

**MENSURAÇÃO DO TORQUE NOS MOVIMENTOS DE FLEXÃO E
EXTENSÃO DO JOELHO SUBMETIDO A UMA RESISTÊNCIA
CONSTANTE**

FABRICIO DUARTE DE ALMEIDA

FABRICIO DUARTE DE ALMEIDA

MENSURAÇÃO DO TORQUE NOS MOVIMENTOS DE FLEXÃO E EXTENSÃO DO
JOELHO SUBMETIDO A UMA RESISTÊNCIA CONSTANTE

Dissertação apresentada à Faculdade de
Engenharia do Campus de Guaratinguetá,
Universidade Estadual Paulista, para a
obtenção do título de Mestre em Engenharia
Mecânica na área de Projetos e Materiais.

Orientador: Prof. Dr. Araildo Lima da Silva

Guaratinguetá

2007

A447i	Almeida, Fabrício Duarte de Mensuração do torque nos movimentos de flexão e extensão do joelho submetido a uma resistência / Fabrício Duarte de Almeida . – Guaratinguetá : [s.n.], 2006 96 f. : il. Bibliografia: f. 87-94 Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2007 Orientador: Prof. Dr. Araildo Lima da Silva 1. Torque 2. Articulação do joelho I. Título CDU 53
-------	---

DADOS CURRICULARES

FABRICIO DUARTE DE ALMEIDA

NASCIMENTO	16/02/1977 – BARRA MANSA / RJ
FILIAÇÃO	CLEUSUS SOARES DE ALMEIDA † MARIA DAS GRAÇAS DUARTE DE ALMEIDA
1997 / 2001	Curso de Graduação em Fisioterapia – UNESA – RJ
2001 / 2002	Curso de Especialização em Anatomia e Biomecânica do Movimento Humano – UCB – RJ
2004 / 2006	Curso de Pós- Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da UNESP

Este trabalho é dedicado ao meu pai que ao lado de Deus
guia minha vida, minha mãe pela oportunidade de vida,
da honestidade, dignidade e da garra com que enfrenta a vida
Aos meus irmãos, pela relação e amizade em que vivemos.

AGRADECIMENTOS

A Deus por me dar oportunidade de estudar, trabalhar e conhecer o comportamento dos sistemas do corpo humano.

Ao meu orientador, que me ensinou, sendo amigo, parceiro, conselheiro e profissional e com simplicidade demonstrou-me a importância fundamental de se ter sempre um objetivo à frente.

Aos queridos amigos e técnicos *Walter Luiz Medeiros Tupinambá, Pedro “Saci”, Urbano Gonçalves Oliveira.*

Aos meus amigos de estrada *Sandro Gomes e Alexandra Vicentini* por todo tempo juntos e experiências trocadas.

Obrigado aos funcionários do departamento de mecânica *Quirino, Rosiléia e Lúcia* pelo tempo dedicado.

Aos professores Doutores *Tamotsu Hirata, José Elias Tomazini e José Geraldo Brandão, João Alberto de Oliveira e Fernando de Azevedo Silva* pelas aulas ministradas e opiniões relevantes para o trabalho.

Aos competentes profissionais da secretaria de pós-graduação.

A minha namorada *Waleska* pelo sorriso, dedicação e carinho de sempre que me faz buscar sempre o melhor de mim.

Aos meus alunos dos cursos de Fisioterapia, Educação Física, Enfermagem e Nutrição e a todos aqueles que participaram diretamente e indiretamente dessa longa jornada.

“O tempo pode levar embora todos nossos anseios planos, e pode levar nossa juventude mas, existem virtudes que são resguardadas do tempo que jamais se desgastam ou se ferem. São eles: a sabedoria, o carinho, a sensibilidade e o amor.”

Fernando Pessoa

ALMEIDA, F. D. **Mensuração do Torque nos Movimentos de Flexão e Extensão do Joelho Submetido a uma Resistência Constante**. 2007. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2007.

RESUMO

Os conseqüentes avanços na medicina esportiva incluem a busca por novos métodos tecnológicos que viabilizam uma melhor e mais eficaz avaliação muscular e articular no corpo humano. Associados a isso, a grande ocorrência de lesões de membros inferiores em especial aquelas da articulação do joelho, faz com que a procura por novos métodos de avaliação seja incentivada. Um recurso valioso consiste num método auxiliar de avaliação das lesões esportivas onde o exame deverá ser realizado através da aplicação de uma resistência constante. Na prática esportiva, há por um lado a importância da proporção do equilíbrio muscular agonista/antagonista, ou seja, do equilíbrio flexor/extensor representado, respectivamente, pelos isquiotibiais/quadríceps da coxa. De outro, a comparação dos valores absolutos da função muscular dos membros inferiores, quer seja para o quadríceps, ou para os isquiotibiais. Resultados alterados podem estar relacionados às lesões esportivas ou suas seqüelas. De interesse para o atleta e para a equipe multidisciplinar é poder dispor de um método de avaliação funcional muscular objetivo e seguro, que forneça dados confiáveis e reprodutíveis. Neste contexto um estudo foi desenvolvido objetivando-se a avaliação dos valores de torque bidirecional (flexão-extensão), potência, tempo e trabalho muscular do joelho quando submetido a uma resistência constante. Para tanto um dispositivo capaz de avaliar esses parâmetros foi desenvolvido no laboratório de biomecânica do Departamento de Mecânica da Unesp de Guaratinguetá, para gerar dados que caracterizem o estado físico e o desempenho dos indivíduos avaliados. Foram utilizados no estudo 19 voluntários do sexo masculino com idade entre 20-30 anos sem histórico de lesão na articulação do joelho, que foram submetidos a exercícios de flexão e extensão com amplitude de movimentos de 90 a 180° durante 40 segundos. De acordo com os resultados foi possível se chegar a um padrão mínimo que caracterize um bom desempenho entre os indivíduos avaliados pelo sistema, concluindo que o dispositivo desenvolvido e o método utilizado podem ser de utilidade para a avaliação do equilíbrio muscular entre flexores e extensores do joelho humano.

PALAVRAS CHAVES: torque, articulação do joelho, agonista e antagonista, estado físico, dispositivo.

ALMEIDA, F. D. **Torque Evaluation of Flexion and Extension Movements of the Knee Subject to a Constant Resistance.** 2007. Dissertation (Master in Mechanics Engineering) - College of Engineering, Campus of Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2007.

ABSTRACT

The consequent advances in sports medicine include the search for new technological methods that permit a more efficient evaluation of the musculature and joints of the human body. The search for new methods of evaluation has been stimulated by the increased occurrence of injuries to inferior members and in particular knee articulation. A valuable approach consists of an auxiliary method of evaluation of sportive injuries. This examination is carried out through the application of a constant resistance. In sports practice, the agonist / antagonist muscle balance, that is, the flexor/extensor balance represented, respectively, by the hamstring muscle/quadriceps femoris, plays an important role. On the other hand, the comparison between the absolute values of the inferior members is also relevant. Changed results usually relate to sports lesions or their sequels. The development of an objective and safe method to evaluate muscular functionality will provide for reliable and reproducible results of the utmost importance to athletes and multidisciplinary teams. Therefore, a study was carried out proposing to evaluate values of bi-directional torque (flexion-extension), power, time and muscular effort of the knee when submitted to a constant resistance. To accomplish this, a device capable of evaluating these parameters was developed in the biomechanics laboratory of the Department of Mechanics at UNESP - Guaratinguetá. This device generated data that characterized the physical state and performance of the evaluated individuals. The apparatus was used in the study of 19 male volunteers, 20 - 30 years old without pathological history of joint injuries. These volunteers performed flexion and extension exercises during 40 seconds, with an amplitude of movements from 90 to 180°. From these results, a minimum performance standard was determined that characterized good performance among individuals evaluated by the system. It was concluded that the designed device and the method used in the evaluation can be useful in evaluating the muscular balance between flexor and extensor of the human knee.

KEYWORDS: torque, knee joint, agonist and antagonist, physical state, device.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	OBJETIVOS.....	2
1.2	METODOLOGIA.....	3
1.3	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO.....	3
1.4	ANATOMIA E BIOMECÂNICA DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO.....	5
1.4.1	Osteologia da Articulação do Joelho.....	5
1.4.2	Miologia da Articulação do Joelho.....	11
1.4.3	Biomecânica Articular do Joelho.....	16
1.4.4	Biomecânica Muscular.....	20
1.4.4.1	Força, Função e Pico de Torque Muscular.....	21
1.4.2.2	Relação Força – Velocidade.....	22
1.4.2.3	Relação Comprimento – Tensão.....	22
1.4.2.4	Relação Potência – Velocidade.....	23
1.4.2.5	Relação Tensão – Tempo de Resistência.....	23
2	EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NAS AVALIAÇÕES DO JOELHO.....	24
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	27
3.1	ESTRUTURA DA CADEIRA FLEXO-EXTENSORA.....	28
3.2	MECANISMO DE ROTAÇÃO E CAPTAÇÃO DE SINAIS.....	30
3.2.1	Extensometria.....	32
3.2.2	Potenciômetro Rotativo.....	35
3.2.3	Mecanismo de Torque Bidirecional.....	37

4	PROCEDIMENTOS.....	39
4.1	PROCEDIMENTOS DE CALIBRAÇÃO DO TORQUE.....	39
4.2	PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO DA VARIAÇÃO ANGULAR	42
4.3	FORMA DE APLICAÇÃO DA PESQUISA	44
5	AQUISIÇÃO, TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS.....	45
5.1	AQUISIÇÃO DOS SINAIS.....	45
5.2	TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS.....	47
5.3	AMOSTRA EXPERIMENTAL	47
5.4	REALIZAÇÃO DAS COLETAS.....	48
6	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	50
6.1	RESULTADOS EXPERIMENTAIS DOS VALORES DE TORQUE.....	51
6.2	RESULTADOS EXPERIMENTAIS DOS VALORES DE POTÊNCIA.....	55
6.3	RESULTADOS EXPERIMENTAIS DOS VALORES DE TRABALHO.....	59
6.4	RESULTADOS EXPERIMENTAIS DO NÚMERO DE CICLOS REALIZADOS.....	63
6.5	RESULTADOS EXPERIMENTAIS DOS TEMPOS(MÉDIO) UTILIZADOS EM CADA CICLO DE MOVIMENTO.....	66
7	COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES.....	69
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	71
	REFERÊNCIAS CONSULTADAS.....	76
	APÊNDICE A - Autorização de livre Consentimento dos voluntários....	77
	APÊNDICE B - Aprovação do Comitê de Ética da UNITAU.....	78

LISTAS DE FIGURAS

FIGURA 1 - Anatomia articular do joelho. Adaptada de Netter (2001).....	22
FIGURA 2 - Vista anterior da musculatura do joelho. Adaptada de Netter (2001).....	28
FIGURA 3 - Vista posterior da musculatura do joelho. Adaptada de Netter (2001).....	29
FIGURA 4 - Desenho esquemático dos planos e eixos do joelho (Hall, 2000).....	32
FIGURA 5 - Análise intrarticular do joelho durante a flexão(Hall,2000).....	33
FIGURA 6 - Forças na articulação patelo-femoral durante o movimento de flexão (Reilly,1972).....	34
FIGURA 7 - Dinamômetro analógico (Canto et al, 2004).....	40
FIGURA 8 - Dispositivo isocinético (Medina, 2000).....	41
FIGURA 9 - Desenho esquemático do dispositivo de mensuração do torque do joelho..	43
FIGURA 10 - Medidas da secção transversal do metal.....	44
FIGURA 11 - Projeto montado do dispositivo de mensuração do torque do joelho.....	45
FIGURA 12 - Desenho esquemático de montagem do mecanismo de captação de sinais.	46
FIGURA 13 - Extensômetro (strain-gage).....	47
FIGURA 14 - Diagrama do momento fletor.....	49
FIGURA 15 - Modelo esquemático da meia Ponte de Wheatstone.....	49
FIGURA 16 - Modelo de Potenciômetro.....	51
FIGURA 17 - Potenciômetro instalado junto ao eixo principal de movimento.....	52
FIGURA 18 - Mecanismo bidirecional de torque movimento.....	53
FIGURA 19 - Sistema de medida de torque e análise de tensão.....	54
FIGURA 20 - Gráfico de correlação do calculo do Torque [N.m] x Tensão [mV].....	57

