 6 a 8°. Na posição hiperestendida, não há movimento lateral. Na posição de flexão, é possível um movimento mais lateral, mas nunca deve exceder os 15°. (CRENSHAW, 1996)

Podem ocorrer alterações nos eixos transversal e vertical no caso de rupturas e transtornos da articulação. Devido à excentricidade dos côndilos femorais, o eixo transversal de rotação constantemente muda de posição (centro instantâneo de rotação), durante a progressão do joelho, da flexão até a extensão. Estas alterações no “centro instantâneo de rotação” são frequentemente detectáveis cinematicamente.

3. A PATELA

3.1 Anatomia

3.1.1 Anatomia óssea

Sendo o maior osso sesamóide do esqueleto, a patela localiza-se no interior da fásia lata e das fibras do tendão do quadríceps. O centro de ossificação surge normalmente aos 2 ou 3 anos de idade, mas pode demorar até o 6º ano para aparecer. A forma da patela é triangular; a base do triângulo é proximal e o ápice é orientado distalmente. (BUCHOLZ E HECKMAN, 2006).

Os três quartos superiores da superfície posterior da patela são cobertos pela cartilagem articular. Esta cartilagem divide-se nas facetas principais, lateral e medial (separadas por uma crista vertical), que se articulam com a tróclea anterior do fêmur distal; a faceta lateral é a maior das três facetas e ocupa 50% da superfície articular total. Uma segunda crista vertical, situada próxima à borda medial, define uma estreita faixa conhecida como faceta ímpar. Existem duas cristas transversais que definem as facetas inferior, média e superior. A espessura da cartilagem articular pode chegar a mais de 10 mm (Figura 8) em uma patela normal. Existem diversas variações anatômicas da patela. (BUCHOLZ E HECKMAN, 2006).

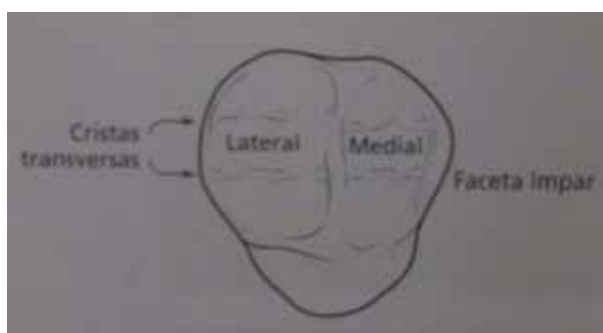


Figura 8 – Superfície articular da patela. (BUCHOLZ E HECKMAN, 2006)

A osteologia da patela foi classificada em diversos tipos, de acordo com o tamanho das facetas lateral e medial. São estes os tipos I, cujas facetas medial e lateral são iguais, II e III, cujas facetas mediais são progressivamente menores que as facetas laterais. Existe ainda um

quarto tipo, a patela Jagerhut (“gorro de caçador”), caracterizada pela inexistência da faceta medial.

3.1.2 Suprimento de sangue arterial

O estudo anatômico do suprimento de sangue da patela demonstra a existência de sistemas vasculares tanto extra, como intraósseos (Figura 9). A maior parte do sangue que irriga a patela é proveniente de um anel arterial dorsal, derivado das ramificações do sistema anastomótico circunflexo ao redor do joelho. O anel arterial é composto pelo vaso circunflexo superior central, pelos vasos circunflexos lateral superior, medial e lateral inferior, além do vaso tibial recorrente inferior. A parte superior do anel vascular passa pela frente do tendão do quadríceps, enquanto a parte inferior passa por trás do ligamento patelar, atravessando o coxim de gordura. O principal suprimento de sangue intraósseo penetra na patela atravessando a área do terço médio da parte anterior do corpo do osso e através dos vasos do polo distal. (BUCHOLZ E HECKMAN, 2006).



Figura 9 – Suprimento de sangue arterial da patela. (BUCHOLZ E HECKMAN, 2006)

3.1.3 Anatomia dos tecidos moles

A patela fica incrustada firmemente em uma resistente estrutura facial formada pela coalizão do tendão do quadríceps com a fáscia lata e a banda iliotibial (Figura 10). Estas estruturas se unem para formar o processo e as resistentes expansões conhecidas como retináculos lateral e medial. O tendão patelar origina-se no ápice da patela e insere-se na tuberosidade da tíbia. O tendão do quadríceps, a patela, os tecidos moles associados, e o tendão patelar são coletivamente chamados de mecanismo extensor.

