

CONEM 2016
CONGRESSO NACIONAL DE
ENGENHARIA MECÂNICA

21-25
AGOSTO DE 2016
FORTALEZA - CEARÁ

PROPOSTA DE UM SISTEMA MECATRÔNICO PARA APOIO AS TERAPIAS DE REABILITAÇÃO DO JOELHO

Guilherme Machado Benjamin, guimachadob@hotmail.com¹

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

Joao Victor Diagonel, jydiagonel@hotmail.com²

Michel Martins, michelmartins05@hotmail.com²

Fabio Eduardo Oliveira, f_ocosta@yahoo.com.br²

¹Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo – campus Araraquara, Profª Adelia Izique 896 apto 506 Vila Santana – Araraquara SP,

² Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo – campus Araraquara,

Resumo: Segundo dados do ministério do esporte 55% da população brasileira pratica alguma atividade física seja ela caminhar, correr, jogar futebol, basquete etc. A articulação principalmente envolvida nas atividades esportivas comuns é o joelho, que suporta o peso do corpo e os impactos da atividade física. Porém o joelho sempre está exposto a sofrer algum tipo de acidente ou lesão. O tratamento da mesma é caro e para 70% da população depende do SUS (Dados do Ministério da Saúde). O presente trabalho propõe um estudo sobre o funcionamento do joelho, a identificação das lesões mais comuns e seus tratamentos, além de propor o projeto de um sistema mecatrônico robótico aplicando o Quality Function Deployment QFD e usando ferramentas CAD Computer Aided Design e CAE Computer Aided Engineering. A principal função do sistema será a coleta de dados do paciente por meio de sensores e componentes eletrônicos (Potenciômetro e MEMS Micro-Electronics and Mechanics System). Sendo assim, após finalizado, o sistema irá apoiar as sessões pós-cirúrgicas de fisioterapia, auxiliando na reabilitação do joelho.

Palavras-chave: Reabilitação, Órtese, Joelho, Ligamento-Cruzado.

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 traz de sua anatomia e seu movimento. Composto, como já dito, pela parte inferior do fêmur e parte superior da tíbia, e também pelo menisco, por ligamentos, pela patela e por tendões, seu movimento se baseia grosseiramente na rotação do fêmur sobre a tíbia, sendo fixado e estabilizado por dois ligamentos cruzados, o anterior e o posterior, que são os dois principais desse conjunto.

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 ser vulnerável a pancadas e entorses, lesões e fraturas nessa região acabam sendo comuns. Com a pratica de algum esporte ou atividade física o risco dessas lesões têm um aumento significativo.

Segundo o Ministério do Esporte (ME, 2015), 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.

Dentre as principais lesões temos (GEASE, 2002): lesões ligamentares (Distensão do ligamento cruzado anterior (LCA); Distensão do ligamento colateral medial (LCM); Distensão do ligamento cruzado posterior (LCP);), lesões na patela (Tendinite patelar (“joelho do saltador”); Condromalácia patelar (“joelho do corredor”);) e lesões de meniscos.

Lesões ligamentares são as que ocorrem com maior frequência dentre as lesões possíveis, sendo a mais comum entres essas a lesão do ligamento colateral medial (LCM) e entre esportistas a do ligamento cruzado anterior (LCA), com cerca de 40% dos casos, e pelo fato dos ligamentos estarem localizados no interior e ao redor da articulação, dependendo o tipo da lesão, a cicatrização total interna torna-se quase impossível sem uma intervenção cirúrgica.

Após a cirurgia, para o paciente se recuperar totalmente, é indispensável um tratamento, normalmente feito por fisioterapia, mas que por conta de empecilhos, como a dor durante o tratamento ou até mesmo o quão tedioso ele pode ser, o paciente acaba por não fazê-lo, o que mostra ser indispensável também, tanto para o paciente quanto para o fisioterapeuta, novos métodos que auxiliem o tratamento e eliminem esses empecilhos.

Estudos do Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia (INTO, 2015) mostram que lesões não degenerativas, como as ligamentares citadas a cima, ocorrem em sua grande maioria com as pessoas em sua fase produtiva (faixa dos 15 aos 50 anos), as quais necessitam voltar as 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. Assim, a utilização da robótica para auxiliar nesses tratamentos mostra-se uma maneira importante de se abranger as necessidades citadas.

