

CONEM 2016
CONGRESSO NACIONAL DE
ENGENHARIA MECÂNICA

21-25
AGOSTO DE 2016
FORTALEZA - CEARÁ

SISTEMA DE REABILITAÇÃO ROBOTICA PARA O JOELHO

João Vitor Donadoni Diagonal, jvdiagonal@hotmail.com¹

John Faber Archila, john.faber@ifsp.edu.br²

Guilherme Benjamin, guimachadob@hotmail.com²

Michel Martins, michelmartins05@hotmail.com²

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo (IFSP) - Campus Araraquara,

Resumo: O ministério do esporte apresenta dados da população brasileira quanto à prática de atividade física, os quais a percentagem está ao redor do 60% de praticantes. Essas atividades são diversas, dentre elas está a corrida, caminhada ou a prática de algum esporte como futebol Americano, futebol, Volei, basquete etc. A articulação principalmente envolvida nessas atividades físicas é o joelho, o qual suporta o peso do corpo e os impactos ocorridos ao praticá-las. O joelho porém sempre está exposto a sofrer algum tipo de acidente ou lesão, e o tratamento das mesmas é caro e dispendioso para o 70% da população que depende do SUS (Dados do Ministério da Saúde). Este projeto desenvolve, esboça e propõe um novo sistema mecatrônico para auxiliar na reabilitação e no tratamento pós-cirúrgico de lesões no joelho. O trabalho inclui também um estudo através da revisão bibliográfica sobre o funcionamento e anatomia do joelho, juntamente com as principais lesões que ocorrem nele, e sobre os sistemas já existentes nessa área. O artigo apresenta a modelagem mecânica do sistema proposto no software CAD (Computer Aided Design) e a simulação do mesmo no software CAE (Computer Aided Engineering), através do método FEA (Finite Element Analysis).

Palavras-chave: Joelho, Lesões, Reabilitação Robótica.

1. INTRODUÇÃO

O joelho é a maior e uma das mais importantes articulações do corpo humano. A simples ideia de ser a conexão entre o fêmur e a tíbia não reflete em nada a grande complexidade por trás de sua anatomia e seu movimento. Por conta de ser a principal articulação da parte inferior do corpo e também por sustentar quase que por inteiro a tensão do peso do ser humano, além de ser vulnerável a pancadas e entorses, lesões e fraturas nessa região acabam sendo comuns. Com a prática de algum esporte ou atividade física o risco dessas lesões tem um aumento significativo.

Segundo o Ministério do Esporte, em uma pesquisa feita no ano de 2013, 55% da população brasileira não é sedentária, ou seja, realiza alguma atividade física regularmente, assim podemos concluir que mais da metade de nossa população corre um risco maior do que comum de sofrer algum tipo de lesão no joelho. Com o aumento desse risco, logicamente também o aumento no número de lesões que realmente acontecem e consequentemente também um aumento no número de procedimentos cirúrgicos para curar essas lesões, procedimentos os quais só se mostram satisfatórios se acompanhados de reabilitações pós-cirúrgicas. (SANTOS, 2013)

Essas reabilitações são feitas por fisioterapia, mas que por conta de empecilhos, como a dor durante o tratamento ou até mesmo o quão tedioso elas podem ser, o paciente acaba por não fazê-las, o que mostra ser indispensável novos métodos que auxiliem nesses tratamentos de modo a sanar esses empecilhos.

Estudos do INTO (Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia) mostram que lesões não degenerativas (as mais comuns, dentre as possíveis, que podem acontecer no joelho) ocorrem em sua grande maioria com as pessoas em sua fase produtiva (faixa dos 15 aos 50 anos), as quais necessitam voltar às suas atividades o quanto antes for possível, mostrando também que os tratamentos precisam ser rápidos e eficientes.

A necessidade de um tratamento de baixo custo e acessível à população se faz presente nos dados do Ministério da Saúde que apontam que 70% da população brasileira dependem exclusivamente do SUS para suas necessidades médicas.