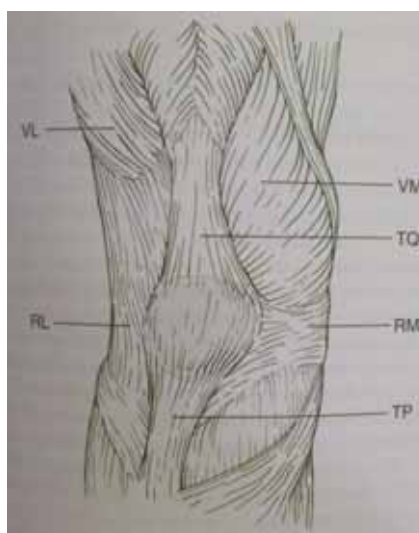


Figura 10 - Anatomia dos tecidos moles da patela. (BUCHOLZ E HECKMAN, 2006)

O quadríceps é composto por quatro músculos separados: o vasto medial, o vasto lateral, o vasto intermédio e o reto femoral. O tendão do quadríceps é classicamente descrito como uma estrutura trilaminar cujos componentes (os músculos) inserem-se isoladamente na patela, desde a superfície até a zona profunda. Outros cirurgiões descrevem a inserção como uma fusão dos tendões, à medida que os mesmos se inserem no polo superior da patela. (BUCHOLZ E HECKMAN, 2006)

O reto femoral é um longo músculo fusiforme cujas fibras inserem-se medialmente no plano frontal, formando um ângulo de 7 a 10° com a diáfise do fêmur. O vasto medial consiste no vasto medial longo, que se insere na patela formando um ângulo aproximadamente entre

15 e 18°, e no vasto medial oblíquo, que se insere mais distalmente na patela, formando um ângulo de 50 a 58°. O vasto medial oblíquo é innervado por uma ramificação separada do nervo femoral. O vasto lateral se insere na borda lateral da patela, formando um ângulo de aproximadamente 30°. As fibras mais laterais ultrapassam a patela, participam da formação do retináculo lateral e finalmente fundem-se com o trato iliotibial. O vasto intermédio localiza-se profundamente em relação aos demais componentes do quadríceps. A maioria de suas fibras se insere na face superior da patela.

O retináculo patelar tem origem na fáscia lata profunda, associando-se às fibras aponeuróticas provenientes do vasto lateral e do vasto medial. O retináculo se insere diretamente na tíbia proximal. As contribuições provenientes da face lateral do vasto lateral, dos ligamentos patelofemorais da cápsula articular e do trato iliotibial completam o retináculo. A banda iliotibial e o retináculo da patela funcionam como “extensores auxiliares do joelho”.

O tendão patelar tem origem no ápice da patela e se insere na tuberosidade de tíbia. Seu comprimento médio é inferior a 50 mm. As fibras iliotibiais e o retináculo da patela fundem-se no tendão patelar, no ponto onde ele insere-se na parte anterior da tíbia proximal.

3.2 Biomecânica

As principais funções do mecanismo extensor são superar a força da gravidade e manter o corpo ereto. As atividades como caminhar, subir ou descer escadas e levantar de uma cadeira são exemplos típicos dessas funções.

As funções da patela são incrementar a eficácia mecânica do tendão do quadríceps, proteger os côndilos femorais contra lesões e complementar a nutrição da cartilagem articular do fêmur distal e da superfície da própria patela.

A patela transmite as forças tênses do mecanismo extensor para o tendão patelar, aumentando a eficácia de todo o conjunto, ao elevar o mecanismo extensor acima do eixo de rotação da articulação do joelho. A patela funciona como polia e aumenta a alavanca dos músculos que compõem o quadríceps, possibilitando que ele atue ao longo de um ângulo maior (Figura 11).



