

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA  
CENTRO DE TECNOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE  
PRODUÇÃO**

**DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO PARA  
AVALIAÇÃO FUNCIONAL DE JOELHO**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**Estele Caroline Welter Meereis**

**Santa Maria, RS, Brasil**

**2013**

**PPGEP/UFSM RS**

**MEEREIS, Estele Caroline Welter**

**Mestre**

**2013**

# **DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO PARA AVALIAÇÃO FUNCIONAL DE JOELHO**

**Estele Caroline Welter Meereis**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção, Área de Concentração: Gerência da Produção da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito parcial para obtenção do grau de **Mestre em Engenharia de Produção**.

**Orientador: Alberto Souza Schmidt**

**Santa Maria, RS, Brasil**

**2013**

**Universidade Federal de Santa Maria  
Centro de Tecnologia  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção**

A Comissão Examinadora, abaixo assinada,  
aprova a dissertação

**DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO PARA AVALIAÇÃO  
FUNCIONAL DE JOELHO**

Elaborada por  
**Estele Caroline Welter Meereis**

como requisito parcial para obtenção do grau de  
**Mestre em Engenharia de Produção**

**COMISSÃO EXAMINADORA:**

---

**Alberto Souza Schmidt, Dr.  
(Orientador)**

---

**Alexandre Dias da Silva, Dr. (UFSM)**

---

**Carlos Bolli Mota, Dr. (UFSM)**

---

**Jadir Camargo Lemos, Dr. (UFSM)**

**Santa Maria, 26 de fevereiro de 2013.**

## **Dedicatória**

Dedico este trabalho a minha família.  
A meus pais, que foram meus primeiros mestres ensinando os valores da vida,  
por sempre me incentivarem a ir em busca da realização de meus sonhos;  
A meus irmãos por me ensinarem o significado da palavra companheirismo e  
pelo exemplo de persistência.

## **AGRADECIMENTO**

Agradeço primeiramente a Universidade Federal de Santa Maria, por oportunizar a ampliação do conhecimento, por me aproximar de pessoas que me proporcionam crescimento pessoal e acadêmico continuamente, além de disponibilizar as ferramentas necessárias para a execução do presente trabalho.

Aos professores Alberto Souza Schmidt e Alexandre Dias da Silva, por aceitarem a orientação deste trabalho e contribuírem com seus conhecimentos para o mesmo.

Ao professor Carlos Bolli Mota, por incentivar e fornecer assistência durante o mestrado e em todas as fases de desenvolvimento do equipamento.

Ao professor Jadir Camargo Lemos, por colaborar na qualificação do trabalho final.

A equipe do Núcleo de Automação e Processos de Fabricação - NAFA pela confecção do protótipo e aos engenheiros mecânicos Rodrigo Menegon e Cleidir Rogério Mayer, pelo desenvolvimento dos desenhos e confecção do protótipo.

Aos colegas do Programa de Pós Graduação em Engenharia de Produção e do Laboratório de Biomecânica pelo companheirismo e discussões que colaboraram com o projeto do equipamento e pela troca de experiências durante o mestrado.

Aos professores do Programa de Pós Graduação em Engenharia de Produção, do Departamento de Fisioterapia e do Centro de Educação Física e Desportos pela colaboração no decorrer do mestrado. Ao professor Jefferson Potiguara de Moraes pela colaboração durante a docência orientada.

Aos fisioterapeutas e educadores físicos que participaram das entrevistas e colaboraram com o desenvolvimento do equipamento.

Ao Fundo de Incentivo à Inovação Tecnológica (FIT) e à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro, que tornaram possível a execução do projeto.

Agradeço a minha família, ao meu namorado e aos meus amigos por fornecerem apoio e incentivo sempre que necessário. E a todos que de forma direta ou indireta colaboraram para a realização desse trabalho.

Ninguém caminha sozinho... OBRIGADA A TODOS!

## RESUMO

Dissertação de Mestrado  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção  
Universidade Federal de Santa Maria

### DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO PARA AVALIAÇÃO FUNCIONAL DE JOELHO

AUTORA: ESTELE CAROLINE WELTER MEEREIS

ORIENTADOR: ALBERTO SOUZA SCHMIDT

Data e Local da Defesa: Santa Maria, 26 de fevereiro de 2013.

O joelho é uma das articulações mais complexas do corpo humano, sendo que os músculos flexores e extensores de joelho são os principais responsáveis pela sua estabilização dinâmica. A avaliação do torque muscular permite aos profissionais acompanharem a eficácia de intervenções terapêuticas durante a reabilitação, a eficiência de treinamentos na prática de esportes, bem como, detectarem assimetrias de força. Um dos métodos utilizados para a realização dessa avaliação é o dinamômetro, o qual pode avaliar o torque produzido em toda a amplitude do movimento de forma isométrica ou isocinética. No entanto, este equipamento possui custo muito elevado, sendo pouco acessível à maioria dos profissionais e pesquisadores. Diante disso, o presente trabalho propõe o desenvolvimento de um equipamento para avaliação funcional da articulação do joelho. Para isso, foi utilizada a metodologia de desenvolvimento de produto proposta por Bach et al. (2008) até se obter o protótipo do equipamento. O protótipo é composto por um pedal movimentado a uma velocidade e amplitude programável por um motor de passo. Na porção distal do pedal há um dinamômetro acoplado o qual verifica a força aplicada durante a execução dos movimentos de flexão e extensão de joelho. O equipamento é monitorado com auxílio dos *softwares Mach3* e *Data logger232*, nos quais é possível programar a velocidade e posição angular do pedal, bem como, obter as informações advindas do dinamômetro. Após a construção do protótipo, foi verificado que o desenvolvimento do equipamento proposto é viável e foi considerado de baixo custo. Sugere-se, portanto, o aprimoramento do mesmo para a construção do produto final.

**Palavras-chave:** Desenvolvimento de produto, avaliação funcional de joelho, fisioterapia.

## **ABSTRACT**

Master's Degree Dissertation  
Master's Degree Program in Production Engineering  
Federal University of Santa Maria, RS, Brazil

### **DEVELOPMENT OF EQUIPMENT TO FUNCTIONAL KNEE EVALUATION**

AUTHOR: ESTELE CAROLINE WELTER MEEREIS

ADVISER: ALBERTO SOUZA SCHMIDT

Date and Location of Defense: Santa Maria, 26<sup>th</sup> of February 2013.

*The knee is considered one of the most complex joints in the human body, and the main muscles responsible for the dynamic stabilization of the knee are the flexor and the extensor muscles. The evaluation of the muscle strength enables professionals to monitor the effectiveness of therapeutic interventions during rehabilitation and the efficiency of training in sports, as well as, detecting asymmetries of strength. One of the methods used for carrying out such evaluation is the dynamometer, which can evaluate the torque produced across the breadth of the isometric or isokinetic movement forms. However, such equipment is expensive and little accessible to the majority of professionals and researchers. Given this, the present work proposes the development of equipment to functional knee evaluation. For this, we used the product development methodology proposed by Bach et al. (2008) until the creation of the equipment prototype. The prototype consisted of a pedal moved at a speed and scale programmable by a stepper motor. In the distal portion of the pedal, there is a coupled dynamometer that checks the force applied during the execution of the flexion and extension movements of the knee. The evaluator has a computer that programs the speed and the angular position of the pedal, as well as, gets the information from the dynamometer. After the construction of the prototype, it was verified that the development of the proposed equipment is feasible and cost effective. Therefore, it is suggested the improvement of the prototype for the construction of the final product.*

**Keywords:** *Product Development, knee functional evaluation, physiotherapy.*



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Estrutura do trabalho. ....	16
Figura 2 – Anatomia da articulação do joelho. ....	19
Figura 3 – Importância da patela para a biomecânica do joelho. ....	19
Figura 4 – Músculos extensores de joelho superficiais. ....	21
Figura 5 – Músculos flexores de joelho superficiais. ....	22
Figura 6 – Equipamento para exercício muscular e reabilitação. ....	33
Figura 7 – Sistema isocinético para testes de força em joelhos, ombros e coluna. ....	34
Figura 8 – Equipamento para testes isocinéticos. ....	34
Figura 9 – Equipamento isocinético Biodex Medical System. ....	35
Figura 10 – Fotografia do equipamento isocinético Cybex Norm. ....	36
Figura 11 – Equipamento Humac Norm. ....	36
Figura 12 – Amplitude de movimento de joelho Humac Norm. ....	37
Figura 13 – Espaço requerido pelo equipamento Humac Norm. ....	38
Figura 14 – Diagrama ilustrando o processo de desenvolvimento do projeto. ....	39
Figura 15 – Distâncias que devem ser consideradas. ....	45
Figura 16 – Estrutura de funções para um equipamento de avaliação isocinética. ....	47
Figura 17 – Subsistemas de um equipamento para avaliação isocinética de joelho. ....	48
Figura 18- Concepção número 3, escolhida a partir da matriz morfológica. ....	54
Figura 19 – Conceito do equipamento. ....	55
Figura 20 – Arquitetura do produto. ....	56
Figura 21 – Conjunto da base da cadeira. ....	59
Figura 22 – Conjunto da cadeira. ....	60
Figura 23 – Conjunto da tornozeleira. ....	61
Figura 24 – Conjunto motor. ....	61
Figura 25 – Conjunto da base do motor. ....	62
Figura 26 – Conjunto do pedal. ....	63
Figura 27 – Conjunto base da cadeira, nas vistas isométrica e explodida. ....	64
Figura 28 – Conjunto cadeira, nas vistas isométrica e explodida. ....	64
Figura 29 – Conjunto da tornozeleira, nas vistas isométrica e explodida. ....	65
Figura 30 – Ilustração da interface do <i>Software</i> Mach 3. ....	66
Figura 31 – Comunicação entre o motor e o computador por meio do <i>driver</i> . ....	67
Figura 32 – Motor nas vistas isométrica e explodida. ....	68
Figura 33 – Base do motor nas vistas isométrica e explodida. ....	68
Figura 34 – Pedal nas vistas isométrica e explodida. ....	69
Figura 35 – Comunicação entre célula de carga e computador por meio do dinamômetro. ....	70
Figura 36 – <i>Software</i> do dinamômetro. ....	71
Figura 37 – <i>Layout</i> final do equipamento. ....	72
Figura 38 – Conjunto da base da cadeira e da cadeira. ....	73
Figura 39 – Conjunto da base do motor e do motor. ....	73
Figura 40 – Conjunto da tornozeleira e pedal. ....	74
Figura 41 – Detalhe do material do suporte da célula de carga. ....	74
Figura 42 – Protótipo do equipamento na vista anterior. ....	76
Figura 44 – Pré-Programação utilizada para as simulações. ....	78
Figura 45 – Planilha ilustrando resultados da simulação 1. ....	80
Figura 46 – Interface do <i>software data logger232</i> ilustrando gráfico da situação 2. ....	81
Figura 47 – Resultados da avaliação visualizados após a simulação do da situação 3. ....	82
Figura 48 – Gráfico exportado em formato pdf referente a situação 3. ....	83

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Síntese dos artigos sobre métodos para avaliação de força muscular. ....	27
Quadro 2 – Características do equipamento Biodex Medical System.....	35
Quadro 3 – Características do equipamento Humac Norm.. ....	37
Quadro 4 – Dados da entrevista com clientes potenciais. ....	41
Quadro 5 – Adequação dos requisitos dos clientes em requisitos do projeto.....	41
Quadro 6 – Matriz da Qualidade – QFD de um projeto de equipamento.....	43
Quadro 7 – Equipamentos de Dinamômetros isocinéticos disponíveis no mercado.....	46
Quadro 8 – Matriz morfológica para o equipamento. ....	53
Quadro 9 – Componentes dos conjuntos do equipamento. ....	58
Quadro 10 – Situações de avaliação. ....	79
Quadro 11 – Lista de materiais.....	93

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- AVD – Atividades de vida diária
- ADM – Amplitude de movimento
- RM – Repetição máxima
- TMM – Teste muscular manual
- QFD – *Quality Function Deployment*
- MIG – *Metal inert gas*
- MI – Membro Inferior
- MMII – Membros inferiores
- MMSS – Membros superiores
- CNC – Comando numérico computadorizado
- ABNT – Associação brasileira de normas e técnicas
- CPM – *Continuous passive movement*
- TIG – *Tungsten inert gás*
- NAFA – Núcleo de Automação e Processos de Fabricação
- ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>13</b>
1.1 Problematização.....	14
1.2 Justificativa.....	14
1.3 Objetivo .....	15
1.3.1 Objetivo geral .....	15
1.3.2 Objetivos específicos.....	15
1.4 Estrutura do trabalho .....	15
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>17</b>
2.1 Biomecânica da articulação do joelho .....	17
2.1.1 Músculos da articulação do joelho .....	20
2.3 Força muscular .....	23
2.3.1 Instrumentos para avaliação de força muscular.....	24
2.5 Avaliação de torque isométrico e isocinético de joelho .....	30
2.6 Estado da arte de equipamentos para avaliação funcional de joelho.....	32
2.7.1 Considerações gerais sobre os equipamentos para avaliação funcional de joelho.....	38
<b>3 METODOLOGIA .....</b>	<b>39</b>
3.1 Projeto Informacional .....	40
3.2 Projeto conceitual .....	45
3.3 Projeto preliminar .....	56
3.4 Projeto detalhado .....	63
3.4.1 Protótipo .....	72
<b>4 RESULTADOS.....</b>	<b>78</b>
<b>5 CONCLUSÃO .....</b>	<b>84</b>
<b>6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>85</b>
<b>APÊNDICE .....</b>	<b>91</b>

# 1 INTRODUÇÃO

A análise do movimento humano é fundamental para determinar as relações entre limitações e capacidades funcionais dos indivíduos (DURWARD et al., 2001). A necessidade de uma atuação embasada em evidências científicas exige que profissionais e pesquisadores busquem cada vez mais métodos de avaliação que sejam válidos e confiáveis (SAMPAIO et al., 2002). A medida da força muscular é um componente importante na avaliação física, pois permite aos profissionais acompanharem a eficácia das intervenções terapêuticas durante a reabilitação (REESE, 2000), bem como do treinamento de força na prática de esportes (AQUINO et al., 2007).

A articulação do joelho é uma das mais complexas articulações do corpo humano (KAPANDJI, 2000), ela é estabilizada por ligamentos, cápsula articular e pelos músculos flexores e extensores adjacentes, os quais são os principais responsáveis pela sua estabilização dinâmica (DELGADO et al., 2004). A deficiência de força nessa musculatura ou a diferença atípica de torque entre agonistas e antagonistas causam uma sobrecarga na articulação, propiciando o aparecimento de lesões (CARMELY, REZNICK e COLEMAN, 2000).

Burnett, Betts e King (2006) citam as lesões de joelho como uma das principais causas da incapacidade de locomoção. Portanto, a avaliação do desempenho dos músculos envolvidos nessa articulação é de grande importância, pois através desta análise é possível corrigir preventivamente déficits específicos, avaliar resultados de intervenções, determinar se o indivíduo tem condições de retornar às suas atividades esportivas ou ocupacionais (TUNSTALL, MULLINEAUX e VERNON, 2005) e também torna possível desenvolver pesquisas visando aperfeiçoar estratégias de reabilitação e de treinamento físico.

Um dos métodos utilizados para estimar a força muscular faz uso de um dinamômetro, o qual permite aferir o torque produzido em toda a amplitude do movimento (ADM) de forma isométrica ou isocinética. No entanto, o equipamento que viabiliza este método de avaliação possui custo muito elevado, sendo pouco acessível à maioria dos profissionais da área da saúde (SCHNEIDER, RODRIGUES e MEYER, 2002; D'ALESSANDRO et al., 2005; HAMILL e KNUTZEN, 2008).

Diante disso, o presente trabalho propõe o desenvolvimento de um equipamento para avaliação funcional de joelho através da avaliação de torque.

## **1.1 Problematização**

Considerando que a credibilidade científica das atividades profissionais passa pela escolha de métodos de avaliação que sejam válidos e confiáveis, a utilização de instrumentos que não satisfazem esses critérios impossibilita a justificativa das decisões clínicas e a demonstração da eficácia das intervenções (AQUINO et al., 2007). Um dos métodos utilizados para a avaliação da força muscular que satisfaz essas necessidades, considerado o método que seria ideal para pesquisadores da área da Fisioterapia e Educação Física, é o dinamômetro isocinético, pois avalia o torque muscular em toda a ADM. No entanto, o mesmo é pouco acessível à maioria dos profissionais e pesquisadores em função de seu custo elevado (SCHNEIDER, RODRIGUES e MEYER, 2002; D´ALESSANDRO et al., 2005; HAMILL e KNUTZEN, 2008).

Os laboratórios de pesquisa, muitas vezes, necessitam de equipamentos simples que atendam ao propósito de realizar as avaliações necessárias. Para a análise da condição do joelho, os equipamentos existentes são sofisticados e ajustáveis para outras articulações o que acaba aumentando o seu custo; isso acaba dificultando que laboratórios adquiram esses equipamentos, como é o caso do Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Santa Maria, o qual serve como referência em pesquisas relacionadas ao movimento humano, tanto dos cursos de Educação Física como Fisioterapia. Dessa forma, existe a necessidade de confeccionar um equipamento que seja de baixo custo e capaz de mensurar o torque da articulação de joelho durante toda a ADM para contribuir com a comunidade científica.

## **1.2 Justificativa**

Tendo em vista a importância da articulação do joelho para a locomoção humana e o imprescindível suporte dinâmico fornecido pelos músculos dessa articulação durante as atividades de vida diária (AVD), a quantificação do torque desses músculos é fundamental para estabelecer critérios necessários para a alta do paciente no processo de reabilitação. Além disso, essa avaliação é necessária para fornecer parâmetros durante o treinamento físico, bem como comparar diferentes métodos de treinamento. O acesso a um equipamento capaz de mensurá-la em diferentes amplitudes de movimento de forma fidedigna torna possível que pesquisadores de diferentes laboratórios compartilhem informações a respeito desse tema. Considerando que os modelos existentes no mercado necessitam de um investimento

dispendioso, justifica-se a confecção de um equipamento de custo acessível, que possua as funções básicas necessárias para avaliação da função da articulação do joelho para atender essa demanda.

### **1.3 Objetivo**

Para alcançar o objetivo deste trabalho, foi definido o objetivo geral, assim como os objetivos específicos, os quais são necessários para se alcançar o objetivo geral.

#### **1.3.1 Objetivo geral**

- O objetivo geral desse trabalho é desenvolver um equipamento para avaliação funcional da articulação do joelho.

#### **1.3.2 Objetivos específicos**

- Desenvolver um dispositivo para avaliação de torque isométrico e isocinético da articulação do joelho em diferentes amplitudes de movimento.
- Contextualizar o uso e a aplicação dos equipamentos de avaliação de torque isométrico e isocinético;
- Definir a concepção do equipamento de acordo com requisitos do projeto;
- Apresentar o desenvolvimento do equipamento proposto.

### **1.4 Estrutura do trabalho**

Este estudo encontra-se estruturado em cinco etapas principais, as quais estão ilustradas na Figura 1. A primeira apresenta o tema abordado, a problematização, a justificativa, os objetivos do trabalho, bem como, a estruturação do mesmo.

A segunda etapa apresenta a revisão bibliográfica necessária à realização do estudo, dando ênfase a seis tópicos principais: biomecânica da articulação do joelho; músculos da articulação do joelho; força muscular; instrumentos para avaliação de força muscular; avaliação de torque isométrico e isocinético de joelho; estado da arte de equipamentos para avaliação funcional de joelho.

O terceiro capítulo abordado a metodologia de desenvolvimento de produto; No quarto capítulo são descritos os resultados obtidos; E por fim, no quinto capítulo, são apresentadas as conclusões e recomendações.

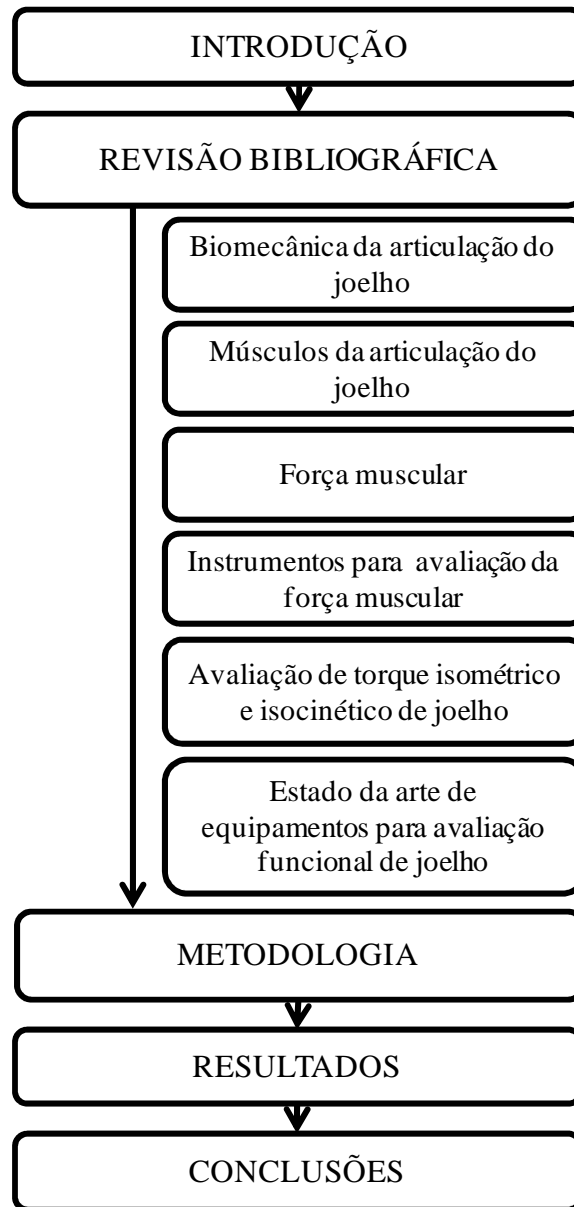


Figura 1 – Estrutura do trabalho.



## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Para dar suporte à proposta deste estudo, a revisão envolve os seguintes assuntos: biomecânica da articulação do joelho, músculos da articulação do joelho, força muscular, avaliação de torque isométrico e isocinético de joelho, estado da arte de equipamentos para avaliação funcional de joelho.

### 2.1 Biomecânica da articulação do joelho

A biomecânica estuda diferentes temas relacionados ao movimento humano incluindo: funcionamento de músculos, tendões, ligamentos, cartilagens e ossos, cargas e sobrecargas de estruturas específicas, e fatores que influenciam o desempenho (AMADIO e DUARTE, 1996). Um dos conceitos mais atuais sobre biomecânica foi descrito por Nigg e Herzog (1995), que a definem como sendo a ciência que examina as forças que atuam externa e internamente numa estrutura biológica e o efeito produzido por essas forças.

De forma geral, a biomecânica preocupa-se com a descrição, análise e interpretação de movimentos dos segmentos do corpo humano. Através da aplicação dos conceitos básicos da física, ela permite entender porque determinadas técnicas são mais apropriadas do que outras; mais especificamente, permite melhorar a técnica de realização de movimentos, a fabricação de equipamentos esportivos, próteses, bem como, prevenir lesões e auxiliar na reabilitação de lesões (AMADIO e DUARTE, 1996).

No corpo humano os músculos são os principais responsáveis por produzir as forças que agem através do sistema de alavancas ósseas, esse sistema atua estaticamente contra uma resistência ou produz movimento, na maioria das vezes, de rotação. O efeito de uma força que tende a produzir ou produz uma rotação é chamado de torque, o qual matematicamente é definido como o produto da intensidade da força pela distância perpendicular da linha de ação da força ao eixo de rotação (HAMILL e KNUTZEN, 2008). É importante considerar que parte da tensão ou força gerada pelo músculo não é utilizada na produção de torque ou rotação do segmento, existem alguns fatores mecânicos que influenciam na produção de torque, como o ângulo de inserção do músculo, a velocidade da contração muscular, o comprimento muscular e o braço de alavanca,

Dependendo do ângulo de inserção do músculo, parte da força é direcionada para estabilização ou desestabilização do segmento. Embora a tensão muscular possa ser mantida

durante um movimento articular, o componente rotatório e o torque irão variar conforme a variação do ângulo de inserção (NEUMANN, 2011).

Em relação à velocidade de contração, na força concêntrica, quando a resistência é alta, a velocidade de encurtamento deve ser relativamente baixa. Quando a resistência é baixa, a velocidade de encurtamento pode ser relativamente alta. Essa relação indica que para uma determinada carga ou força muscular desejada existe uma velocidade máxima de encurtamento possível. Já, na contração excêntrica, em cargas menores que a isométrica máxima, a velocidade de estiramento é controlada voluntariamente e em cargas maiores que a isométrica máxima, o músculo é forçado a estirar com velocidade proporcional à carga (HAMILL e KNUTZEN, 2008).

Considerando o comprimento muscular, o pico de geração de força acontece quando o músculo está levemente estirado (HAMILL e KNUTZEN, 2008). Em relação ao braço de alavanca, conforme a posição em que se encontra a articulação é modificada a distância de aplicação perpendicular da força, por exemplo, na extensão do joelho, partindo da posição de flexão a  $90^\circ$  a força de resistência está agindo na direção do eixo da articulação, sendo o braço de resistência igual a 0; e na medida em que o joelho vai estendendo, o braço de resistência vai aumentando (NEUMANN, 2011). Logo, a variação do comprimento muscular e a variação do braço de resistência, dificultam o movimento de extensão de joelho ao longo da mesma, sendo o final da extensão o ponto de maior desvantagem mecânica nesse movimento.