FIGURA 21 - Gráfico da correlação(calibração) do cálculo do Angulo [graus] x Tensão [mV].....	59
FIGURA 22 - Fluxograma do esquema de transmissão de dados.....	60
FIGURA 23 - Fluxograma para determinação de parâmetros analisados.....	61
FIGURA 24 - Gráfico da Variação de Torque no decorrer do Tempo.....	70
FIGURA 25 - Gráfico das Variações nos valores de Potência	73
FIGURA 26 - Gráfico da Variação dos valores de Trabalho nas respectivas etapas de mensuração.....	76
FIGURA 27 - Gráfico da Variação do Número de Ciclos em TP1, TP2, TP3 e TP4.....	80
FIGURA 28 – Gráfico da Variação de Tempo Médio em cada Ciclo de Movimento.....	83

LISTA DE QUADROS E TABELAS

TABELA 1 - Valores das cargas (N.m) aplicadas na haste e os seus respectivos valores de tensão geradas pelo equipamento.....	56
TABELA 2 - Valores dos graus de movimento aplicados e os seus respectivos valores de tensão (mV) geradas pelo equipamento.....	58
TABELA 3 - Descrição dos voluntários que participaram do estudo.....	66
TABELA 4 - Valores de Torque (em N.m) apresentado pelos 19 voluntários.....	68
TABELA 5 - Valores das médias e desvios padrão dos valores de torque totais em TP1, TP2, TP3 e TP4.....	69
TABELA 6 - Valores de Potência (em Watts) apresentado pelos 19 voluntários nos 40 segundos de mensuração.....	71
TABELA 7 - Valores das médias e desvios padrão dos valores de Potência total em TP1, TP2, TP3 e TP4.....	73
TABELA 8 - Valores de Trabalho (em Joule) realizados pelos 19 voluntários nos 40 segundos de mensuração.....	75
TABELA 9 - Valores das médias e desvios padrão dos valores de Trabalho total em TP1, TP2, TP3 e TP4.....	77
TABELA 10 - Relação entre os valores dos números de ciclos realizados nos 40 segundos de mensuração.....	79
TABELA 11 - Valores das médias e desvios padrão da variação do número de ciclos de movimento em TP1, TP2, TP3 e TP4.....	80
TABELA 12 – Tempo médio em cada ciclo realizado pelos 19 voluntários nos 40 segundos de mensuração.....	82
TABELA 13 -Valores das médias e desvios padrão do tempo médio realizado por ciclos de movimento em TP1, TP2, TP3 e TP4.....	83

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CNS/MS	- Conselho Nacional de Saúde/Ministério da Saúde
Dr.	- Doutor
FEG	- Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
HBM	- Hottinger Baldwin Messtechnik
PROF.	- Professor
RG	- Registro Geral
UNESP	- Universidade Estadual Paulista
DME	- Departamento de Mecânica
UNITAU	- Universidade de Taubaté

LISTA DE SÍMBOLOS

E_{pel} - energia potencial elástica

δ - deformação

M - momento fletor

EI - rigidez

P - carga

R - resistor

ρ - constante de resistividade

L - comprimento

A - área

Hz - hertz

1 INTRODUÇÃO

A força muscular, normalmente entendida como a capacidade do músculo em gerar tensão de forma ativa, é o conceito que ocupa um importante lugar no conhecimento biomecânico, tanto no campo avaliativo como na reabilitação terapêutica. Portanto o correto diagnóstico e tratamento de algumas lesões podem proporcionar um retorno do atleta ao seu nível prévio de atividade.

Arendt (1995) explica que homens e mulheres apresentam incidências diferentes de lesão no joelho nos mesmos esportes, porém, ainda não existe uma explicação convincente para isto. Tal conceito de força do sistema músculo esquelético como foi definido anteriormente se expressa através do momento de força ou torque, definido como uma força sobre uma alavanca que se movimenta em torno de um eixo e que pode ser calculado pela fórmula: $T = R \times F$, onde o torque é resultante do produto entre a força (Newton) e o deslocamento (metro).

Durante o século XIX, afirma Escobar (1990), realizavam-se as avaliações musculares e articulares do membro inferior através do sistema de resistências manuais complementadas com observações da postura e da marcha. No início do século XX, devido aos efeitos devastadores da poliomielite houve uma padronização de alguns métodos para avaliar a articulação e a força muscular que foram denominados métodos manuais. Paralelamente neste contexto ocorria o desenvolvimento do conceito isocinético, onde os autores: Godinho et al.(1994), Guirro et al.(2000), Kvist et al.(2001), entre outros, desenvolveram métodos alternativos de avaliação articular e da força muscular. Inicialmente estes aparelhos foram desenvolvidos a partir de instrumentos de medidas de

uso diário como balanças, aparelhos de pressão, torquímetros e tensiômetros. Atualmente os dispositivos mais utilizados neste tipo de avaliação são as células de carga e os dinamômetros analógicos. Tais instrumentos por sua vez proporcionam avaliações subjetivas da força muscular e amplitude de movimento articular, e devido ao seu tamanho e alto custo, podem limitar sua utilização no ambiente clínico, fazendo com que a busca por novas propostas e métodos de avaliação articular e muscular da articulação mais complexa do corpo humano ocorra de forma mais importante.

1.1 OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo geral à obtenção de dados para auxiliar a avaliação do equilíbrio muscular entre flexores e extensores durante os movimentos de flexão e extensão do joelho quando submetido a uma resistência constante bidirecional.

Com isso espera-se que a análise dos parâmetros coletados de torque, potência e trabalho durante tais movimentos utilizando uma carga pré-estabelecida que permita uma avaliação das causas que podem gerar instabilidades articulares ou mesmo diminuição de rendimento nas atividades físicas.

1.2 METODOLOGIA

Para alcançar os objetivos propostos, foi desenvolvido um dispositivo no Departamento de Mecânica – FEG/UNESP, afim de, se obter dados fornecidos pelos sensores de captação de sinais.

Para a obtenção dos dados dos parâmetros avaliados foram realizados alguns ensaios onde a metodologia é descrita separadamente, assim como a confecção e utilização dos dispositivos na FEG/UNESP.

Todos recursos utilizados e apresentados encontram-se disponíveis na unidade FEG/UNESP.

1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Capítulo 1, INTRODUÇÃO. Apresenta as considerações iniciais bem como a motivação para o seu desenvolvimento, sua relação entre as áreas da saúde com a engenharia. Os principais objetivos que deram origem ao trabalho e os que surgiram durante o seu desenvolvimento e a estrutura da dissertação. Foram divididos em subtópicos expondo toda anatomia e a biomecânica articular do joelho, além de alguns equipamentos existentes.

Capítulo 2, EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NAS AVALIAÇÕES DO JOELHO.

Expõe alguns dos instrumentos de avaliação articular e muscular do joelho, apresentando seus métodos de mensuração.

Capítulo 3, MATERIAIS E MÉTODOS

Demonstra o processo de busca e montagem do projeto do dispositivo de mensuração bem como a sua construção e os materiais utilizados, além da adaptação dos sensores de captação de sinais e do mecanismo de rotação.

Capítulo 4, PROCEDIMENTOS

Serão demonstrados neste capítulo os procedimentos de calibração dos meios de captação do torque e da variação angular juntamente com suas respostas e gráficos de correlação expondo seus testes e experimentos realizados bem como a aparelhagem utilizada, expondo assim suas metodologias.

Capítulo 5, AQUISIÇÃO, TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

Toda análise, comparação e compreensão dos dados obtidos serão demonstrados neste capítulo além dos meios de aquisição dos dados, seu tratamento e a amostra utilizada.

Capítulo 6, RESULTADOS E DISCUSSÃO

O presente capítulo expõe os dados obtidos a partir do torque, potência e trabalho durante a execução do teste de avaliação bem como o desempenho de cada um dos participantes utilizados na pesquisa.

Capítulo 7, COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES

Neste capítulo serão descritos os comentários finais e as conclusões relacionadas com a pesquisa além das observações sobre os resultados obtidos.

1.4 ANATOMIA E BIOMECÂNICA DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO

Segundo Kapandji (2000), a estrutura do corpo humano é composta essencialmente de uma série de ossos que formam as articulações e são movidos pelos músculos. As articulações formam uma parte integral desse complexo sistema, uma vez que permitem que haja movimento, mantendo juntas as partes do esqueleto ósseo.

1.4.1 Osteologia da Articulação do Joelho

Constituem os ossos do joelho: o fêmur, a tíbia e a patela. Apresentam características funcionais importantes, como tamanho, assimetria e pontos de inserção de ligamentos, tendões e músculos (CAMARGO, 1996).

a) Fêmur

O fêmur forma um Ângulo que pode variar de 170 a 175 graus em relação à articulação do joelho. Seus côndilos articulares são grandes e convexos nos planos frontal e sagital; em sua região anterior encontra-se uma superfície articular da patela denominada de sulco troclear e posteriormente seus côndilos são divididos pela fossa intercondilar (inserção dos ligamentos cruzados anterior e posterior). Eles são recobertos por uma cartilagem lisa, e resistente, para resistir aos diferentes tipos de forças aplicadas (HAMIL, 1999).

Peterson (1997), considera que o platô tibial medial é côncavo e o lateral é convexo, formando uma articulação totalmente incongruente, que só é compensada pelos demais elementos anatômicos articulares.

Na região ântero-inferior da articulação, afirma Spence (1991) temos a tuberosidade anterior da tíbia, que serve de fixação para o tendão patelar (responsável pelo mecanismo extensor).

b) Articulações do Joelho

⇒ Femorotibial medial: É convexa no fêmur e côncava na tíbia.

Portanto, é congruente.

⇒ Femorotibial lateral: É convexa no fêmur e na tíbia. Portanto, é

incongruente.

⇒ Femoropatelar: As facetas patelares são convexas, sendo que a lateral

é mais larga que a média. Caracterizada por uma faceta adicional chamada de faceta de flexão. A articulação femoropatelar é formada pela superfície anterior do fêmur (sulco troclear) e pelas facetas posteriores da patela. A patela é o maior osso sesamóide (osso acoplado a um músculo ou um tendão) do corpo humano.

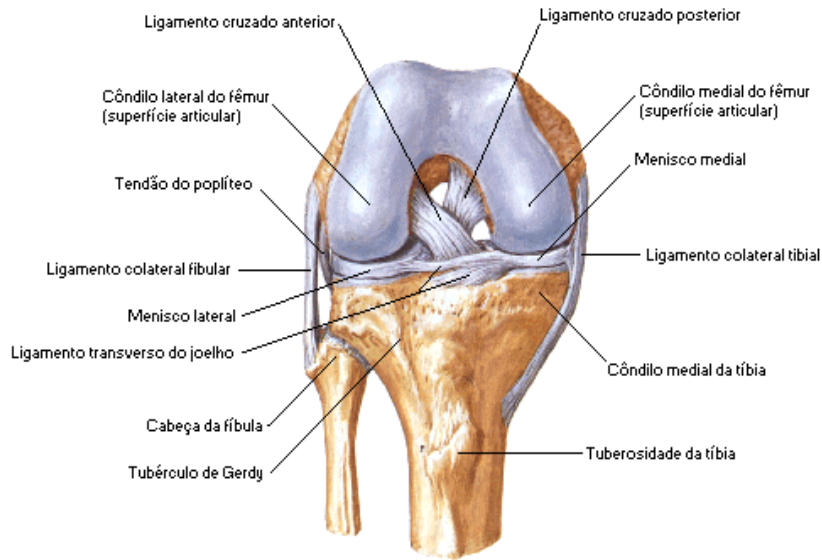


Figura 1 – Anatomia articular do joelho. Adaptada de Netter (2001).