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)

O objetivo principal deste trabalho é estudar o funcionamento do joelho junto com as possíveis lesões e dispositivos de reabilitação existentes, com o intuito de propor um sistema de reabilitação robótico que auxilie no tratamento e recuperação do paciente. A proposta traz também como objetivos específicos estudar o funcionamento do joelho por meio da revisão bibliográfica em bases de dados especializadas, estudar as possíveis lesões no Joelho junto com os seus possíveis tratamentos para estabelecer o foco do sistema de reabilitação a ser proposto, fazer a revisão bibliográfica dos sistemas de reabilitação existentes no mercado e desenvolvidos por grupos de pesquisa, propor um novo sistema para reabilitação baseado em tecnologias robóticas e na pesquisa para apoiar o tratamento e recuperação do paciente, desenvolver o sistema para reabilitação coletor de dados e acompanhar um paciente recém operado de Distensão do ligamento cruzado anterior (LCA) em seu período de reabilitação durante as sessões de fisioterapia usando o dispositivo mecatrônico desenvolvido.

2. REVISÃO BIBLIOGRAFICA

2.1 Anatomia do Joelho

“O peso corporal é transferido da coluna vertebral para o cingulo (estrutura semelhante a um cinto) do membro inferior e do cingulo do membro inferior para os fêmures através das articulações do quadril. Para sustentar melhor a postura bípede ereta, os fêmures são oblíquos nas coxas, de modo que, de pé, os joelhos ficam posicionados adjacentes e diretamente inferiores ao tronco, reposicionando o centro de gravidade nas linhas verticais das pernas e pés. ” (MOORE, DALLEY e AGUR, 2014)

Os membros inferiores são extensões do tronco especializadas 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 Fig.1. Esta região inclui as eminências (ou côndilo - osso arredondado em um lado e achatado de outro) 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).

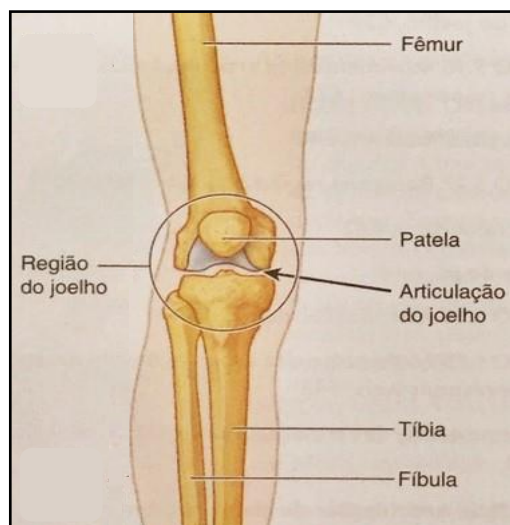


Figura 1. Ossos e articulação da região do joelho. (MOORE, DALLEY e AGUR, 2014)

Já os ligamentos intra-articulares do joelho consistem nos ligamentos cruzados e meniscos Fig.2. O tendão poplíteo também é intra-articular durante parte do seu trajeto. Os ligamentos cruzados cruzam-se dentro da cápsula articular, mas fora da cavidade sinovial. Estes ligamentos estão localizados no centro da articulação e cruzam-se obliquamente, como letra X. Durante a rotação medial da tíbia sobre o fêmur, os ligamentos cruzados espiralam-se ao redor um do outro; assim, o grau de rotação radial possível é limitado a cerca de 10°. Como eles se desenrolam durante a rotação lateral, é possível realizar quase 60° de rotação lateral quando o joelho é refletido acerca de 90°, sendo o movimento finalmente limitado pelo LCT (Ligamento Colateral Tibial, um dos ligamentos extracapsulares). O quiasma (ponto de cruzamento) dos ligamentos cruzados é o eixo para movimentos giratórios no joelho. Em razão de sua orientação oblíqua, em todas as posições de um ligamento cruzado, 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) Fig.2, 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 rotação 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) Fig.2, 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 rotação 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)

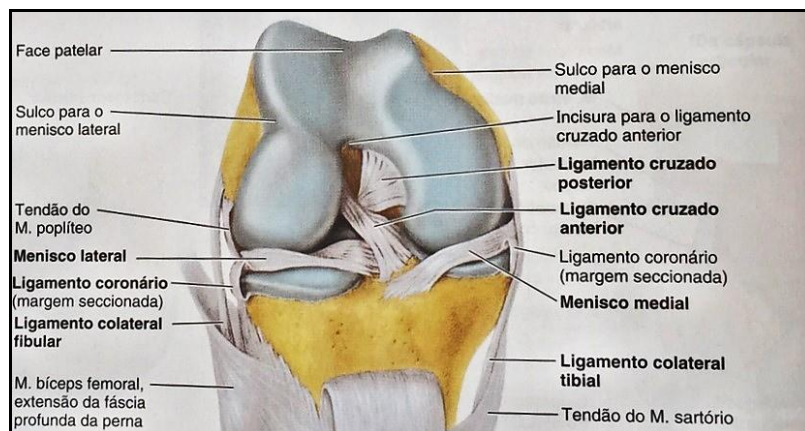


Figura 2. Ligamentos cruzados e meniscos. (MOORE, DALLEY e AGUR, 2014)