Diante desses fatores, se observa a importância de avaliações que considerem todo o arco de movimento, para que a força aferida não seja limitada em decorrência dessas amplitudes, nas quais há desvantagem mecânica.

A articulação do joelho é projetada para mobilidade e estabilidade, possui dois graus de liberdade: flexão, extensão, e rotação axial somente quando se encontra em flexão. No plano sagital, a flexão ocorre de  $0^\circ$  a  $120^\circ$ . Quando o quadril está estendido, a amplitude de flexão do joelho diminui, devido à limitação do músculo reto femoral. A hiperextensão é mínima, e normalmente não excede  $15^\circ$  (KISNER e COLBY, 2009).

O joelho trabalha essencialmente em compressão, sob a ação da gravidade (HAMILL e KNUTZEN, 2008). É uma das articulações mais complexas do corpo humano em termos de biomecânica, estando sujeita a sofrer lesões, tanto traumáticas, quanto degenerativas como os desgastes articulares (KAPANDJI, 2000). Ela é formada pela extremidade distal do fêmur, pela extremidade proximal da tíbia e, pela patela, possui ligamentos que a estabilizam, auxiliados pelos meniscos medial e lateral, que também auxiliam no amortecimento de

impacto (HAMILL e KNUTZEN, 2008). Na Figura 2, pode-se observar os principais componentes da articulação do joelho.

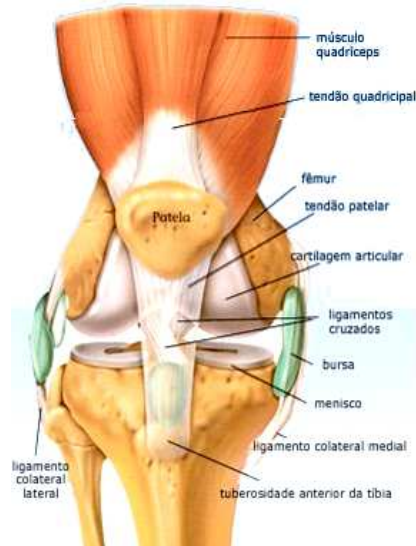


Figura 2 – Anatomia da articulação do joelho. Fonte: Google Imagens

No que se refere a produção de movimento, a patela tem importante papel para o aproveitamento de força, atuando como um pivô, ampliando a vantagem mecânica do quadríceps durante a extensão do joelho em função de ela aumentar a distância entre a linha da ação do músculo e o centro articular (DE OLIVEIRA, 2003). Por esta razão, o braço do momento é aumentado, o que permite ao músculo ter maior força aproveitada para a produção de torque, ou seja, sem a patela, esse braço de força seria menor e grande parte da força do músculo seria direcionada apenas à estabilização da articulação. Na Figura 3 é possível observar a importância da patela para a biomecânica da articulação do joelho.

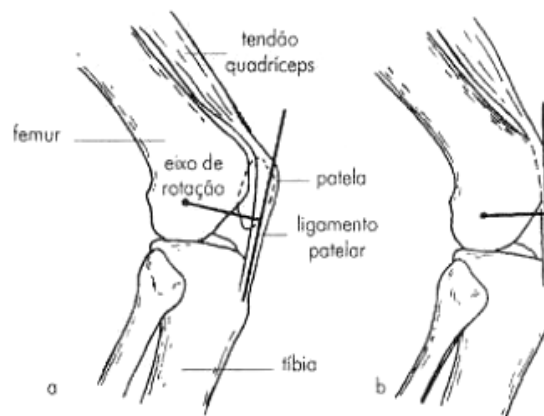


Figura 3 – Importância da patela para a biomecânica do joelho. Fonte: Google Imagens

Contudo, quando a patela aumenta o componente rotatório (para rodar a tíbia sobre o fêmur neste exercício), há também um aumento do componente translatório, que tende a deslizar a tíbia anteriormente. Considerando que o ligamento cruzado anterior (LCA) previne o deslizamento anterior da tíbia neste momento, a integridade do LCA é fundamental para a estabilidade da articulação do joelho durante a extensão de joelho partindo de uma flexão (HAMILL e KNUTZEN, 2008).

Campos (2000) refere que a articulação do joelho não possui uma grande estabilidade do ponto de vista ósseo, por isso depende dos ligamentos e músculos para preservá-la de lesões durante os movimentos, Kapandji (2000) acrescenta que os músculos, com a sua contração perfeitamente sincronizada, se opõe a distorções de forma antecipatória na previsão de possíveis problemas detectados pelo córtex cerebral, sendo uma ajuda indispensável para os ligamentos que são capazes de reagir apenas de forma passiva.

Por essa razão, a integridade dos músculos que cruzam esta articulação é necessária para aumentar o grau de estabilidade e diminuir o risco de lesões ligamentares sendo que essa articulação é o elo de ligação do membro inferior (MI), fundamental para qualquer movimento que dependa de absorção de impacto e deslocamento (CAMPOS, 2000). Dentre esses músculos, Kapandji (2000) destaca que o mais importante é o quadríceps femoral, o qual é capaz de compensar, em certa medida, o déficit ligamentar. Diante disso, o autor destaca que o bom trofismo desse músculo é imprescindível para uma intervenção cirúrgica ligamentar.

### **2.1.1 Músculos da articulação do joelho**

A potência dos músculos que envolvem a articulação do joelho é importante para qualquer forma de projeção ou translação, sendo que a musculatura responsável pela extensão de joelho também é utilizada para a contração excêntrica e para a desaceleração do joelho, quando o mesmo se encontra em rápida flexão (HAMILL e KNUTZEN, 2008).

O grupo muscular produtor da extensão de joelho é o quadríceps, o qual é até três vezes mais fortes do que o seu grupo muscular antagonista, os isquiotibiais, pela razão de estarem envolvidos na desaceleração e da continua contração em resposta a força gravitacional. O quadríceps é constituído pelos músculos reto da coxa, vasto intermédio, vasto lateral e vasto medial. Os principais músculos extensores da articulação do joelho estão ilustrados na Figura 4.

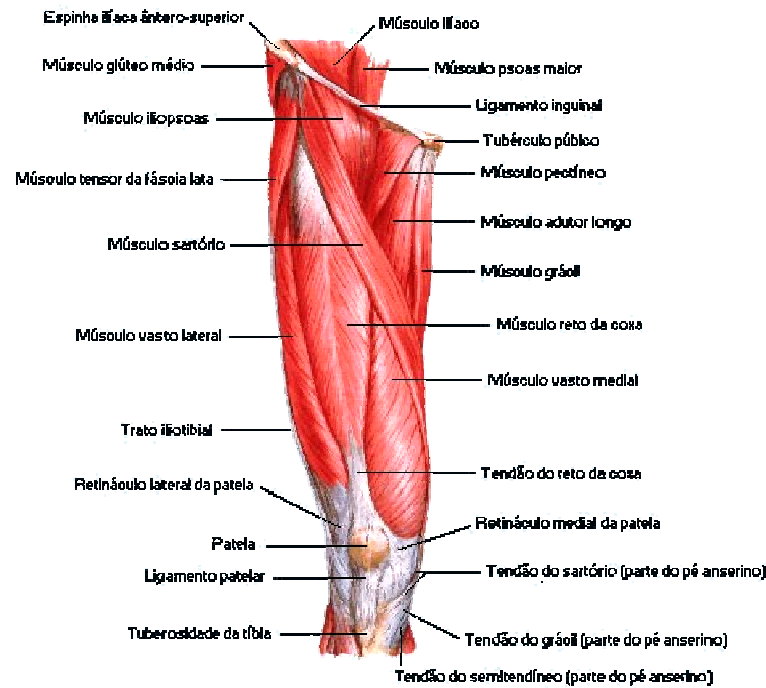


Figura 4 – Músculos extensores de joelho superficiais. Fonte: Netter, 2002.

Na Figura 4, também é possível observar que o quadríceps se une a tuberosidade da tíbia por meio do tendão patelar e contribui para a estabilidade da patela, além de diminuir a carga sobre os ligamentos do joelho (HAMILL e KNUTZEN, 2008).

O único músculo biarticular do quadríceps é o reto femoral, o qual não contribui significativamente para a extensão de joelho se o quadril estiver em flexão, sendo facilitado se o quadril estiver em extensão. Durante a marcha ou corrida, o reto femoral contribui para a extensão de joelho na fase de elevação dos dedos, quando a coxa está estendida (HAMILL e KNUTZEN, 2008).

Os principais músculos produtores de flexão de joelho são o bíceps femoral, semimembrânico e semitendíneo, também chamados de músculos isquiotibiais, os quais podem ser observados na Figura 5.

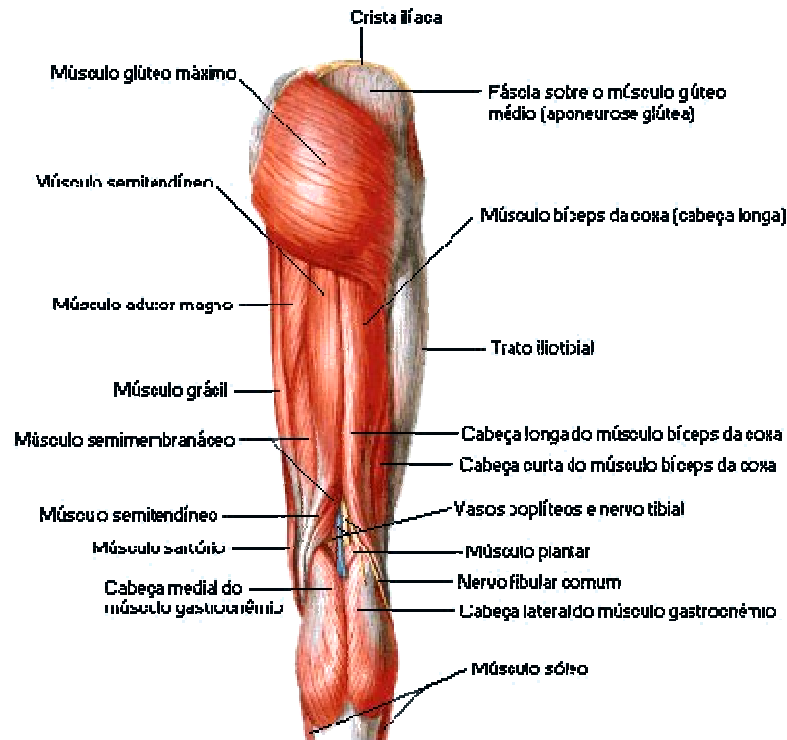


Figura 5 – Músculos flexores de joelho superficiais. Fonte: Netter, 2002.

Como flexores de joelho, os isquiotibiais podem gerar maior torque a partir de 90° de flexão, sendo que o mesmo diminui com a extensão em função do ângulo de inserção do tendão diminuir, reduzindo o ganho mecânico pela metade na posição de completa extensão em comparação a posição de 90° de flexão. Os músculos isquiotibiais trabalham com mais eficácia como flexores do joelho com o quadril em flexão. Se esses músculos ficarem tensionados, oferecem resistência a extensão da articulação pelo quadríceps femoral, o que impõe maior trabalho para esses músculos antagonistas. O gastrocnêmio, músculo biarticular, atua também como flexor de joelho, quando o pé se encontra em posição neutra, ou dorsiflexão (HAMILL e KNUTZEN, 2008).

A rotação interna e externa também são movimentos associados a movimentação da articulação do joelho. Para a rotação interna da tíbia atuam os músculos mediais: sartório, grácil, semitendíneo, semimembranoso e poplíteo; e para a rotação externa, o bíceps femoral (HAMILL e KNUTZEN, 2008).

Durante a marcha, após a fase de apoio, o quadril e o joelho devem ser rodados para ocorrer o movimento anterior do corpo sobre o pé de suporte, esta rotação é iniciada e controlada pelos músculos rotadores. Em atividades como a corrida, ao mudar a direção ou manter o equilíbrio sobre uma base de suporte instável, a força solicitada dos músculos rotadores aumenta. As atividades realizadas em posição de agachamento também dependem

músculos rotatórios para iniciar e controlar os movimentos do quadril e do joelho sobre a tíbia fixa em resposta às torções do tronco e das extremidades superiores. Assim, as lesões dos flexores de joelho são frequentemente decorrentes das suas ações como rotadores ou desaceleradores do movimento do membro (HAMILL E KNUTZEN, 2008).

De maneira geral, pode-se verificar a importância dos músculos flexores e extensores do joelho para as atividades de vida diária (AVDs). Em relação a isso, Duffey et al. (2000) demonstraram que a fraqueza do músculo quadríceps está associada com a incidência de dor anterior na articulação do joelho; e Carmely et al. (2000) salientam que esses desequilíbrios musculares podem predispor os atletas às lesões por produzirem elevados níveis de estresse nos tecidos. Sendo assim, para a prática do esporte, torna-se imprescindível o estabelecimento de parâmetros de função muscular (REESE, 2000).

### **2.3 Força muscular**

Um dos aspectos fundamentais para o movimento humano é a força muscular, a qual conceitualmente é definida como a capacidade do músculo esquelético produzir tensão e/ou torque (DE ALBUQUERQUE et al., 2011). A força muscular é um importante componente da aptidão física relacionada à saúde, além de indispensável para o desempenho físico em inúmeras atividades da vida diária e/ou esportivas (CARDOSO et al., 2011).

Enoka (2000) salienta que o ganho de força pode ser obtido sem alterações estruturais do músculo, mas não sem adaptações neurais. Assim, a força é uma propriedade do sistema neuromuscular, sendo que esta depende do recrutamento de unidades motoras. O conhecimento preciso do nível de força muscular de um indivíduo é importante tanto para a avaliação da capacidade funcional ocupacional, como para uma apropriada prescrição de exercícios atléticos e de reabilitação (BROWN e WEIR, 2003). Nesses casos, deve-se considerar os diferentes tipos de contração: isométricas, isotônicas e isocinéticas.

Nas contrações isométricas o tamanho do músculo se mantém constante. A principal vantagem do teste isométrico de força é que, com os equipamentos próprios, ele é relativamente rápido e de fácil execução, o que se aplica ao testar grandes grupos de indivíduos. Testar em diversos ângulos articulares permite a determinação da força em diferente ADM (BROWN e WEIR, 2003).

Nas contrações isotônicas um objeto de massa fixada é levantado contra a gravidade, é o tipo mais comum de contração muscular. Durante uma contração isotônica a tensão deve ser constante por toda a ADM. Existem dois tipos de contração isotônica: a concêntrica e a

excêntrica. Sendo que na contração concêntrica o comprimento do músculo encurta. Exemplo: a ação do músculo quadríceps no movimento de extensão da articulação do joelho. Já na contração excêntrica o comprimento do músculo aumenta. Exemplo: ação do músculo quadríceps na flexão da articulação do joelho (NEUMANN, 2011).

No teste isocinético é realizada uma contração com velocidade constante em toda ADM, há uma combinação entre a velocidade mecanicamente imposta e o movimento do indivíduo (BROWN e WEIR, 2003). O benefício desse tipo de avaliação ou treinamento é que permite que o músculo trabalhe ao máximo em todas as posições angulares, não sendo limitado pelas amplitudes em que existe a desvantagem mecânica.

Os testes de força muscular são muito importantes, pois, de acordo com Cardoso et al. (2011), músculos com deficiência de força estão mais suscetíveis à lesão durante a atividade, a qual pode resultar em dor, tornando esses indivíduos mais sedentários e conseqüentemente exacerbando a deficiência muscular (DIAS et al., 2010).

A força muscular é influenciada pelo envelhecimento, pois, de acordo com Ernesto et al. (2009), a capacidade de gerar força muscular diminui com o aumento da idade, especialmente após os 60 anos. Embora esse processo não possa ser interrompido, através de avaliações da força muscular é possível verificar a eficácia de diferentes treinamentos na manutenção da força, como realizado por Rizzi et al. (2010). Com isso, é possível prescrever treinamentos de forças mais adequados, encorajando os indivíduos a um estilo de vida fisicamente ativo, fazendo com que esses, possam manter níveis de força suficientes para as AVDs (NADEL e DIPIETRO, 1995).

Em relação à força dos músculos que envolvem a articulação do joelho, a principal causa de diminuição da força são as lesões e cirurgias dessa articulação. Segundo Slemenda et al. (1997), indivíduos com lesão condral no joelho, mesmo os assintomáticos, teriam menor capacidade de gerar torque do que indivíduos saudáveis. Isso pode ser causado pela atenuação da informação proprioceptiva advinda de mecanorreceptores dos ligamentos e da cápsula articular (KONISHI et al., 2002). De acordo com Traete (2007), essas alterações neuromotoras promovem falhas no padrão de recrutamento dos motoneurônios do quadríceps, sendo necessária a avaliação da força para diagnóstico.

### **2.3.1 Instrumentos para avaliação de força muscular**

Aspectos relativos à qualidade dos testes e instrumentos de medida utilizados por profissionais da área da reabilitação e dos esportes na prática e em pesquisas têm ganhado



crescente importância (BALMER e JUDY, 1998). A credibilidade científica das atividades profissionais passa pela escolha de métodos de avaliação que sejam válidos e confiáveis. A utilização de instrumentos que não satisfazem esses critérios impossibilita a justificativa das decisões clínicas e a demonstração da eficácia das intervenções (AQUINO et al., 2007).

Para a avaliação funcional de joelho são utilizados diversos instrumentos visando estimar a capacidade de produção de torque pelos músculos que envolvem essa articulação, muitos deles não possuem comprovada fidedignidade; no entanto, por serem de fácil acesso acabam sendo utilizados tanto na clínica quanto em pesquisas. A partir de um levantamento bibliográfico, foram identificados alguns instrumentos utilizados para inferir a força de músculos da articulação do joelho, os quais estão ilustrados no Quadro 1.

<b>AUTOR</b>	<b>MÉTODO UTILIZADO</b>	<b>TEMA DO ESTUDO</b>
Delgado <i>et al.</i> (2004)	Esfigmomanômetro modificado	FM de extensores X FM de flexores de joelho.
D'alessandro <i>et al.</i> (2005)	Dinamômetro isocinético, Salto horizontal unipodal	Dinamometria isocinética da articulação do joelho X Salto horizontal unipodal.
Malfatti <i>et al.</i> (2005)	Dinamômetro isocinético	Frequência Cardíaca X Velocidade do pico de torque de MMII
Guimarães <i>et al.</i> (2005)	Dinamômetro Manual Adaptado para MMII	FM de MMII X Fidedignidade de um instrumento adaptado.
Zacaron <i>et al.</i> (2006)	Dinamômetro isocinético	Nível de atividade física, dor, edema e disfunção muscular X Joelho de idosos com osteoartrite.
Quitério <i>et al.</i> (2007)	Dinamômetro isocinético	Frequência Cardíaca X Torque de MMII.
Facci e Marquetti (2007)	Teste muscular manual e Cirtometria de coxa	Osteoartrite (OA) X FM e testes específicos para OA X Fisioterapia Aquática.
Rodrigues <i>et al.</i> (2007)	Dinamômetro isocinético	Torque articular, atividade eletromiográfica de bíceps femoral X semitendíneo na flexão de joelho.
Traete <i>et al.</i> (2007)	Dinamômetro isocinético	Pico de torque de músculos ant. e post. de coxa X Reconstituição LCA.
Poletto <i>et al.</i> (2008)	Dinamômetro isocinético	Pico de torque, cinemática do joelho durante a marcha X Treino isocinético excêntrico do quadríceps.

continua

<b>AUTOR</b>	<b>MÉTODO UTILIZADO</b>	<b>TEMA DO ESTUDO</b>
Pássaro <i>et al.</i> (2008)	Dinamômetro isocinético	Pico de torque músculos ant. e post. de coxa X Reconstituição LCA.
Vasconcelos <i>et al.</i> (2009)	Dinamômetro isométrico Modificado	Avaliação de FM X Fidedignidade de um instrumento adaptado.
Lustosa <i>et al.</i> (2010)	Dinamômetro isocinético	Alongamento estático X FM de flexores e extensores de joelho.
Rizzi <i>et al.</i> (2010)	Teste muscular manual	Hidrocinestoterapia X FM e Flexibilidade de MMII.
Cardoso <i>et al.</i> (2011)	Teste de 1RM	Fibromialgia X FM extensores e flexores de joelho, Preensão palmar; Cap. funcional; Qualidade de vida.
Garcia <i>et al.</i> (2011)	Dinamômetro isocinético	FM de potência de MMII X circunferência de panturrilha X FM de preensão palmar X Mobilidade funcional X Nível de atividade física.
De Albuquerque <i>et al.</i> (2011)	Dinamômetro isocinético	Diferentes tipos de aquecimento X FM extensores de joelho.
Pereira <i>et al.</i> (2011)	Teste de ponta do pé e 1RM	FM de MMII X Teste de caminhada.

Quadro 1 – Síntese dos artigos sobre métodos para avaliação de força muscular.

A seguir será realizada uma breve descrição dos métodos utilizados nesses estudos:

a) Teste de uma repetição máxima (1RM): qual foi utilizado nos estudos de Cardoso et al. (2011) e Pereira et al. (2011). Para esse teste os indivíduos são orientados a realizar duas repetições no exercício proposto. Caso consigam realizá-lo, é concedido um intervalo de 5 minutos para a recuperação e, então, uma nova tentativa com uma carga maior. Os passos são seguidos até o momento em que o indivíduo realize apenas uma repetição, obtendo-se, então, a carga máxima do exercício (CARDOSO et al., 2011).

A principal crítica ao teste isotônico é que o escore da força de 1-RM é limitado pelo pouco aproveitamento da força em ADMs em que existe desvantagem mecânica, ou seja, quando o ângulo entre o braço de momento e a força aplicada é diferente de 90°. Além disso, esse teste exige múltiplas tentativas, as quais podem mascarar o potencial de força pela fadiga e tratando-se de um teste exaustivo para o paciente, não pode ser aplicado em caso de lesões (BROWN e WEIR, 2003).

b) Teste muscular manual (TMM): empregado por Facci e Marquetti (2007) e Rizzi et al. (2010). Teste utilizado até os dias atuais, no qual o indivíduo exerce uma força contra a resistência imposta pelo fisioterapeuta (RIZZI et al., 2010). A partir disso a força é classificada em uma escala de 0 a 5, sendo 5 força normal; 4++ quando o indivíduo é capaz de vencer a força da gravidade e uma resistência significativa; 4+ quando é capaz de vencer a gravidade e uma resistência moderada; 4 quando é capaz de vencer a gravidade e uma resistência pequena; 3 é capaz de vencer a força da gravidade sem resistência; 2 é incapaz de vencer a força da gravidade, mas capaz de se mover em um plano; 1 apresenta um esboço de contração ou contração muscular discreta sem movimentação articular; 0 não esboça contração (MILLER, e HAHN, 1996).

Em relação a esse teste, Delgado et al. (2004) refere que ele pode fornecer uma resposta submáxima se a força do paciente exceder a do fisioterapeuta, além de ser uma avaliação subjetiva

c) Perimetria: utilizado no estudo de Facci e Marquetti (2007). Com este método a força é mensurada através da leitura do perímetro do segmento. Delgado et al. (2004) citam que a associação entre perímetro e torque é questionada, pois a assimetria de perímetro, não necessariamente significa assimetria de força muscular.

d) Esfigmomanômetro modificado: utilizado por Delgado et al. (2004). Para este teste o paciente executa força contra um esfigmomanômetro, o pico de pressão aferida é relacionada a força máxima. Em virtude disso, ele é um método simples, de baixo custo e

rápida aplicação, mas só pode ser utilizado de forma comparativa, entre um membro e outro, em virtude da quantificação da força não poder ser realizada.

e) Salto horizontal unipodal: utilizado por D'Alessandro et al. (2005) para avaliação de força de atletas. Nesse teste a extremidade anterior do pé direito dos atletas é posicionada sobre uma primeira marcação para iniciar o teste, então é solicitado que os indivíduos saltem na maior distância possível com cada membro inferior. Sendo que podem utilizar os membros superiores (MMSS) para auxiliar na impulsão (D'ALESSANDRO et al., 2005). Esse teste só pode ser realizado por indivíduos saudáveis e utilizado com a finalidade de comparação, pois a quantificação da força também não pode ser realizada.

f) Dinamômetro isométrico modificado: Este método foi desenvolvido por Vasconcelos et al. (2009), trata-se de um equipamento para avaliação de força isométrica acoplando um dinamômetro isométrico de tração a um aparelho de mecanoterapia. Os autores referiram que este instrumento ofereceu grande confiabilidade; no entanto, apenas avalia a força isométrica.

g) Teste de ponta do pé: Nesse teste é cronometrado o tempo necessário para que o paciente execute cinco flexões plantares até uma altura previamente estipulada (PEREIRA et al., 2008). Esse teste pode estar sendo relacionado a força muscular de maneira equivocada; pois, pode estar avaliando outras habilidades motoras e não especificamente a força muscular, além de não quantificar a força.

h) Dinamômetro isocinético: foi utilizado em 12 estudos, sendo eles de D'alessandro et al.(2005), Malfatti *et al.* (2005), Zacaron et al. (2006), Quitério et al. (2007), Rodrigues et al. (2007), Traete et al. (2007), Poletto et al. (2008), Batista et al.(2008), Pássaro et al.(2008), Lustosa *et al.* (2010), Garcia et al. (2011), De Albuquerque et al. (2011). Este método foi o mais utilizado dentre os estudos, ele é considerado de grande confiabilidade e sua aplicabilidade na área da saúde pode apresentar vantagens como testar força isométrica em diferentes graus de ADM, força isocinética em diferentes velocidades (POLETTTO et al., 2008). No entanto, D'alessandro et al. (2005) e Schneider, Rodrigues e Meyer, (2002), citam que esses equipamentos são pouco acessíveis à maioria dos pesquisadores, fisioterapeutas e educadores físicos no Brasil, devido ao alto custo e por não existirem fabricantes a nível nacional.