Figura 11 – Esforços sobre a patela durante o movimento de flexão-extensão. (STOLLER,2001)

As atividades da vida diária podem gerar forças compressivas patelofemorais superiores a três vezes o peso do corpo. As atividades como subir escadas e agachar-se podem gerar forças superiores a sete vezes o peso do corpo. A patela funciona como elemento de ligação entre o tendão do quadríceps e o tendão patelar. O mecanismo extensor leva em consideração a geração de torque desde o músculo até a tíbia. A localização da inserção do tendão patelar, na tíbia proximal, o torna ineficaz em termos biomecânicos; por consequência, o mecanismo extensor tem de exercer forças consideráveis, durante a prática de diversas atividades. Foram registradas forças tênses máximas de 3200N, atravessando o tendão do quadríceps, e de 2800N, atravessando o tendão patelar. No caso de atletas altamente treinados, as forças tênses podem chegar a 6000N. O esforço exercido pelo contato patelofemoral vai de 2 a 10N/mm², quase o dobro do esforço exercido pelo contato tibiofemoral, que vai de 2 a 5 N/mm². (BUCHOLZ E HECKMAN, 2006)

A área de contato da cartilagem articular entre a patela e o fêmur distal varia de acordo com a posição do joelho. A 135° de flexão, a patela se apoia na fossa intercondiliar. A carga é dividida entre as áreas patelofemoral e tendofemoral. A patela afasta o tendão do centro de rotação e mantém o comprimento do braço de alavanca do joelho. Entre 135° e 45° de flexão, a faceta ímpar entra em contato com o fêmur distal. Esta é a única área da patela que não toca nas facetas realmente patelares do fêmur distal e a única que se articula com a superfície tibial

do côndilo femoral medial. Entre 45° de flexão e a extensão total, as áreas superior e média da patela são as únicas partes do mecanismo extensor que mantém contato com a superfície articular do fêmur distal. Com o joelho em extensão total, a área inferior da patela mantém contato com o fêmur. É necessário o dobro do torque pra estender os últimos 15° do joelho e trazê-lo da posição de flexão total para 15°.

Estas considerações indicam a importância da patela e do mecanismo extensor.

4. O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS E O SOFTWARE SOLID WORKS

Consiste na discretização de um sistema contínuo em partes separadas distintas, conectadas entre si por pontos discretos ou nós do modelo. A solução aproximada simula a estrutura como uma montagem de elementos com um comprimento finito. Dessa forma a estrutura é dividida em um número finito de partes ou elementos “simples” que descrevem o comportamento do sistema. O número de nós escolhidos e de elementos deve ser tal que possam descrever o comportamento da estrutura dentro da acuracidade desejada (ALVES FILHO, 2000).

O SolidWorks é uma ferramenta de projeto que utiliza a modelagem paramétrica de sólidos, baseada nas características e propriedades de cada elemento e ação, sendo possível alterá-las em qualquer altura do processo de modelagem.

O software apresenta três etapas distintas na execução de um projeto:

A concepção das várias peças (parts) em arquivos separados; a montagem (assembly) das mesmas num novo arquivo e criação das vistas (drawing) das várias peças e da montagem.

O SolidWorks também conta com um complemento chamado Simulation. Este complemento nos permite fazer diversas formas de análises pelo método dos elementos finitos. Análises que abrangem desde estudos estáticos, dinâmicos, estudos de fadiga, de efeitos térmicos, análise de fluxos, entre outros.

A versão utilizada no presente estudo é a SolidWorks® Premium 2011 SP0.0

5. MODELAGEM

Utilizando o software SolidWorks, foi criado um modelo em 3D de uma patela, respeitando as dimensões e proporções da anatomia deste sesamóide. Como pode ser observado nas Figuras 12 a 15. Para o material do modelo foram atribuídas as propriedades listadas na Tabela 6.1. Para o presente estudo foram desprezadas a viscoelasticidade do osso, ou seja, a sua capacidade de suportar diferentes cargas, dependendo da velocidade de aplicação da mesma. O material ósseo também foi considerado isotrópico, ou seja, suas propriedades permanecem constantes independentemente da direção em que as cargas são aplicadas.

TABELA 6.1 – Propriedades utilizadas para modelagem do material

Módulo de Elasticidade	20 GPa
Coefficiente de Poisson	0,240
Massa específica	1640 kg/m ³
Tensão Última	133 MPa
Tensão de Escoamento	114 MPa