Internamente a articulação do joelho apresenta estruturas fibrocartilaginosas conhecidas como meniscos que apresentam as funções de aumentar a superfície de contato entre fêmur e tíbia, favorecer a lubrificação articular diminuindo o atrito entre os ossos. Outra função importante é a de diminuir as incongruências articulares, auxiliar no rolamento dos côndilos femorais, estabilizar anteriormente o joelho em uma flexão acima de 70 graus, enfim, eles atuam no amortecimento dos impactos (MIRANDA, 2001).

Os meniscos são estruturas semilunares, com uma base larga de fixação nas regiões anterior e posterior (cornos). Distalmente, o corpo do menisco medial é mais largo do que o menisco lateral, sendo que o menisco lateral é o mais oval, com uma base de fixação no seu corno anterior e posterior. Isso configura o menisco lateral, como sendo mais móvel do que o menisco medial.

Kapandji (2000), diz que a não concordância das superfícies articulares é compensada pela interposição dos meniscos, cuja forma é fácil de compreender: quando se coloca uma esfera sobre um plano, ela só entra em contato com ele pelo ponto de tangência. Caso queira aumentar a superfície de contato entre a esfera e o plano, é suficiente interpor um anel que represente o volume compreendido entre o plano, a esfera e o cilindro tangente à esfera. Tal anel tem na realidade a forma de um menisco, três faces:

- ⇒ Superior: côncava responsável pelo contato com os côndilos.
- ⇒ Periférica: cilíndrica, sobre a qual se fixa à cápsula em sua face profunda.
- ⇒ Inferior: quase plana, sobre a periferia da glenóide interna e da glenóide externa.

As estruturas articulares do joelho são envolvidas por uma cápsula considerada a mais extensa do corpo humano. Tal cápsula ganha suporte estático e dinâmico dos ligamentos e estruturas, musculotendinosas. Sua fixação segue a superfície articular junto às articulações femoropatelar e femorotibial (HAMIL, 1999).

Spence (1991) ainda afirma que essa cápsula apresenta inserção nos meniscos, na borda anterior, seguindo o tendão patelar. Em forma de “V” nas regiões laterais da cápsula forma uma circunferência e, na região infrapatelar apresenta outra bolsa, reduzindo assim o atrito entre o tendão e a crista tibial.

Posteriormente, a cápsula forma duas bolsas que cobrem as superfícies articulares do côndilo femoral superiormente e do platô tibial inferiormente. Ela também invagina

recobrando os ligamentos cruzados, tornando-os, portanto, extra-capsulares. Esses por sua vez são cobertos por uma bainha sinovial, conseqüentemente, intrasinoviais (SPENCE, 1991).

Segundo Kapandji (2000), o esqueleto apendicular do corpo humano é composto essencialmente de uma série de ossos que constituem parte das articulações juntamente com ligamentos, cápsulas, tendões além de serem movimentados pelos músculos. As articulações formam uma parte integral desse complexo sistema, uma vez que permitem que haja movimento, sendo ainda o joelho uma articulação sinovial própria para produzir movimento em diferentes direções, sob condições na qual se pode suportar peso ou não.

Apresenta uma membrana sinovial conhecida como sinóvia, representando uma condensação de tecido conectivo que cobre a superfície interna da cápsula fibrosa formando uma bolsa. A membrana sinovial também envolve tendões que passam pela articulação bem como as margens livres das estruturas intra-articulares, como o ligamento transversal do menisco (KAPANDJI, 2000).

Toda estabilidade estática é garantida pelos ligamentos que podem ser facilmente identificados ao contrário dos músculos que são responsáveis pela estabilidade dinâmica (CAMARGO, 1996).

Segundo Brown (1996) o ligamento colateral medial é um ligamento espesso, de formato triangular, ligado proximamente ao epicôndilo medial do fêmur e distalmente a tibia, tão anterior quanto à tuberosidade tibial. Os filamentos posteriores do ligamento superficial combinam-se com o ligamento profundo e são firmemente ligados ao corno posterior do menisco medial. O ligamento colateral medial profundo fica sob a porção

superficial e é dividido em componentes meniscofemoral e meniscotibial. O componente meniscofemoral se origina do fêmur, distal a origem do ligamento superficial, e se insere na porção periférica do menisco.

Já o ligamento colateral lateral apresenta um componente estático e dinâmico que promove a estabilidade lateral no joelho formado pelo ligamento colateral lateral, cápsula lateral, cabeça do poplíteo e banda ou trato íliotibial. Diferente da porção posterior do ligamento colateral medial e o lateral não apresentam inserções no menisco lateral. Sua porção curta fica no fundo do ligamento colateral lateral e se estende do fêmur a cabeça fibular (WOO et al, 1994).

Internamente encontram-se os ligamentos cruzados anterior e posterior recobrimdo suas bainhas sinoviais, separando-os da cápsula.

O ligamento cruzado anterior começa a se desenvolver, afirma Rodrigues (1993), ao longo dos côndilos femoral e tibial, entre a sétima e a oitava semana de vida fetal, e define-se por volta da nona semana. O arranjo das diversas fibras apresenta, em todo âmbito de movimento, um certo grau de tensão e de frouxidão, o que faz com que haja estabilidade nos diversos ângulos do movimento articular.

Gould (1993) afirma que numa ausência do ligamento cruzado anterior promove alterações na função articular, degeneração da cartilagem, anormalidades do mecanismo extensor do quadríceps e lesões dos meniscos. Entre suas funções específicas destaca-se a limitação da translação anterior da tibia sobre fêmur, e diminuição da rotação tibial e resistência na contenção do desvio em varo e em valgo do joelho.

Diferentes trabalhos demonstram ser o cruzado anterior o principal agente na estabilização anterior do joelho, sendo que as estruturas periféricas atuam como estabilizadores secundários durante o movimento. Em posição próxima à extensão, o componente pósterio-lateral do ligamento cruzado anterior é que seria o responsável por essa estabilização, ficando o componente ântero-medial desse ligamento responsável pela estabilização com o joelho em graus de flexão além de 30 graus. Admite-se que o ligamento cruzado anterior, então, seja responsável por 85% de estabilização anterior do joelho e que, na sua ausência, com 22,3%, a cápsula médio-lateral, com 20,8%, o ligamento colateral tibial, com 16,3% e o ligamento colateral fibular, com 12,4%, perfazendo um total de 58% para as estruturas laterais (KAPANDJI, 2000).

Com a ausência do ligamento cruzado posterior é comum que venha ocorrer alterações na função articular, degeneração articular femoropatelar, menisco e anormalidades no mecanismo flexor. As suas funções podem ser definidas como sendo a limitação da translação posterior da tíbia (função primária), limitação da rotação interna tibial (função secundária) e resistência e pressão nos desvios laterais (varo e valgo) a 0 grau do joelho (função secundária)(RODRIGUES 1993).

1.4.2 Miologia da Articulação do Joelho

Smith et al., McArdle et al., Pedrinelli, Hall e Medina são unânimes em afirmar que força muscular é a habilidade que um músculo ou grupo muscular possui de exercer tensão

através de um esforço voluntário e de que esta tensão é constante ao longo do comprimento do músculo e nos sítios de inserção músculo-tendinoso no osso.

Dvir, Grandjean, Paulo et al (2001), afirma ainda, que a força muscular nos seres vivos deve ser entendida como o estudo do torque, que é o efeito rotacional da força gerada por um músculo ou grupo muscular aplicado em uma articulação e também definido como momento máximo da força.

Sendo assim os músculos formam um complexo estabilizador dinâmico para o joelho, capaz de promover o movimento articular coordenado e específico, sem que isso signifique perda da função motora ou estabilizadora (HALL, 2000).

Os músculos anteriores da coxa conhecidos como quadríceps femoral é composto pelos músculos vasto intermédio, vasto lateral, vasto medial longo, vasto medial oblíquo e reto femoral. Durante a extensão do joelho, todas porções do quadríceps, com exceção do vasto medial oblíquo, promovem tendências de lateralização da patela (GRABINER, 1994).

Tal classificação é definida por diversos pesquisadores em biomecânica e que determina, até agora, os componentes do quadríceps e sua função.

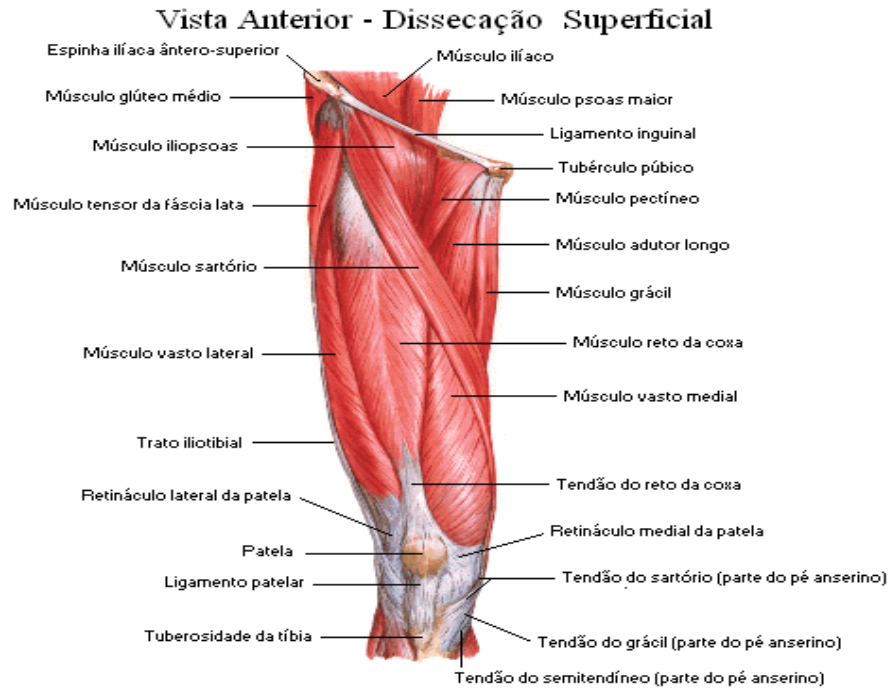


Figura 2 – Vista anterior da musculatura do joelho. Adaptada de Netter (2001).

O reto femoral representa um quinto da força total do quadríceps e sozinho não faz a extensão completa do joelho, mas o fato de ser biarticular lhe fornece mecanismos específicos de atuação (DUFOUR, 2006).

Já os músculos posteriores da coxa chamados também de ísquios tibiais são constituídos pelos músculos, bíceps femoral (porção longa e curta), semitendinoso, semimembranoso, além dos auxiliares poplíteo e gastrocnêmio. Ambos dão estabilidade ao joelho, no sentido pósterio-anterior além de realizarem o movimento de flexão do joelho (DÂNGELO et al, 2001).

O bíceps femoral é um músculo híbrido, com cabeças de origem longa e curta. A cabeça longa divide a tuberosidade isquiática com os outros ísquios-tibiais, enquanto a

cabeça curta se eleva da linha áspera sobre o aspecto posterior do fêmur. Distalmente, as duas cabeças se inserem na cabeça da fíbula (KAPANDJI, 2000).

O semitendinoso aproxima-se das fibras da cabeça longa do bíceps femoral na sua origem. O tendão distal passa ao redor do joelho medialmente, para inserir-se sobre o aspecto ântero-medial do côndilo tibial. Já o semimembranoso tem sua inserção na tuberosidade isquiática próximo dos outros ísquios-tibiais até a sua inserção distal, através de um tendão espesso e redondo (KAPANDJI, 2000).

O poplíteo considerado músculo de função articular, juntamente com o semimembranoso, tem sua origem no aspecto pósteromedial da tíbia e possui três inserções: no côndilo femoral, próximo da inserção do ligamento colateral lateral, no menisco externo, em seu segmento posterior; e na tíbia, próximo a inserção do ligamento arqueado (SPENCE, 1991).