Diante da revisão realizada, foi possível observar que o método mais empregado para a força avaliação da força muscular de membros inferiores foi utilizando o dinamômetro isocinético; no entanto, não houve homogeneidade e entre os pesquisadores na escolha do método, o que pode ser devido ao fato dos dinamômetros serem acessíveis apenas a uma

minoria dos pesquisadores. Isso indica que existe a necessidade de haver um método que seja acessível a comunidade científica e que atenda as necessidades de fornecer dados de forma fidedigna e de fácil comparação entre avaliações realizadas por diferentes profissionais.

## **2.5 Avaliação de torque isométrico e isocinético de joelho**

A avaliação funcional da articulação do joelho pode ser realizada através de avaliações de torque muscular isométrico e isocinético, para a avaliação tanto do torque isométrico como isocinético se utilizada um dinamômetro isocinético; com esse instrumento o torque isométrico pode ser avaliado em diferentes ADMs e o torque isocinético é avaliado durante toda a ADM em uma velocidade constante pré-determinada (SCHWARTZ et al., 2012).

Os parâmetros isocinéticos mais comumente relatados na literatura são torque, trabalho, potência e fadiga. O dinamômetro fornece valores de pico de torque e torque médio. A análise das curvas de torque por posição angular permite a avaliação da capacidade muscular em cada ponto da amplitude, possibilitando a identificação de déficits focais. Alterações específicas nessas curvas podem indicar a presença de patologias diversas, sendo as do joelho as mais comumente estudadas (WILK et al., 1991).

O controle neuromuscular, ou a capacidade de manter contrações estáveis pode ser avaliado pela análise de curvas sucessivas, também pode-se analisar o impacto de fatores como dor, inibição e nível funcional, geralmente associados a alterações do controle neuromuscular (AQUINO et al., 2007).

Diferente dos valores de torque, que se referem a um ponto específico da ADM, o valor de trabalho reflete a capacidade da musculatura de gerar força ao longo de toda a ADM; o trabalho é dado pela área abaixo da curva de torque em relação à posição angular. De forma mais precisa, o pico de torque é uma medida da força máxima de um indivíduo, enquanto o trabalho avalia sua habilidade de manter a produção de torque durante a ADM de um membro (BROWN e WEIR, 2003).

A potência está relacionada a força de explosão, ou seja, a velocidade com que a musculatura é capaz de gerar trabalho. O teste isocinético permite avaliar ainda a resistência da musculatura através da quantificação de fadiga. O decréscimo dos valores de torque e trabalho ao longo de várias repetições de contração da musculatura avaliada é utilizado para essa quantificação. Podem ser comparadas as primeiras e últimas repetições para obtenção do índice de fadiga (MASUDA et al., 2005).

Assimetrias e desequilíbrios musculares na produção de torque estão associadas ao aumento da incidência de lesões musculares durante a prática esportiva (LADEIRA e MAGEE, 2000; RAHNAMA et al., 2005; YILDIS et al., 2006). Em indivíduos com assimetria entre membros, a incidência de lesões ligamentares e musculares é de 45% comparado a 20% em indivíduos sem assimetrias (TURBEVILLE, et al., 2003). Em atletas com desequilíbrios entre agonistas e antagonistas maiores que 10% o risco de lesão é maior do que aquele de indivíduos sem desequilíbrios. Diante disso, tem sido proposto que programas preventivos para correção dos déficits de força detectados com a dinamometria isocinética sejam eficazes para a redução da incidência dessas lesões (RAHNAMA et al., 2005).

Estudos tem se utilizado desse tipo de equipamento para avaliar a função muscular de idosos e sua relação com osteoartrite (ZACARON et al., 2006), para investigar a relação entre o torque MMII e a frequência cardíaca (QUITÉRIO et al., 2007; MALFATTI et al., 2005); a influência de diferentes tipos de aquecimento na força de extensores de joelho (DE ALBUQUERQUE et al., 2011) e de diferentes tipos de alongamento na força muscular de flexores e extensores de joelho (LUSTOSA et al., 2010), comparar o torque muscular de músculos antagonistas de indivíduos normais (RODRIGUES et al., 2007) de indivíduos com reconstituição ligamento cruzado anterior (TRAETE et al. 2007; BATISTA et al. 2008; PÁSSARO et al., 2008), comparar o pico de torque pré e pós um treinamento isocinético excêntrico do músculo quadríceps (POLETTTO et al., 2008).

Avanços tecnológicos no desenvolvimento de dinamômetros para a medida da função muscular possibilitam mensurações mais precisas de diversos parâmetros musculares (OSKACAR et al., 2005). A dinamometria isocinética possibilita a quantificação rápida e confiável de variáveis relacionadas ao desempenho muscular incluindo relação agonista/antagonista e índice de fadiga (CONNELLY e VANDERVOOT, 2000).

Dinamômetros isocinéticos fornecem resistência ao movimento articular ao longo de uma determinada amplitude, possibilitando a avaliação de parâmetros relacionados à força muscular de forma dinâmica. O aparelho deve impedir que a velocidade do movimento exceda o valor pré-determinado, de modo que essa se mantenha constante (AQUINO et al., 2007). Isso permite que a musculatura produza força muscular máxima em todos os pontos da ADM (tanto em contrações concêntricas quanto excêntricas), o que não pode ser obtido com testes isométricos ou isotônicos (TERRERI, GREVE e AMATUZZI, 2001).

De forma geral, essa propriedade permite que se obtenha valores mais realistas em relação à capacidade funcional muscular máxima (TUNSTALL, MULLINEAUX e

VERNON, 2005). Ao realizar o teste com dinamômetro isocinético, Terreri, Greve e Amatuzzi (2001) referem que podem ser obtidos os seguintes dados:

- Força máxima e média;
- Força desenvolvida em relação ao peso corporal;
- Comparação da força entre os lados direito e esquerdo (lesado e não-lesado);
- Potência do músculo testado;
- Relação de equilíbrio entre os músculos que realizam o movimento;
- Resistência do músculo testado.

A avaliação oferece dados que permitem direcionar um programa de treinamento e/ou reabilitação; permite que o músculo seja exercitado com o máximo de força durante todo o movimento, uma vez que a velocidade do exercício é controlada; permite reprodutibilidade de teste para comparação de resultados antes e depois de um período de reabilitação/ treinamento (AQUINO et al., 2007).

Dessa forma, observa-se a vasta gama de análises que podem ser realizadas a partir de uma avaliação com dinamômetro isocinético e a importância do mesmo para a área da saúde. No entanto, há um consenso entre os autores de que o mesmo possui custo elevado, sendo pouco acessível à maioria dos profissionais e pesquisadores (SCHNEIDER, RODRIGUES e MEYER, 2002; BROWN e WEIR, 2003; D'ALESSANDRO et al., 2005; HAMILL e KNUTZEN, 2008).

## **2.6 Estado da arte de equipamentos para avaliação funcional de joelho**

Foi realizada uma busca em patentes, fontes bibliográficas e produtos ofertados no mercado com base em catálogos a fim de identificar o estado da arte desse tipo de equipamento.

A partir disso, foi encontrado que Krukowski (1986) desenvolveu um equipamento para exercícios musculares e reabilitação, o qual também pode ser utilizado para avaliação da força muscular. Esse equipamento possui um braço móvel sobre o qual a força do paciente deve ser aplicada; um servo motor acoplado a esse braço através de uma caixa de redução para a movimentação; um sensor utilizado para mensurar a força aplicada e fornecer o sinal correspondente; e um tacômetro para produzir o sinal de velocidade correspondente à velocidade do braço (Figura 6).



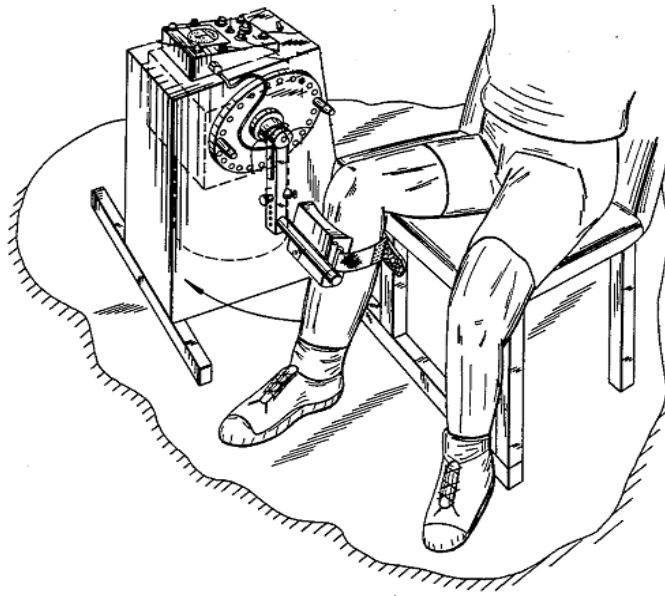


Figura 6 - Equipamento para exercício muscular e reabilitação. Fonte: Krukowski, (1986).

Para controlar o motor em relação à velocidade, é utilizado um sistema de feedback do circuito de velocidade do servo motor, assim o braço possui um torque resistivo constante, indiferentemente da força aplicada no braço, para os movimentos de extensão e flexão de vários segmentos corporais, sendo para avaliações de força concêntrica e excêntrica .

De forma semelhante, porém utilizando um dinamômetro linear, Dvir (2004) desenvolveu um sistema e um método para obter medidas isocinéticas angulares de vários segmentos corporais. O sistema fornece medidas isocinéticas do momento aplicado pelo membro enquanto este desenvolve um movimento de flexão a uma velocidade angular estabelecida em um efetivo eixo pivô. O método utiliza um dinamômetro linear configurado para desenvolver medidas isocinéticas em uma ADM pré-definida ao longo de uma trajetória linear.

Para o funcionamento Dvir (2004) descreve que o dinamômetro linear é utilizado para medir o perfil da força aplicado pelo membro sobre uma ADM e uma velocidade linear pré-definidas. Este perfil da força, a velocidade linear e o raio são então utilizados para derivar os dados de momento aplicado pelo membro e a velocidade angular correspondente, utilizando um computador.

Holder e Russel (2008) desenvolveram um sistema isocinético para conduzir testes de força em joelhos, ombros e coluna em uma situação singular. O equipamento possui uma estrutura de suporte, uma montagem disposta abaixo dessa estrutura, uma fonte de energia operacional, um braço principal com pivô anexo à fonte de energia, um braço de torque

primário conectado e desmontável anexado ao braço principal na extremidade, uma área de suporte ao usuário, uma célula de carga disposta no braço de torque primário, e uma estrutura onde o primeiro braço e o braço de torque são fixados e configurados para uma posição desejada para o teste isocinético dos joelhos, ombros e coluna (Figura 7).

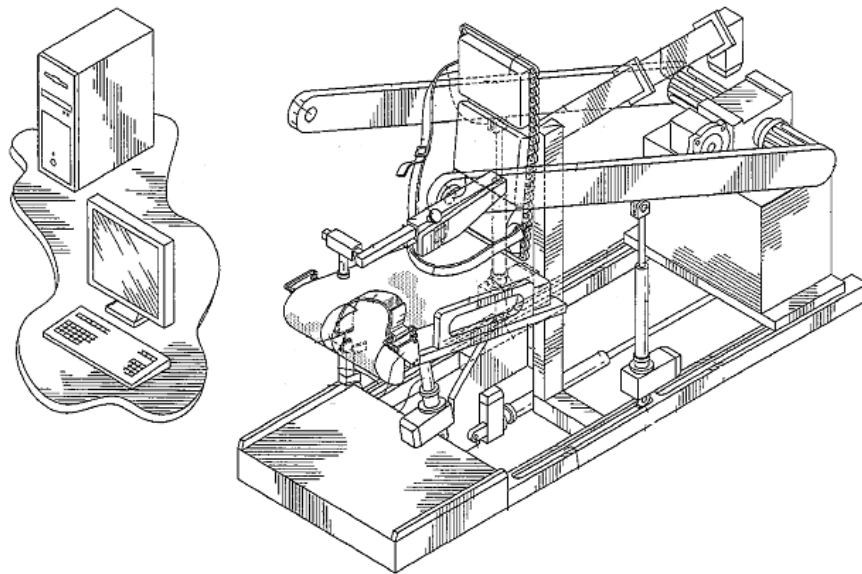


Figura 7 – Sistema isocinético para testes de força em joelhos, ombros e coluna. Fonte: Holder e Russel (2008).

Buscando desenvolver um equipamento portátil para testes isocinéticos Gilliam e Wells (2003) desenvolveram um equipamento que compreende uma cadeira ajustável, que é capaz de acomodar o paciente para testes isocinéticos de cotovelos, joelhos e coluna através de um conjunto de engrenagens. Na Figura 8 pode-se observar o posicionamento do paciente para as diferentes avaliações realizadas por esse equipamento.

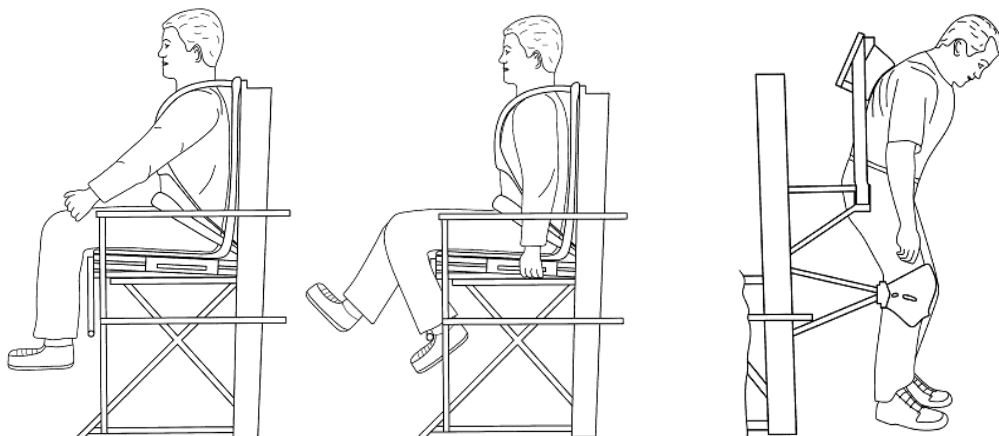


Figura 8 – Equipamento para testes isocinéticos. Fonte: Gilliam e Wells (2003).

Dentre os equipamentos disponibilizados no mercado, podemos citar o Biodex Medical System o qual possui operação em diferentes modos: Isocinético, Isométrico, Isotônico, Excêntrico e Passivo. Para cada modo o equipamento funciona a uma dada velocidade e torque como ilustra o Quadro 2.

	Velocidade	Torque
Concêntrico	até 500 °/seg	a partir de 680 Nm
Excêntrico	até 300 °/s –	até 544 Nm
Passivo	a partir de 0.25 °/s	a partir de 0,6 Nm

Quadro 2 – Características do equipamento Biodex Medical System. Fonte: Catálogo Carci Ind. Com. Ltda (2012).

O Biodex Medical System possui uma cadeira na qual o paciente é acomodado de diferentes formas para a avaliação das articulações de tornozelo, joelho, ombro, cotovelo, punho e quadril, necessita de 6,2 m<sup>2</sup> de área para sua operação. Ele é composto por uma cadeira, pedal, computador com seus respectivos suportes, como se pode observar na

Figura 9.



Figura 9 – Equipamento isocinético Biodex Medical System. Fonte: Catálogo Carci Ind. Com. Ltda. (2012).

Outro equipamento semelhante que esteve no mercado entre os anos de 1995 e 2003, é o Cybex Norm (Figura 10).



Figura 10 – Fotografia do equipamento isocinético Cybex Norm. Fonte: Autor.

Após o ano de 2003, o Cybex Norm teve algumas características e seu nome comercial substituído por Humac Norm, o qual está disponível no mercado (Figura 11). Esse equipamento é utilizado para exercício e teste de movimentos isocinéticos/isotônicos, passivos e contrações concêntricas, excêntricas e isométricas. Este sistema contém *software* clínico que permite a aquisição de dados e a elaboração de laudos e relatórios numéricos e gráficos, com até 23 protocolos de testes e exercícios para joelho, tornozelo, quadril, ombro, punho, cotovelo, antebraço e tronco.



Figura 11 – Equipamento Humac Norm. Fonte: Catálogo Instrucom (2012).

Outras características do sistema são: saída auxiliar para equipamentos acopláveis como EMG, plataforma de força e outros; relatório de testes, transferência para Excel. O *software* apresenta as medidas de torque, velocidade, posição, potência e resistência. Ele permite fazer análise unilateral, bilateral e análise de progresso. Os modos de trabalho são ilustrados no Quadro 3.

	<b>Velocidade</b>	<b>Torque</b>
Concêntrico	5 a 500 °/seg	678Nm
Excêntrico	5 a 300 °/seg	678Nm
Passivo	5 a 300 °/seg.	678Nm

Quadro 3 – Características do equipamento Humac Norm. Fonte: Catálogo Instrucom (2012).

O dinamômetro opera com os seguintes modos de resistência.

- Isocinético definido como velocidade constante com resistência variável.
- Isotônico definido como carga fixa com velocidade variável. A carga permanece no local quando o paciente está se movendo.
- Isométrico definido como velocidade zero em um ponto fixo.
- Isocinético gravidade zero. Dinamômetro retira o peso do membro e anexa durante o exercício ativo.

Parâmetros de medição: Pico Torque, Pico Torque Inicial, Média de Torque, Pico Torque Declive (Isométrico), Tempo de 1/2 Pico Torque (Isométrico), Tempo de Pico de Força (Isométrico). A ADM é de 0° – 135°, como pode ser visualizado na Figura 12.

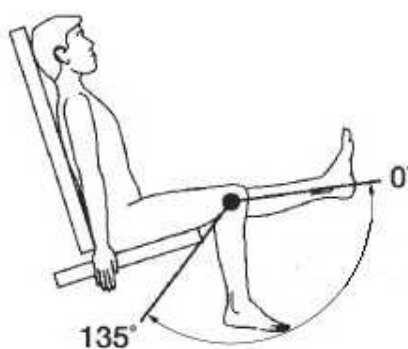


Figura 12 – Amplitude de movimento de joelho Humac Norm. Fonte: Catálogo Instrucom (2012).

O eixo mais preciso fixo para reabilitação ou teste do joelho é uma linha que passa transversalmente através dos côndilos femorais. Para isso é necessário a estabilização do membro contralateral e almofada lombar. O espaço requerido pelo equipamento é de 3,02m x 2,32m, como ilustra a Figura 13.

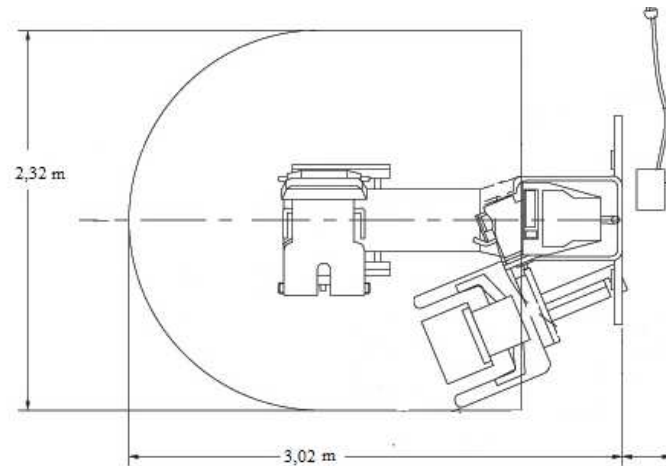


Figura 13 – Espaço requerido pelo equipamento Humac Norm. Fonte: Catálogo Instrucom (2012).

### 2.7.1 Considerações gerais sobre os equipamentos para avaliação funcional de joelho

É possível observar que os equipamentos desenvolvidos para avaliação isométrica e isocinética de joelho geralmente são fabricados para avaliar outras articulações além do joelho, isso muitas vezes exige um maior espaço para acomodação, além de um maior custo, como aqueles desenvolvidos por Krukoviski (1986), Dvir (2004) e Holder e Russel (2008); assim como os disponíveis no mercado.

Os referidos equipamentos possuem sistema motorizado para o controle da velocidade o que atribui maior confiabilidade ao teste isocinético, já naquele desenvolvido por Gilliam e Wells (2003) a velocidade não é controlada de forma motorizada, tornando a avaliação subjetiva no decorrer da amplitude de movimentação.

Portanto, através da pesquisa em banco de patentes, pesquisa de mercado e análise de equipamentos utilizados em artigos científicos é verificado que existe a necessidade de um equipamento acessível e confiável para avaliação funcional da articulação do joelho visto a grande importância dessa avaliação.

Diante disso, o foco deste trabalho é desenvolver um equipamento que possua as funções básicas necessárias para avaliação de torque muscular isométrico e isocinético de músculos da articulação do joelho.

### 3 METODOLOGIA

Trata-se de uma pesquisa qualitativa do tipo exploratória visando o desenvolvimento de produto, para tal se utilizou a metodologia proposta por Bach et al. (2008), a qual possui as seguintes fases: Projeto informacional, Projeto conceitual, Projeto preliminar, Projeto detalhado e por fim, o protótipo. Esta sequência está ilustrada na Figura 14.

A fase do Projeto informacional compreende as necessidades dos clientes, as quais são convertidas em requisitos do projeto. Estes são hierarquizados utilizando-se o método *Quality Function Deployment-QFD*. Na fase do Projeto conceitual é estabelecida a função global, a partir da qual é elaborada uma estrutura de funções. A seguir, utilizando o método da matriz morfológica, são gerados princípios de soluções e elaborado o conceito do produto.

Na fase do Projeto preliminar é definido o *layout* final do produto, com a arquitetura e necessidades da linha de montagem. Na fase do projeto detalhado é descrita a forma de fabricação do protótipo, o qual é construído no Núcleo de Automação e Processos de Fabricação (NAFA) da Universidade Federal de Santa Maria.

Para a realização deste projeto, foram utilizados os recursos: pesquisa bibliográfica, pesquisa em banco de patentes, aplicação de questionários, pesquisa de mercado, QFD - *Quality Function Deployment*, matriz morfológica e o *software* de desenho técnico *SolidWorks*.

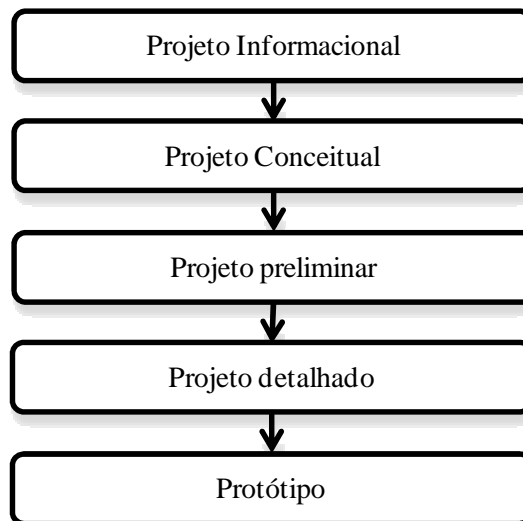


Figura 14 – Diagrama ilustrando o processo de desenvolvimento do projeto. Fonte: Bach et al. (2008).

### 3.1 Projeto Informacional

O projeto informacional inicia identificando-se as necessidades dos clientes, as quais são convertidas em requisitos de clientes. A partir desses, são estabelecidos os requisitos do projeto, os quais são hierarquizados, permitindo a identificação daqueles que melhor atendem aos requisitos dos clientes (BACH et al., 2008).

Para a identificação das necessidades dos clientes, foi realizada uma entrevista com a utilização de questionários para pesquisadores da área de biomecânica, fisioterapeutas que trabalham na área de ortopedia e traumatologia, e educadores físicos da área do treinamento muscular. Foram aplicadas nove questões semi-estruturadas, buscando identificar a importância do equipamento, se os entrevistados possuem ou gostariam de possuir o mesmo. Além disso, foram identificadas aplicações práticas deste e identificados os requisitos dos clientes para posterior desenvolvimento do projeto. As respostas foram categorizadas e estão expostas no Quadro 4.