2.2 Lesões da Articulação do Joelho

As lesões do joelho são comuns porque essa é uma articulação baixa, móvel, que sustenta peso e serve como apoio entre duas alavancas longas (coxa e perna). Sua estabilidade depende quase totalmente dos ligamentos associados e dos músculos adjacentes. (MOORE, DALLEY e AGUR, 2014)

“A articulação do joelho é essencial para atividades diárias como ficar de pé, caminhar e subir escadas. Também é uma articulação importante nos esportes que incluem corrida, salto, chute e mudanças de direção. Para realizar essas atividades, a articulação do joelho deve ser móvel; entretanto, sua mobilidade a torna suscetível a lesões.” (MOORE, DALLEY e AGUR, 2014)

A lesão mais comum do joelho em esportes de contato é a distensão dos ligamentos, que ocorrem quando o pé está fixo no solo Fig.3. A aplicação de uma força contra o joelho quando o pé estiver impedido de se mover tende a causar lesões dos ligamentos. Os ligamentos colaterais tibial e fibular (LCT e LCF) são muito estirados quando a perna é estendida, o que normalmente impede a ruptura das partes laterais da articulação do joelho. (MOORE, DALLEY e AGUR, 2014)

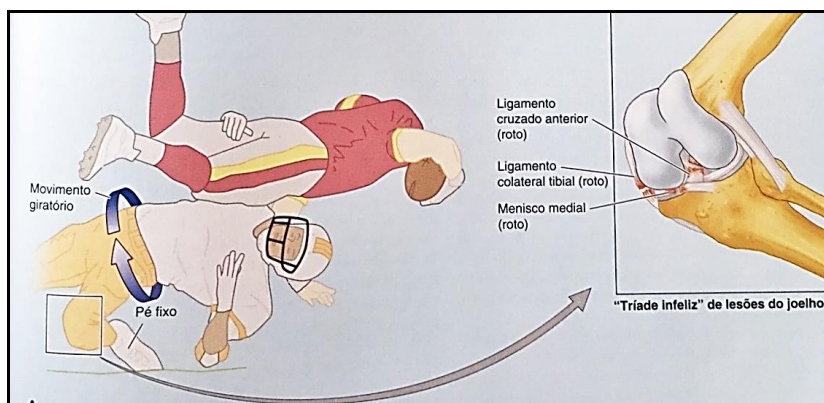


Figura 2. Distensão dos ligamentos. (MOORE, DALLEY e AGUR, 2014)

A hipertensão e a grande força interior contra o fêmur com o joelho semifletido (exemplo: um bloqueio cruzado no futebol americano) podem romper o LCA. A ruptura do LCA também é uma lesão comum do joelho em acidentes com esqui. Essa lesão causa o deslizamento anterior da tibia livre sob o fêmur fixado, conhecido como sinal da gaveta anterior, avaliado clinicamente pelo teste de Lachman. 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 um jogador cai sobre a tuberosidade da tibia com o joelho fletido (exemplo: ao cair de joelhos no chão durante um jogo de basquetebol). As rupturas do LCP geralmente estão associadas a rupturas do ligamento tibial ou fibular. Essas lesões também podem ocorrer em colisões frontais quando a pessoa não usa cinto de segurança e a extremidade proximal da tibia se choca contra o painel. As rupturas do LCP permitem que a tibia livre deslize posteriormente sob o fêmur fixado, conhecido como sinal da gaveta posterior. (MOORE, DALLEY e AGUR, 2014)

2.3 Tratamentos para Rupturas de Tendões

“O aumento progressivo de flexibilidade dos membros afetados é a forma a qual os pacientes têm consequentemente uma melhoria gradual sobre a estabilidade e a facilidade da manipulação de seu membro em recuperação. Também é um dos motivos pelo qual as terapias têm sequencias, as quais são impostar pelo fisioterapeuta segundo o procedimento o qual fora exposto, isto faz parte de um estímulo que difere segundo uma pessoa e seu estado de treinamento físico.” (ESCHEVERRIA, 2011)

Os ossos, músculos e tecidos humanos podem se afetar com o repouso contínuo, levando a uma degradação dos elementos. Por esta razão se descreve um tratamento básico proposto por um fisioterapeuta para um paciente em reabilitação pós cirúrgica do joelho. (ESCHEVERRIA, 2011)