Figura 3 – Vista posterior da musculatura do joelho. Adaptada de Netter (2001).

A rotação interna é dirigida dinamicamente pelos músculos da pata de ganso (sartório, grácil e semitendinoso) após 60° de flexão do joelho, e pelo músculo semimembranáceo. A rotação externa é dirigida dinamicamente pelo bíceps femoral. Este músculo é também um extensor do quadril que dependendo de sua posição modificam a sua ação (DUFOUR, 2006).

Na região lateral temos a banda iliotibial e o tensor da fáscia lata. Este tem sua origem na crista ilíaca e inserção no tubérculo Gerdy, sendo, portanto, um flexor do joelho após os primeiros graus de flexão e, extensor, quando o membro inferior está apoiado em extensão (KAPANDJI, 2000).

Além de ser a articulação mais complexa do corpo humano, o joelho apresenta suas defesas periféricas. Tais defesas do joelho estão a cargo de três formações principais: o ligamento lateral interno, o ligamento lateral externo e o plano cápsulo-fibroso posterior. O ligamento lateral interno apresenta, segundo Rodrigues (1993), uma resistência à ruptura de 115 Kg/cm² e uma deformação na ruptura de 12,5%.

Rodrigues (1993), afirma que o ligamento lateral externo apresenta resistência à ruptura de 176 Kg/cm² e uma deformação na ruptura de 19%. Portanto, ele é, por sua vez, mais resistente e mais elástico que o interno.

O plano cápsulo-fibroso posterior é constituído pela capa condiliana interna, pela capa condiliana externa com seu sesamóide e pelos reforços do ligamento poplíteo oblíquo e ligamento poplíteo arqueado (KAPANDJI, 2000).

1.4.3 Biomecânica Articular do Joelho

O primeiro grau de liberdade é condicionado pelo eixo transversal em torno do qual se efetuam os movimentos de flexão-extensão do plano sagital. Este eixo, contido no plano frontal, atravessa horizontalmente os côndilos femurais. O segundo grau de liberdade consiste na rotação em torno do eixo longitudinal da perna com o joelho fletido. Efetivamente, a construção do joelho torna esta rotação impossível quando a articulação encontra-se em extensão completa; o eixo da perna é então confundido com o eixo mecânico do membro inferior e a rotação axial efetua-se não mais no joelho, mas no quadril, que substitui o joelho (NORDIN; FRANKEL, 2003).

A flexão-extensão é o principal movimento do joelho. Sua amplitude se observa a partir da posição de referência definida como se segue: o eixo da perna está situado no prolongamento do eixo da coxa. De perfil, o eixo do fêmur continua sem nenhuma angulação com o eixo do esqueleto da perna. É nesta posição de referência que o membro inferior possui seu comprimento máximo (KAPANDJI, 2000).

Segundo Hamil (1990), a extensão é definida como o movimento que afasta a face posterior da perna da face posterior da coxa. Sem existir verdadeiramente o que se chama de extensão absoluta, pois na posição de referência o membro inferior já está no seu estado de alongamento máximo. É possível, no entanto, que seja efetuado, sobretudo passivamente, um movimento de extensão de 5° a 10° a partir da posição de referência; denomina-se este movimento de uma “hiperextensão”.

A flexão é o movimento que aproxima a face posterior da perna da face posterior da coxa. Existem movimentos de flexão relativa, a partir de toda posição de flexão. A flexão ativa atinge 140° se o quadril estiver fletido previamente e 120° somente se o quadril estiver em extensão (WHITING et al 2001).

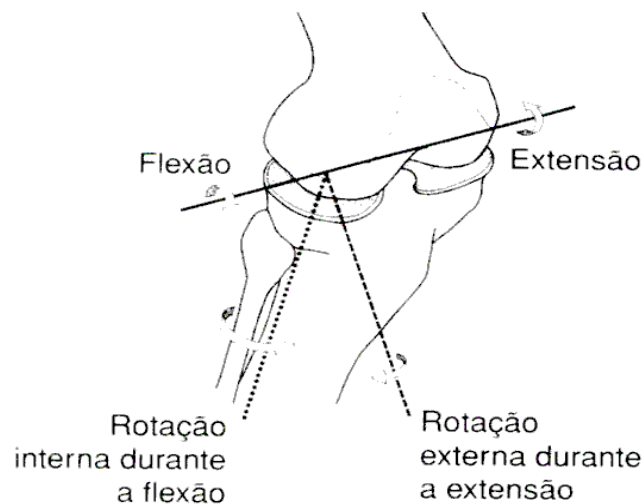


Figura 4 – Adaptada de Hall (2000).

A rotação interna leva a ponta do pé para dentro e intervém numa parte importante do movimento de adução do pé. No entanto a rotação externa leva a ponta do pé para fora e da mesma forma, intervém no movimento de abdução do pé (KAPANDIJI, 2000).

A experiência dos irmãos Weber mostrou, em 1836, que, na realidade, as coisas não se passavam assim: para várias posições entre a extensão e a flexão extremas, eles observaram na cartilagem os pontos de contato entre o côndilo femoral e a glenóide tibial. Eles puderam constatar assim, que o ponto de contato na tibia retrocedia com a flexão e que à distância entre os pontos de contato marcados nos côndilos era duas vezes maior que aquela que separava os pontos de contato na glenóide. Esta experiência comprova

indiscutivelmente que o côndilo rola e desliza ao mesmo tempo sobre a glenóide. Por outro lado, é a única maneira de evitar a luxação (perda do contato entre os ossos) posterior do côndilo e permitir a flexão máxima (160°) (KAPANDJI, 2000).

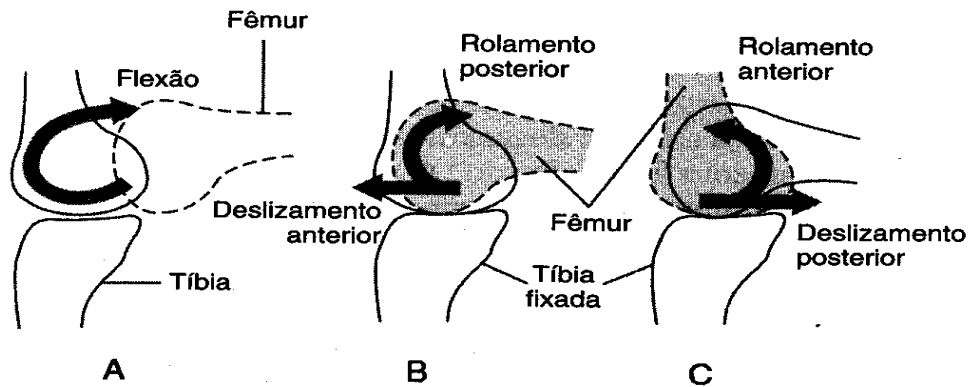


Figura 5 – Análise intrarticular do joelho durante a flexão. Adaptada de Hall (2000).

Do ponto de vista dos meniscos do joelho o ponto de contato entre côndilos e glenóides recua sobre as glenóides na flexão e avança na extensão. Portanto no movimento de extensão do joelho, a parte posterior das glenóides é descoberta, principalmente a glenóide externa. Na flexão, os meniscos cobrem a parte posterior das glenóides, sobretudo o menisco externo, que desce pela vertente posterior da glenóide externa (KAPANDJI, 2000).

Andrews (2000) afirma que o aparelho extensor do joelho desliza sobre a extremidade inferior do fêmur como uma corda numa polia. A tróclea e a chanfradura intercondiliana formam, efetivamente, uma goteira vertical profunda, no fundo da qual desliza a patela. Assim, a força do quadríceps, dirigida obliquamente para cima e

ligeiramente para fora, encontra-se transformada em uma força estritamente vertical.

A articulação femoro-patelar é estabilizada por um sistema integrado de estruturas contráteis e não contráteis. A contração do quadríceps é reconhecida como principal fator de influência sobre a tração patelar (TOBIN, 2000).

Na junção patelofemoral a força compressiva na articulação, explica Hall (2000), corresponde à metade do peso corporal durante a marcha normal, aumentando para mais de três vezes o peso corporal durante a sua flexão com descarga de peso. Portanto, a compressão patelofemoral (Figura 6), aumenta com a flexão do joelho durante a sustentação de pesos. Existem duas razões para isto. Primeiro, o aumento na flexão do joelho faz aumentar o componente compressivo da força que atua na articulação. Segundo, à medida que a flexão aumenta, será necessária uma maior quantidade de tensão no quadríceps para evitar que o joelho venha dobrar sob a ação da gravidade.

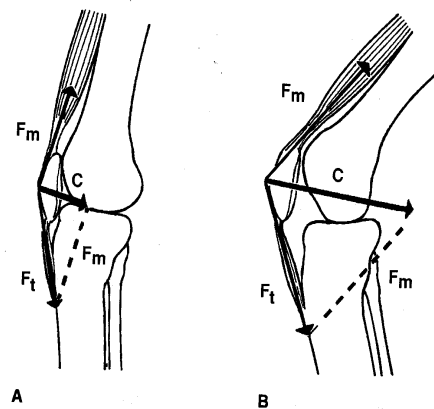


Figura 6 – Forças na articulação patelofemoral durante o movimento de flexão. Adaptado de Reilly (1972).

Globalmente, os ligamentos cruzados asseguram a estabilidade ântero-posterior do

joelho e permitem os movimentos de dobradiça, mantendo o contato das superfícies articulares (HAMIL, 1999).

Já a estabilidade rotatória do joelho em flexão ocorre somente quando a articulação está em movimento de rotação longitudinal a partir de 30° de flexão, onde os ligamentos colaterais laterais(externos) encontram-se distendidos. No entanto a rotação externa do joelho em extensão é impossível, pois é impedido pela tensão exercida pelos ligamentos cruzados e colaterais laterais, além da limitação estrutural articular (KAPANDJI, 2000).

1.4.4 Biomecânica Muscular

Quando a tensão muscular produz um torque maior que o torque resistivo em uma articulação, o músculo se encurta, acarretando uma mudança do ângulo ao nível da articulação. Quando as fibras de um determinado músculo se encurtam, sua contração é conhecida como concêntrica e seu movimento articular resultante processa-se na mesma direção do torque efetivo gerado pelo músculo. Quando um músculo se alonga ao estar sendo estimulado para desenvolver tensão sua contração é chamada de excêntrica. Já quando o torque oponente na articulação atravessada pelos músculos for igual ao torque produzido pelo músculo, o comprimento muscular se mantém inalterado não havendo movimento articular, então, a sua contração é denominada isométrica (LEHMKUHL, 1997).

1.4.4.1 Força, Função e Pico de Torque Muscular

Pedrinelli (1999) afirma que a força muscular é proporcional ao número de fibras musculares recrutadas durante a contração e de que este recrutamento é proporcional ao número de unidades motoras presentes no músculo.

Mecanicamente Morrow et al.(2003) afirmam que a força muscular nos seres vivos deve ser entendida como o estudo do torque, que é o efeito rotacional da força gerada por um músculo ou grupo muscular aplicado a uma articulação e também definido como momento máximo da força. Sendo assim, o torque e a velocidade angular de movimento são grandezas inversamente proporcionais, ou seja, quanto menor a velocidade angular realizada, maior será o torque de potência muscular e quanto maior a velocidade angular, menor será torque de potência gerada durante o movimento utilizando resistência constante, o que não impede de se avaliar o torque em diferentes velocidades angulares.

Durante o movimento um músculo se contrai ativamente acarretando o movimento desejado de um segmento corporal em uma articulação, agindo assim como músculo agonista ou motor, porém, quando tal músculo atua com ação oposta àquela dos agonistas se alongando durante um movimento podem agir como antagonistas ou oponentes pelo desenvolvimento de tensão excêntrica, ao mesmo tempo que os agonistas realizam um determinado movimento (HALL, 2000).