<b>Dados da entrevista</b>		<b>Pesquisadores</b>	<b>Fisioterapeutas</b>	<b>Ed. Físicos</b>
Número de entrevistados		6	8	8
Conhecem equipamentos para avaliação de força isométrica e isocinética de músculos do joelho		6	4	5
Tem ou teriam equipamento para avaliação de força muscular	Possuem	0	0	0
	Não possuem	6	8	8
	Não gostariam de adquirir	0	0	0
	Gostariam de possuir	4	4	5
	Não possuem opinião formada	2	4	3
Importância da avaliação de força muscular	Para a reabilitação	6	7	7
	Para avaliar o nível de treinamento muscular	6	6	8
	Para avaliação de desequilíbrios musculares	6	6	7
	Para fins de diagnóstico	3	6	4

(continua)



(continuação)

<b>Dados da entrevista</b>	<b>Pesquisadores</b>	<b>Fisioterapeutas</b>	<b>Ed. Físicos</b>
Requisitos citados pelos entrevistados	Baixo custo, Confiabilidade, Segurança, Simplicidade de operação, Fornecimento de dados quantitativos.	Baixo custo Confiabilidade, Segurança, Simplicidade, Compacto, ADM Fisiológica, Gráficos, Estética.	Baixo custo Confiabilidade, Segurança, Simplicidade de operação, Velocidade Programável, Compacto, Estética.

Quadro 4 – Dados da entrevista com clientes potenciais.

A partir da relação dos requisitos citados pelos clientes, foram definidos os requisitos do projeto, os quais estão ilustrados no Quadro 5.

<b>Requisitos dos clientes</b>	<b>Requisitos de projeto do produto</b>
Baixo custo	Componentes comerciais
Confiabilidade	Calibração
Segurança	Interruptor de emergência
Simplicidade de operação	Interface amigável
Fornecimento de dados quantitativos	Planilha eletrônica
Fornecimento de gráficos	<i>Software</i> apropriado
Compacto	Simplicidade dos componentes
ADM Fisiológica	Amplitude programável
Estética	Bom acabamento
Ajuste de velocidade	Velocidade Programável
Ajustável ao paciente	Peças reguláveis

Quadro 5 – Adequação dos requisitos dos clientes em requisitos do projeto.

Depois de estabelecidos os requisitos de projeto, é necessário realizar sua hierarquização a fim de se saber qual dos requisitos são mais relevante no projeto. Para a definição da importância de cada um desses requisitos, foi utilizada a Técnica *Quality Function Deployment* (QFD). O QFD é um método de planejamento e desenvolvimento estruturado de produtos, que possibilita definir claramente os desejos e necessidades dos clientes Cheng (1996), visto que ele é capaz de transformar os requisitos do consumidor em características de qualidade do produto e o desenvolvimento da qualidade de projeto para o

produto, através de desdobramentos sistemáticos das relações entre os requisitos do consumidor e as características do produto (AFSAR e FEIZI, 2011).

Segundo Cheng (1996), para operacionalizar os desdobramentos ou refinamentos do QFD, são utilizadas tabelas, matrizes e modelos conceituais que são denominados de unidades básicas de trabalho.

A Matriz de Qualidade é constituída pela Tabela de Desdobramento da Qualidade Exigida (vertical) e Tabela de Desdobramento de Características da Qualidade (horizontal). A primeira contém os requisitos dos clientes, de onde se extrai os requisitos técnicos que são organizados na segunda tabela (AKAO, 1996).

A matriz da qualidade é obtida através do cruzamento dos requisitos dos clientes, com as características da qualidade, sendo o resultado de saída, as especificações do produto, ou seja, o conjunto de características técnicas do produto com sua qualidade projetada.

Em relação aos requisitos dos clientes, é instituído uma numeração relacionada ao grau de importância que o mesmo possui frente ao produto. Seguindo a metodologia de projeto utilizada, para determinar essa pontuação foi realizada uma reunião técnica com os participantes envolvidos no desenvolvimento do produto para que os mesmos elencassem pontuações aos requisitos, considerando a frequência com que os mesmos haviam sido citados pelos clientes. Após, foram estabelecidos o grau de relação entre cada requisito dos clientes e do produto utilizando a seguinte simbologia:  $\odot$ : Forte relação;  $\ominus$ : Média relação;  $\triangle$ : Pouca relação, mas existente.

A partir disso, o *software* do QFD realiza uma classificação dos requisitos, ordenando-os conforme seu grau importância para a qualidade do produto final. A seguir é apresentada a matriz da Qualidade do QFD (Quadro 6).

Matriz da Qualidade - QFD Projeto de equipamento para avaliação isocinética de joelho		Requisitos técnicos										Qualidade projetada					
		Grau de importância	Componentes comercia	Calibração	Interruptor de energia	Interface amigável	Planilha Eletrônica	Software apropriado	Componentes simples	Amplitude programáve	Bom acabamento	Velocidade programáve	Peças reguláveis	Total de pontos	Percentual	Priorização	Ranking
Requisitos do consumidor	Baixo custo	4	⊗			⊙	Δ	Δ	⊗		⊗	⊙	4	12%		4	
	Confiabilidade	5	⊙	⊗		Δ	⊙	⊙	Δ	Δ	Δ	Δ	6	18%		1	
	Segurança	3			⊗				⊙	⊙	⊙	Δ	Δ	4,5	13%		2
	Simplicidade de operação	2	Δ	Δ	Δ	⊗		Δ	⊙	Δ			2	6%		9	
	Fornecimento de dados quantitativos	3	Δ			⊙	⊗	⊗					3	9%		7	
	Fornecimento de gráficos	2				⊙	⊙	⊗					2	6%		8	
	Compacto	1	⊙						⊙		⊙	⊙	1	3%		11	
	ADM fisiológica	4	⊙							⊗		Δ	Δ	4	12%		3
	Ajuste de velocidade	3				⊙		⊗				⊗		3	9%		5
	Ajustável ao paciente	3	⊙										3	9%		6	
	Estética	1	⊙					Δ		⊙		Δ	1	3%		10	
Qualidade projetada	Total de pontos	174	167	126	179	164	183	192	171	126	123	189					
	Percentual	10%	9%	7%	10%	9%	10%	11%	10%	7%	7%	11%					
	Priorização																
	Ranking	5	7	9	4	8	3	1	6	10	11	2					

Legenda: ⊗: Forte relação; ⊙ Média relação; Δ: Pouca relação, mas existente.

Quadro 6 – Matriz da Qualidade – QFD de um projeto de equipamento para avaliação funcional de joelho. Fonte: Autor.

A partir do QFD, foi observado que os requisitos de maior importância citados pelos clientes são: confiabilidade, segurança, ADM fisiológica e custo. Além disso, foi verificado que os elementos mais importantes do equipamento são: possuir componentes simples, peças reguláveis, *software* apropriado e interface amigável.

Para satisfazer o requisito confiabilidade, é preciso que o equipamento em questão possibilite a reprodução das avaliações de forma correta. Depois de selecionada a ADM e velocidade de avaliação no equipamento, ele precisa executá-las de maneira uniforme em todas as repetições requeridas.

Para a segurança do equipamento, será disponibilizada a interrupção imediata da movimentação do membro avaliado, dessa forma a medida em que qualquer imprevisto aconteça o paciente ou o profissional possam interromper a avaliação, assegurando a confiança do paciente no equipamento.

A ADM fisiológica é alcançada na programação do equipamento, o qual poderá ser movimento dentro da faixa de 0° a 130°. Considerando que a ADM varia de pessoa para pessoa devido a flexibilidade ou presença de encurtamentos musculares, primeiramente será realizada uma avaliação manual da ADM do paciente com o próprio equipamento, para depois ser realizada a programação da ADM e velocidade a serem executadas durante a avaliação da força muscular.

O baixo custo também foi um requisito considerado importante, ele garante o acesso dos profissionais ao aparelho. Para construir um equipamento com baixo custo são utilizados componentes comerciais e são atribuídas apenas as funções necessárias para a avaliação de torque da articulação do quadril.

Para os componentes do equipamento, é dada preferência a peças comerciais e de fácil manutenção. São utilizados elementos reguláveis considerando dimensões compatíveis as medidas antropométricas descritas na literatura, as quais estão ilustradas na Tabela 1 (FELISBERTO E PASCHOARELLI, 2001).

Tabela 1 – Dimensões compatíveis as medidas antropométricas.

<b>Referências</b>	<b>Homens</b>	<b>Mulheres</b>
1- Altura Assento – Cabeça (cm)	88	83
2- Distância sacro – Joelho (cm)	60	58
3- Distância sacro – Fossa poplítea (cm)	48	47
4- Altura Superfície – Joelho (cm)	54	54
5- Altura Cotovelo – Acento (cm)	16	16

Na Figura 15 estão ilustradas as distâncias previamente descritas na Tabela 1, as quais que devem ser consideradas na fabricação do produto, para garantir um dos requisitos dos clientes.

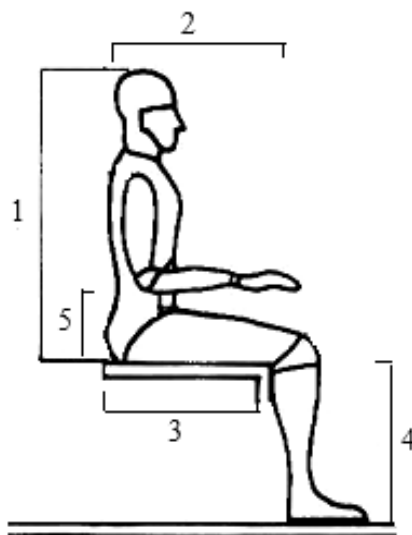


Figura 15 – Distâncias que devem ser consideradas. Fonte: Felisberto e Paschoarelli (2001).



Em relação ao *software*, o mesmo pode ser adquirido juntamente com alguns componentes do equipamento ou poderá ser desenvolvido. O *software* deverá possuir interface amigável, a qual também foi um elemento importante citado pelos clientes.

### 3.2 Projeto conceitual

Nesta fase, após o estabelecimento e hierarquização dos requisitos dos clientes e do projeto, são tomadas as decisões referentes às concepções do produto. Para que esta, seja estabelecida ao final desta fase, se utilizará o método da síntese funcional apontado por Bach et al. (2008) que faz referência às seguintes tarefas:

- Identificar os problemas essenciais;
- Estabelecer a função global e uma estrutura de funções do sistema em desenvolvimento;
- Pesquisar ou criar princípios de soluções alternativas para as funções;
- Elaborar concepções alternativas;
- Selecionar a concepção mais adequada.

Para identificar os problemas essenciais, foi realizada uma pesquisa de mercado, a fim de avaliar os equipamentos disponíveis. Os modelos comerciais encontrados e suas respectivas especificações estão ilustrados no Quadro 7.

<b>Dinamômetros isocinéticos comerciais</b>	<b>Biodex Medical System</b> 	<b>Humac Norm</b> 
Avaliação da força	Dinamômetro	Dinamômetro
Movimentação	Motorizada	Motorizada
Velocidade isocinético concêntrico e excêntrico	0,06 a 300 °/s	0,25 a 500 °/s
Espaço mínimo requerido	6,20 m <sup>2</sup>	7,1 m <sup>2</sup>
Valor de mercado	U\$\$ 93.000,00	U\$\$ 92.500,00

Quadro 7 – Equipamentos de Dinamômetros isocinéticos disponíveis no mercado. Fonte: Carci Ind. Com. Ltda e Instrucom. Cotação do dólar em 10/01/2013: R\$ 2,037.

A partir disso, foi verificado que o custo é o principal problema dos modelos disponíveis, o qual deve ser solucionado para que o produto atenda as necessidades dos clientes. Portanto, os usuários deste produto necessitam de um equipamento que seja capaz de avaliar de forma fidedigna o torque isométrico e isocinético de músculos flexores e extensores de joelho utilizando um equipamento de baixo custo. Logo, a função global deste equipamento consiste em avaliar a funcionalidade da articulação de joelho.

A partir dos requisitos estabelecidos e, considerando a função global do projeto, foi elaborada uma estrutura de funções, a qual está ilustrada na Figura 16.

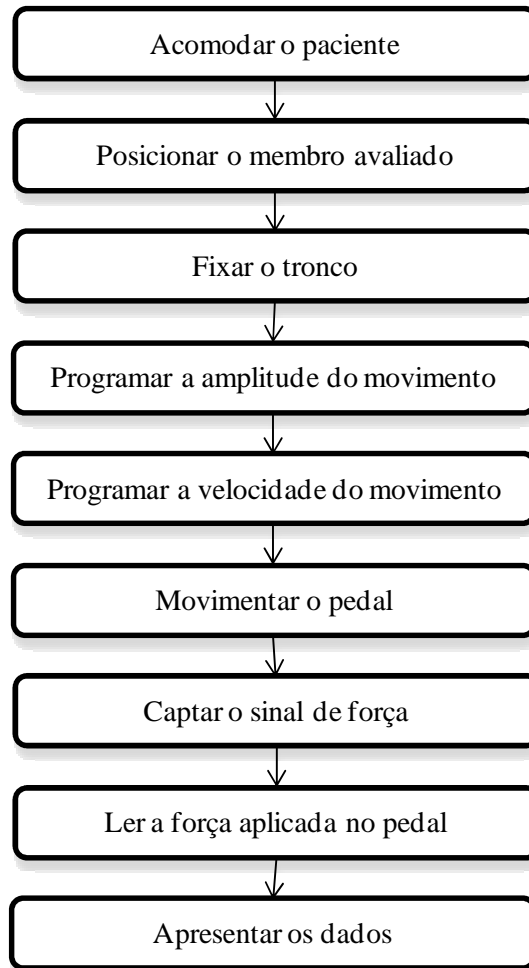


Figura 16 – Estrutura de funções para um equipamento de avaliação isocinética.

A fim de alcançar a função global, de acordo com a estrutura de funções, o equipamento precisa ser configurado de maneira a se obter determinados subsistemas os quais tem por objetivo reduzir a complexidade da função principal e organizar as funções. Esses subsistemas estão ilustrados na Figura 17.

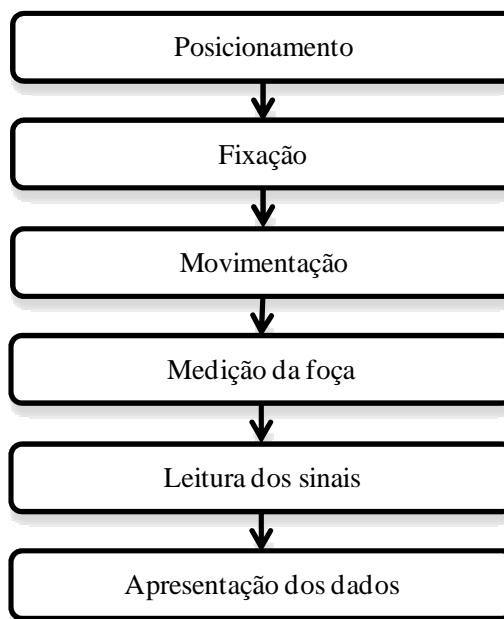


Figura 17 – Subsistemas de um equipamento para avaliação isocinética de joelho.

Após definir os subsistemas, torna-se necessário buscar princípios de soluções, para isso é utilizado o método matriz morfológica (BACH et al., 2008) e, a partir disso, as alternativas para os subsistemas do equipamento poderão ser analisadas e comparadas, para que seja possível alcançar uma concepção. Essas alternativas foram geradas utilizando-se a técnica *brainstorming* de geração de idéias.

O subsistema posicionamento se refere a acomodação do sujeito de modo que possa executar a movimentação, evitando compensações durante a avaliação. Em relação ao posicionamento, para as avaliações de músculos flexores e extensores de joelho. Kendall, McCreary e Provance (1995) sugerem que devem ser realizadas na posição sentada, com o paciente estabilizado em nível de MMSS.

A fixação do tronco do paciente pode ser realizada por meio de cinto, presilha ou velcro, sendo de extrema importância, pois o seu movimento pode interferir durante a avaliação. A fixação do membro avaliado é importante para garantir a fidedignidade e conforto ao paciente e pode ser realizada por meio de tornozeleira com velcro, algema estofada ou algema com velcro.

A movimentação deve ser á uma velocidade contínua e ADM controlada. Para tanto, podem ser utilizados servo motor, motor elétrico ou motor de passo.

O servo-motor é um conjunto constituído por um motor de corrente contínua, um conjunto de polias para a redução, um tacômetro para medida de posição angular e um circuito integrado que realiza o controle da posição. Esses motores apresentam facilidade de



controle e alto desempenho (SANTIAGO e MEDEIROS, 1998). A desvantagem desse motor é o alto custo.

O motor elétrico com controlador lógico programável possui um inversor de frequência acoplado com função de controlar a velocidade de rotação desses motores de forma precisa, manter o torque constante para que não ocorra alteração na rotação. A relação tensão/rotação varia conforme a solicitação de torque (SANTIAGO e MEDEIROS, 1998).

O motor de passo é um dispositivo elétrico controlado de forma digital. Ele possui duas entradas de controle uma que gera movimentos angulares discretos no eixo do motor, que são os chamados passos; e a outra define a direção desses movimentos. O movimento de um passo acontece quando há um ciclo no campo magnético de um par de estatores. De acordo com o número de estatores e de pólos do rotor, tem-se o número de passos/graus (PATSKO, 2006).

O princípio de operação desse tipo de motor é o programa de comando numérico computadorizado (CNC). Os números formam um programa flexível projetado para a realização de tarefas, sendo que a programação de máquinas com comando numérico auxiliadas por computador dedicado é a tecnologia mais sedimentada em fabricação auxiliada por computador (OLIVEIRA e RUBIO, 2005). Um sistema CNC é formado por três componentes básicos: o programa de instruções, responsável pelo acionamento da máquina CNC; a unidade controladora (computador, em que um programa controle tem a função de ler e interpretar as instruções e converter em ações da máquina.

As máquinas CNC usam o mesmo padrão de programação, normalizadas pela ABNT, chamados de códigos G baseados na descrição dos movimentos que serão executados pela máquina (ROSSO e NEWMAN, 2003). As principais funções padronizadas pelas normas são:

G1 = Interpolação linear com avanço programado

G4 = Pausa;

P = Tempo de pausa

X, Y e Z = Informações da trajetória em mm; sendo que X é o eixo horizontal, Y o eixo vertical e Z o eixo transversal.

F = Velocidade de avanço;

M2 = Fim de programa

Este princípio de operação normalmente é utilizado em máquinas operadoras automatizada para furadeiras, frezadoras, tornos, cortadeiras, puncionadeiras, ponteadeiras e

equipamentos de eletroerosão. Nos últimos anos, este princípio foi adaptado para o uso em equipamentos da área da saúde, Sperb (2006) o utilizou para o desenvolvimento de um equipamento para movimentação passiva contínua (CPM) da articulação do joelho, de maneira semelhante, Callegaro (2010) desenvolveu um CPM para cotovelo, Esses autores utilizaram um controlador numérico em código G, um programa CAM transforma as programações CNC em informações para o *driver*, gerenciador de funções. O *driver* transforma as informações descritas acima em pulsos para que os motores de passo possam operar conforme a necessidade imposta pelo equipamento. O presente equipamento necessita realizar a CPM durante a avaliação de torque isocinético, portanto, pode se utilizar desse princípio de operação, realizando a adaptação para o equipamento em questão.

O motor elétrico e o servo-motor possuem vantagens em relação aos motores de passo na relação torque/volume. No entanto, os motores de passo possuem maior versatilidade e facilidade de controle. Portanto, o motor de passo é vantajoso quando se trata de aplicações que exigem um torque relativamente baixo.

Em relação a transmissão da força, esta pode ser realizada através de engrenagens, as quais operam aos pares, ou por correias síncronas que são utilizadas em dispositivos que necessitam de sincronização de movimento entre a engrenagem motora, chamada de pinhão e a engrenagem movida chamada de coroa; ou pelo par coroa e sem-fim na qual o movimento circular gerado por um parafuso movimenta uma coroa, tendo assim um movimento circular em um eixo perpendicular ao do parafuso.

Para a medição de torque, pode ser utilizado um extensômetro o qual monitora a deformação de um ponto específico da superfície de um corpo. Ele pode ser utilizado individualmente, ou acoplado a uma célula de carga, sendo esta um transdutor que é utilizado para converter uma pressão física aplicada sobre o corpo em pulsos elétricos (RIPPER NETO, 2007). Outra opção seria a utilização de um dinamômetro mecânico, o qual possui uma mola que se distende à medida que se aplica a ele uma força (FACCI e MARQUETTI, 2007).

A leitura dos sinais de torque pode ser realizada pelo display digital do conversor analógico/digital da célula de carga, pelo *software* da célula de carga, sendo específica a esta, ou então de forma analógica. Já a leitura dos sinais de ADM, pode ser efetuada por um eletrogoniômetro, goniômetro simples acoplado ao eixo de flexo/extensão da articulação do joelho, ou no caso de se utilizar o motor de passo, a ADM pode ser aferida pela operação manual ou programada do *software* do motor. Esse *software* informa o ângulo de forma digital no computador, os quais podem ser salvos.

A apresentação dos dados pode ser realizada utilizando-se tabelas e gráficos, que favorece a apresentação visual de dados, ou por *softwares* específicos de alguns componentes, como o *software* que acompanha a célula de carga, o qual fornece gráficos relacionando a força aplicada ao longo do tempo e o *software* do motor de passo, que fornece o ângulo do movimento em relação ao tempo.

Baseado nas diferentes alternativas geradas e identificadas para cada um dos subsistemas, estas foram alocadas na Matriz Morfológica (Quadro 8) através da qual pode-se visualizar todo o conjunto de opções que são apresentadas para a função total. Tomando uma determinada linha da matriz, pode-se identificar nas linhas os subsistemas considerados e nas colunas, suas respectivas alternativas. Optou-se pela representação dos princípios de solução sob a forma ilustrada, por considerar que isso facilitaria os trabalhos posteriores de identificação e escolha da melhor solução.

A seguir é realizada a apresentação dos subsistemas e a descrição dos elementos constituintes da matriz morfológica.

#### A- Posicionamento

- A.1 – Cadeira sem apoio para braço
- A.2 – Cadeira com apoio para braço

#### B- Fixação

- B.1 Fixação do tronco do paciente
  - B.1.1 – Cinto com velcro
  - B.1.2 – Cinto com engate 3 pontas
  - B.1.3 – Cinto com engate 4 pontas
- B.2 Fixação da perna do paciente
  - B.2.1 – Algema com velcro
  - B.2.2 – Algema de polímero estofada

#### C- Movimentação

- C.1 Motorização
  - C.1.1 – Servo motor
  - C.1.2 – Motor elétrico com controlador lógico programável
  - C.1.3 – Motor de passo
- C.2 Transmissão da força

- C.2.1 – Correias síncronas
- C.2.2 - Engrenagens
- C.2.3 - Par coroa e sem-fim

D- Medição de força

- D.1 – Dinamômetro com extensômetro
- D.2 – Dinamômetro mecânico
- D.3 – Dinamômetro com célula de carga












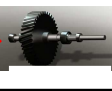











E- Leitura dos sinais

- E.1 Leitura da força
  - E.1.1 – Display digital
  - E.1.2 – Medido analógico
  - E.1.3 – *Software* da célula de carga
- E.2 Leitura da ADM
  - E.2.1 – Eletrogoniômetro
  - E.2.1 – Goniômetro
  - E.2.3 – *Software* do motor de passo

F- Apresentação dos dados

- F.1 – Gráficos
- F.2 – *Software* específico

A partir da técnica *brainstorming* de geração de ideias é possível elaborar diversas combinações entre os elementos constituintes da matriz morfológica. Dentre as possibilidades de combinações existentes, seguindo a metodologia proposta por Bach et al. (2008), foram elaboradas três concepções de soluções a partir da matriz morfológica, para que se encontre a combinação de soluções mais próxima da ideal.

SUBSISTEMA		Princípios de solução		
Posicionamento <b>A</b>		A.1  1	2  A.2	3
Fixação <b>B</b>	<b>B.1</b>	B.1.1 	B.1.2 	B.1.3 
	<b>B.2</b>	B.2.1 	B.2.1 	B.2.3
Movimentação <b>C</b>	<b>C.1</b>	C.1.1 	C.1.2 	C.1.3 
	<b>C.2</b>	C.2.1 	C.2.2 	C.2.3 
Medição de Força <b>D</b>		D.1 	D.2 	D.3 
Leitura dos Sinais <b>E</b>	<b>E.1</b>	E.1.1 	E.1.2 	E.1.3 
	<b>E.2</b>	E.2.1 	E.2.2 	E.2.3 
Apresentação dos Dados <b>F</b>		F.1 	F.2 Software Específico	

Quadro 8 – Matriz morfológica para o equipamento.

Na solução 1, é usado uma cadeira sem apoio para braços, cinto com velcro e almeia com velcro para a fixação do tronco e perna do paciente respectivamente. O equipamento dispõe de um servo-motor juntamente com um conjunto de engrenagens para efetuar a movimentação. A leitura dos sinais do extensômetro é feita através de um display digital e da ADM é feita por meio de um eletrogoniômetro, apresentando os dados em forma de gráficos.

A solução 2, utiliza um conjunto de uma cadeira com apoio para braços, cinto com engate de 3 pontas e alçama de polímero estofada para posicionar e fixar o paciente. Para efetuar a movimentação, é utilizado um motor elétrico com controlador lógico programável e par coroa e sem-fim. A medição da força é feita por meio do dinamômetro com célula de carga, a qual utiliza seu próprio *software* para a leitura dos sinais da força e o eletrogoniômetro para medição da ADM, apresentando esses dados em forma de gráficos.