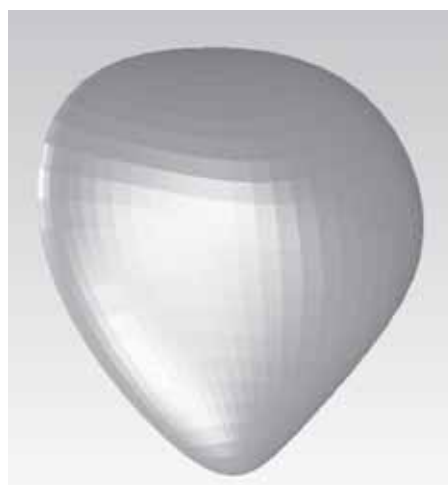


Figura 12 – Norma anterior



Figura 13 – Norma Posterior



Figura 14 – Aspecto medial

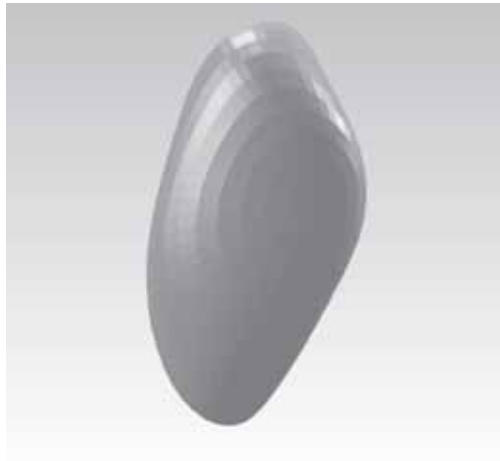


Figura 15 – Base superior

Utilizando o suplemento Simulation, foram aplicadas as cargas ao modelo, como pode ser observado na Figura 16 e 17, que de acordo com aquelas descritas por Bucholz e Heckman são de 3200N, atravessando o tendão do quadríceps, de 2800N, atravessando o tendão patelar e de 10N/mm^2 no contato patelofemoral. (BUCHOLZ E HECKMAN, 2006)

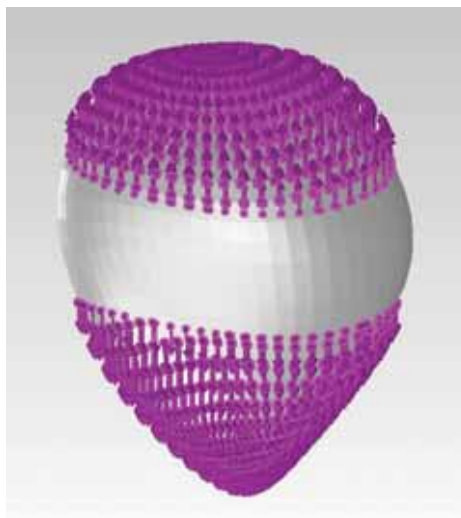


Figura 16 – Forças de tração aplicadas à patela pelos tendões do quadríceps e tendão patelar. Aspecto frontal.

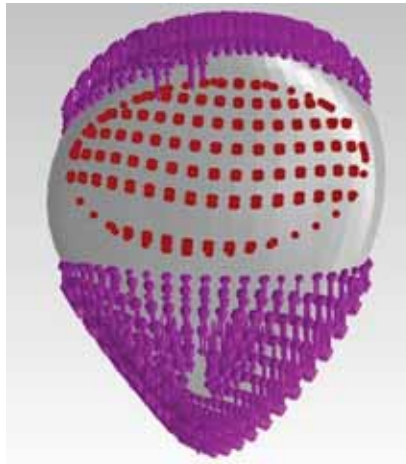


Figura 17 – Forças tenses aplicadas à patela pelos tendões quadríceps e patelar e esforço de compressão devido ao contato patelofemoral.

Após definidos os esforços, prosseguiu-se para a geração da malha. A malha gerada foi do tipo sólido com base em curvatura, com a qualidade mais alta possível. O software gerou um total de 35642 elementos e 57790 nós. A Figura 18 exibe a malha gerada.

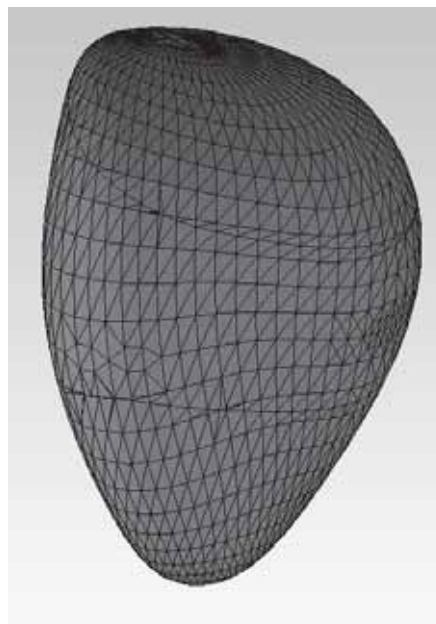


Figura 18 – Malha gerada.