A variação da amplitude de movimento ou deslocamento angular pode alterar os torques de resistência e de potência quando relacionada com a velocidade angular, conforme atuação da carga exercida (RASCH, 1991).

1.4.2.2 – Relação Força – Velocidade

A magnitude da força gerada pelo músculo e sua atuação em determinado segmento está relacionado, também, à velocidade do encurtamento muscular, além do comprimento do músculo ao ser estimulado e ao período de tempo que este músculo sofreu tal estímulo.

Descrita por Hill (1938), a clássica relação força – velocidade demonstra que a força concêntrica (Força > Resistência) exercida pelo músculo e a velocidade com que o músculo é capaz de encurtar-se é inversa, ou seja, quanto maior a velocidade de contração menor será a tensão produzida pelos músculos e vice-versa. Sua equação de força-velocidade (1938) ainda é utilizada com mais frequência para descrever tal relação. Tal equação diz:

$$F = \frac{F_{ob} - av}{b + v}$$

Onde F é a força máxima de um músculo em um maior comprimento, F_o é a força isométrica máxima (Força = Resistência) em um maior comprimento, v é a velocidade do encurtamento e a e b são as constantes com unidades de força (N) e velocidade ($m.s^{-1}$), respectivamente.

1.4.2.3 Relação Comprimento – Tensão

No corpo humano a capacidade de geração de força aumenta quando o músculo encontra-se ligeiramente estendido, ou seja, um maior torque de potência é produzido quando os músculos estão alongados com isso ocorre um maior recrutamento de fibras musculares levando a uma melhor qualidade de contração do músculo (HALL, 2000).

Baseada na Lei de Hooke tal relação é explicada pela equação de energia (Eel) a seguir:

$$Eel = \frac{k \cdot x^2}{2}$$

onde: k - constante elástica
 x - deslocamento

1.4.2.4 Relação Potência – Velocidade

A relação potência – velocidade pode ser diretamente derivada da relação força-velocidade, uma vez que a potência P (escalar), é o produto do ponto vetor de força (F , vetor) e velocidade (v , vetor) na direção da força:

$$P = F \cdot v$$

Sendo assim, Lutz et al (1993), afirmam que uma determinada potência de rendimento de um músculo atinge um pico a uma velocidade de cerca de 30% da velocidade máxima de contração.

1.4.2.5 Relação Tensão – Tempo de Resistência

As três propriedades descritas dos músculos esqueléticos, discutidos até o momento não consideram a variável fadiga. A fadiga é definida por explica Lutz et al (1993), como sendo a incapacidade de um músculo em manter uma força máxima de contração muscular durante um esforço voluntário. Ocorrendo rapidamente, pois a força máxima gerada para determinada atividade pode ser suportada apenas por um curto período de exercício.

2 EQUIPAMENTOS UTILIZADOS NAS AVALIAÇÕES DO JOELHO

Alguns autores desenvolveram métodos hoje denominados de métodos mecânicos estáticos. Portanto Piovesan et al.(1989) explica que o principal parâmetro avaliado é o momento máximo de força muscular (torque), caracterizado principalmente através de uma contração isométrica máxima.

Clarkson (2002) afirma que tais dispositivos foram desenvolvidos a partir de instrumentos de uso diário como esfigmomanômetro, torquímetros e tensiômetros substituídos atualmente por goniômetros, células de carga e por dinamômetros analógicos.

Os dinamômetros analógicos utilizados para medir a força muscular são dispositivos que operam segundo o princípio de tração e compressão. Quando uma força externa é aplicada ao dinamômetro, uma mola é tencionada e movimenta um ponteiro (Figura 7). Sabendo-se quanto de força é necessário para deslocar a mola e o ponteiro, pode-se determinar com exatidão, quanto de força estática externa foi aplicada ao dinamômetro (Mc ARDLE, 1998).

Dentre os mais diferentes métodos, Guirro et al. (2001), utilizaram para avaliar a força do músculo quadríceps da coxa durante os movimentos de extensão e flexão do joelho, uma célula de carga com capacidade máxima de 981 N.



Figura 7 – Dinamômetro analógico. Adaptada de Canto et al (2004).

Piovesan et al. (1989), utilizaram para avaliar a força do músculo quadríceps, uma balança analógica com resistência por pesos, adaptada a uma mesa flexo-extensora, através de um sistema de roldanas.

Godinho et al. (1994) utilizaram um tensiômetro de tração com carga máxima de 20 Kg para avaliar a força muscular dos músculos que realizam rotação do ombro.

Levando em consideração o mesmo conceito, Mendonça et al. (2001), utilizaram uma célula de carga adaptada a uma mesa (cadeira) de Bonett e mostraram a eficiência do dispositivo para avaliar a força muscular dos flexores e extensores do joelho.

Outro importante e mais sofisticado método de avaliação utiliza-se o conceito isocinético desenvolvido nos anos 60 e utilizado com maior frequência a partir dos anos 80 (ANDREWS, 2000).

É caracterizado como sendo um método para se determinar o padrão funcional da força e do equilíbrio muscular além da amplitude de movimento articular e potência. Embora o termo isocinético tenha sido já definido há algum tempo por Hislop (1967), seu uso tornou-se mais expressivo nas últimas duas décadas.

Segundo Puhl et al (1988), o aparelho isocinético é um dinamômetro eletromecânico conforme a Figura 8, com sistema servomotor confiável, computadorizado onde o esforço muscular máximo ou submáximo ocorre em função de uma resistência acomodativa do aparelho, além de adaptação à dor, à fadiga. Este se caracteriza por possuir velocidade angular constante (rad/s), permitindo realizar movimento em toda sua amplitude de movimento articular.



Figura 8 – Dispositivo isocinético. Adaptado de Medina (2000).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Alguns dos métodos mais utilizados para avaliação do torque produzido pelos músculos da coxa, tanto quadríceps como ísquiotibiais é o método isocinético e o método de avaliação eletromiográfica (detecta, processa e registra a atividade elétrica dos músculos). Portanto seu alto custo e a falta de disponibilidade dos aparelhos fizeram com que se utilizasse outro método para obtenção dos dados.

Dessa forma, levando o conceito de torque e as respostas provenientes do movimento articular humano e mais especificadamente da articulação do joelho em consideração foi possível criar um projeto baseado em alguns métodos e modelos de captação de sinais e assim, conduzi-los até uma ponte amplificadora de sinais gerando registros após interpretação dos dados.

Para uma possível criação do dispositivo de mensuração do torque do joelho foi fundamental a elaboração de um projeto baseado em um dispositivo adaptado de cadeira extensora que possa acomodar confortavelmente o indivíduo a ser avaliado. Considerando as características estruturais e métodos de utilização dos modelos já encontrados constantemente em academias. Observou-se o posicionamento do voluntário a ser avaliado, o posicionamento articular do joelho durante a reprodução dos movimentos e ainda o melhor posicionamento dos sensores de captação de sinais.

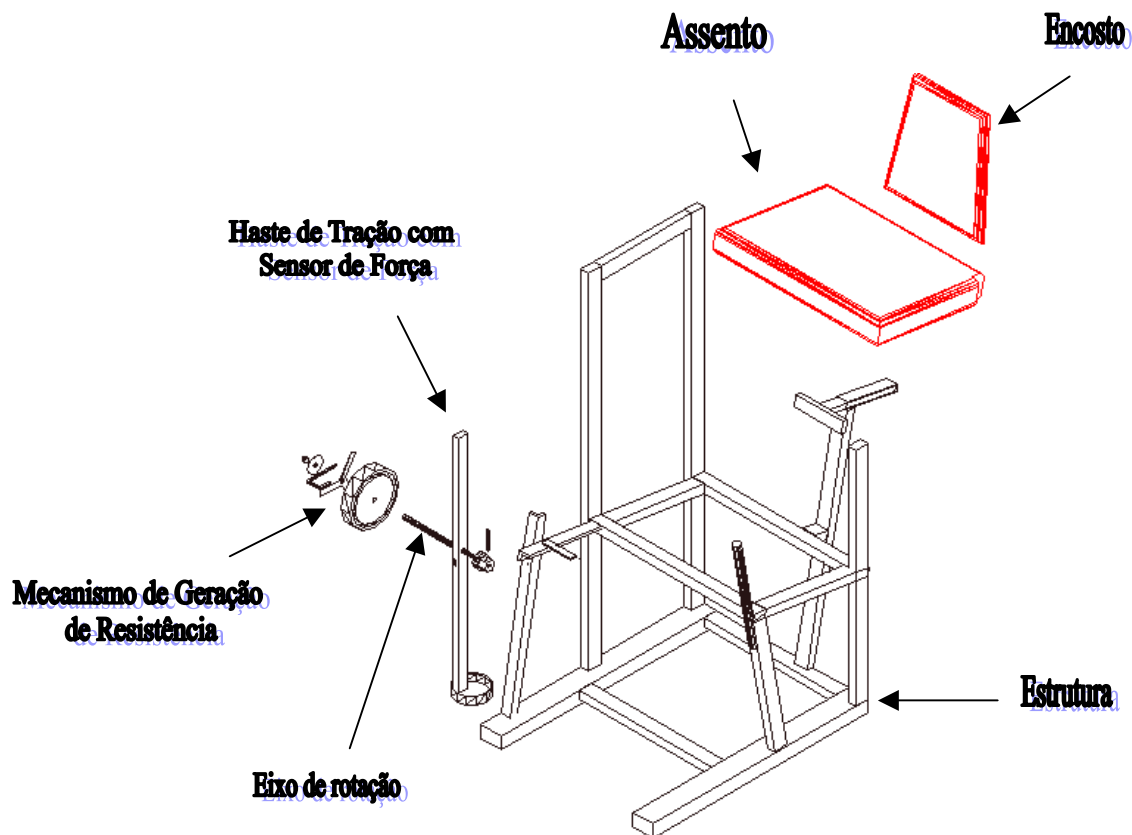


Figura 9 – Desenho esquemático do dispositivo de avaliação do torque do joelho.

3.1 ESTRUTURA DA CADEIRA FLEXO-EXTENSORA

A construção da cadeira flexo-extensora conforme figura 9, ocorreu inicialmente através do desenvolvimento de um projeto para confecção do modelo utilizando chapas e tubos de aço de baixo carbono do tipo metalão baseada num modelo já utilizado constantemente em academias e centros de reabilitação (figura 10). Possui medidas de seção transversal de 20 mm x 40 mm com espessura de 1.2 mm.

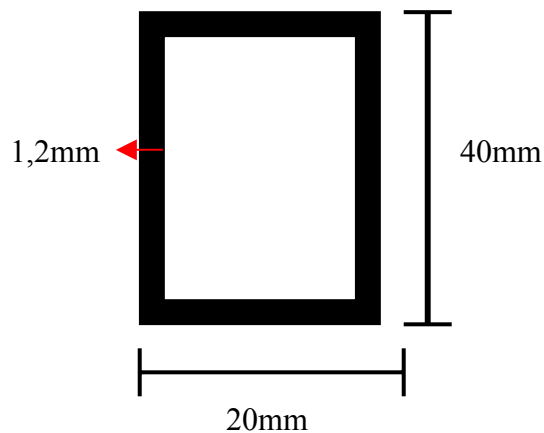


Figura 10– Medidas da secção transversal do metal

A cadeira possui uma regulação de altura do assento (direção vertical) e de retração do encosto (direção horizontal), a fim de se proporcionar o máximo de conforto do voluntário avaliado durante a execução do teste. Utilizou-se revestimento confeccionado em espumas e corvim promovendo melhor adaptação e conforto durante a execução. A haste de tração desenvolvida com o sensor de força apresenta um módulo de elasticidade de 210 GPa e foi fixada na cadeira por meio de um suporte (eixo) perpendicular a haste para realização do movimento de flexão e extensão no plano sagital em torno de um eixo frontal (látero-lateral). A haste de tração do membro avaliado foi dotada de uma alavanca com variação de altura de acordo com a altura do indivíduo e comprimento do membro inferior, além de um modelo de braçadeira fabricado em corvim e espuma fixada no eixo de tração do membro inferior para melhor acoplamento.