O corpo possui reações normais através dos estímulos que se impõem, estes dependem de diferentes componentes como: Entrada momentânea do estímulo, ou seja, o ponto de partida da capacidade de resposta ao estímulo; O organismo do paciente, seus reflexos e condição física; Os tipos de reação, que determinam a resposta ao estímulo; Adaptação para o estímulo; Adaptação a intensidade constante e mantida; Adaptação a estímulos de intensidade crescente; Incapacidade de adaptação, causadas pelos danos no corpo. Quando os estímulos são demasiadamente fortes; Contração muscular empregada; Estímulos sensoriais: flexão dos músculos, pressão e estiramento nas articulações; Estímulos táteis, visuais e acústicos; Reflexos para o mantimento da postura; Força muscular, aderido ao estímulo de tensão muscular.(ESCHEVERRIA, 2011)

2.4 Mecanismos e Instrumentos para Auxílio nas Fisioterapias

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

O aparelho de movimento passivo contínuo (CPM) Fig.4 é um método de tratamento pós-operatório desenvolvido para ajudar com a recuperação, depois da intervenção cirúrgica. A maioria dos pacientes, depois da cirurgia de articulação, sentem dor ao realizar os movimentos com o joelho, em consequência, o paciente prefere não realizar movimento algum. Sendo assim, sugere-se a reabilitação física controlada como opção de recuperação, a princípio pode-se levar meses de terapia física para a recuperação completa do movimento. São usadas barras têxteis que forçam a perna para sua correta acomodação dentro do dispositivo, que assim sobe e desce, proporcionando um movimento constante e seguro para a perna, em um percurso fixo de flexão-extensão. (ECHEVERRIA, 2011)



Figura 4. Movimento Passivo Contínuo (CPM). (CARCI)

Também, a medida da amplitude de movimento articular (ADM) é um componente importante na avaliação física, pois identifica as limitações articulares, bem como permite aos profissionais acompanharem de modo quantitativo a eficácia das intervenções terapêuticas durante a reabilitação. O instrumento mais utilizado pelos terapeutas para medir a ADM é o goniômetro universal Fig.5. (BATISTA L.H., 2005)



Figura 5. Goniômetro utilizado para medição de amplitude angular no joelho. (WAVEBREAKMEDIA)

A goniometria, descrita na literatura desde 1914, é amplamente usada tanto na prática clínica quanto em pesquisas científicas com a finalidade de medir a ADM de diversas articulações. Vários experimentos examinaram o grau de confiabilidade das medidas goniométricas utilizando diferentes procedimentos de medida e demonstraram que a ADM do joelho, medida com goniômetro universal, obteve um nível de confiabilidade de bom a excelente. Outros trabalhos concluíram serem válidas as medidas realizadas com o goniômetro universal, após terem sido correlacionadas às medidas da ADM obtidas a partir de radiografia, considerada um padrão de medida bem estabelecido. Sendo assim, o goniômetro universal é um instrumento com o qual se obtém medidas da ADM do joelho confiáveis e válidas. (BATISTA L.H., 2005)

2.5 Meios Técnico-Mecatrônicos

Os fatores técnicos permitem reconhecer os dispositivos do mercado que são utilizados para o desenvolvimento robótico de dispositivos similares. Ademais, proporcionam a informação necessária acerca de suas funções, formas de utilização, cuidados e procedimentos a serem implantados no caso de um sistema de reabilitação.

Segundo Oliveira e Maia (2001) os acelerômetros Fig.6 são sensores do movimento, sensíveis a variações na aceleração do corpo num ou nos três eixos e, por isso, são capazes de providenciar uma medição direta e objetiva da frequência, intensidade e duração dos movimentos referentes à atividade física realizada. Quando um sujeito se move o corpo sofre uma aceleração, teoricamente proporcional à força exercida pelos músculos responsáveis por essa aceleração e, por isso, proporcional à energia despendida.

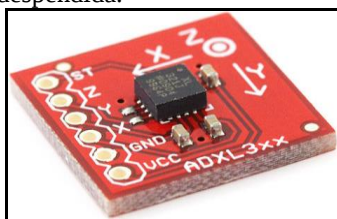


Figura 6. Acelerômetro ADXL321. (MULTILÓGICA SHOP, 2015)

A avaliação da atividade física através da medição do movimento do paciente é cada vez mais apelativa porque, à partida, toda a atividade física requer movimento; os mais ativos movem-se mais do que os menos ativos e, por outro lado, a quantidade de movimento é, provavelmente, mais precisa na avaliação da atividade física do que a estimação do dispêndio energético. (OLIVEIRA e MAIA, 2001)

Os sensores do movimento são atualmente utilizados para quantificar uma generalidade de movimentos realizados quotidianamente e para efetuar estimativas do dispêndio energético correspondente. Os acelerômetros estão cada vez mais disponíveis no mercado em menores dimensões; por este motivo são mais práticos e também tecnologicamente mais sofisticados, providenciando informações mais precisas. (OLIVEIRA e MAIA, 2001)

O acelerômetro uniaxial mede a aceleração corporal apenas em um eixo, enquanto que o tri-axial detecta a aceleração em 3 eixos (X, Y e Z). Tendo em conta que a movimentação do corpo é pluridirecional, vários autores indicam como método mais apropriado para a avaliação da atividade física e do dispêndio energético a medição nos três eixos, comparativamente com a medição do movimento corpo. (OLIVEIRA e MAIA, 2001)

2.6 QFD

De acordo com Faria (2016) o QFD (Quality Function Deployment – Desdobramento da Função Qualidade) é, de acordo com Faria, uma das ferramentas da qualidade. Criada na década de 60 por Yoji Akao, tem como objetivo principal permitir que a equipe de desenvolvimento do produto incorpore as reais necessidades do cliente em seus projetos de melhoria.