A solução 3 apresenta um conjunto de uma cadeira com apoio para braços, cinto com engate de 4 pontas e alçama de polímero estofada para posicionar e fixar o paciente. A movimentação é feita por meio do motor de passo e par coroa e sem-fim. A medição da força é realizada pelo dinamômetro com célula de carga, a qual utiliza seu próprio *software* para a leitura dos sinais da força, e o *software* do motor de passo para leitura da ADM. A apresentação dos dados é realizada pelo *software* específico da célula de carga e do motor de passo.

Após elaboradas as concepções, faz-se necessário escolher qual delas melhor atende os requisitos de projeto e os objetivos da pesquisa. Portanto, optou-se pela solução 3, ilustrada na Figura 18.

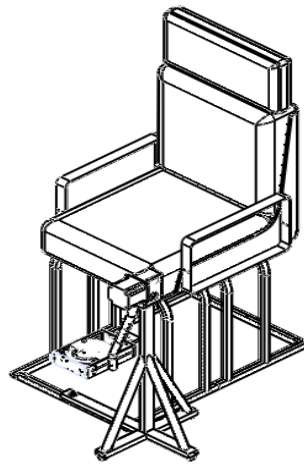


Figura 18- Concepção número 3, escolhida a partir da matriz morfológica.

A estrutura possui uma cadeira com apoio para os braços promovendo uma melhor acomodação do paciente, e o cinto de quatro pontas, pois mantém o paciente na posição requerida, evitando o seu movimento durante a avaliação.

A alçama de polímero estofada, a qual acomoda o membro a ser avaliado, permite o melhor acoplamento com a célula de carga.

O motor de passo promove uma movimentação a uma velocidade contínua e ADM controlada, assim como, possui facilidade de uso e *software* próprio para medição da ADM. O par sem-fim e coroa foi adotado, pois é um sistema compacto para a redução necessária, comparado aos outros sistemas.

O dinamômetro com célula de carga, responsável pela medição da força, possui um *software* próprio para a leitura dos sinais da força. A apresentação dos dados é efetuada por esse *software* específico, evitando assim erros na sua interpretação.

Portanto a solução número 3 do Quadro 8, vai ao encontro dos requisitos do projeto e se mostrou uma concepção economicamente viável. Essa solução apresenta um equipamento simples e que cumpre de maneira adequada as funções elementares para a utilização do produto. O conceito do produto está ilustrado na (Figura 19).

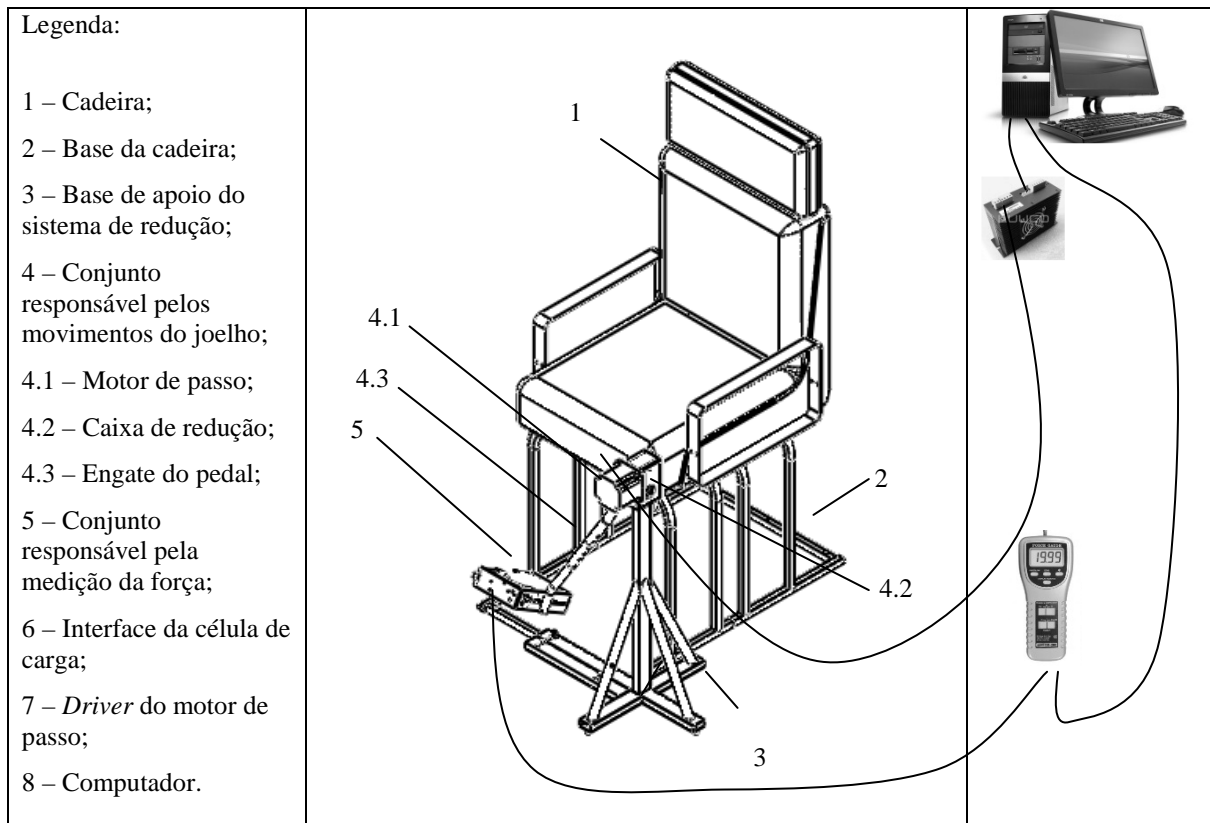


Figura 19 – Conceito do equipamento.

### 3.3 Projeto preliminar

Durante a fase anterior foram desenvolvidos os princípios de solução para os subsistemas do produto e através da matriz morfológica, geraram alternativas de concepções. A partir destas pôde-se selecionar a concepção mais adequada quanto ao atendimento aos requisitos dos clientes e aos requisitos do projeto (BACH et al., 2008).

Nesta fase se preparam as informações para o *layout* final do produto, para isso, é elaborada a arquitetura do equipamento, definindo as peças necessárias para cada subsistema.

Para uma melhor visualização, a arquitetura do equipamento está ilustrada na Figura 20, sendo que a letra “E” representa o equipamento, “C” os conjuntos dos subsistemas e “P” as peças.

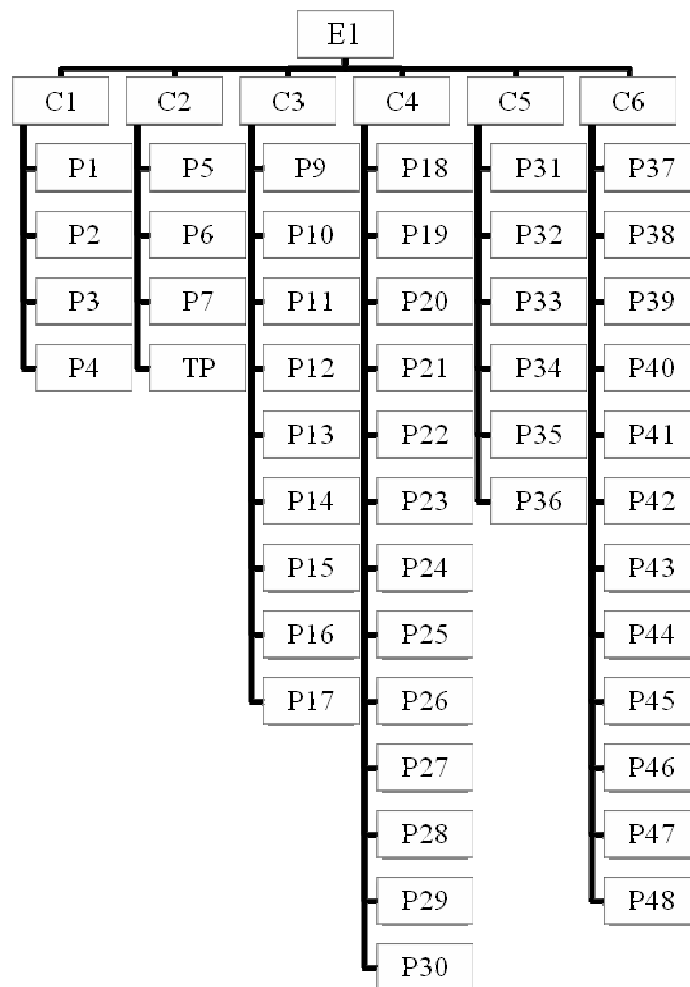


Figura 20 – Arquitetura do produto.



Como pode ser percebida, a arquitetura foi estruturada em seis conjuntos principais, que englobam o conjunto da base da cadeira, cadeira, tornozleira, motor, base do motor e conjunto do pedal.

A partir da nomenclatura dos componentes na arquitetura do produto foi elaborada uma listagem dos componentes do equipamento com seus códigos, representada no

Quadro 9. Nesse código o primeiro dígito refere-se ao equipamento, o primeiro par de dígitos informa o conjunto que a peça pertence, o segundo par informa o número do componente no conjunto. Essa nomenclatura é utilizada para a fabricação dos componentes.

E1: Equipamento para avaliação funcional de joelho 1

C1: Conjunto da base da cadeira 1 01

P1: Tubo inferior 1 01 01

P2: Tubos em U 1 01 02

P3: Parafuso M8 1 01 03

P4: Porca M8 1 01 04

C2: Conjunto da cadeira 1 02

P5: Cadeira 1 02 01

P6: Cinto de segurança 1 02 02

P7: Parafuso M8 1 01 03

P8: Porca M8 1 01 04

C3: Conjunto da tornozeleira 1 03

P9: Algema inferior 1 03 01

P10: Algema superior 1 03 02

P11: Rolamentos 1 03 03

P12: Parafuso M7, L45 1 03 04

P13: Porca M7 1 03 05

P14: Arruela 1 03 06

P15: Parafuso prisioneiro 1 03 07

P16: Porca borboleta 1 03 08

P17: Parafuso M5 1 03 09

C4: Conjunto do motor 1 04

P18: Motor de passo 1 04 01

P19: Parafuso sem fim 1 04 02

P20: Coroa 1 04 03

(continua)

P21: Eixo coroa 1 04 04

P22: Rolamento coroa, D32 1 04 05

P23: Rolamento do sem fim D7/8" 1 04 06

P24: Anel trava rolamento 1 04 07

P25: Chapa Lateral 1 04 08

P26: Chapa inferior/ superior 1 04 09

P27: Chapa fixação motor 1 04 10

(continuação)

P28: Chapa posterior 1 04 11
P29: Parafuso M6 1 04 12
P30: Porca M10 1 04 13
C5: Conjunto da base do motor 1 05
P31: Barra longa 1 05 01
P32: Barra lateral 1 05 02
P33 Barra vertical 1 05 03
P34: Barra apoio 1 05 04
P35: Barra regulagem 1 05 05
P36: Parafusos M8 1 05 06
C6: Conjunto do pedal 1 06
P37: Engate do pedal 1 06 01
P38: Haste do pedal 1 06 02
P39: Haste interna 1 06 03
P40: Chapa guia da tornozadeira 1 06 04
P41: Tampa da chapa guia 1 06 05
P42: Parafuso M6 1 06 06
P43: Porca borboleta M6 1 06 07
P44: Dobradiça 1 06 08
P45: Prolongador 1 06 09
P46: Suporte da célula de carga 1 06 10
P47: Célula de carga 1 06 11
P48: Fecho engate rápido 1 06 12

Quadro 9 – Componentes dos conjuntos do equipamento.

A seguir são apresentadas as ilustrações de cada conjunto com seus respectivos componentes, explicando brevemente a relação entre os mesmos.

### 3.3.1 Conjunto da base da cadeira (C1)

O conjunto da base da cadeira possui uma estrutura tubular composta de tubos semicirculares em forma de U, perpendicularmente soldados sobre uma base retangular para sustentar o conjunto da cadeira (C2) (Figura 21).

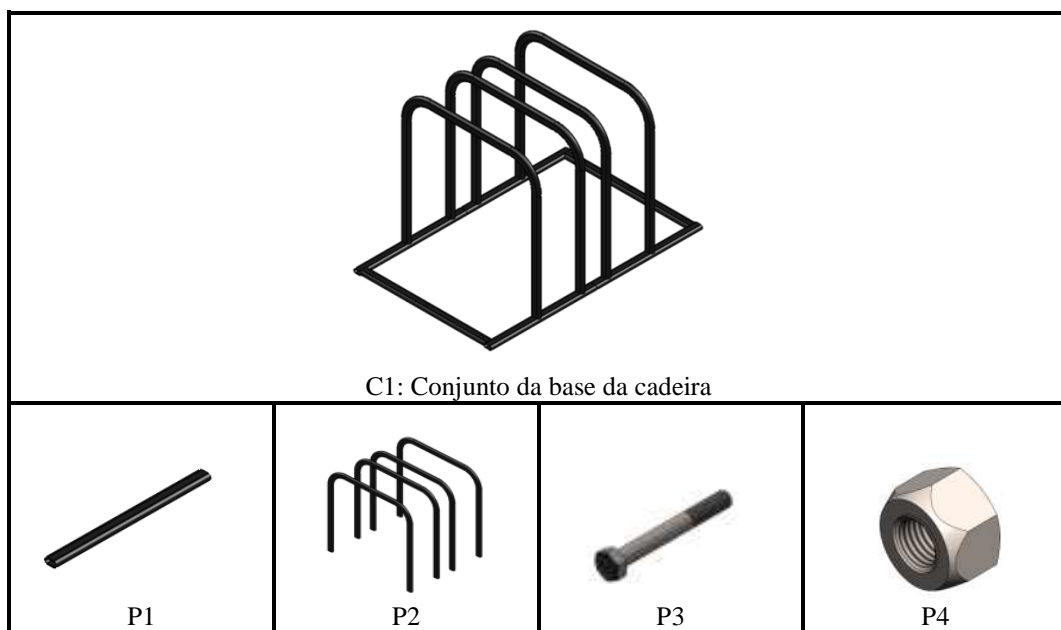


Figura 21 – Conjunto da base da cadeira.

### 3.3.2 Conjunto da cadeira (C2)

Formado por uma cadeira, a qual deve sofrer algumas alterações de modo que fique adequada ao projeto. Nela foi instalado um cinto de 4 pontas, também encontrado comercialmente (Figura 22).

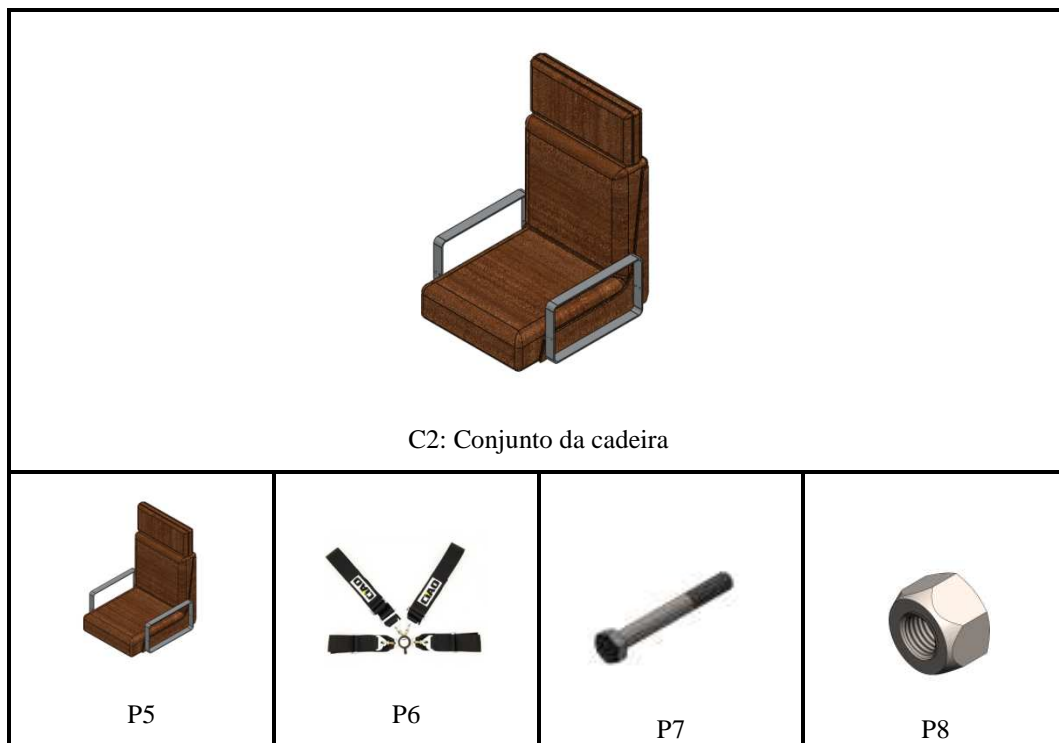


Figura 22 - Conjunto da cadeira.

### 3.3.3 Conjunto da tornoeleira (C3)

A tornoeleira é fabricada em material polimérico e estofada internamente. É idealizada em duas partes chamadas de algemas, as quais são parafusadas utilizando parafuso prisioneiro fixo em uma das partes e porca tipo borboleta para efetuar a união entre as partes. Essa tornoeleira admite o posicionamento da perna do paciente por estar conectada a célula de carga permite a aferição da força em tração ou compressão. Ela também possui rolamentos, os quais são fixados por meio de parafusos. Esses rolamentos são dispostos nas laterais da tornoeleira para permitir o livre movimento das algemas nas guias do conjunto C6 (Figura 23).

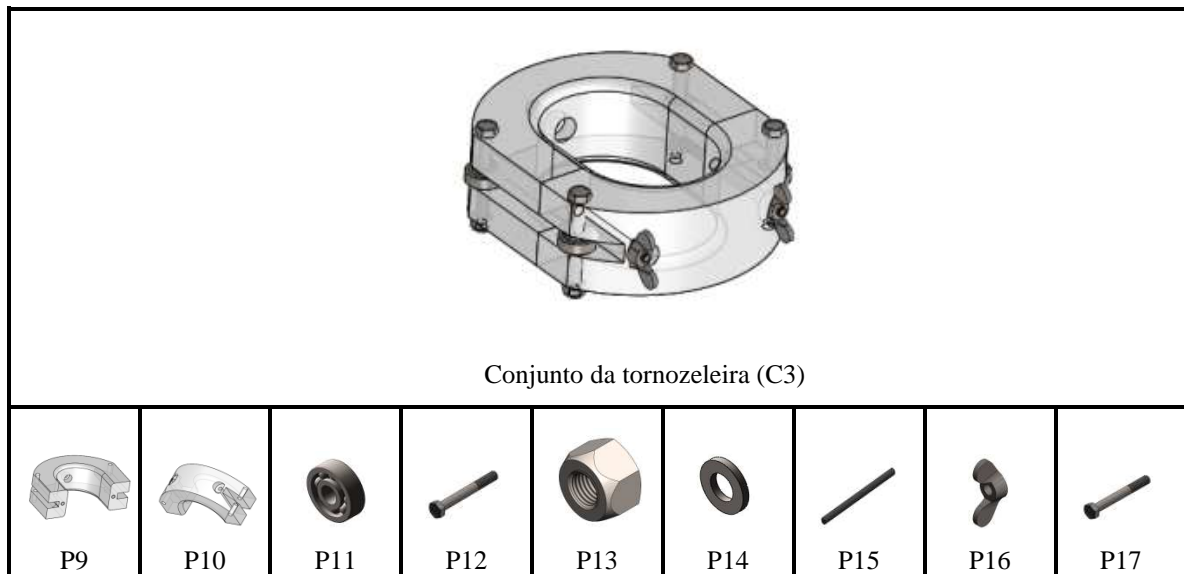


Figura 23 – Conjunto da tornozadeira.

### 3.3.4 Conjunto motor (C4)

O conjunto motor é formado por um motor de passo e uma caixa de redução, sendo esta composta pelo par sem-fim e coroa. Nesta caixa está acoplado o motor que, por meio do parafuso sem-fim, faz a conexão com a coroa, a qual transmite o movimento para o conjunto do pedal (C6) por meio de um eixo (Figura 24).

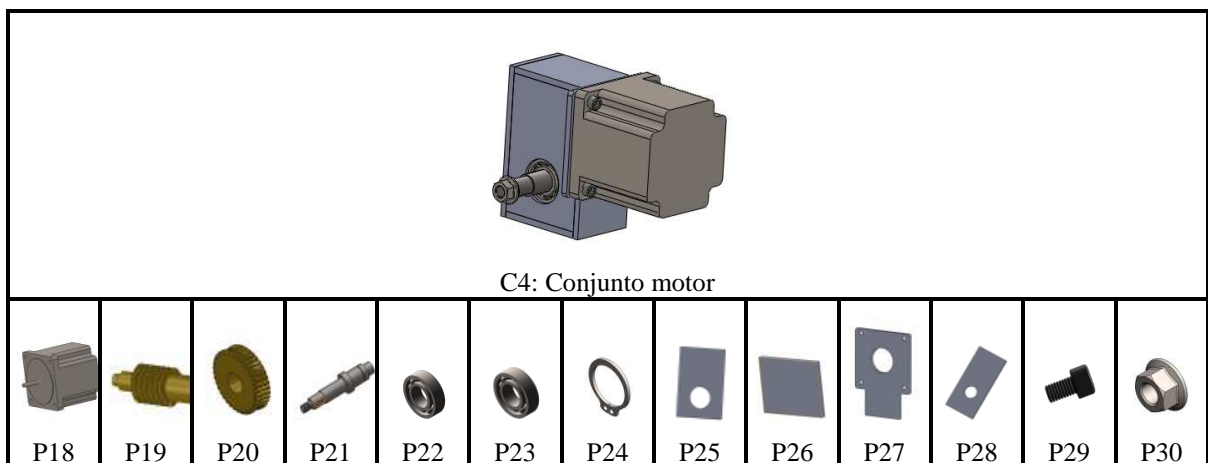


Figura 24 – Conjunto motor.

### 3.3.5 Conjunto da base do motor (C5)

O conjunto da base do motor é formada por uma estrutura tubular unida por solda, onde deve ser fixado o conjunto do motor (C4) (Figura 25).

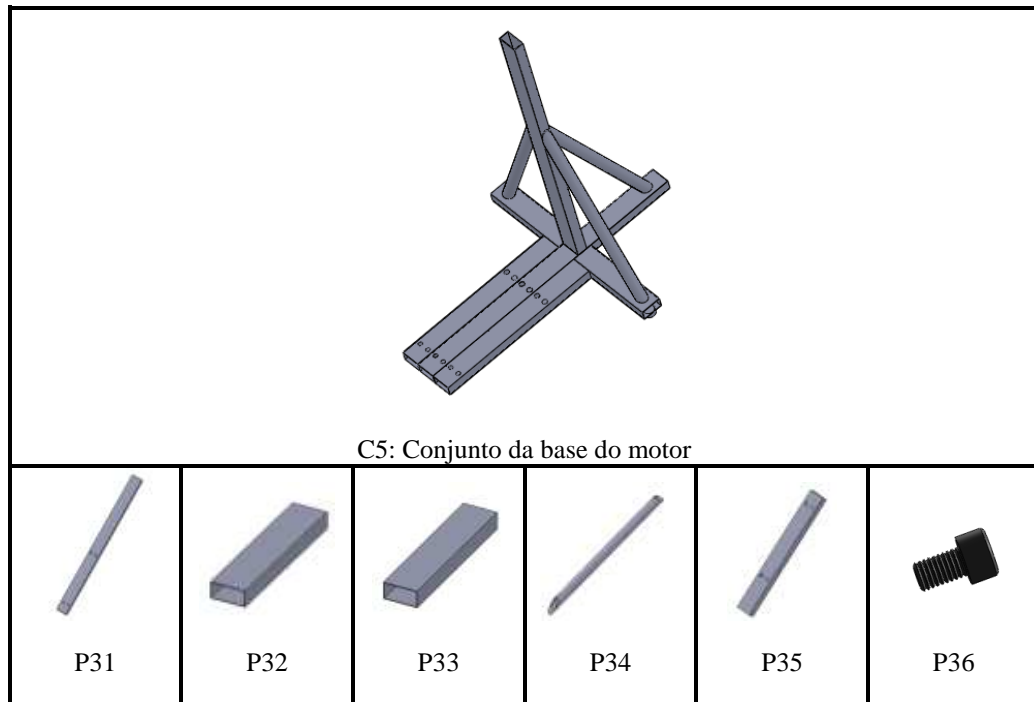


Figura 25 – Conjunto da base do motor.

### 3.3.6 Conjunto do pedal (C6)

Este conjunto de peças, confeccionado em alumínio, permite a transmissão de movimento do conjunto motor (C4) até a perna do paciente, bem como a medição da força aplicada pelo mesmo no conjunto da tornozleira (C3). Esse conjunto consiste em duas barras arredondadas para ser ajustável aos diferentes pacientes, uma chapa dobrada em forma de “U”, na qual é fixada o suporte da célula de carga. Esta chapa possui guias na parte interna que permitem o livre deslocamento do conjunto da tornozleira (C3) (Figura 26).