No Brasil, atualmente a grande maioria dos sistemas robóticos voltados a essa finalidade são sistemas sensoriais, os quais, basicamente, por meio de pulsos elétricos auxiliam o paciente facilitando na parte da movimentação durante o tratamento. (SANTOS, 2013)

Outros sistemas que também auxiliam no tratamento de reabilitação são alguns exoesqueletos, como os AES (atuadores elásticos em série), que, com a mesma finalidade dos sistemas sensoriais, consiste em um sistema mecânico que é encaixado na articulação durante o processo. (REYES, 2011)

2. REVISÃO BIBLIOGRAFICA

Esse capítulo apresenta uma revisão bibliográfica dos temas que foram base para a pesquisa desse projeto, como a anatomia do joelho (ossos, articulação e ligamentos), suas principais lesões e os sistemas já existentes que realizam a função de auxiliar o tratamento.

2.1. Anatomia e Funcionamento do joelho

2.1.1. Ossos

Os membros inferiores são especializados para sustentação do peso do corpo, locomoção e manutenção do equilíbrio. Entre as seis regiões principais do membro inferior encontra-se a região do joelho (Figura 2.1).

Esta região inclui as eminências da parte distal do fêmur e da parte proximal da tíbia, a cabeça da fíbula e a patela, bem como as articulações entre essas estruturas ósseas. A região genicular (que forma o ângulo do joelho) posterior tem uma cavidade bem definida, cheia de gordura, que dá passagem a estruturas neurovasculares, denominada fossa poplíteia. (MOORE, DALLEY e AGUR, 2014)



Figura 1: Ossos e articulação da região do joelho

2.1.2. Articulação

A articulação do joelho é a maior articulação e a mais superficial do corpo humano. É uma articulação que permite flexão e extensão, entretanto, os movimentos de dobradiça são associados ao deslizamento e rolamento e à rotação em torno de um eixo vertical. Ela é formada por três articulações (Figura 2.2): duas articulações femorotibiais (lateral e medial) entre os côndilos laterais e mediais do fêmur e da tíbia e uma articulação femoropatelar intermediária entre a patela e o fêmur. A fíbula não participa da articulação do joelho. (MOORE, DALLEY e AGUR, 2014).



Figura 2: Articulações do joelho – vista anterior (A) e vista posterior (B).

A articulação do joelho é relativamente fraca do ponto de vista mecânico em razão da incongruência de suas faces articulares. A estabilidade da articulação do joelho depende da força e das ações dos músculos adjacentes e seus tendões e dos ligamentos que unem o fêmur e a tíbia.

2.1.3. Ligamentos intra-articulares

Os ligamentos intra-articulares do joelho consistem nos ligamentos cruzados e meniscos (Figura 3). Os ligamentos cruzados cruzam-se dentro da cápsula articular, mas fora da cavidade sinovial. Os meniscos são lamínas em forma de meia-lua (“hóstias”) de fibrocartilagem na face articular da tíbia que aprofundam a superfície e absorvem o choque

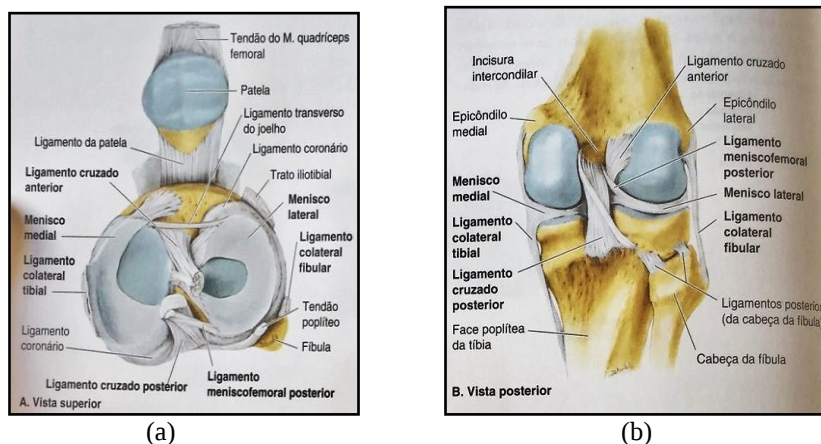


Figura 3: Ligamentos cruzados e meniscos – vistas superior (a) e inferior (b)