Na prática, o QFD Fig.7 corresponde a quatro matrizes onde é feito o planeamento do produto e que costuma ser chamada genericamente de “casa da qualidade”. A partir dos requisitos dos consumidores, captados através de pesquisas e reclamações entre outros, que geralmente são coletados na forma de ideias vagas ou conceitos generalizados, a equipe de projeto traduz tais conceitos em requisitos de projeto que podem ser mensuráveis e transformados em características efetivas do produto. (FARIA, 2016)

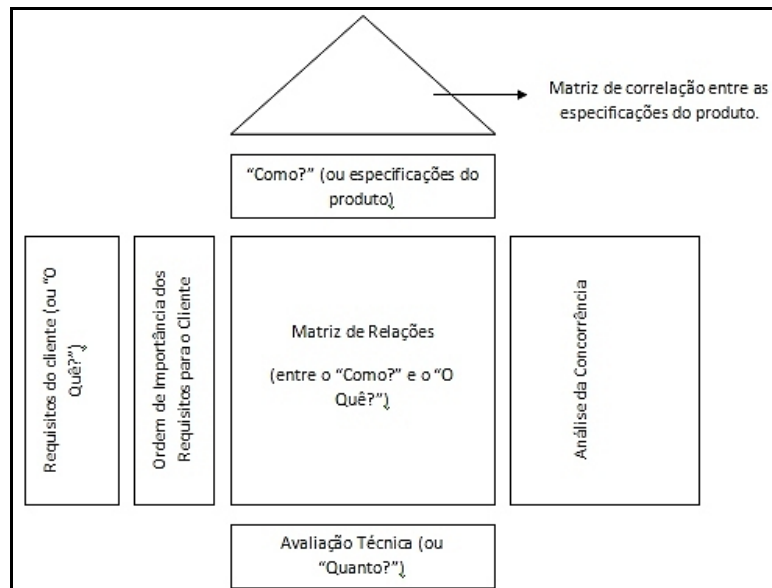


Figura 7. Modelo da matriz QFD original. (FARIA, 2016)

3. METODOLOGIA E MODELAGEM CAD

O projeto foi desenvolvido baseado na metodologia proposta por Archila e Becker (2013). A metodologia tem como fundamento a pesquisa clássica, onde serão feitos o estudo e as análises das informações necessárias para o projeto. Após isto, será definido em detalhe o foco da aplicação para propor alternativas de solução. As alternativas serão avaliadas usando a “casa de qualidade” do inglês HOQ (House of Quality) do método “Desdobramento da Função Qualidade” QFD (Quality function deployment). A HOQ será usada com o intuito de escolher a alternativa que melhor atenda os requerimentos dos usuários. Após a escolha da alternativa, será feito o desenvolvimento do sistema, a sua modelagem usando software CAD e uma análise CAE pelo método dos elementos finitos. Um diagrama de blocos resumo da metodologia é apresentado na figura 8.

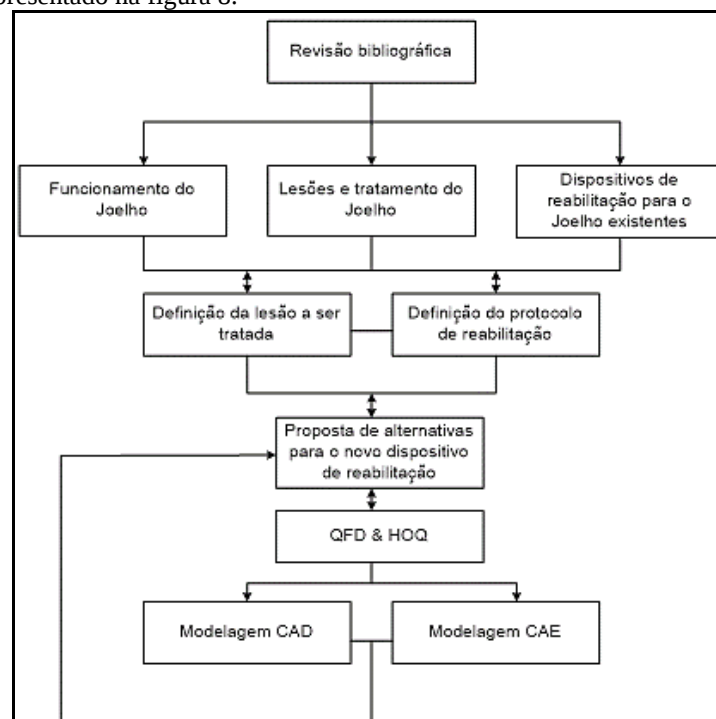


Figura 8. Diagrama de blocos da metodologia a seguir no projeto. Adaptado de (FABER ARCHILA, 2013)