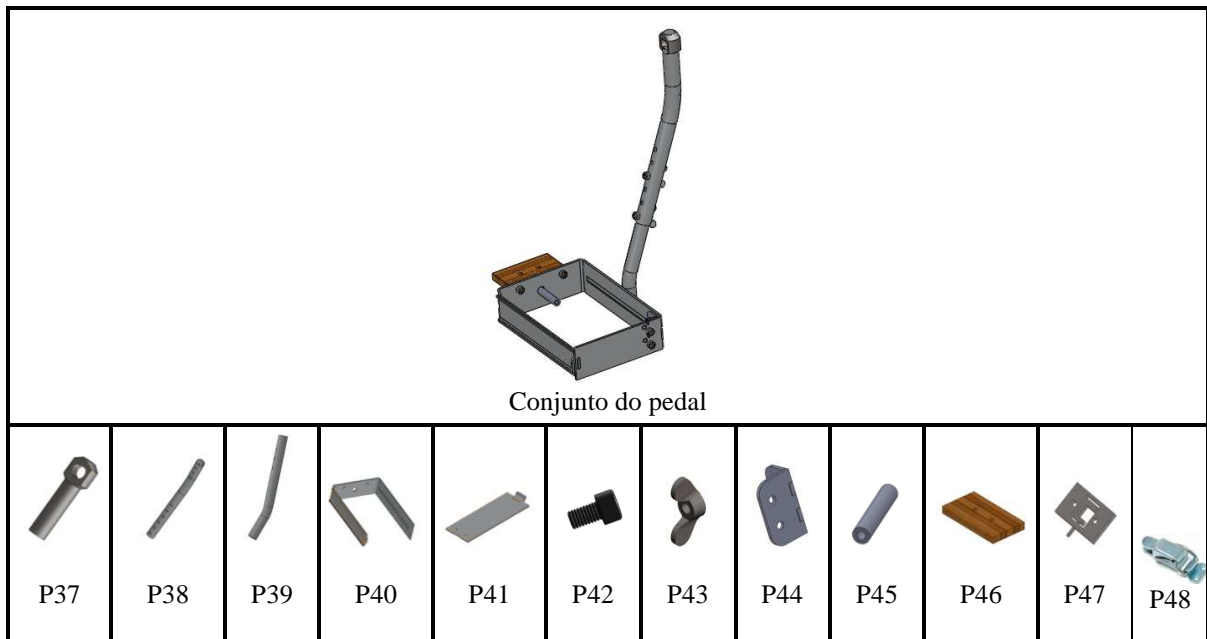


Figura 26 – Conjunto do pedal.

### 3.4 Projeto detalhado

A partir da definição da arquitetura do produto, pode-se detalhar os conjuntos que constituem o equipamento assim como, a matéria prima e os processos de fabricação dos componentes. A lista dos componentes do equipamento, bem como sua matéria prima, quantidade, origem, processo de fabricação, tratamento superficial e custo estimado da fabricação e do material está disposta no Quadro 11, na sessão de Apêndices (APÊNDICE A).

A seguir os conjuntos são ilustrados em vista isométrica e explodida. Para finalizar o projeto detalhado é apresentado o desenho do equipamento com a explicação sobre a forma de montagem.



### 3.4.1 Conjunto da base da cadeira (C1)

Formado por quatro tubos semicirculares de aço - Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) 1020, que devem ser cortados e dobrados duas vezes em um ângulo de 90°, obtendo-se uma configuração em formato de "U", e um tubo semicircular, que deve conter três furos para o ajuste da base do motor (C5), permitindo a avaliação do joelho direito e esquerdo. Esses tubos devem ser unidos por solda, do tipo elétrica ou *Metal inert gas* (MIG). Dois parafusos com porcas são utilizados para fixar esse conjunto ao da base do motor (C5). Esse conjunto pode ser visualizado na Figura 27.

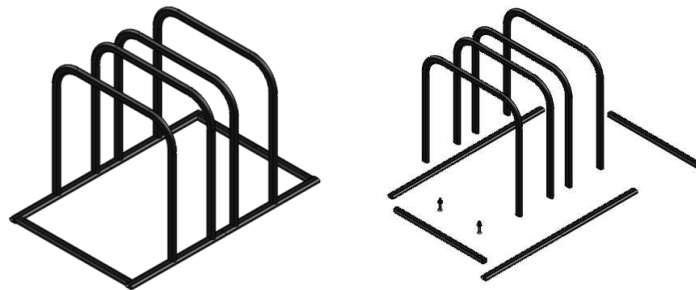


Figura 27 – Conjunto base da cadeira, nas vistas isométrica e explodida.

### 3.4.2 Conjunto da cadeira (C2)

A cadeira em questão é um artigo encontrado no mercado, assim como o cinto 4 pontas. Ela será fixada ao conjunto da base da cadeira (C1) por solda do tipo elétrica ou MIG. O cinto deverá ser fixado junto á cadeira por meio de parafusos na sua parte inferior e posterior. Esse conjunto está ilustrado na Figura 28.

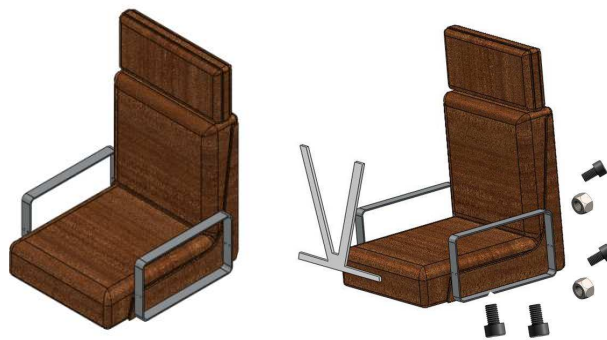


Figura 28 – Conjunto cadeira, nas vistas isométrica e explodida.

### 3.4.3 Conjunto da tornoeleira (C3)

A algaema será confeccionada em nylon, material de boa resistência mecânica e baixa densidade e deverá ser estofada para promover um melhor conforto ao paciente. O nylon sofre um processo de usinagem para adequar as medidas do diâmetro externo e interno e espessura. Após esse processo a peça deve ser posicionada na fresadora para facear as laterais e efetuar um canal, o qual servirá para o alojamento dos rolamentos. Deve-se ainda fazer os furos dos parafusos de fixação dos rolamentos guia e os furos utilizados para a união das algemas. Somente após a realização de todos os processos é feito o corte do nylon, separando as duas partes em superior e inferior, como pode-se observar na Figura 29.

Este conjunto de algemas possui 6 rolamentos, isolados do contato com o nylon usando arruelas em ambos os lados, sendo 4 rolamentos na algaema inferior e 2 na superior.

A união entre as algemas inferior e superior é realizada por meio de dois parafusos prisioneiros, fixos na parte inferior da algaema, e porcas do tipo borboleta na extremidade oposta. Esta união deve ser feita após o correto posicionamento do paciente.

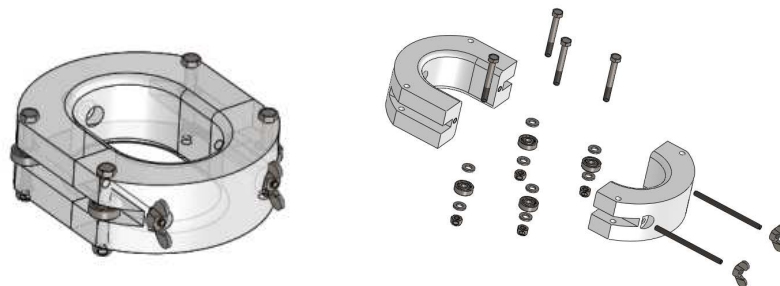


Figura 29 – Conjunto da tornoeleira, nas vistas isométrica e explodida.

### 3.4.4 Conjunto do motor (C4)

Este conjunto é composto por um motor de passo e a caixa de redução. As especificações do motor estão na Tabela 2.

Tabela 2 – Especificações do motor de passo.

Item	Especificações
Modelo	AK85H/3.75-1,8
Número de fases	2
Ângulo do passo	1,8°
Tensão	3,75 Volts/fase
Corrente	5 Amperes/fase
Resistência	750 miliOhms/fase
Indutância	6,4 miliHenrys/fase
Torque	52 kgf.cm

Fonte: Catálogo Akiyama Soluções Tecnológicas (2012).

Este motor, encontrado comercialmente, apresenta movimento programável através do uso de um *driver*, o qual é controlado através de um *software* de controle instalado no computador. O *software* utilizado é o *Mach3*, o qual é um *software* livre que proporciona que um computador comum possa ser utilizado como comando de uma máquina CNC (CALLEGARO, 2012 e SPERB, 2008). A interface desse *software* está ilustrada na Figura 30.

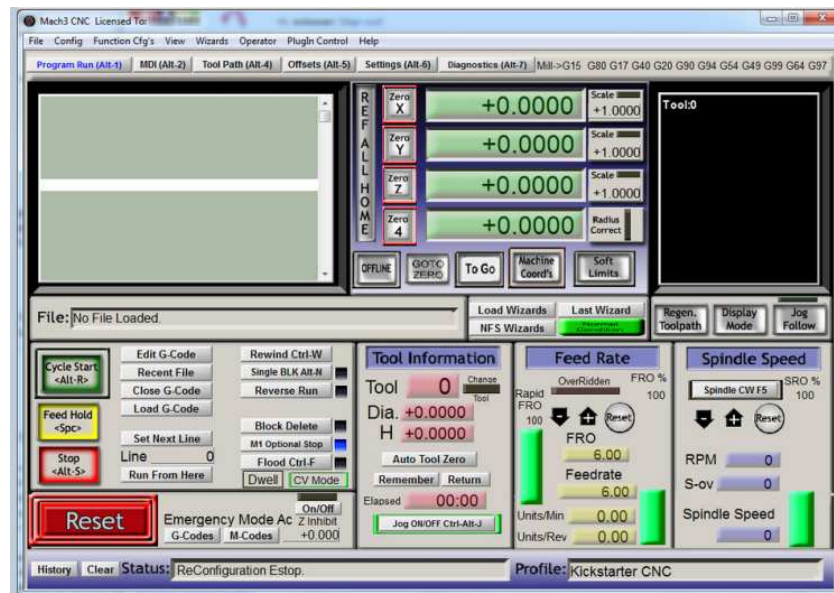


Figura 30 – Ilustração da interface do *Software Mach 3*.

Esse *software* permite a programação da velocidade e ADM executada pelo motor, assim como o tempo de parada. Com ele é possível pré-programar diferentes tipos de avaliações.

A comunicação entre o *driver* do motor e o computador é feita usando a porta serial deste, como ilustra a Figura 31.

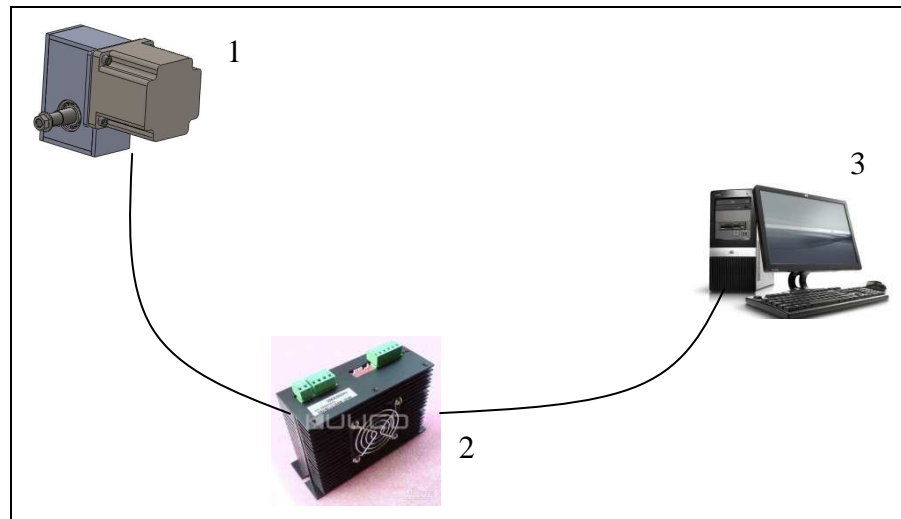


Figura 31 – Comunicação entre o motor (1) e o computador (3) por meio do *driver* (2).

O motor é fixado à caixa de redução por 4 parafusos. A caixa de redução serve para acomodar o par sem-fim e coroa, que possui uma relação de 1:39. Confeccionada em chapas de 10mm de espessura de aço ABNT 1020, passam primeiramente por um processo de retífica plana para garantir o alinhamento das faces. Posteriormente, são dadas as dimensões retangulares finais e são furadas. Estas operações são realizadas em máquina fresadora. Os furos dos rolamentos são calibrados pelo processo de mandrilhamento com bailarina, na própria fresadora.

As chapas constituintes da redução são unidas por meio de solda elétrica ou MIG. O parafuso sem fim construído em aço ABNT 1045, usinado, é acoplado ao motor de passo e apoiado na extremidade oposta no rolamento, o qual possui um diâmetro externo de 7/8 de polegada.

A coroa é fabricada em bronze, utilizando uma dentadora. A coroa é encaixada no eixo por meio de interferência, com o auxílio de uma prensa hidráulica. Este eixo de aço ABNT 1020 é usinado em torno mecânico, e fresado em sua extremidade para permitir que o pedal tenha um encaixe não deslizante. Manualmente o eixo passa por retífica para permitir um bom encaixe dos rolamentos. Após o encaixe da coroa o eixo recebe um anel de retenção externo

para evitar que esta se movimente. Os rolamentos são instalados no eixo da coroa, para permitir o livre movimento circular dos mancais da caixa de redução.

Os rolamentos possuem diâmetro externo de 32mm, modelo 6002, encontrado comercialmente. Para fixar o pedal no eixo, utiliza-se uma porca simples com rosca M10 (Figura 32).

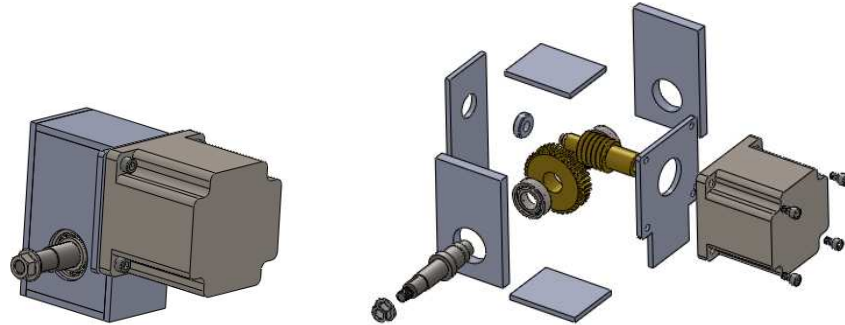


Figura 32 – Motor nas vistas isométrica e explodida.

#### 3.4.5 Conjunto base do motor (C5)

Confeccionado com tubos retangulares, este conjunto tem a função de suportar o conjunto motor (C4) e permitir a regulagem horizontal desse conjunto para que o alinhamento do eixo motor com a linha articular do joelho possa ser realizado. Estes tubos em aço ABNT 1020 são cortados e soldados com solda tipo elétrica ou MIG. Reforços laterais de barra semicircular em aço ABNT 1020 são soldados em sua base para garantir a estabilidade da estrutura.

Parafusos são colocados na base desse conjunto para permitir o ajuste em diferentes locais de instalação do equipamento (Figura 33).

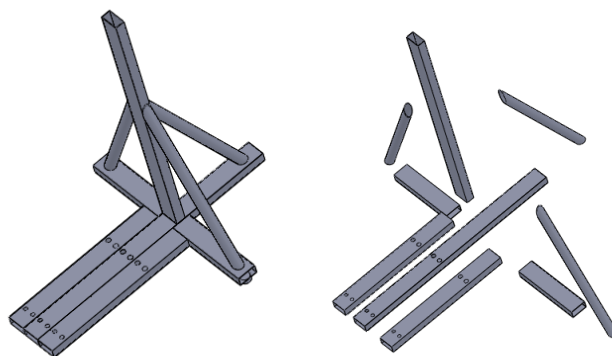


Figura 33 – Base do motor nas vistas isométrica e explodida.

### 3.4.6 Conjunto do pedal (C6)

O engate do pedal em aço ABNT 1020, tem a função de fazer a ligação entre o eixo da coroa e a haste do pedal. Este componente passa por usinagem em torno mecânico e em fresadora. Na montagem do conjunto esta peça é soldada na haste de aço do pedal. Seu encaixe é feito no entalhe do eixo da coroa, evitando o deslizamento desta ligação.

A haste do pedal, também em aço ABNT 1020, possui furos, os quais permitem a regulagem vertical do pedal para os diferentes pacientes.

A haste interna do pedal confeccionada em alumínio possui uma leve dobra, furos ao longo do seu eixo e é soldada na chapa guia da tornoeleira pelo processo de solda *Tungsten inert gás* (TIG). O posicionamento entre a haste do pedal e a haste interna, é feita usando parafusos e porca borboleta. A chapa guia da tornoeleira de alumínio tem a função de permitir o deslizamento das algemas e também de fixar a célula de carga através do suporte desta. Ela possui furos para o acoplamento a dobradiça e ao suporte da célula de carga confeccionada em alumínio. Na parte interna dessa chapa é realizado um rebaixo de 1,2mm, servindo de guia para os rolamentos do conjunto da tornoeleira (C3). Ao final é dobrada em uma máquina calandra em ângulos de 90° e pequenas dobras em uma das laterais para melhorar a rigidez da chapa.

Sua concepção aberta é necessária para permitir a inserção do conjunto da tornoeleira juntamente com a perna do paciente no equipamento. A tampa da chapa guia tem a função de não permitir que esta chapa se deforme durante a avaliação, garantindo o correto posicionamento da algaema de nylon nas guias da chapa.

Esta tampa é montada na chapa guia com o uso da dobradiça em uma extremidade e na outra é acoplado um fecho de engate rápido, permitindo a fácil abertura e fechamento (Figura 34).

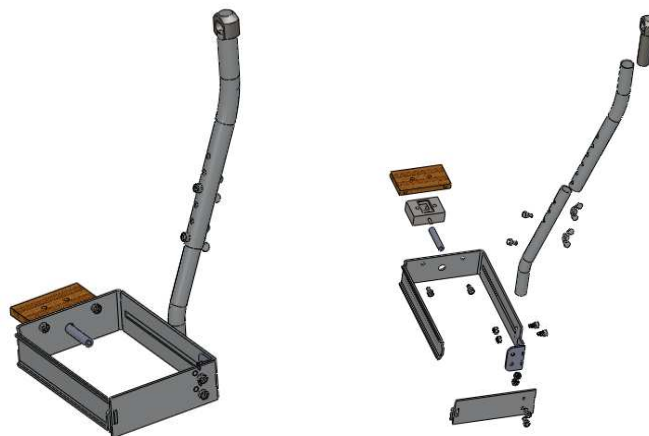


Figura 34 – Pedal nas vistas isométrica e explodida.

Para facilitar a montagem, a célula de carga deve ser removida do interior do dinamômetro e parafusada no suporte da mesma para a fixação junto a alga. A comunicação da célula de carga com o computador é realizada através do dinamômetro, como ilustra a Figura 35.

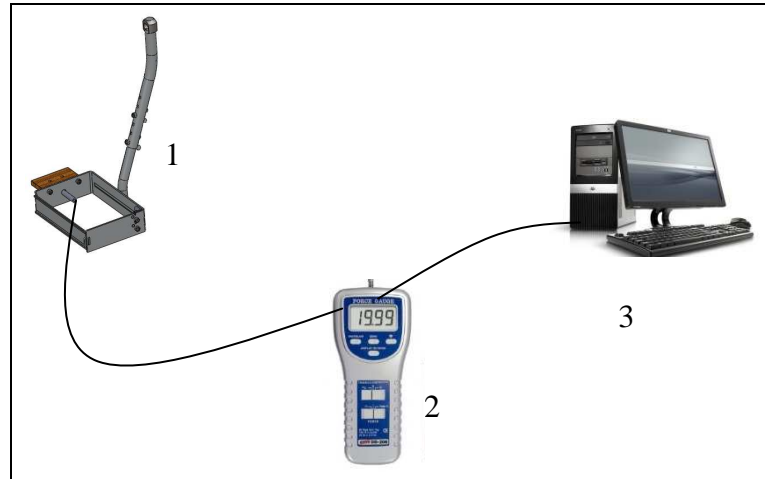


Figura 35 – Comunicação entre célula de carga (1) e computador (3) por meio do dinamômetro (2).

As especificações da célula de carga utilizada para o equipamento estão dispostas na Tabela 3.

Tabela 3 – Especificações da célula de carga.

Item	Especificações
Capacidade de medição	20kg/44,1lb/ 196,1N
Resolução	0,01/ 0,01lb/ 0,05N
Exibição mínima	0,02 kg/ 0,07lb/ 0,3N
Precisão	$\pm (0,5\% + 2 \text{ dígitos})$ , em $23 \pm 5^{\circ}\text{C}$
Função	Tração e compressão, força normal, carga máxima
Capacidade de sobrecarga	30 kg

Fonte: Catálogo Instrutherm (2012).

Para a leitura dos sinais da célula de carga, é utilizado o *software* já incluso com o dinamômetro. Este *software* está ilustrado na Figura 36.

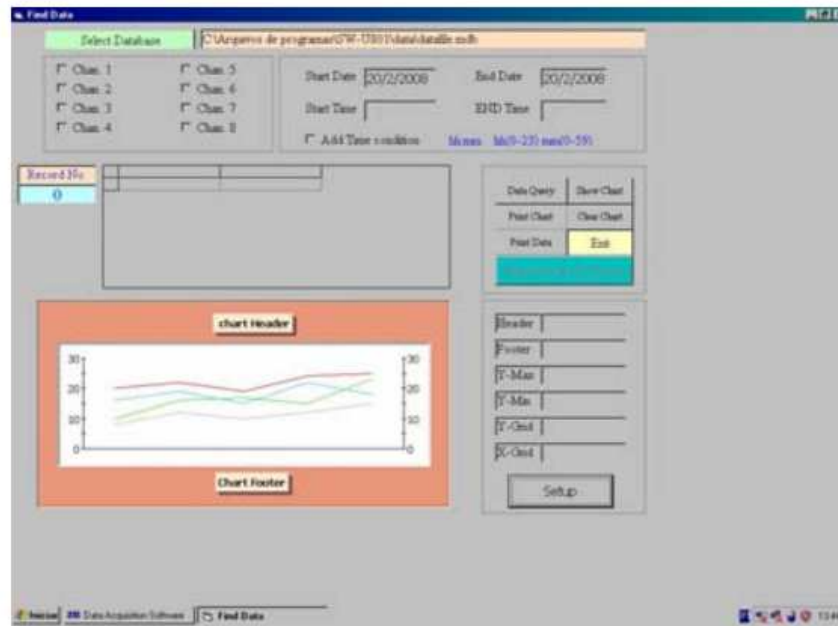


Figura 36 – Interface do *Software Data logger232*.

Realizada a descrição dos conjuntos e componentes, é necessário descrever a forma de montagem final para se obter o equipamento de avaliação isocinética de joelho.

O conjunto da cadeira (C2) deverá ser soldado ao conjunto base da cadeira (C1), assim como o conjunto base motor (C5) será soldado ao conjunto motor (C4) e em ambas as soldagens deve-se utilizar solda tipo elétrica ou MIG. O conjunto movido (C6) será acoplado ao conjunto motor (C4) pelo eixo da coroa e preso pela porca. O conjunto do pedal (C5) será fixado ao conjunto da base da cadeira (C1) através de parafusos localizados nesta.

A Figura 37 ilustra o equipamento com seu *layout* final.





Figura 37 – *Layout* final do equipamento.

### 3.4.1 Protótipo

Após o desenvolvimento da metodologia de projetos, a qual culminou na concepção final do equipamento para avaliação isocinética de joelho, foi construído o protótipo do mesmo, para que a partir deste, fosse possível a realização de testes e de sugestões de melhorias. A construção foi realizada junto ao NAFA, do qual foram utilizadas algumas máquinas para a fabricação do equipamento, como máquina dentadora, fresadora, furadeira e torno mecânico.

O protótipo foi construído em etapas, sendo confeccionado o conjunto da base da cadeira, o conjunto da cadeira, o conjunto da base do motor e o conjunto da tornozela, os quais foram fabricados conforme a descrição prevista no projeto. No entanto, em relação ao conjunto do motor, foi verificada a necessidade de uma alteração previamente a fabricação, sendo esta relacionada à caixa de redução, na qual uma das laterais foi fixada por meio de

parafusos, invés de se utilizar solda MIG como descrito no projeto, a fim de possibilitar a montagem e desmontagem das partes internas.

A seguir são ilustradas as imagens dos conjuntos do protótipo. Primeiramente a ilustração dos conjuntos da base da cadeira e da cadeira (Figura 38).



Figura 38 – Conjunto da base da cadeira e da cadeira.

A cadeira possui o cinto quatro pontas, o qual permite maior fixação do tronco do paciente para a realização das avaliações. A seguir, são ilustrados os conjuntos da base do motor e do motor (Figura 39).



Figura 39 – Conjunto da base do motor e do motor.

A base do motor possui seis regulagens para maior adaptação aos diferentes pacientes. Na seqüência, é ilustrado o conjunto da tornoeleira e do pedal, o qual também possui sistema de regulagem para melhor adaptação aos diferentes pacientes avaliados (Figura 40).



Figura 40 – Conjunto da tornoeleira e pedal.