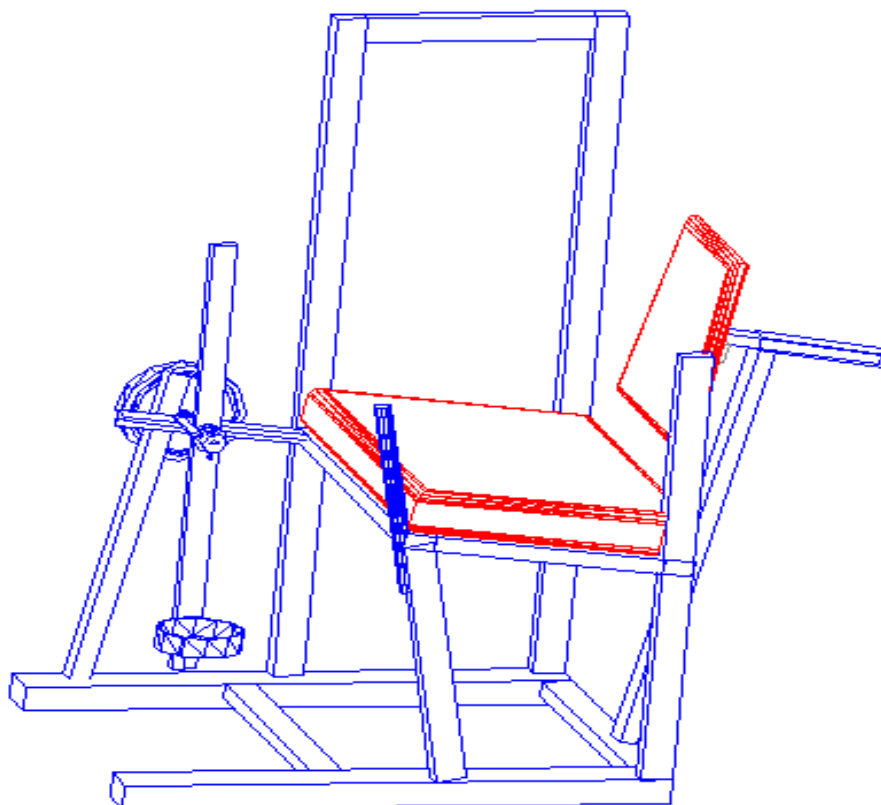


Figura 11 – Projeto montado do dispositivo de avaliação do torque do joelho.

3.2 MECANISMO DE ROTAÇÃO E CAPTAÇÃO DE SINAIS

Levando o conceito de torque em consideração e as respostas provenientes do movimento da articulação do joelho foi possível criar um projeto baseado em métodos e modelos de captação de sinais de acordo com o movimento articular e assim, conduzi-los até uma ponte amplificadora de sinais gerando registros após interpretação dos dados.

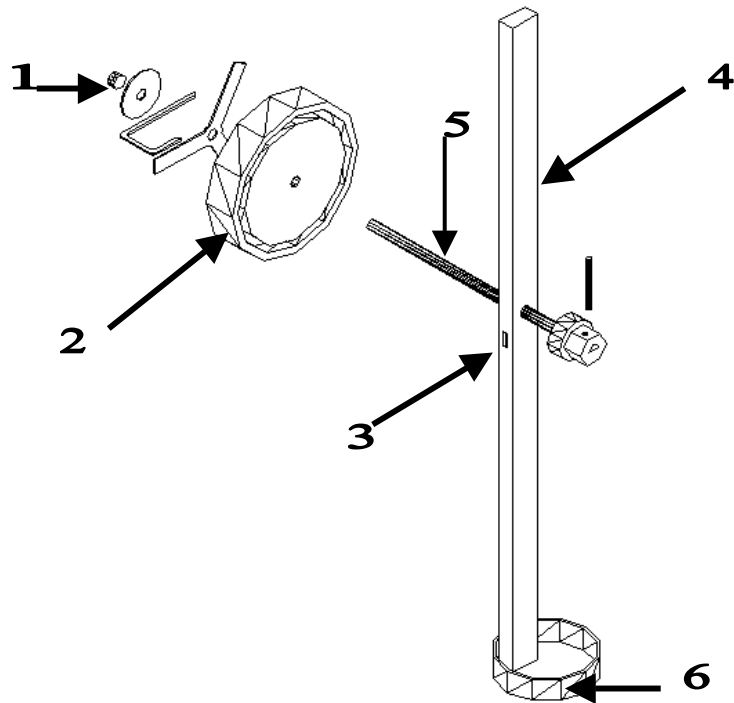


Figura 12 – Desenho esquemático do mecanismo de captação de sinais.

Os pontos acima obedecem a seguinte ordem:

- 1: Potenciômetro acoplado ao eixo de rotação
- 2 : Mecanismo de torque bidirecional
- 3 : Extensômetro
- 4 : Haste de tração do membro inferior
- 5 : Eixo perpendicular de rotação
- 6 : Braçadeira de fixação do membro a ser avaliado

3.2.1 - Extensometria

Segundo Dally e Riley (1978), tecnicamente a extensometria é um sensor utilizado na mensuração de deformações cujos resultados permitem a análise das tensões. Os extensômetros elétricos conhecidos também como *strain-gage* (conforme a figura 13), são constituídos por um fio metálico, que atuam como uma micro-resistência elétrica, construída sob uma película de um material eletricamente isolante. Tal sensor elétrico quando firmemente aderido à superfície de um corpo, acompanha suas micro-deformações ocorridas, alterando sua resistência, através das variações ocorridas no filme metálico.

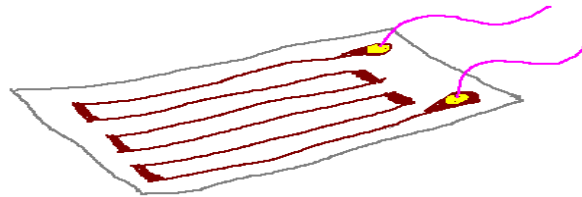


Figura 13 – Extensômetro (*strain-gage*)

Alguns pesquisadores utilizaram-se da extensometria na construção de transdutores. Faria e Carvalho (2002), desenvolveram transdutores de muletas e palmilhas para serem utilizadas em medidas de sinais provenientes de reações do solo.

O desenvolvimento do dispositivo teve seu início com a construção da haste de tração de 90 cm de comprimento ao todo e atravessado por um eixo de rotação perpendicular em um ponto fixado a uma altura de 50 cm da extremidade inferior, baseada em cálculos referentes ao deslocamento dessas extremidades decorrentes da sua deformação quando submetida a uma tração realizada pelo membro avaliado na posição inferior da haste.

Portanto foram fixados 2 extensômetros na posição anterior e posterior da haste de tração imediatamente a 1 cm abaixo do eixo de rotação principal (Figura 12).

Ao se mover à haste de tração de resistência constante do sistema o grupamento muscular deve apresentar a capacidade de gerar um trabalho mínimo, afim de, promover o movimento e com isso a geração de sinais.

Da mecânica dos materiais, o deslocamento das extremidades (δ) de uma haste de tração pode ser obtido pela equação (1) derivada do teorema de Castigliano.

$$\delta = \int_0^{\ell} \frac{M(x)}{EI} \cdot \frac{\partial M(x)}{\partial P} \cdot dx \quad (1)$$

Onde $M(x)$ é o momento fletor ao longo da haste de tração (Figura 13); EI é a rigidez flexional da haste de tração, P é a carga na extremidade da haste.

A aplicação da expressão (1) produz:

$$\delta = \frac{P\ell_t^2}{EI} \left(\frac{2\ell_t}{3} + d \right) \quad (2)$$

Onde P é a carga aplicada, ℓ_t e d são dimensões da haste conforme explicado anteriormente.

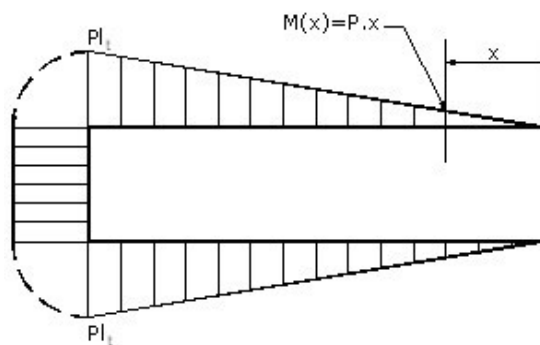


Figura 14 – Diagrama do momento fletor.

A medida do deslocamento δ foi efetuada colocando-se dois destes extensômetros (*strain-gage*) do tipo KFG – 10 – 120 -C1-11 com fator de carga fornecido pelo fabricante de 2.10 e precisão de $\pm 1.0\%$ da marca Kyowa (Tóquio, Japão) fixados nas faces anterior (para extensão) e posterior (para flexão), imediatamente a 1cm abaixo do eixo de rotação perpendicular. Para a leitura de pequenas variações na resistência elétrica dos extensômetros foi utilizado um único sistema utilizando a meia ponte resistiva de Wheatstone (Figura 15).

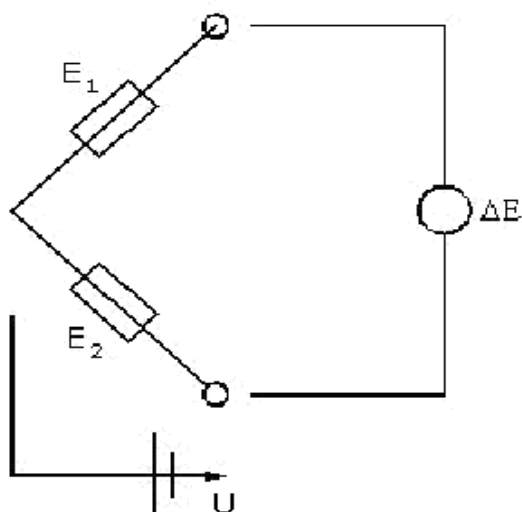


Figura 15 – Modelo esquemático da meia Ponte de Wheatstone

No modelo desenvolvido para a cadeira flexo-extensora utilizou-se um circuito de meia ponte, pois duas das quatro resistências são conhecidas e bem definidas, ou seja, não variam. As outras duas não são constantes: são as resistências apresentadas pelos dois extensômetros utilizados.

Portanto, o conceito de extensometria elétrica (Lemos, 2006), explica que a tensão na saída da ponte é relacionada à tensão de excitação ($3\text{mV} / \text{V}$), ou seja, de entrada. A tensão de saída é a encontrada para cada carga aplicada na haste e o resistor R tem valor 350Ω .

3.2.2 Potenciômetro Rotativo

É um resistor composto de três terminais onde a conexão central é uma haste deslizante e manipulável. Quando todos os três terminais são utilizados, eles atuam como um divisor de tensão podendo-se extrair do terminal central uma tensão variando de 0V à tensão nominal da fonte ligada ao dispositivo que interligada a ponte amplificadora de sinais pode-se obter valores relacionados com a angulação de movimento realizada na avaliação do torque do joelho.

São comumente utilizados em sua maioria como instrumento para controlar o nível de sinal de corrente alternada, como exemplo em um controle de volume ou tonalidade em um rádio ou luz elétrica.



Figura 16 - Potenciômetro

Segundo Terreri et al.(2001), o trabalho representado em joule (J) se apresenta como a energia realizada pelo esforço muscular durante o movimento, ou seja, o produto do torque pelo deslocamento angular (amplitude de movimento articular), identificado com a utilização de um extensômetro.