3.1. Modelagem CAD

Para a modelagem CAD, inicialmente, escolheu-se o alumínio para validar a proposta. O material foi escolhido por já ter sido adquirido, tendo assim a possibilidade de realizar os testes além do software. Ainda assim, posteriormente, serão feitos testes com outros materiais. A partir deste, analisando a estrutura de alumínio elaborada intencionalmente para ficar na lateral da perna Fig.9, nota-se que sua estrutura apresenta um mecanismo de duas hastes fixas em um potenciômetro. A ligação entre as duas hastes feita por esse potenciômetro é através da união em suas extremidades. Foram feitos furos nas hastes de acordo com os diâmetros do potenciômetro utilizado.

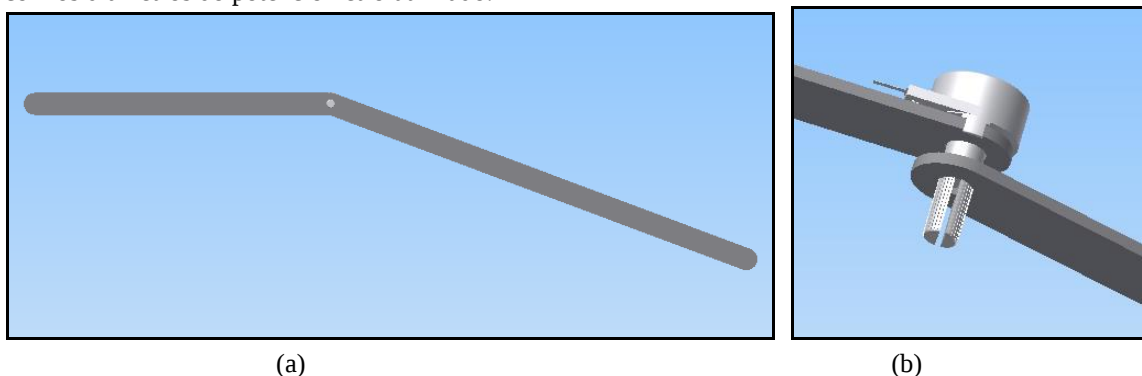


Figura 9. (a) CAD das hastes e (b) união através do potenciômetro (Benjamin, 2016)

4. RESULTADOS E SIMULAÇÃO

4.1. Simulação CAD

Os materiais utilizados durante a simulação foram: Alumínio 6061, para a haste, e Aço Carbono, para o potenciômetro. O teste (Tabela 1) foi feito aplicando uma força de 300N no local onde o paciente fará esforço com a perna.

NOME	MÍNIMO	MÁXIMO
Tensão Von Mises	0 MPa	2603,35 MPa
1º Esforço Principal	-1,28867 MPa	1614,39 MPa
3º Esforço Principal	-1562,62 MPa	7,39324 MPa
Deslocamento	0 mm	2,10659 mm
Fator de Segurança	0,134442	15
Tensão em XX	-230,676 MPa	385,857 MPa
Tensão em XY	-1371,19 MPa	347,869 Mpa
Tensão em XZ	-230,021 MPa	347,173 Mpa
Tensão em YY	-72,7421 MPa	202,348 Mpa
Tensão em YZ	-766,853 MPa	325,761 Mpa
Tensão em ZZ	-309,701 MPa	218,38 Mpa
Deslocamento em X	-0,0637581 mm	0,0669762 mm
Deslocamento em Y	-0,000335716 mm	0,00436245 mm
Deslocamento em Z	-2,10659 mm	0,00524719 mm

Tabela 1. Resultados de simulação das hastes. (Benjamin, 2016)