Os ligamentos cruzados estão localizados no centro da articulação e cruzam-se obliquamente, como letra X. O ponto de cruzamento dos ligamentos cruzados é o eixo para movimentos giratórios no joelho. Em razão de sua orientação oblíqua, em todas as posições, ou parte de um ou de ambos os ligamentos, está tenso. Os ligamentos cruzados mantêm contato com as faces articulares do fêmur e da tíbia durante a flexão do joelho. (MOORE, DALLEY e AGUR, 2014)

O ligamento cruzado anterior (LCA) (Figura 4(a)), o mais fraco dos dois ligamentos cruzados, origina-se na área intercondilar anterior da tíbia, imediatamente posterior à fixação do menisco medial. O LCA tem vascularização relativamente pequena, estende-se em sentido superior, posterior e lateral e se fixa na parte posterior da face medial do côndilo lateral do fêmur. Limita a rolagem posterior dos côndilos do fêmur sobre o platô tibial durante a flexão, convertendo-o em rotação (sem sair do lugar). Também impede o deslocamento posterior do fêmur sobre a tíbia e a hiperextensão da articulação do joelho. Quando a articulação é refletida em ângulo reto, a tração anterior da tíbia não é possível (como ao puxar uma gaveta) porque é segura pelo LCA. (MOORE, DALLEY e AGUR, 2014)

O ligamento cruzado posterior (LCP) (Figura 4(b)), o mais forte dos dois ligamentos cruzados, origina-se da área intercondilar posterior da tíbia. O LCP segue em sentido superior e anterior na face medial do LCA para se fixar à parte anterior da face lateral do côndilo medial do fêmur. O LCP limita a rolagem anterior do fêmur sobre o platô tibial durante a extensão, convertendo-a em rotação. Também impede o deslocamento anterior do fêmur sobre a tíbia ou o deslocamento posterior da tíbia sobre o fêmur e ajuda a evitar a hiperflexão da articulação do joelho. No joelho fletido com sustentação de peso, o LCP é o principal fator estabilizador do fêmur (por exemplo, ao caminhar em um declive). (MOORE, DALLEY e AGUR, 2014)

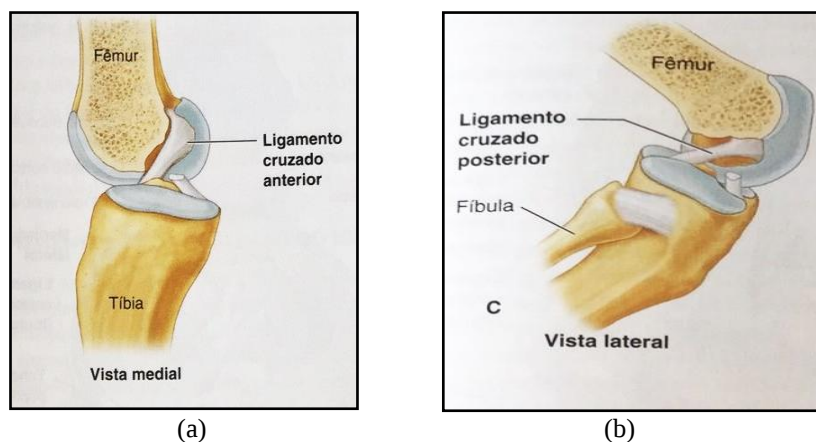


Figura 4: Ligamentos Cruzados – Anterior (a) e Posterior (b)

2.2. Principais Lesões

Dentre as principais lesões temos (GEASE, 2002):

Lesões ligamentares

- Distensão do ligamento cruzado anterior (LCA);

- Distensão do ligamento cruzado posterior (LCP);

Lesões na patela

- Tendinite patelar (“joelho do saltador”);
- Condrômalaia patelar (“joelho do corredor”);

Lesões de meniscos;

Lesões ligamentares são as que ocorrem com maior frequência dentre as lesões possíveis, acontecendo quando o pé está fixo no solo, ou seja, sem a possibilidade de se mover, e há a aplicação de uma força contra o joelho. Entre os esportistas a lesão mais comum é a LCA, com cerca de 40% dos casos (INTO).