Utilizou-se então, um potenciômetro de rotação (de uma volta só), com resistência de $1\text{ K}\Omega$ e resistor de carbono, próprio para sinais de baixa intensidade e devidamente fixado junto ao eixo perpendicular acoplado a haste de tração do membro inferior avaliado acompanhando assim, os movimentos do eixo principal. O elemento resistivo dos transdutores potenciométricos, na sua forma mais comum é constituído por um fio condutor bobinado sobre um suporte isolante com variação de resistência entre seu contato móvel e um dos seus extremos fixos. Portanto, através dos dados de entrada e saída pode-se indicar os seguintes fatores: posição relativa do contato sobre a resistência total, valor da resistência e por fim distribuição da resistência em relação ao deslocamento (rotação) do contato obtendo-se assim o ângulo de movimento após decodificação dos dados obtidos pela ponte amplificadora (Spider 8).



Figura 17 – Potenciômetro instalado junto ao eixo de rotação.

3.2.3 Mecanismo de Torque Bidirecional

Levando em conta o objetivo deste trabalho de se investigar o torque nos movimentos de flexão e extensão do joelho submetido a uma determinada resistência constante desenvolveu-se, então, um mecanismo de resistência que impusesse ao membro avaliado quando fixado a haste de tração uma quantidade de carga durante o movimento de flexão e extensão da articulação do joelho, afim, de ser vencida. Sendo assim foi utilizado um determinado sistema de discos (Figura 18), fixado em três pontos na cadeira flexo-extensora perpendicularmente ao eixo de rotação, que em contato e devidamente calibrados possa gerar durante tais movimentos baseados no atrito seco, maior quantidade ou menor

quantidade de atrito dificultando ou não a geração de movimento da haste no tempo pré-determinado de mensuração.



Figura 18 – Mecanismo de resistência bidirecional – potenciômetro montado no eixo de rotação.

Com isso foi encontrada uma maneira de sobrecarregar os músculos que estão se contraindo dinamicamente até bem próximo de sua capacidade máxima em toda amplitude de movimento, estabelecendo uma resistência constante gerando uma contração concêntrica do quadríceps na extensão e dos ísquios-tibiais durante a flexão com a mesma carga.

4 PROCEDIMENTOS

4.1 PROCEDIMENTOS DE CALIBRAÇÃO DO TORQUE

Os materiais modificam seu formato, embora às vezes imperceptivelmente, quando submetidos a cargas externas. Essa modificação no formato é denominada deformação e será medida pela tensão-sobrecarga mecânica (LEMOS, 2006).

Portanto, a precisão e a confiabilidade do teste com o dispositivo desenvolvido para as medidas de torque na barra de deslocamento (haste da figura 4) ântero-posterior foram investigadas através da aplicação de cargas conhecidas em uma determinada região da barra, obedecendo ao procedimento de calibração estático. Foram aplicadas diferentes cargas na haste de tração da cadeira de flexo-extensora, verificando assim, uma tensão de saída apresentada pelo equipamento.

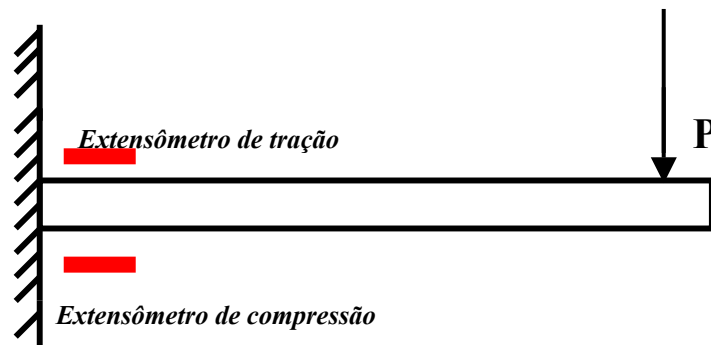


Figura 19 – Sistema de medida de torque e análise de tensão

Com a aplicação de uma carga P sobre um corpo de prova, o extensômetro situado na parte superior da barra, irá sofrer tração e o extensômetro situado na parte posterior irá sofrer compressão. A tração explica Beer (2005), segundo o sistema internacional (S.I.)

possui valores positivos e a compressão possui valores negativos. As resistências dos extensômetros variam segundo a 2ª Lei de Ohm.

$$R = \rho (L / A)$$

Onde ρ é a constante de resistividade do material, L é o comprimento do fio do extensômetro e A é a área de secção transversal deste fio. Quando se varia a carga P, o extensômetro em tração tem seu comprimento (L) aumentado e sua área de secção transversal (A) diminuída, alterando sua resistência. O contrário acontece com o extensômetro em compressão que tem seu comprimento (L) diminuído e a área de secção transversal (A) aumentado também sofrendo uma variação na resistência. A variação entre as resistências (ΔR) pode ser calculada para um circuito de Meia Ponte, através da fórmula abaixo.

$$\Delta R / 2R = V_{SAÍDA} / V_{ENTRADA}$$

A tensão de entrada para a experiência foi de 10V, sendo que a tensão de saída é a encontrada para cada carga aplicada e o resistor R tem valor 350Ω. A partir da variação da resistência pode-se encontrar também a deformação específica ε :

$$\varepsilon = \Delta R / (R \cdot K)$$

Onde K é o fator de carga do extensômetro e para esta experiência vale 2,1. O valor de K é adimensional, assim como o valor de ε que é a deformação longitudinal. Finalmente

utilizando-se a relação de tensão e de deformação para material homogêneo, encontra-se a tensão:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

Onde E é o módulo de rigidez do material, no caso, o aço que possui valor de 210GPa. Sendo assim, foram aplicadas diferentes quantidades de cargas (Conforme tabela 1) na barra de ação da cadeira flexo-extensora para cada uma das forças verificando, assim, uma tensão apresentada pelo equipamento.

TABELA 1 - Valores das cargas (N) aplicadas na haste e os seus respectivos valores de tensão gerados pelo equipamento.

<i>Cargas</i> (N)	<i>Tensão de medida</i> (mV)
29,43	0,05
49,05	0,080
60,92	0,100
78,48	0,126
98,1	0,160

Correlacionando os valores de torque (em N.m), com os valores médios das tensões elétricas (em mV), foi possível obter uma aproximação linear dos valores experimentais conforme demonstra figura 20 e com valor de R (confiabilidade) de 0,9996.

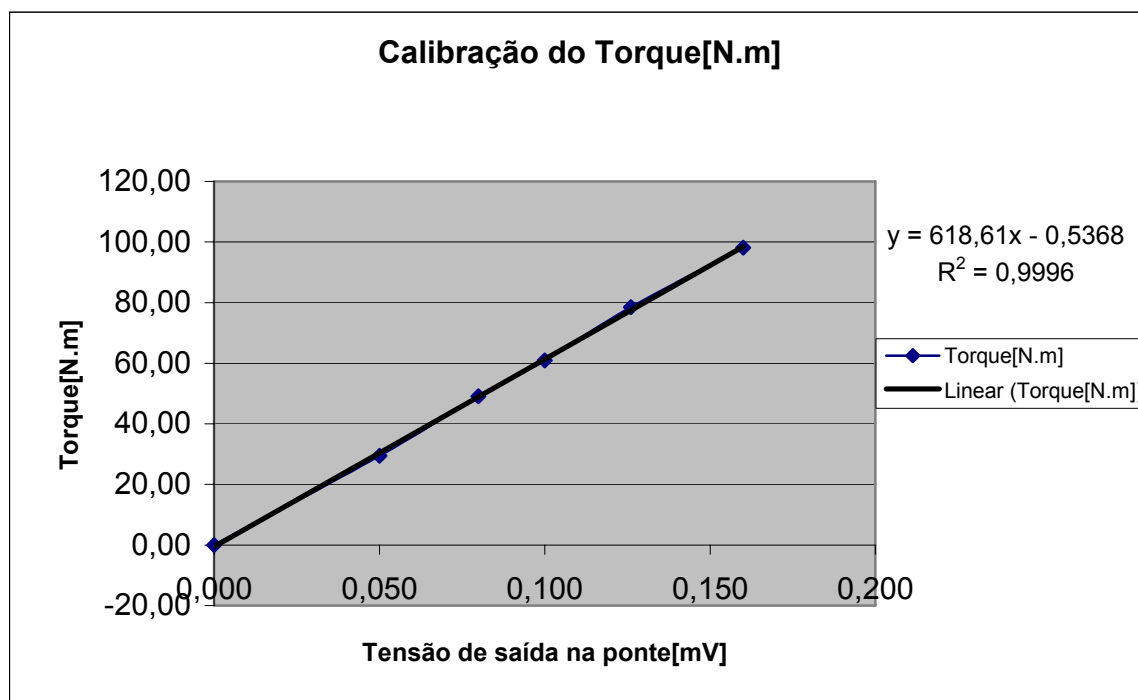


Figura 20 – Gráfico de correlação do calculo do Torque [N.m] x Tensão [mV]

4.2 PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO DA VARIAÇÃO ANGULAR

A precisão do dispositivo desenvolvido para a medida do ângulo durante os movimentos da articulação do joelho se fez a partir da sua calibração. A tensão de entrada no sistema escolhida do potenciômetro foi de 500mV/v, levando em consideração a utilização da meia ponte. Foi adaptado, então, um transferidor com precisão de 0,5 graus de rotação da alavanca para verificação do ângulo durante todos movimentos de flexão e

extensão, sendo que para cada 10° (graus) de rotação da haste de tração registrou-se à resposta em tensão elétrica (em mV).

Portanto, através dos dados de entrada e saída, são encontrados a posição relativa do contato sobre a resistência total, além do valor da resistência (mV/v) e por fim a distribuição da resistência em relação ao deslocamento (rotação) do contato obtendo-se assim o ângulo de movimento após decodificação dos dados obtidos pela ponte amplificadora (Spider 8).

O procedimento de calibração apresentou um valor de R de 0,9997.

TABELA 2 - Valores dos graus de movimento aplicados e os seus respectivos valores de tensão (mV) gerados pelo equipamento (Figura 21).

<i>Tensão(mV)</i>	<i>Ângulo(graus)</i>
0,00	2,0
29,48	10,0
60,68	20,0
91,99	30,0
123,34	40,0
154,00	50,0
189,34	60,0
221,34	70,0
251,10	80,0
280,60	90,0

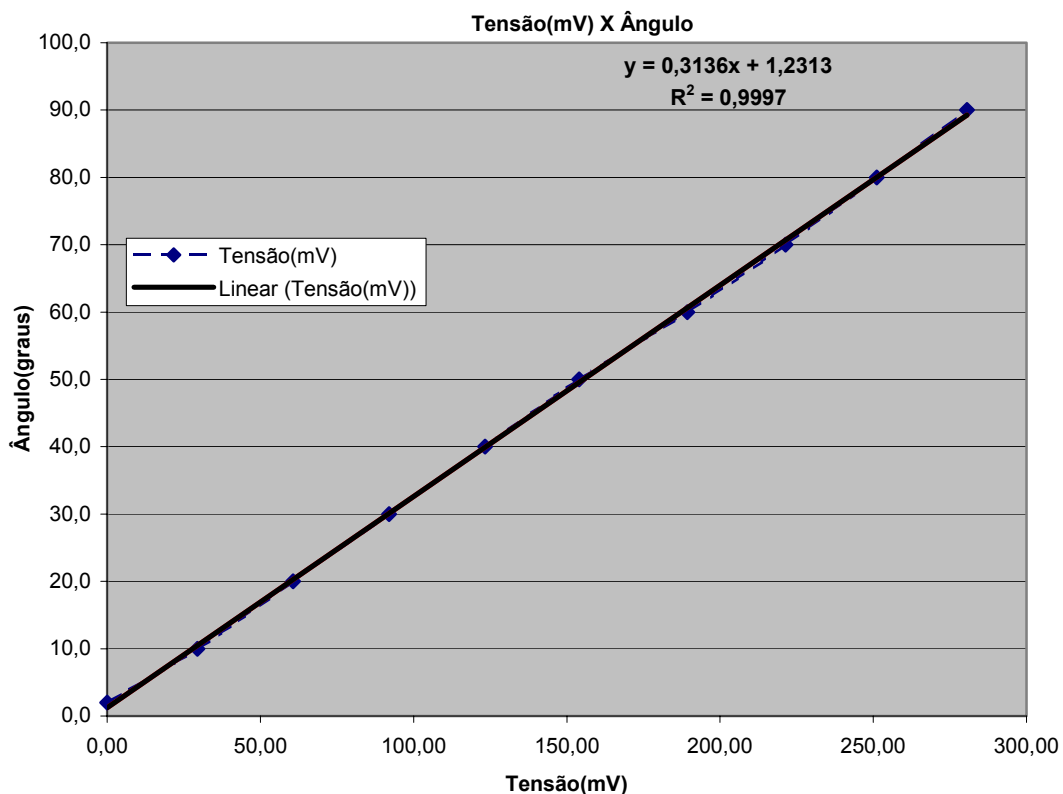


Figura 21 – Gráfico de calibração do cálculo do Ângulo [graus] x Tensão [mV]

4.3 FORMA DE APLICAÇÃO DA PESQUISA

Todas as coletas deste estudo foram realizadas no laboratório de Biomecânica do Departamento de Mecânica (DME) do campus da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG) da Universidade Estadual Paulista (UNESP). Obteve aprovação do comitê de ética em pesquisa da Universidade de Taubaté (UNITAU) sob o protocolo de número 374 / 06 de acordo com a resolução CNS / MS 196 / 96, mencionada na reunião do dia 10 / 11 / 2006.