Após a unir todos os conjuntos, ou seja, a construção do equipamento com todos os componentes foi verificado que houve interferência entre o motor de passo e a célula de carga, sendo que a energização do motor gerava uma alteração no valor da leitura da força pelo dinamômetro. Para esta questão ser solucionada, o material do suporte da célula de carga foi substituído, o mesmo passou de alumínio para madeira, como ilustra a Figura 41.

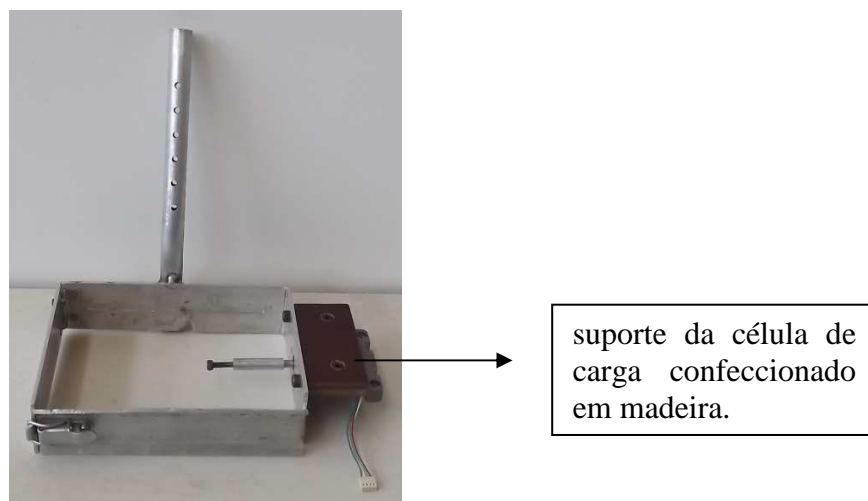


Figura 41 – Detalhe do material do suporte da célula de carga.

O equipamento é composto por um pedal que é movimentado por um motor de passo a uma velocidade e a uma amplitude programável através do *software Mach 3*. Na porção distal do pedal há uma célula de carga acoplada, a qual mensura a força aplicada durante a execução dos movimentos de flexão ou extensão de joelho. Essa força pode ser de tração ou compressão, dessa forma possibilita a avaliação excêntrica ou concêntrica.

O comando fornecido ao motor, para que movimento o pedal é realizado através do computador pelo avaliador, o qual pode programar a velocidade e posição angular do pedal através dos códigos G digitados em um arquivo no formato de texto (txt) e inseridos no *software*. Para facilitar o comando da velocidade e posição angular, foram instituídas algumas pré-programações em arquivos no formato de texto, sendo que o avaliador pode escolher o arquivo que fornece a avaliação isocinética em velocidades de 5,83°/s, 15°/s, 30°/s ou 60°/s, partindo de uma posição angular da articulação de joelho a 90° até 160°, com uma pausa pré-estabelecida de 8 segundos para o retorno desse movimento. Outra opção para o avaliador é a avaliação isométrica, a qual pode ser realizada nas pausas entre as avaliações isométricas, ou pode escolher arquivos nos quais instituiu-se as pré-programações de avaliação por 8 segundos com joelho a 90°, 45° ou 160°.

Após a escolha do tipo de avaliação, o avaliador fornece o comando ao paciente, se o mesmo deve realizar força na direção do movimento do pedal (avaliação do torque de contração concêntrica) ou na direção oposta ao movimento do pedal (avaliação do torque de contração excêntrica). Em seguida, pode verificar a leitura de força aferida pelo dinamômetro no computador através do *software Data logger232*, tanto em planilhas como em gráficos, nos quais são ilustradas a força em Newtons ou quilogramas em função do tempo. Para a avaliação do joelho direito a força de extensão do joelho é a força de tração da célula de carga, sendo esta representada por um valor negativo no gráfico; já, para a avaliação do joelho esquerdo a força de extensão do joelho é a força de compressão da célula de carga, sendo esta representada por um valor positivo no gráfico.

A imagem do equipamento completo está ilustrada na Figura 42, na qual está ilustrado o computador indicando que o mesmo deverá estar com o *softwares Mach3* e *Data logger232* previamente instalados, e também são indicados os sistemas de ajuste aos diferentes pacientes.



Figura 42 – Protótipo do equipamento na vista anterior.

Após o desenvolvimento do equipamento até a construção do protótipo, o mesmo está pronto para a realização de testes a fim de verificar a viabilidade da sua fabricação utilizando a técnica proposta. Para isso, foi realizada uma simulação não estruturada com um voluntário que não possuía lesões e com um operador do equipamento fisioterapeuta (Figura 43).

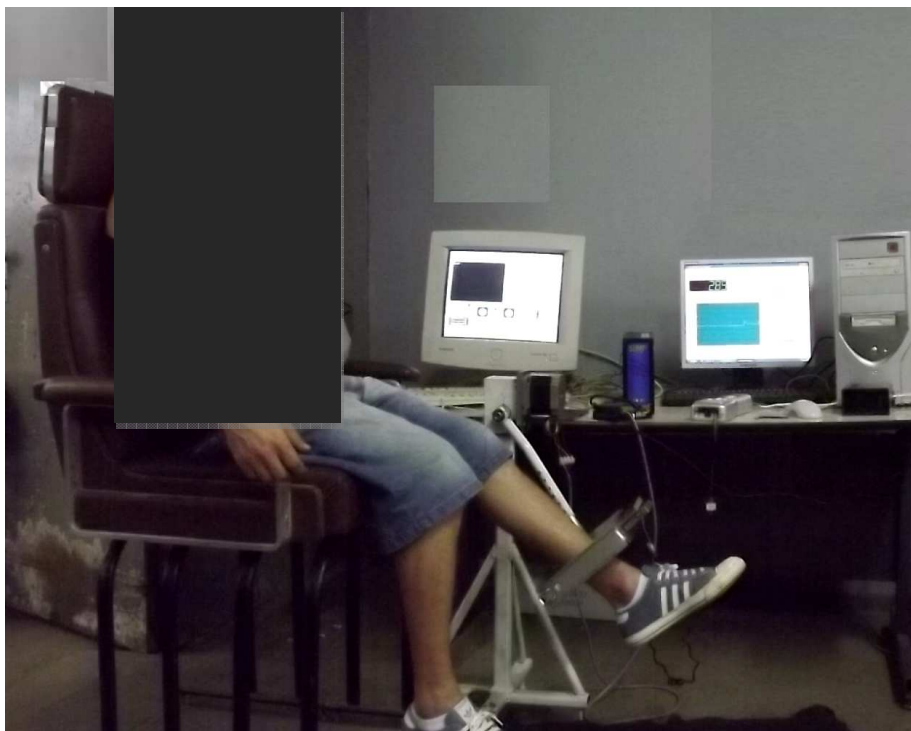


Figura 43 — Simulação realizada.

A partir dessa simulação, foram apontadas as seguintes melhorias para melhor adequação aos requisitos de projeto:

- A cadeira deve possuir um apoio para o membro que não está sendo avaliado;
- O posicionamento da tornozeleira junto ao membro avaliado do paciente deve ser facilitado;
- As regulagens devem proporcionar maior facilidade nos ajustes ao paciente, assim como mais possibilidades de ajuste;
- A célula de carga deve ter um alcance de leitura maior.
- O motor de passo deve possuir torque mais elevado, já que dependendo da força aplicada contra o motor, o mesmo tem dificuldade de movimentação;
- Elaborar um dispositivo para realizar o sincronismo entre o *software* do motor e da célula de carga de maneira automática;
- Programa para compilar os dados referentes a ADM e força muscular;
- Melhorar a parte estética do equipamento.

Além dessas sugestões, é importante referir que é necessária a aplicação de testes adequados, sugeridos por Bach et al. (2008) para identificar mais fontes de melhorias para a confecção do produto final.



## 4 RESULTADOS

O equipamento de avaliação funcional de joelho foi desenvolvido de acordo com os requisitos do projeto, visto que a metodologia de desenvolvimento de produto buscou adequá-lo às características de ter confiabilidade, avaliar de forma segura durante a ADM fisiológica da articulação do joelho e ser de baixo custo. Além disso, buscou-se constituir o equipamento com componentes simples para facilitar a manutenção, peças reguláveis aos pacientes, *software* apropriado para evitar leituras equivocadas e interface amigável.

Foram realizadas medições de modo a simular situações possíveis de aplicação do equipamento, ilustrando as diferentes formas de se obter os resultados referentes às avaliações: em planilha de Excel e em gráfico do *software Datta logger232*. Para esses testes, foi avaliado o joelho direito de um voluntário que não possuía lesões.

A pré-programação utilizada foi de uma movimentação do equipamento na amplitude de movimento de 90° a 160°, sendo que o equipamento realizava a subida do pedal em 12 s, permanecia estático por 8 s, e executava a descida do pedal em 12 s, totalizando 32 s de avaliação na velocidade de 5,83°/s. A configuração do equipamento foi de 1000 pulsos por 4 graus. Para essas informações foi fornecido ao *software Mach3* a pré-programação em formato de texto, como ilustra a Figura 44.

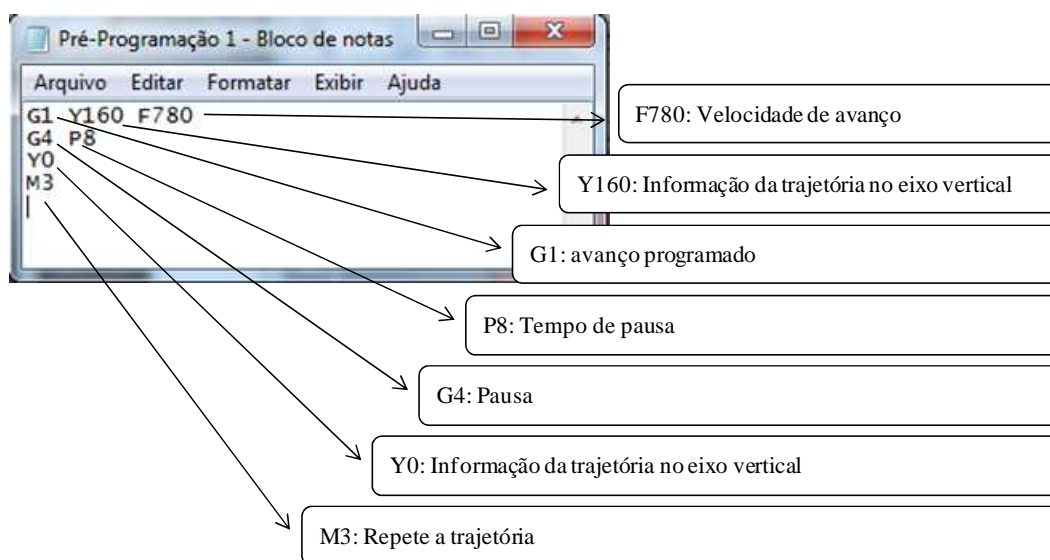


Figura 44 – Pré-Programação utilizada para as simulações.

O voluntário foi avaliado em 3 situações, as quais estão ilustradas no Quadro 10:

<b>Situações</b>	<b>Subida do pedal</b> (90° – 160°)	<b>Pausa</b> (160°)	<b>Descida do pedal</b> (160° – 90°)
1	Avaliação de torque isocinético concêntrico de extensores de joelho	Avaliação de torque isométrico de extensores de joelho°	Avaliação de torque isocinético excêntrico de extensores de joelho.
2	Avaliação de torque isocinético excêntrico de flexores de joelho	Avaliação de torque isométrico de flexores de joelho	Avaliação de torque isocinético concêntrico de flexores de joelho
3	Avaliação de torque isocinético concêntrico de extensores e de joelho	Descanso	Avaliação de torque isocinético concêntrico de flexores de joelho

Quadro 10 – Situações de avaliação.

Situação 1 – Avaliação de torque isocinético concêntrico de extensores de joelho. Para essa avaliação, o avaliado é instruído a executar força de extensão de joelho, enquanto o motor realiza movimento de subida do pedal. Para esse movimento a força aferida é de tração da célula de carga e, portanto o sinal é negativo. Durante o tempo de pausa, foi avaliado o torque isométrico de extensores de joelho na amplitude de 160°, para a qual o avaliado realizava força de extensão sem movimentar o membro inferior durante os 8 s de avaliação. Após, foi avaliado o torque isocinético excêntrico de extensores de joelho, para tanto o avaliado continuou realizando força de extensão de joelho enquanto o motor realizava o movimento de descida do pedal a velocidade contínua.

O resultado para esta situação, denominada teste 1, está ilustrado em planilha do Excel, como ilustra a Figura 45. A interpretação dos dados considera a informação fornecida ao *software* do motor de passo de que os 12 primeiros segundos da avaliação são o tempo de subida do pedal, ou seja, entre o intervalo de tempo 00:00 e 00:12 foi realizada avaliação de torque isocinético concêntrico, entre 00:12 e 00:19 avaliação isométrica, devido ser o tempo de pausa do pedal e por fim, entre o intervalo 00:20 e 00:32 foi avaliado o torque isocinético excêntrico.



	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	Monitor Data Report								
2	segunda-feira, 25 de março de 2013							Page: 1	
3	Date	Time	Display1	Unit					
4	-----								
5	2013/03/25	:00	0,03 Kg						
6	2013/03/25	:01	0,03 Kg						
7	2013/03/25	:02	0,05 Kg						
8	2013/03/25	:03	-3,21 Kg						
9	2013/03/25	:04	-6,57 Kg						
10	2013/03/25	:05	-6,42 Kg						
11	2013/03/25	:06	-7,54 Kg						
12	2013/03/25	:07	-6,16 Kg						
13	2013/03/25	:08	-8,34 Kg						
14	2013/03/25	:09	-7,72 Kg						
15	2013/03/25	:10	-7,56 Kg						
16	2013/03/25	:11	-7,75 Kg						
17	2013/03/25	:12	-7,9 Kg						
18	2013/03/25	:13	-5,91 Kg						
19	2013/03/25	:14	-8,58 Kg						
20	2013/03/25	:15	-10,89 Kg						
21	2013/03/25	:16	-10,37 Kg						
22	2013/03/25	:17	-11,53 Kg						
23	2013/03/25	:18	-10,92 Kg						
24	2013/03/25	:19	-10,34 Kg						
25	2013/03/25	:20	-8,47 Kg						
26	2013/03/25	:21	-8,38 Kg						
27	2013/03/25	:22	-8,27 Kg						
28	2013/03/25	:23	-8,39 Kg						
29	2013/03/25	:24	-8,88 Kg						
30	2013/03/25	:25	-9,69 Kg						
31	2013/03/25	:26	-9,95 Kg						
32	2013/03/25	:27	-9,13 Kg						
33	2013/03/25	:28	-9,07 Kg						
34	2013/03/25	:29	-8,07 Kg						
35	2013/03/25	:30	-7,96 Kg						
36	2013/03/25	:31	-7,51 Kg						
37	2013/03/25	:32	-7,68 Kg						
38	2013/03/25	:33	-7,26 Kg						
39	2013/03/25	:34	0,23 Kg						

Figura 45 – Planilha ilustrando resultados da simulação 1.

Como mencionado na avaliação do protótipo, deve-se elaborar um dispositivo para realizar o sincronismo de forma automática entre os dados de força e de ADM.

Situação 2 – Avaliação de torque isocinético excêntrico de flexores de joelho. Para isso, o avaliado executa força de flexão de joelho, enquanto o motor realiza movimento de subida do pedal. Para esse movimento a força aferida é de compressão da célula de carga e, portanto o sinal é positivo. Durante o tempo de pausa, foi avaliado o torque isométrico de flexores de joelho na amplitude de  $160^\circ$ , para a qual o avaliado realizava força de flexão sem movimentar o membro inferior. Após isso, foi avaliado o torque isocinético concêntrico de

flexores de joelho, para tanto o avaliado continuou realizando força de flexão de joelho enquanto o motor realizava o movimento de descida do pedal a velocidade contínua.

O resultado para esta situação, denominada teste 2, está ilustrado em gráfico do *software Data logger 232*, o qual é visualizado simultaneamente à avaliação, como ilustra Figura 46.

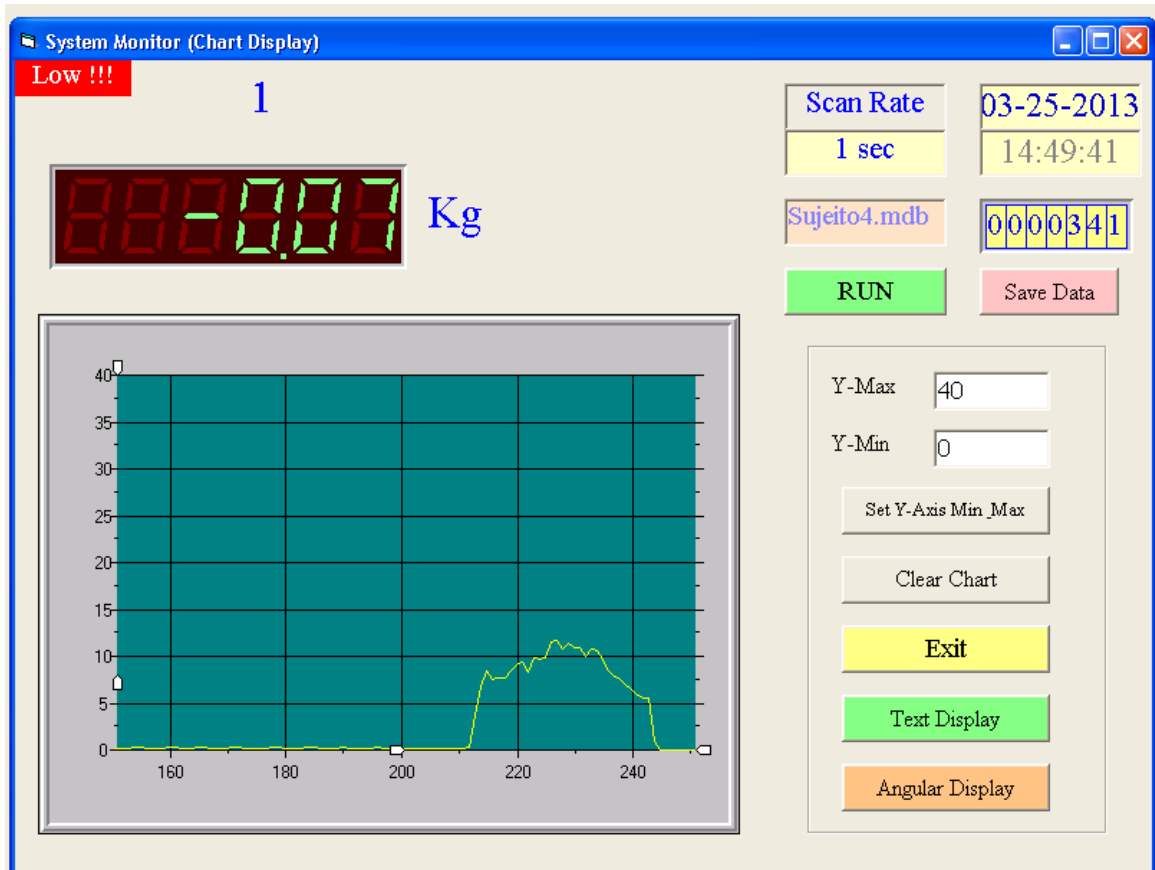


Figura 46 – Interface do *software Data logger 232* ilustrando gráfico da situação 2.

Situação 3 – Avaliação de torque isocinético concêntrico de extensores e flexores de joelho. Para isso, o avaliado executa força de extensão de joelho, enquanto o motor realiza movimento de subida do pedal. Para esse movimento a força aferida é de tração da célula de carga e, portanto o sinal é negativo. Durante o tempo de pausa, o avaliado não executou força. Após isso, foi avaliado o torque isocinético concêntrico de flexores de joelho, para tanto o avaliado continuou realizando força de flexão de joelho enquanto o motor realizava o movimento de descida do pedal a velocidade contínua. Para esse movimento a força aferida é de compressão da célula de carga e, portanto o sinal é positivo.

O resultado para esta situação, denominada teste 3, está ilustrado em gráfico do *software Data logger 232*, Figura 47.

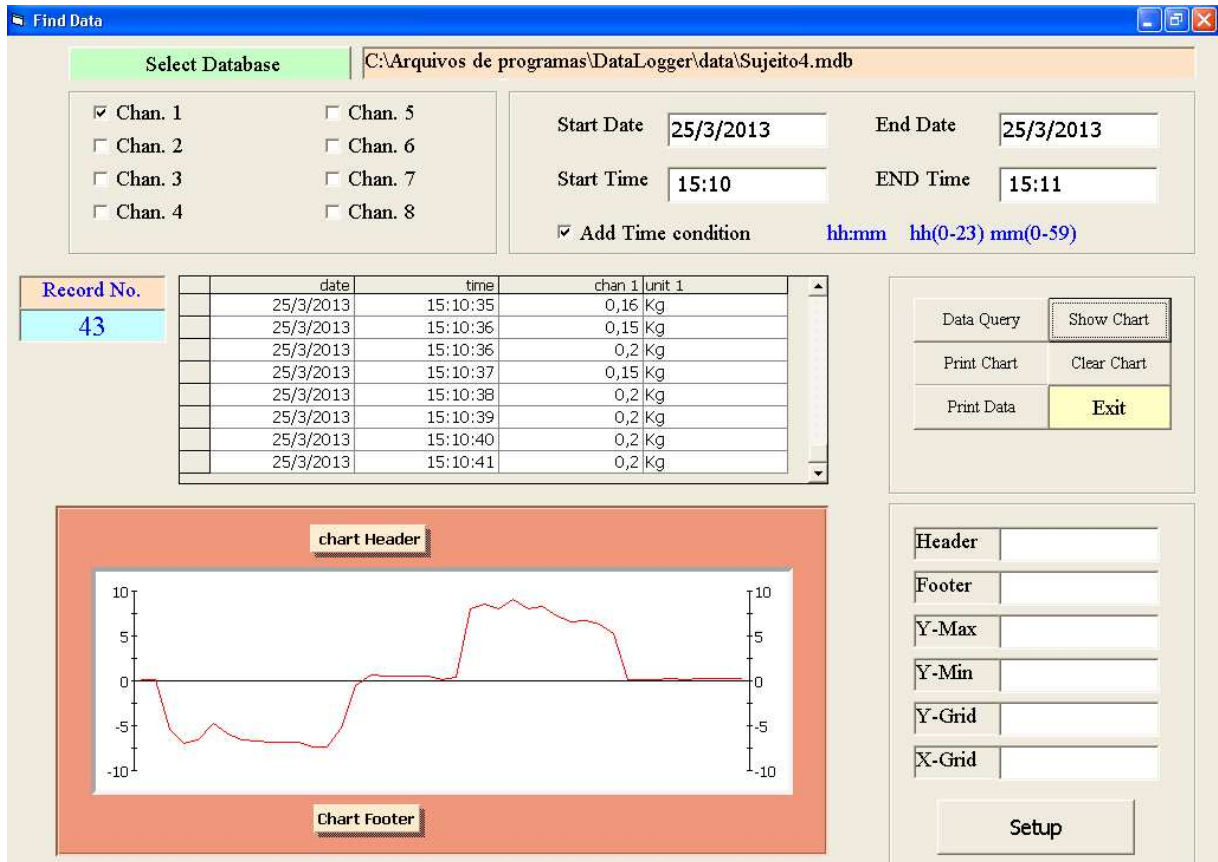


Figura 47 – Resultados da avaliação visualizados após a simulação da situação 3.

O gráfico mencionado pode ser exportado em formato *portable document format* (pdf), posteriormente a avaliação, como ilustra Figura 48.