A hipertensão, a grande força interior contra o fêmur com o joelho semifletido ou a torção lateral excessiva do joelho fletido podem romper o LCA. Essa lesão causa o deslizamento anterior livre da tibia sob o fêmur fixado, conhecido como sinal da gaveta. O LCA pode ser arrancado do fêmur ou da parte da tibia, entretanto as rupturas costumam ocorrer na parte media do ligamento. (MOORE, DALLEY e AGUR, 2014)

Embora forte, o LCP pode se romper quando houver bruta aplicação de uma força sobre a tuberosidade da tibia com o joelho fletido. As rupturas do LCP geralmente estão associadas a rupturas do ligamento tibial, e elas permitem que a tibia livre deslize posteriormente sob o fêmur fixado, (movimento contrário ao da ruptura do LCA) movimento chamado também gaveta. (MOORE, DALLEY e AGUR, 2014)

2.3. Mecanismos existentes

Dentro do mercado atual e das pesquisas realizadas se destacam diferentes mecanismos que fazem funcionar os tipos de dispositivos utilizados na reabilitação do joelho. A partir destes é possível conhecer detalhadamente os modelos matemáticos desenhados e seus dispositivos mecânicos. (REYES, 2011)

Um mecanismo ortopédico muito reconhecidos entre as órteses do mercado são as órteses reguladoras de movimento (R.O.M.) do joelho. As órteses são leves e fáceis de carregar, possuem a função de guiar o movimento segundo a trajetória de flexão e extensão, sem permitir a hiperextensão da articulação. (REYES, 2011)

A órtese R.O.M. Bisagra (Figura 5) é fácil de usar, anatomicamente correta, minimiza o espaçamento do movimento e evita a migração distal. Possui antideslizante de silicone e um sistema dinâmico de quatro pontos de alavancas, desenho de baixo perfil e ótima adaptação (6 tamanhos diferentes), além de um revestimento absorvente desmontável e suas pequenas almofadas criadas para dar conforto. No modelo de Bisagra (Figura 5) mobilidade se caracteriza pela rotação sobre um eixo único entre o membro fixo. Esta rotação é a flexão do joelho. (REYES, 2011)

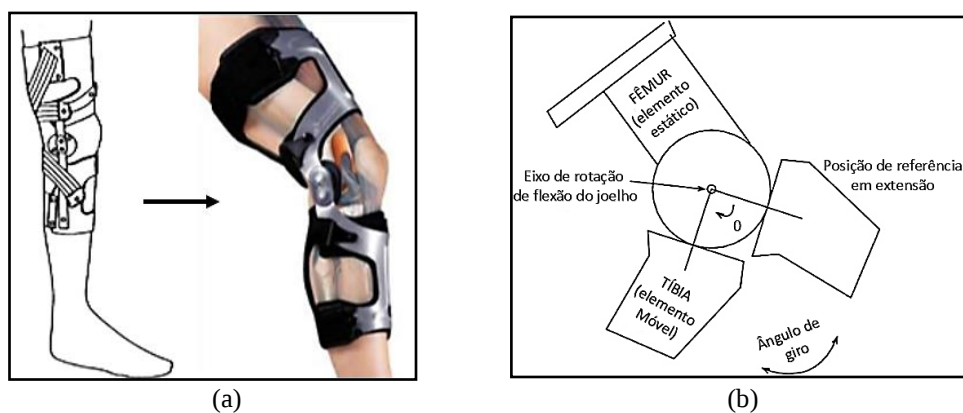


Figura 5: Órtese reguladora de movimento - R.O.M. Bisagra (a) e (b) Modelo de Bisagra