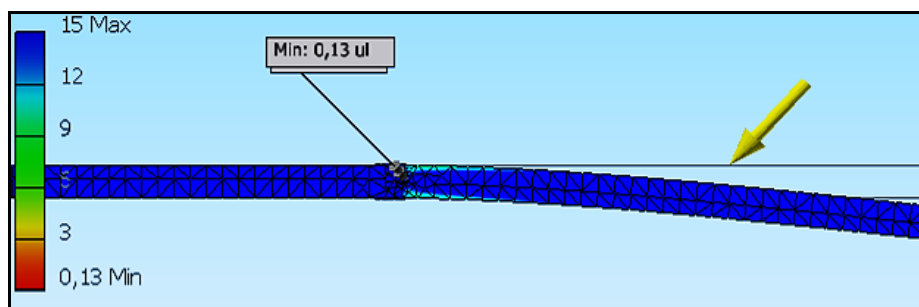


Figura 10. Fator de segurança utilizado na simulação com força de 300N. (Benjamin, 2016)

Pode-se notar que durante a simulação (Figura 10 e Tabela 1) o valor da deformação unitária foi de 0,13 e o de Segurança Máximo foi 15. Sendo assim, ao construir um protótipo de acordo com o feito na simulação, o potenciômetro não resistiria e se romperia, separando assim as hastes. Devido a tais resultados, está sendo elaborada uma nova forma de fixação, tanto para união das hastes, quanto para adaptação das hastes na perna e no joelho.

4.2. Simulação CAE

Inicialmente, para a parte elétrica, propõe-se um dispositivo para coletar a variação de resistência no potenciômetro durante a flexão do joelho Fig.11. Em seguida, foi desenvolvida uma rotina ou programação para o controlador Arduino com propósito de relacionar a variação da tensão, ocorrida pela variação da resistência do potenciômetro, no ângulo de dobra do joelho. Caso o valor coletado seja, por exemplo, menor que 15° , o dispositivo acenderá um LED Verde. Já se a angulação for maior que os 15° , o LED Vermelho se acenderá, indicando assim se o paciente teve ou não uma melhoria durante a sessão do tratamento.

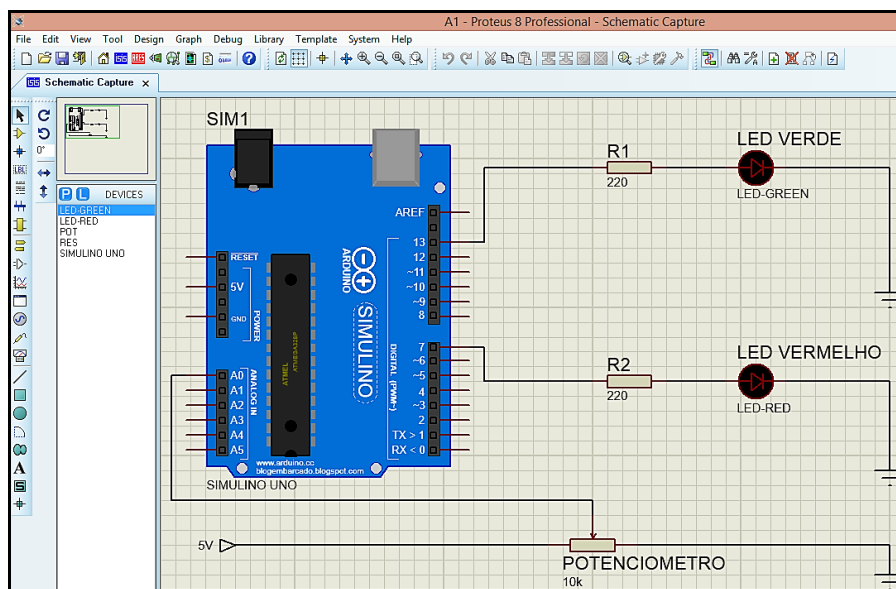


Figura 11. Simulação esquema CAE no Software Proteus. (Benjamin 2016)

Este sistema Fig.11 foi desenvolvido de forma simplificada do que se tem como intenção principal. Pretende-se desenvolver um dispositivo com um display que mostre instantaneamente, em graus, a angulação gerada pela flexão do joelho e um programa que possa armazenar no computador os dados coletados por este aparelho.

5. CONCLUSÕES

Acredita-se poder colaborar na reabilitação do paciente com a criação de um dispositivo que, além de ser prático de manusear e alocar no joelho, possa coletar detalhes e informações precisas dos movimentos voluntários deste paciente no início e no término de cada sessão de fisioterapia. Também, caso este dispositivo possa gerar gráficos e tabelas

comparativas com os dados coletados, o terapeuta poderá acompanhar a evolução, ou não evolução, do paciente operado ao longo do processo de reabilitação.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores expressam o seu agradecimento ao IFSP Araraquara pelo apoio para a realização do projeto de pesquisa e o presente artigo.