A partir destas condições o software gerou uma solução para o modelo proposto. A solução obtida para o critério de Von Mises é exibido nas Figuras 19 e 20 e na Figura 21 tem-se o resultado para as deformações.

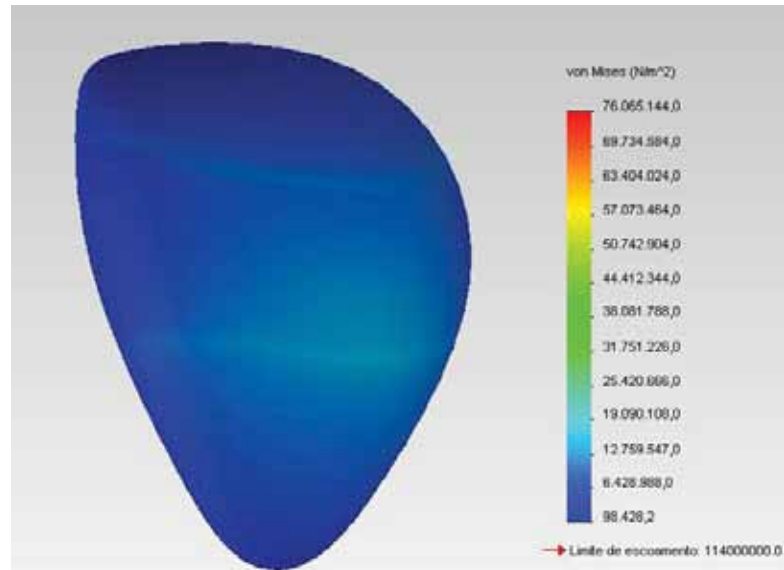


Figura 19 – Resultado para as tensões de Von Mises na patela. Aspecto frontal.

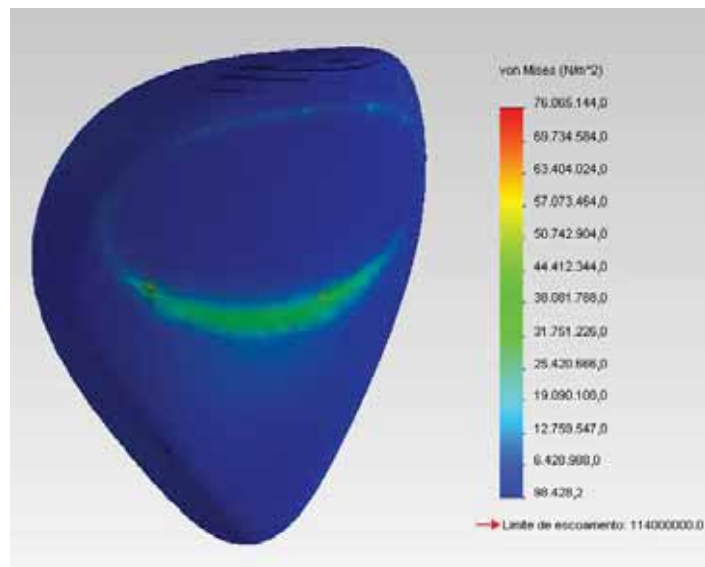


Figura 20 – Resultado para tensões de Von Mises na patela. Aspecto posterior.

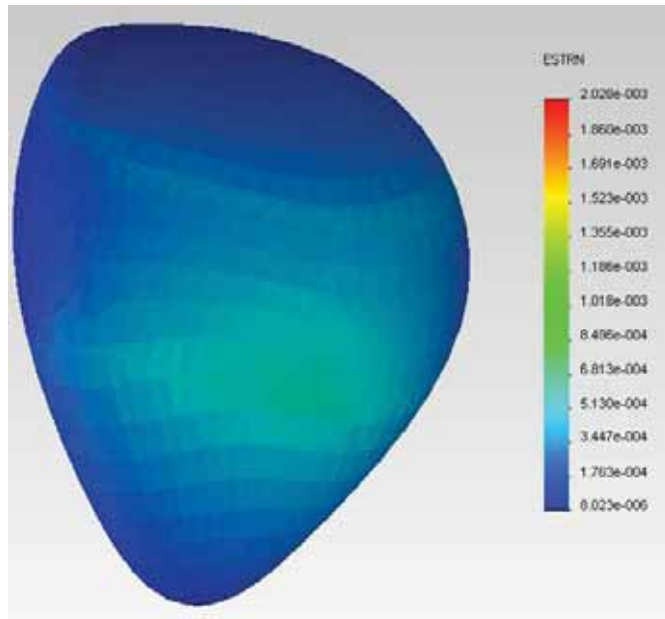


Figura 21 – Resultado para deformação na patela.