A órtese R.O.M. Knee Brace Universal (Figura 6) é ultrarrápida, construída de alumínio e seu desenho geral do molde em contato com a superfície permite uma pressão de carga de baixo nível. Está desenhado segundo um princípio clássico de três pontos de braços de alavanca mais largos, menos força é requerida para jogar a redução de carga e um alívio significativo da dor do joelho já que os braços largos de alavanca asseguram uma distribuição de força e uma pressão suave. O resultado é uma redução exata dos atritos dolorosos das superfícies da articulação. (REYES, 2011)



Figura 6: R.O.M. Knee Brace Universal

Assim podemos dizer que caso o ocorra algum tipo de lesão, a partir do conhecimento da anatomia do joelho é possível realizar um procedimento necessário para tratá-la, como uma cirurgia seguida de tratamento fisioterapêutico, fazendo assim o joelho voltar ao seu estado de natureza ou muito próximo dele.

3. METODOLOGIA

No presente trabalho primeiramente realizou-se uma revisão bibliográfica, a fim de se definir qual a lesão terá o enfoque do sistema para o seu tratamento e também para se definir a estrutura do esboço do sistema. Após revisão e pesquisas feitas constatou-se que a lesão que possui mais casos dentre as principais que ocorrem no joelho (INTO), ou seja a mais comum, e também a que possui mais estudos e pesquisas sobre ela (REYES, 2011) é a lesão de rompimento do LCA. Embasado nesse resultado, de ser a lesão com mais casos e a que possui mais pesquisas sobre ela, propõe-se um sistema voltado para esse tipo de lesão, pois possuirá uma área de atuação maior dentre as outras lesões estudadas. A partir dessa decisão tomou-se como base, tanto para se propor um esboço do protótipo, na parte de design, quanto para se basear um futuro funcionamento do sistema, a estrutura da órtese R.O.M. Knee Brace Universal (Figura 6). Ela é a que melhor atende as necessidades pensadas no início do projeto, como custo benefício e sua ajuda para acelerar o tratamento.

4. MODELAGEM CAD E ANALISE NA METODOLIGIA QFD

O propósito do sistema é, durante o tratamento, auxiliar o usuário a realizar por completo o movimento do joelho de acordo com o que ele consegue realizar por si mesmo. O sistema inicialmente pensado seria uma prótese (Figura 7) composta por duas bandas inteiriças de apoio e fixação, uma para cada parte do membro, no caso coxa e perna. Essas bandas são do tamanho de cada parte, diminuindo para somente um o número de amarras necessárias para se fixar a prótese, facilitando sua vestimenta e também aumentando o conforto ao usá-la.

A estrutura mecânica/mecatrônica da prótese seria composta por duas hastes, uma de cada lado do membro, responsáveis pela sustentação, as quais teriam na altura do joelho, na região média de cada uma, um eixo de rotação. Tal eixo permitiria o movimento de “dobra” das hastes e, com isso, também o movimento de flexão e extensão do joelho. Acoplado a um desses dois eixos estaria o sistema robótico base da prótese, responsável pelo controle de todas as funções da mesma, como por exemplo o auxílio na movimentação do joelho.

Esse sistema robótico base teria como seus componentes principais uma unidade de controle, como uma placa controladora, sensores para delimitar e determinar o movimento, como um de posição, evitando assim a hiperextensão e também a dobra excessiva, e um motor elétrico, para gerar o torque para o movimento dependendo da necessidade do usuário.

A partir desse sistema inicialmente pensado, suas características principais e desempenhos previstos foram analisadas na metodologia “*Quality function deployment*” (QFD) (Tabela 1), a qual consiste na comparação entre elas. Objetiva-se com isso mostrar qual característica ou detalhe técnico deve ser priorizado na hora da construção do sistema para o mesmo apresentar uma boa qualidade, e também na comparação da nossa proposta de produto com outros produtos existentes.