7. REFERÊNCIAS

- ARCI. CARCI. Disponível em: <www.carci.com.br/public/produtos/836.jpg>. Acesso em: 20 Agosto 2015.
- BATISTA L.H., C. P. R. . A. G. V. . O. J. . S. T. F. AVALIAÇÃO DA AMPLITUDE ARTICULAR DO JOELHO: CORRELAÇÃO ENTRE AS MEDIDAS REALIZADAS COM O GONIÔMETRO UNIVERSAL E NO DINAMÔMETRO ISOCINÉTICO. ©Revista Brasileira de Fisioterapia, v. 10, p. 193-198 , 30 Novembro 2005. ISSN 2.
- CARCI. CARCI. Disponível em: <www.carci.com.br/public/produtos/836.jpg>. Acesso em: 20 Agosto 2015.
- ECHEVERRIA, A. K. R. DISEÑO DE UN SISTEMA DE REHABILITACIÓN MECATRÓNICO, BASADO EN EL STUDIO BIOMECÁNICO DE LA RODILLA, APLICABLE AL TRATAMIENTO POST-QUIRÚRGICO POR ROTURA DE LIGAMENTO. Universidad Industrial de Santander. Bucaramanga. 2011.
- FABER ARCHILA, J., & BECKER, M. (2013, June). Mathematical models and design of an AGV (Automated Guided Vehicle). In Industrial Electronics and Applications (ICIEA), 2013 8th IEEE Conference on (pp. 1857-1862). IEEE.
- FARIA, C. Desdobramento da Função Qualidade (QFD). InfoEscola. Disponível em: <www.infoescola.com/administracao/desdobramento-da-funcao-qualidade-qfd/>. Acesso em: 08 Abril 2016.
- GEASE, Grupo de Estudos Avançados em Saúde e Exercícios. Disponível em: <www.gease.pro.br>. Acesso em: junho de 2015.
- INTO, Instituto Nacional de Traumatologia e Ortopedia. Disponível em: <www.into.saude.gov.br>. Acesso em: junho de 2015.
- MAXEY, L.; MAGNUSSON, J. Reabilitação Pós-Cirúrgica para o Paciente Ortopédico. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 2003.
- Ministério do Esporte (ME). Disponível em: <www.esporte.gov.br>. Acesso em: junho de 2015.
- MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. Anatomia Orientada para a clínica. 7. ed. Rio de Janeiro: Koogan, 2014.
- MS, Ministério da Saúde. Disponível em: <www.saude.gov.br>. Acesso em: junho de 2015.
- MULTILÓGICA SHOP. Multilógica Shop. Disponível em: <multilogica-shop.com/Aceler%C3%B4metro-bi-axial-18g>. Acesso em: 20 Agosto 2015.
- OLIVEIRA, M. M.; MAIA, J. Avaliação da actividade física em contextos epidemiológicos. Revista Portuguesa de Ciências do Desporto, Porto - Portugal, v. 1, n. 3, p. 73-88, 2001.
- REYES, A. K. (2011). Diseño de un Sistema de Rehabilitación Mecatrónico, Basado em el Estudio Biomecánico 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.
- WAVEBREAKMEDIA. Verificação de joelho por fisioterapeuta com goniômetro. depositphotos. Disponível em: <<http://pt.depositphotos.com/33446517/stock-photo-physiotherapist-checking-knee-with-goniometer.html>>. Acesso em: 07 Março 2016.

8. RESPONSABILIDADE AUTURAL

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho.

PROPOSAL OF A MECHATRONIC SYSTEM TO SUPPORT THE KNEE REHABILITATION THERAPIES

Guilherme Machado Benjamin, guimachadob@hotmail.com¹

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

Joao Victor Diagonal, jydiagonal@hotmail.com²

Michel Martins, michelmartins05@hotmail.com²

Fabio Eduardo Oliveira, f_ocosta@yahoo.com.br²

¹Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo – campus Araraquara, Profª Adelia Izique 896 apto 506 Vila Santana – Araraquara SP,

² Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo – campus Araraquara,

Abstract: According to data from the Ministry of sports: 55% of brazilian population practice some physical activity. It can be walking, running, playing soccer, basketball etc. The mainly joint involved in sporting activities is the knee, which supports the weight of the body and the impacts of physical activity. But the knee is always exposed to suffer some kind of accident or injury. To these cases treatment is expensive and to 70% of the population it depends on the SUS(Unified Health System - data from the Ministry of Health. The present work proposes a study on the function of the knee, the identification of the most common injuries and their treatments, in addition to proposing the project of a mechatronic robotic system applying Quality Function Deployment QFD. Also it must use tools like CAD (Computer Aided Design) and CAE (Computer Aided Engineering). The main function of the system is collecting patient's data by sensors and electronic components (Potenciômetro and MEMS like Micro-Electronics and Mechanics System). Finally, when it's done, the system will support physiotherapy post surgical sessions helping at the knees reablitation.

Key words: Rehabilitatio, Orthosis, Knee, Cruciate-Ligament.