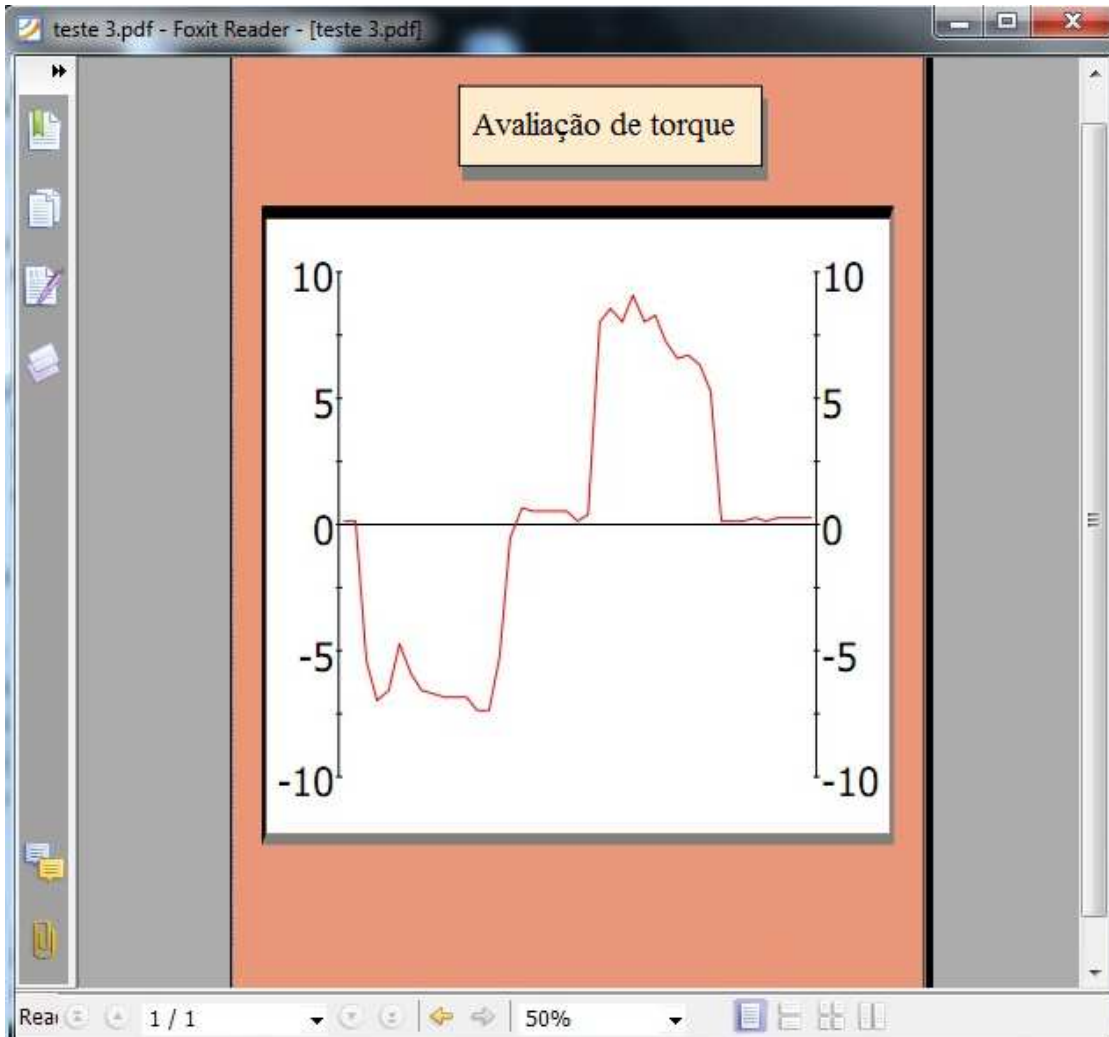


Figura 48 – Gráfico exportado em formato pdf referente a situação 3.

Diante disso, foi possível observar que o equipamento pode ilustrar os resultados de diferentes formas. Em relação ao custo do equipamento, verificou-se que o mesmo possui custo aproximado de R\$ 5.000,00, como pode ser visualizado no Quadro 11, correspondendo a menos de 5% do valor de custo dos equipamentos disponíveis no mercado, como se observa no Quadro 7. Portanto, o equipamento proposto foi considerado de baixo custo.

Com o desenvolvimento do equipamento foram estabelecidas algumas sugestões de melhorias após a avaliação do protótipo, o qual serve como elemento chave para a confecção do produto final. Diante disso, sugere-se a realização das modificações citadas para a confecção do equipamento, de modo a atender as expectativas previstas.

## **5 CONCLUSÃO**

A partir do presente estudo foi desenvolvido um equipamento simples que atende ao propósito de realizar a avaliação necessária para a análise da condição do joelho. Diante disso, foi observado que empregando de forma interdisciplinar os conhecimentos da área da biomecânica e da engenharia, pode-se construir equipamentos para melhorar a qualidade de avaliações realizadas na área da ciência do movimento humano, e, dessa forma, colaborar com a comunidade científica.

Os resultados demonstraram o desempenho do protótipo durante seu funcionamento e as diferentes formas do mesmo apresentar os resultados obtidos na avaliação do joelho. Após a realização das melhorias propostas a partir da avaliação do protótipo, sugere-se a realização de avaliações relacionadas a reprodutibilidade, confiabilidade, sensibilidade e concordância com outros testes existentes, de modo a verificar a validade do instrumento para diferentes tipos de populações.

Após essas avaliações, o instrumento ficará disponível ao Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Santa Maria, para a realização de pesquisas relacionadas ao movimento humano, colaborando com os cursos de Educação Física e Fisioterapia desta instituição.

## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AFSAR, M.; FEIZI, K. An integrated method of quality function deployment, Kano's model and hierarchical decision making for improving e-service of brokerage in Iran. **African Journal of Business Management** v.5, n.11, p.4510-4518, 2011.

AKAO, Y. **Introdução ao Desdobramento da Qualidade**. Belo Horizonte Ed: Fundação Chistiano Ottoni, 1996;

AKIYAMA, **Catálogo Soluções Tecnológicas**, Disponível <http://www.akiyama.com.br/site/> Acesso em 10 dez de 2012.

AMADIO, A. C.; DUARTE, M.: **Fundamentos biomecânicos** para análise do movimento. 162p., São Paulo, (1996)

AQUINO, C. F. et al. A Utilização da Dinamometria Isocinética nas Ciências do Esporte e Reabilitação. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**. Brasília, v. 15, v. 1, p. 93-100, 2007.

BACH, N. et al. **Projeto integrado de produtos**: planejamento, concepção e modelagem. Barueri, São Paulo: Manole, 2008, 601 p.

BALMER, S.; JUDY, K. Linking clinical practice and evidence. **Physiotherapy**, p.181-183, 1998.

BATISTA, L. H. et al. Efeitos do alongamento ativo excêntrico dos músculos flexores do joelho na amplitude de movimento e torque. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 12, n. 3, p. 176-82, 2008.

BROWN, L. E; WEIR, J. P. Recomendação de procedimentos da sociedade americana de fisiologia do exercício (ASEP) I: Avaliação precisa da força e potência muscular, traduzido por Hildeamo. B. O; Martim. B; Laila. C. J. L; José. F. F. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília. v. 11. n. 4, p. 95-109, out/dez, 2003.

BURNETT, C. N.; BETTS, E. F.; KING, W. M. Isokinetic profile of wrist and forearm strength in elite female junior tennis players. **British Journal of Sports Medicine**, v. 40, n. 5, p. 411-414, 2006.

CALLEGARO, A. M. **Desenvolvimento de um equipamento computadorizado de movimentação passiva contínua para cotovelo e antebraço**. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção) Universidade federal de Santa Maria, Santa Maria – RS, 2006.

CAMPOS, M. A. **Biomecânica da musculação**. Ed. Sprint. Rio de Janeiro, 2000.

CARCI, Catálogo. Byodex Physical Medicine e Rehabilitation Equipment. CATALOG 52. 2012-2013 Edition. Disponível em: <http://flipflashpages.uniflip.com/3/50457/143158/pub/>. Acesso em dez 2012.

CARDOSO, F. S. et al. Assessment of quality of life, muscle strength and functional capacity in women with fibromyalgia. **Revista Brasileira de Reumatologia**. São Paulo, v. 51, n. 4, p. 338-50, 2011.

CARMELY, E.; REZNICK, A. Z.; COLEMAN, R. Muscle strength and mass of lower extremities in relation to functional abilities in elderly adults. **Gerontology**, v. 46, n. 5, p. 249-257, 2000.

CHENG, L. C. QFD: **Planejamento da qualidade**. Belo Horizonte: Ed. Fundação Chistiano Ottoni, Belo Horizonte – MG, Brasil, 1996;

CONNELLY, D. M.; VANDERVOOT, A. A. Effects of isokinetic strength training on concentric and eccentric torque development in the ankle dorsiflexors of older adults. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, v. 55, n. 10, p. 465-472, 2000.

D'ALESSANDRO, R. L.; et al. Análise da associação entre a dinamometria isocinética da articulação do joelho e o salto horizontal unipodal, *hop test*, em atletas de voleibol. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, [online]. Niterói, v. 11, n. 5, 2005.

DE ALBUQUERQUE, C. V. et al. Efeito agudo de diferentes formas de aquecimento sobre a força muscular. **Fisioterapia em Movimento**, v. 24, n. 2, p. 221-229, jun 2011.

DELGADO, C. et al. Utilização do esfigmomanômetro na avaliação da força dos músculos extensores e flexores da articulação do joelho em militares. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. Niterói. v. 10, n. 5, p. 362-366, 2004.

DE OLIVEIRA, F. Z.; RUBIO . C. C. **Cenário de manufatura integrada para produção de moldes e matrizes**. Universidade Federal de Minas Gerais. Laboratório de Usinagem e Automação – DEMEC. Minas Gerai., Abr. 2005.

DIAS, R. M. R. et al. Reprodutibilidade do teste de 1-RM em indivíduos com doença arterial obstrutiva periférica. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. Niterói, v. 16, n. 3, p. 201-204. Jun 2010.

DUFFEY, M. J. et al. Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 32, p. 1825-1832, 2000.

DURWARD, R. B.; BAER, W. D.; ROWE, P. J. **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. Ed. Manole, São Paulo – SP, 2001.

DVIR , Hadera Zeevi. RAMOT AT TEL-AVIV UNIVERSITY LTD (United States).. **System and method for deriving angular isokinetic measurements using a linear dynamometer**. US 6773376 B2, Oct 23, 2002, Aug, 10, 2004.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2ed. São Paulo. Ed. Manole, 2000.

ERNESTO, C. et al. Efeitos de diferentes intervalos de recuperação no desempenho muscular isocinético em idosos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 13, n. 1, p. 65-72, fev 2009.

FACCI, L. M.; MARQUETTI, R.; COELHO, K. C. Fisioterapia aquática no tratamento da osteoartrite de joelho: série de casos. **Fisioterapia em Movimento**. Curitiba, v. 20, n. 1, p. 17-27, 2007.

FELISBERTO, L. C.; PASCHOARELLI, L. C. **Dimensionamento preliminar de postos de trabalho e produtos** – modelos antropométricos em escala. In: Encontro Nacional de Engenharia de Produção. Anais, VII *International Conference on Industrial Engineering e Operations Management*, 2001, Salvador. *Proceedings*, 2001.

GARCIA, P. A. et al. Estudo da relação entre função muscular, mobilidade funcional e nível de atividade física em idosos comunitários. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 15, n. 1, p. 15-22, 2011.

GILLIAM, Thomas B.; WELLS, Robert L.. United States Patent (United States). **Isokinetic testing machine**. US 6561990 B1. Dec. 23, 1999, May, 13, 2003.

GUIMARÃES, R. M. et al. Dinamômetro manual adaptado: Medição de força muscular de membro inferior. **Fitness e Performance Journal**. V.3, n.4, p.145-149, 2005.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**, 2- ed. Barueri Ed. Manole, 2008.

HOLDER, Thomas T.; RUSSEL, Donald R. United States Patent (United States). **Isokinetic testing apparatus and system**. US 7412904 B2, Oct. 05, 2006, Aug. 19, 2008.

INSTRUCOM, Catálogo. Humac Norm Testisting and Rehabilitation. Disponível em: <http://www.phoenix-healthcare.co.uk/product/619/humac-norm-testing-rehabilitation-system>. Acesso em dez 2012.

INSTRUTHERM, **Catálogo**. Disponível em: <http://www.instrutherm.com.br/>, Acesso em 10 dez de 2012.

KAPANDJI, A. I. Fisiologia articular. Esquemas comentados de mecânica humana. v. 2, p. 5- Ed. Ed. Guanabara koogan, Rio de Janeiro, 2000.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. **Músculos Provas e Funções**. 4ªed, São Paulo: Manole, p.69-118, 1995.

KISNER, C., COLBY, L. A. **Exercícios Terapêuticos** –. Fundamentos e Técnicas. 5ª ed. São Paulo: Manole, 2009.

KONISHI, Y.; FUKUBAYASHI, T.; TAKESHITA, D. Mechanism of quadriceps femoris muscle weakness in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. **Scandinavian Journal of Medicine e Science in Sports**, v. 12, n. 6, p. 371-5, 2002.

KRUKOWSKI, Richard Chatham. Biodex Corporation (United States). **Muscle exercise and rehabilitation apparatus**. US 4628910, Nov. 29, 1984, Dec. 16, 1986.

LADEIRA, C. E.; MAGEE, D. J. Fatores de risco no futebol: desproporção flexores/extensores de torque no joelho e encurtamento muscular. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 4, n. 2, p. 65-74, 2000.

LUSTOSA, L. P. et al. Impacto do alongamento estático no ganho de força muscular dos extensores de joelho em idosos da comunidade após um programa de treinamento. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v.14, n.6, p.497-502, 2010.



MALFATTI, C. A, et al. Análise da resposta da frequência cardíaca durante a realização de exercício isocinético excêntrico de grupamento extensor de joelho. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v.10, n.1, p.51-57, 2006.

MASUDA, K. et al. Relationship between muscle strength in various isokinetic movements and kick performance among soccer players. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 45, n. 1, p. 44-52, 2005

MILLER, D. W.; HAHN, J. F. **General methods of clinical examination**. IN: YOUMANS, J. R. Neurological Surgery, 4 ed. p. 31-32. Ed. Saunders, 1996.

NADEL, E. R.; DIPIETRO, L. Effects of physical activity on functional ability in older people: translating basic science findings into practical knowledge. **Medicine and Sport Science**. p. 25:36. 1995

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético**: Fundamentos para Reabilitação. Rio de Janeiro, 2- Ed. Ed. Elsevier. 2011.

NIGG, B. M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. Chichester: Jonh Wiley e Sons, 1995.

OSKACAR, L. et al. Quantification of the weakness and fatigue in the thoracic outlet syndrome with isokinetic measurements. **British Journal of Sports Medicine**, v. 39, n. 3, p. 178-181, 2005.

PÁSSARO, A. C. et al. Mechanisms of agonist and antagonist activation in the knee of individuals with anterior cruciate ligament reconstruction: kinetic and eletromyographic study. **Acta Ortopedica Brasileira**. São Paulo, v. 16, n. 2, p. 117-121, 2008.

PATSKO, L. F. **Tutorial Controle Motor de Passo**. Maxwell Bohr – Instrumentação eletrônica. Pesquisa e desenvolvimento de produtos, 2006.

PEREIRA, D. A. G. et al. Avaliação da reprodutibilidade de testes funcionais na doença arterial periférica. **Revista Fisioterapia e Pesquisa**. São Paulo, 15:228-234. 2008.

PEREIRA, D. A. G. et al. Relação entre força muscular e capacidade funcional em pacientes com doença arterial obstrutiva periférica: um estudo piloto. **Jornal Vascular Brasileiro**, v. 10, n. 1, 2011.

POLETTO, P. R. et al. Peak torque and knee kinematics during gait after eccentric isokinetic training of quadriceps in healthy subjects. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 12, n. 4, p. 331-7, 2008.

QUITÉRIO, R. J. et al. Influences of torque and joint angle on heart rate responses during isometric exercise in young men. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, 11(3):185-190. 2007.

RAHNAMA, N.; LEES, A.; BAMBACICHI, E. Comparison of muscle strength and flexibility between the preferred and non-preferred leg in English soccer players. **Ergonomics**, v.48, n.11, p.1568-1575, 2005

REESE, N. B. **Testes de função muscular e sensorial**. Rio de Janeiro: ed. Guanabara-Koogan, 2000.

RIPPER NETO, A. P. **Vibrações Mecânicas**. Rio de Janeiro, Ed. E-papers, 2007.

RIZZI, P. R. S.; LEAL, R. M.; VENDRUSCULO, A. P. Efeito da hidrocinesioterapia na força muscular e na flexibilidade em idosas sedentárias. **Fisioterapia e Movimento**. Curitiba, v. 23, n. 4, p. 535-543, 2010.

RODRIGUES, C. E. B. et al. Torque articular e atividade eletromiográfica dos músculos bíceps femoral e semitendíneo durante movimentos isocinéticos de flexão do joelho em atletas de futebol. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, Florianópolis, v. 9, N. 3, p. 262-270, 2007.

ROSSO, R. S. U.; NEWMAN, S. T. **Estrutura de dados para sistemas CAD/CAM aderente à STEP** in: Congresso ibero-americano de engenharia mecânica, 4, 2003, Coimbra, Anais Coimbra: Universidade de Coimbra. p. 1019-1024, 2003.

SAMPAIO, R. F.; MANCINI, M. C.; FONSECA, S. T. Produção científica e atuação profissional: aspectos que limitam essa integração na Fisioterapia e na Terapia Ocupacional. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos,, v.6, n.3, p.113-118, 2002.

SANTIAGO, G. S.; MEDEIROS, A. A. D. **Desenvolvimento** de um braço manipulador robótico didático de baixo custo controlado por computador, RN. 1998. Universidade Federal de Natal. Disponível em: <FTP://adelardo:web@users.dca.ufrn.br/artigosSPET98.ps>.

SCHNEIDER, P.; RODRIGUES, L. A.; MEYER, F. **Dinamometria computadorizada** como metodologia de avaliação da força muscular de meninos e meninas em diferentes estágios de maturidade. *Revista Paulista de Educação Física*, São Paulo, v. 16, n. 1, p. 35-42, jan./jun. 2002

SCHWARTZ, F. P. et al. análise da estacionariedade do sinal de eletromiografia de superfície nas fases do exercício isocinético de extensão do joelho. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, Campinas, v. 28, n. 1, p. 44-52, mar, 2012.

SLEMENDA, C. et al. Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. **Annals of Internal Medicine**, v. 127, p. 97-104, 1997.

SPERB, D. Q. **Desenvolvimento de dispositivo programável de movimento passivo contínuo para membros inferiores**. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção) Universidade federal de Santa Maria, Santa Maria – RS, 2006.

TERRERI, A. S. A. P.; GREVE, J. M. D.; AMATUZZI, M. M. Avaliação isocinética no joelho do atleta. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte [online]**. Niterói, v. 7, n. 2, p. 62-66, Mar/Abr, 2001.

TRAETE, R. F.; PINTO, K. N. Z.; MATTIELLO-ROSA, S. M. Relação entre a lesão condral e o pico de torque após reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho: estudo de casos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 11, n. 3, p. 239-243, 2007.

TUNSTALL, H.; MULLINEAUX, D. R.; VERNON, T. Criterion validity of an isokinetic dynamometer to assess shoulder function in tennis players. **Sports Biomechanics**, v. 4, n. 1, p. 101-111, 2005

TURBEVILLE, S. D. et al. Risk factors for injury in middle school football players. **The American Journal of Sports Medicine**, v.31, n.2, p.276-281, 2003.

VASCONCELOS, R. A. et al. Confiabilidade e validade de um dinamômetro isométrico modificado na avaliação do desempenho muscular em indivíduos com reconstrução do LCA. **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo. v. 44, n. 3, p. 214-24, 2009.

WILK, K. E.; KEIRNS, M. A.; ANDREWS, J. R. Anterior cruciate ligament reconstruction rehabilitation: a six month follow up of isokinetic testing in recreational athletes. **Isokinetics and Exercise Science**, v.1, p.2-9, 1991.

YILDIS, Y. et al. Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. **Scandinavian Journal of Medicine Science in Sports**, v.16, n.3, p.174-180, 2006.

ZACARON, K. A. M. et al. Nível de atividade física, dor e edema e suas relações com a disfunção muscular do joelho de idosos com osteoartrite. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 10, n. 3, p. 279-284, 2006.

## APÊNDICES

---

### Apêndice A – Lista de materiais.

Designação	Código	N	Material	Origem	Processo	Superfície	Custo de Fabricação (R\$)	Custo de Material (R\$)
Equipamento para avaliação de força muscular						Pintura		
C1: Conjunto estrutura	1.01			Montado		Pintura		
P1: Tubo inferior	1.01.01	2	Aço ABNT 1020	Fabricado	Serra fita/furadeira	Pintura	15,00	15,00
P2: Tubos em U	1.01.02	4	Aço ABNT 1020	Fabricado	Doradeira / furadeira	Pintura	70,00	40,00
P3: Parafuso M8	1.01.03	6	Aço liga	Comprado	-	Pintura	-	8,00
P4: Porca M8	1.01.04	2	Aço liga	Comprado	-	Pintura	-	1,50
C2: Conjunto da cadeira	1.02			Montado	-	Pintura	-	
P5: Cadeira	1.02.01	1	Estofada	Comprado	-	-	-	80,00
P6: Cinto de segurança	1.02.02	1	Resistente	Comprado	-	-	-	90,00
P7: Parafuso M8	1.02.03	4	Aço liga	Comprado	-	Pintura	-	100,00
P8: Porca M8	1.02.04	2	Aço liga	Comprado	-	Pintura	-	1,50
C3: Conjunto da tornozeleira	1.03			Montado		Pintura	-	
P9: Algema inferior	1.03.01	1	Nylon	Fabricado	Usinagem	Estofado	100,00	150,00
P10: Algema superior	1.03.02	1	Nylon	Fabricado	Usinagem	Estofado	80,00	100,00
P11: Rolamentos 607	1.03.03	6	Aço liga	Comprado	-	-	-	6,00
P12: Parafuso M7, L45	1.03.04	6	Aço liga	Comprado	-	Pintura	-	8,00
P13: Porca M7	1.03.05	6	Aço liga	Comprado	-	Pintura	-	4,50
P14: Arruela	1.03.06	12	Aço liga	Comprado	Torno	Pintura	-	2,50
P15: Parafuso prisioneiro	1.03.07	2	Aço liga	Comprado	-	Pintura	-	3,50
P16: Porca borboleta	1.03.08	2	Aço liga	Comprado	-	Pintura	-	2,00
P17: Parafuso M5	1.03.09	1	Aço liga	Comprado	-	Pintura	-	1,50
C4: Conjunto motor	1.04		-	Montado	-	Pintura	-	
P18: Motor de passo	1.04.01	1	-	Comprado	-	-	-	1.020,00
P19: Parafuso sem fim	1.04.02	1	Aço ABNT 1045	Fabricado	Usinagem	-	30,00	40,00
P20: Coroa	1.04.03	1	Bronze	Fabricado	Usinagem	-	40,00	50,00
P21: Eixo coroa	1.04.04	1	Aço ABNT 1020	Fabricado	Usinagem	-	45,00	40,00
P22: Rolamento coroa D32	1.04.05	2	Aço liga	Comprado	-	-	-	25,00
P23: Rolamento do sem fim D7/8”	1.04.06	1	Aço liga	Comprado	-	-	-	20,00

continua

Designação	Código	N	Material	Origem	Processo	Superfície	Custo de Fabricação (R\$)	Custo de Material (R\$)
P24: Anel trava rolamento	1.04.07	1	Aço liga	Comprado	-	-	-	2,50
P25: Chapa lateral	1.04.08	2	Aço ABNT 1020	Fabricado	Usinagem	Pintura	35,00	15,00
P26: Chapa inferior/ superior	1.04.09	2	Aço ABNT 1020	Fabricado	Usinagem	Pintura	35,00	15,00
P27: Chapa fixação motor	1.04.10	1	Aço ABNT 1020	Fabricado	Usinagem	Pintura	35,00	15,00
P28: Chapa posterior	1.04.11	1	Aço ABNT 1020	Fabricado	Usinagem	Pintura	35,00	15,00
P29: Parafuso M6	1.04.12	4	Aço liga	Comprado	-	Pintura	-	5,00
P30: Porca M10	1.04.13	1	Aço liga	Comprado	-	Pintura	-	1,50
C5: Conjunto base do motor	1.05	-	-	Montado		Pintura	-	-
P31: Barra longa	1.05.01	1	Aço ABNT 1020	Fabricado	Usinagem	Pintura	10,00	15,00
P32: Barra lateral	1.05.02	2	Aço ABNT 1020	Fabricado	Usinagem	Pintura	16,00	20,00
P33 Barra vertical	1.05.03	1	Aço ABNT 1020	Fabricado	Usinagem	Pintura	10,00	15,00
P34: Barra apoio	1.05.04	1	Aço ABNT 1020	Fabricado	Usinagem	Pintura	10,00	15,00
P35: Barra regulagem	1.05.05	2	Aço ABNT 1020	Fabricado	Usinagem	Pintura	10,00	15,00
P36: Parafusos M8	1.05.06	3	Aço liga	Comprado	-	Pintura	-	4,50
C6: Conjunto movido	1.06	-	-	Montado	-	Pintura	-	-
P37: Engate do pedal	1.06.01	1	Aço ABNT 1020	Fabricado	Usinagem	Pintura	25,00	15,00
P30: Haste do pedal	1.06.02	1	Aço ABNT 1020	Fabricado	Dobadeira / furadeira	Pintura	10,00	10,00
P39: Haste interna	1.06.03	1	Alumínio	Fabricado	Usinagem	-	10,00	15,00
P40: Chapa guia da tornozeleira	1.06.04	1	Alumínio	Fabricado	Usinagem	-	15,00	12,00
P41: Tampa da chapa guia	1.06.05	1	Alumínio	Fabricado	Calandra/ fresadoura	-	10,00	10,00
P42: Parafuso M6	1.06.06	8	Aço liga	Comprado	Furadeira/ serra	Pintura	-	10,00
P43: Porca borboleta M6	1.06.07	2	Aço liga	Comprado	-	Pintura	-	2,50
P44: Dobradiça	1.06.08	1	Aço liga	Comprado	-	Pintura	-	1,00
P45: Prolongador	1.06.09	1	Alumínio	Fabricado	Usinagem	-	5,00	5,00
P46: Suporte da célula de carga	1.06.10	1	Madeira	Fabricado	Usinagem	Pintura	5,00	5,00
P47: Célula de carga	1.06.11	1	-	Comprado	-	-	-	1.300,00
P48: Fecho engate rápido	1.06.12	1	Aço	Comprado	-	-	-	1,00
SUBTOTAL							656,00	3.349,00
TOTAL							<b>R\$</b>	<b>4.005,00</b>

Quadro 11 – Lista de materiais.