Tabela 1: Metodologia QFD

DIREÇÃO MELHORIA		●	↓	↑	↑	↑	↑	●	●										
COMO	O QUE	importância do traje	medidas de desempenho		tamanho intervalo		detalhes técnicos			MATRIZ DE PLANIFICAÇÃO									
			movetização	peso das amarras	variedade de tipos	N° de tamanhos	tipo de material	Epessura e tamanho das banda	Controle	N° de amarras	Nosso produto	protudo A	protudo B						#
apreciação de instalações de escalada	usabilidade	facilidade ao vestir	5				9	3		9	3	2	4					1	
		confortável ao usar	3	3			3	9			4	4	3					2	
		fácil manuseio	5	9					9		4	3	3					3	
	desempenho	não agride a pele	4		1		9	1		1	2	1	4					4	
		programação	2	3					9		4	2	4					5	
		peso leve	5		3		9	9		1	4	3	5					6	
		eficácia	2	3			3		1		3	4	4					7	
		uso por vários de usuários	4			9	9				3	3	4					8	
IMPORTÂNCIA ABSOLUTA		66	19	36	36	141	91	65	54										
IMPORTÂNCIA RELATIVA		19X	4X	7X	7X	28X	18X	18X	11X										

RELÇÕES

9	FORTE
3	MODERADA
1	FRACA
IMPORTÂNCIA	
1 à 5	

RELAÇÕES	
9	FORTE
3	MODERADA
1	FRACA
IMPORTÂNCIA	
1 à 5	

Após os resultados obtidos na análise pelo QFD, modelou-se o esboço (Figura 7) do sistema no software Inventor, da Autodesk.

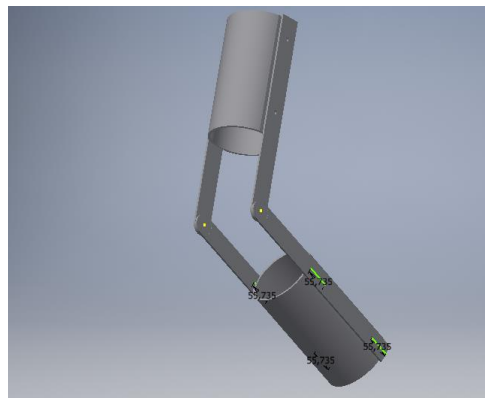
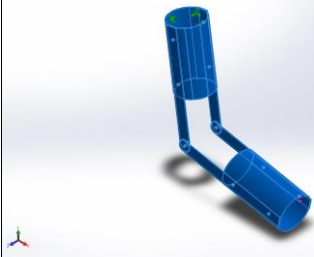


Figura 7: Modelagem do esboço da proposta

5. SIMULAÇÃO

Para a simulação foi usado o método de análise de elementos finitos (FEA). Os materiais utilizados na simulação foram: aço, para as hastes e para os eixos das mesmas, e nylon, para as bandas de fixação. A tabela abaixo (Tabela 2) mostra algumas das propriedades do modelo.

Tabela 2: Propriedades do modelo

Referência do modelo	Propriedades
	Nome: AISI 1020
	Tipo de modelo: Isotrópico linear elástico
	Critério de falha predeterminado: Tensão de von Mises máxima
	Limite de escoamento: 3.51571e+008 N/m ²
	Resistência à tração: 4.20507e+008 N/m ²
	Módulo elástico: 2e+011 N/m ²
	Coefficiente de Poisson: 0.29
	Massa específica: 7900 kg/m ³
	Módulo de cisalhamento: 7.7e+010 N/m ²
	Coefficiente de expansão térmica: 1.5e-005 /Kelvin

No início da simulação foi feita a divisão de elementos finitos através da malha de elementos (Figura 8), a qual torna mais fácil a análise e compreensão do modelo em um todo. A tabela a seguir (Tabela 3) nos traz algumas informações sobre a malha.

Tabela 3: Informações de malha

Tipo de malha	Malha sólida
Gerador de malhas usado:	Malha padrão
Pontos Jacobianos	4 Pontos
Tamanho do elemento	18.3105 mm
Tolerância	0.915527 mm
Total de nós	20576
Total de elementos	10606
Proporção máxima	156.93
% de elementos com Proporção < 3	51.9
% de elementos com Proporção < 10	0.858
% de elementos distorcidos(Jacobiana)	0