Outro resultado interessante fornecido pelo software é a chamada percepção de projeto. A plotagem de percepção do projeto mostra as regiões do modelo que suportam as cargas de maneira mais eficiente, ou seja, as regiões que são mais solicitadas pelos esforços. Alguns usuários podem reconhecer esse gráfico como plotagem de "caminho de carga".

O resultado para esta análise pode ser visto nas Figuras 22 e 23. Nas Figuras as regiões em cinza representam a superfície do sólido, enquanto as regiões em azul representam elementos interiores ao sólido.

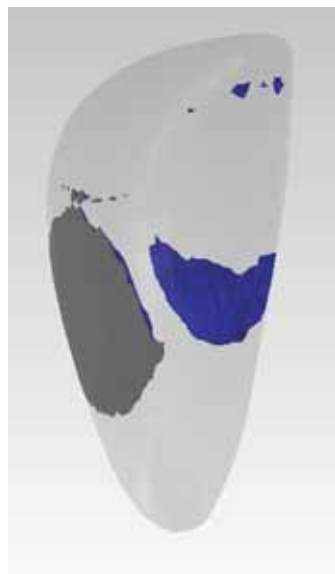


Figura 22 – Percepção de projeto. Aspecto frontal.

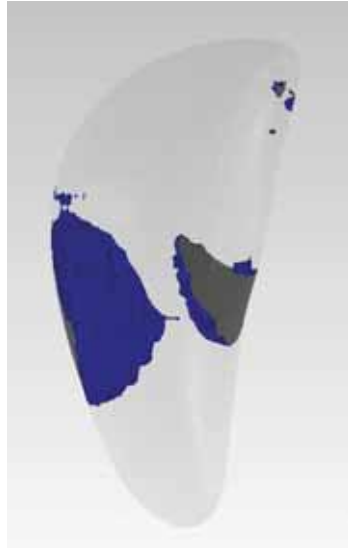


Figura 23 – Percepção de projeto. Aspecto posterior.

6. CONCLUSÕES

Ao longo deste trabalho foi possível descrever a anatomia das estruturas presentes no joelho humano e de que forma elas atuam no funcionamento desta importante articulação, principalmente as estruturas relacionadas ao mecanismo extensor do joelho.

Foram abordados os aspectos biomecânicos do funcionamento do joelho, suas peculiaridades, complexidades e as formas como uma estrutura age sobre a outra ou trabalha conjunto para obter determinado efeito.

Ficou clara a importância da patela como mecanismo multiplicador do torque exercido sobre o joelho pelo mecanismo extensor e também e os esforços a que esse sesamóide é submetido a todo o momento. Foi possível também determinar quais regiões do osso são mais solicitadas durante esses esforços.

Pode-se concluir que os resultados fornecidos pelo software estão de acordo com o que se esperava, com intensidades de tensão na faixa de 12 MPa. Cerca de 10% da tensão de escoamento do material. Na face do osso que sofre compressão (traseira) há uma concentração de tensões próximo ao local que é comprimido contra os côndilos femorais, com tensões da ordem de 40 MPa, o que representa cerca de pouco mais de 30% da tensão de escoamento.

Estes resultados estão de acordo com os achados clínicos, que registram que a maioria das fraturas transversais ocorrem do terço médio para o terço inferior da patela e corrobora a teoria de que elas advêm de esforços excessivos realizados pelo mecanismo extensor.

7. REFERÊNCIAS

CRENSHAW, A H (Ed.). **Cirurgia ortopédica de campbell**. São Paulo: Manole, 1996.

BUCHOLZ, Robert W; HECKMAN, James D (Ed.). **Fraturas em Adultos**. 5. ed. Barueri: Manole, 2006.

ALVES FILHO, Avelino. **Elementos Finitos:: a base da tecnologia CAE**. São Paulo: Ética, 2000.

STOLLER, David W. et al. **The interactive knee**. Nova Iorque: Primal, 2001. CD-ROM.

MATWEB. **Cortical Bone**. Disponível em:
<<http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=1e9fb6eae0cc4a52a3e9a67f14621a9a>> Acesso em: 08 dez. 2011.