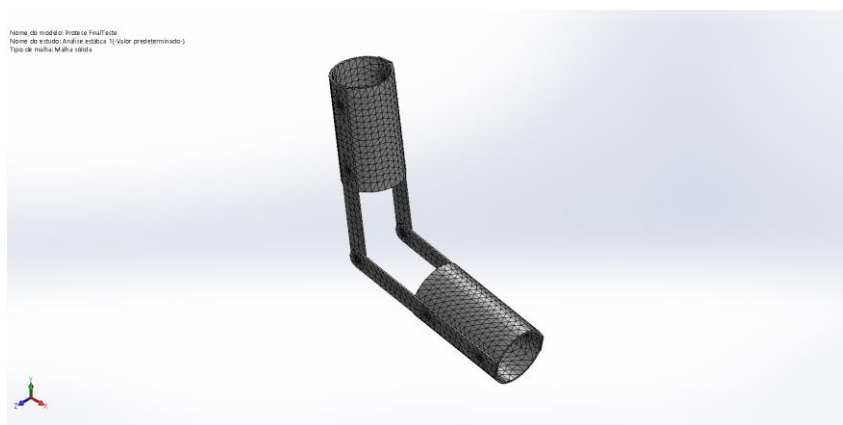


Figura 8: Malha de elementos finitos

Para a análise estática da simulação foi tomado como base a fixação da parte superior da prótese, no caso a parte que estará presa à coxa do paciente durante o tratamento, e foi aplicado uma força de 300 N na parte inferior da prótese com direção e sentido para o movimento que a perna humana realiza.

Tabela 4: Dados da análise estática

Nome	Tipo	Mínimo	Máximo
Tensão	VON: tensão de von Mises	0.0737883 N/m ² Nó: 5105	3.50455e+007 N/m ² Nó: 16001
Deslocamento	URES: Deslocamento resultante	0 mm Nó: 228	0.948304 mm Nó: 7611
Deformação	ESTRN: Deformação equivalente	2.81056e-013 Elemento: 7898	0.000113659 Elemento: 7456
Fator de segurança	Automático	10.0318 Nó: 16001	4.76459e+009 Nó: 5105

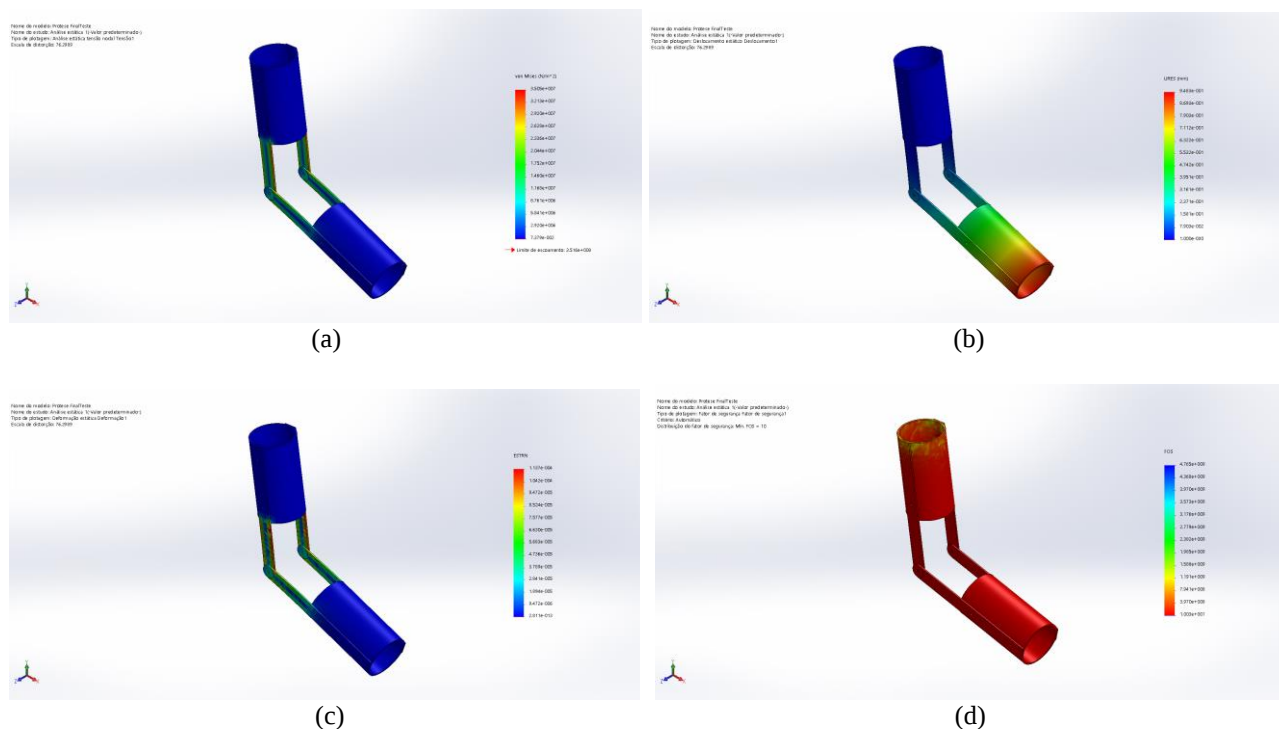


Figura 9: Análise estática – (a) Análise da tensão, (b) Análise do deslocamento, (c) Análise da deformação e (d) Análise do fator de segurança

6. CONCLUSÃO

Com base nas pesquisas e na revisão bibliográfica feita no início deste projeto, adicionada aos resultados satisfatórios obtidos pela análise da metodologia QFD e também pelos resultados da simulação, podemos inferir que a proposta tem, após o seu modelamento adequado, fundamentos satisfatórios para ser desenvolvida, prototipada e testada em projetos futuros.

7. REFERÊNCIAS

GEASE, Grupo de Estudos Avançados em Saúde e Exercícios <http://www.gease.pro.br/>, visitado em junho de 2015.

INTO, Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia <http://www.into.saude.gov.br/>, visitado em junho de 2015.
Ministério do Esporte (ME), <http://www.esporte.gov.br/>, visitado em Junho de 2015.

Ministério da Saúde (MS), www.saude.gov.br/, visitado em Junho de 2015.

REYES, A. K. (2011). **Diseño de un Sistema de Rehabilitación Mecatrônica, Basado em el Estudio Biomecânico de la Rodilla, Aplicable al Tratamiento Post-quirúrgico pro Rotura de Ligamento**. Dissertação de Graduação, Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas, Universidad Industrial de Santander, Bucaramanga.

SANTOS, W. M.(2013). **Desenvolvimento de um Dispositivo Robótico Interativo para Reabilitação de Lesões da Articulação do Joelho**. Dissertação de Mestrado, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. **Anatomia Orientada para a clínica**. 7. ed. Rio de Janeiro: Koogan, 2014.

8. RESPONSABILIDADE AUTURAL

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho

ROBOTICS REHABILITATION SYSTEM FOR KNEE

João Vitor Donadoni Diagonal, jvdiagonal@hotmail.com¹

John Faber Archila, john.faber@ifsp.edu.br¹

Guilherme Benjamin, guimachadob@hotmail.com²

Michel Martins, michelmartins05@hotmail.com²

Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo (IFSP) - Campus Araraquara

Abstract. *The Ministry of sports presents brazilian population data about the practice of physical activity, which the share this around the 60% of practitioners. These activities are diverse, including this run, walk or the practice of some sports such as American football, soccer, Volleyball, basketball etc. The joint mainly involved in these physical activities is the knee, which supports the weight of the body and the impacts occurring to practice them. The knee but is always exposed to suffer some kind of accident or injury, and the same treatment is expensive and costly to the 70% of the population that depends on the SUS (data of the Ministry of Health). This project develops, outlines and proposes a new mechatronic system to aid in post-operative treatment and rehabilitation of knee injuries. The work also includes a study through the literature review on the functioning and knee Anatomy, along with key injuries that occur on it, and on the existing systems in this area. The article presents the mechanical modeling of the system proposed in the software CAD (Computer Aided Design) and the same software simulation CAE (Computer Aided Engineering), using the FEA (Finite Element Analysis).*

Keywords: *Knee, Injuries, Robotic Rehabilitation.*