5 AQUISIÇÃO, TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

Pode-se dividir os materiais em duas categorias: instrumentos para aquisição dos sinais e instrumentos para tratamento e análise dos dados.

5.1 AQUISIÇÃO DOS SINAIS

Para realizar toda aquisição e o processamento dos dados relacionados com a atividade realizada, foi utilizada uma ponte amplificadora de sinal para extensometria modelo SPIDER 8 da marca HBM (modelo Hottinger Baldwin Messtechnik (Darmstadt, Alemanha). Os sinais amplificados foram transferidos, armazenados e manipulados adequadamente por intermédio de um microcomputador Pentium IV através de um *software* de aquisição de sinais conhecido como Catman 3.1(release 3, 1997-2000).

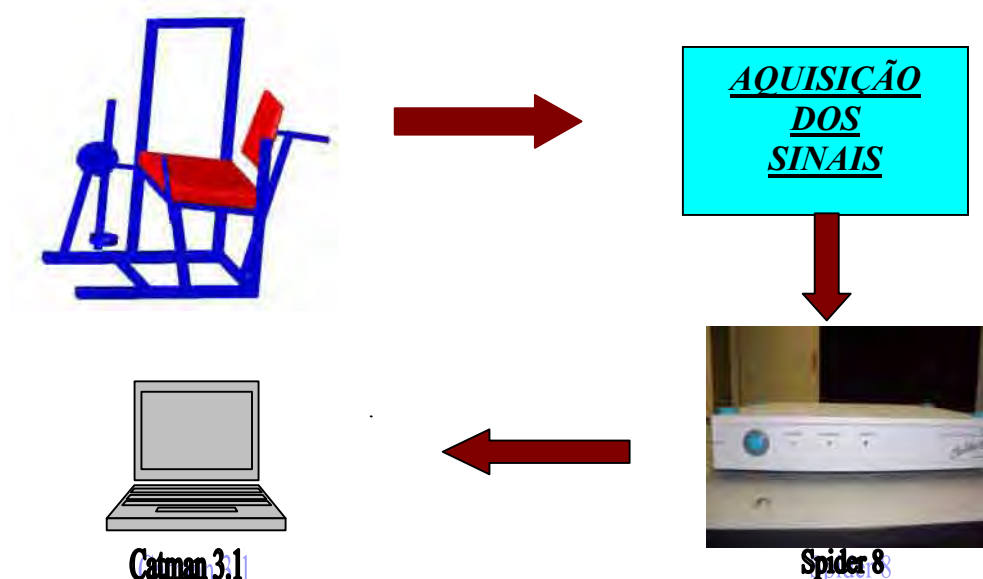


Figura 22 – Fluxograma do esquema de transmissão de dados

Foram gerados dois tipos de sinais de entrada, através de dois sensores sendo a medida de força da alavanca (torque) para flexão e extensão captada pelos extensômetros e o deslocamento e a velocidade angular da alavanca provenientes do potenciômetro rotativo.

No *software* foi possível escolher alguns dos parâmetros a serem analisados como: frequência de aquisição (50 Hz), filtro de aquisição, tempo de ensaio (40 segundos), além da calibração dos sinais com valores de cargas conhecidas.

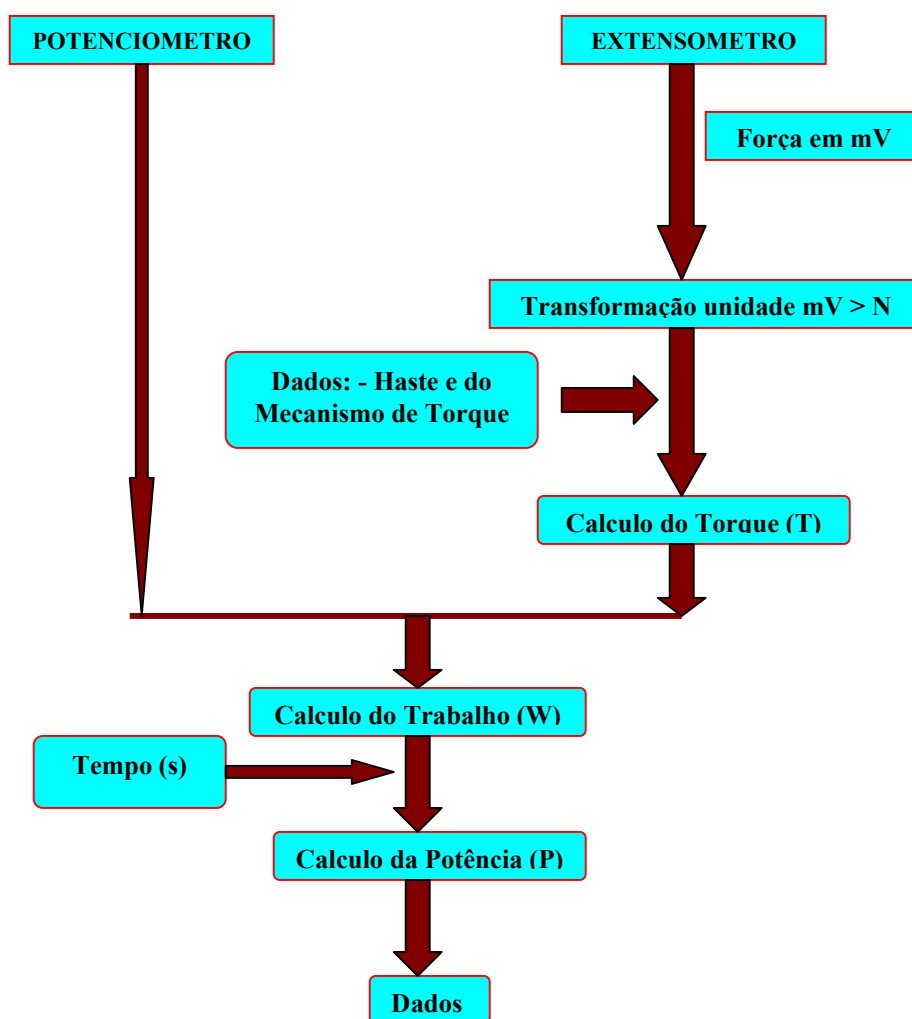


Figura 23 – Fluxograma para determinação de parâmetros analisados.

5.2 TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

Após o procedimento experimental efetuou-se, então, as transferências de dados para um microcomputador para a sua interpretação e análise dos sinais provenientes dos sensores de captação instalados na cadeira flexo-extensora. Foram utilizados nessa pesquisa os seguintes softwares: Microsoft Excel e Catman 3.1(da marca HBM).

5.3 AMOSTRA EXPERIMENTAL

Todos os dezenove indivíduos participantes deste estudo foram selecionados com faixa etária entre 20 e 30 anos de idade e de acordo com uma avaliação física do joelho e sua história patológica pregressa (HPP), pois caso apresentasse qualquer patologia que o impedisse de participar na pesquisa seria substituído. Todos os selecionados receberam as devidas informações sobre as etapas do ensaio, sendo caracterizados como voluntários, e como tais, tinham livre decisão de interromper sua participação no estudo em qualquer momento.

Um termo de consentimento foi preenchido e assinado por todos os indivíduos participantes do estudo (APÊNDICE A). Todos participantes dessa pesquisa não apresentavam histórico de lesão na articulação do joelho e na musculatura avaliada não constatando assim nenhuma contra-indicação para os testes.

Como o intuito do presente trabalho era somente de avaliar o torque nos movimentos de flexão e extensão do joelho, não havia necessidade de utilizar “pacientes” que apresentasse qualquer tipo lesão articular ou muscular nos membros inferiores e avaliando-se somente homens desde que o individuo avaliado conseguisse realizar a

atividade.

5.4 REALIZAÇÃO DAS COLETAS

Toda instrução foi detalhadamente informada aos indivíduos submetidos a mensuração antes que qualquer coleta fosse iniciada. Como o propósito do estudo foi analisar o comportamento do torque do joelho quando submetido à resistência constante todos participantes receberam *feedback* durante os testes realizados, através de estímulo e comando verbal e visual por computador com o objetivo de se conseguir um melhor desempenho desde seu início até o final do período de coleta de dados (40 segundos), além de se treinar com níveis máximos. Em estudos com a utilização de *feedback* verbal durante a aplicação de algum exercício, houve melhora no desempenho, não só durante a atividade (TRIANO et al., 2003), como em técnicas envolvendo mobilização articular (LEE, 2005; ALISSON et al., 2001).

Durante todos os testes, cada um dos indivíduos avaliados foi posicionado no equipamento de forma confortável para o perfeito ajuste na cadeira, levando em consideração à altura do indivíduo avaliado e o peso, além de serem todos destros e do sexo masculino. Tais ajustes foram realizados de forma individual como o encosto da cadeira e a posição da haste de fixação do membro avaliado (1cm acima do maléolo medial), sendo orientado para que o membro contralateral fosse deixado livre de qualquer apoio/sustentação. As coletas dos sinais foram realizadas em um período de 40 segundos e sua carga pré-ajustada através da calibração de 20N.m (torque), sendo os avaliados instruídos para iniciar o teste após o comando de largada após observar uma lâmpada acesa. Portanto, a partir deste momento, o indivíduo testado deveria realizar o maior número de

repetições (ciclos) possíveis, dentro do intervalo de tempo já descrito, sem que soubessem o tempo de término da atividade o que poderia levar a uma alteração do seu ritmo de execução com a proximidade do fim procurando, então manter seu esforço máximo até a ordem de parada.

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Conforme os dados demonstrados adiante o dispositivo de medição se apresentou eficiente na obtenção de dados e o protocolo de ensaio indica-se um método importante e bastante claro na obtenção e análise dos resultados encontrados nas avaliações.

Os dezenove voluntários avaliados com $26,5 \pm 0,70$ anos de idade, $79,31 \pm 5,91$ kg de massa corporal e $1,77 \pm 0,07$ m de altura sendo todos destros além de que nenhum deles apresentou história de lesão na articulação do joelho ou problema que comprometesse sua participação na pesquisa.

O joelho é uma articulação complexa que apresenta os movimentos de flexão e extensão como principais e os movimentos de rotação interna e externa como acessórios. Sua complexidade constitucional além das suas variações anatômicas, posturais, suas diversidades na marcha, suas múltiplas solicitações de impacto, através de rotações e flexo-extensões, impulsos, arranques e frenagem, transformam o joelho em uma articulação suscetível a lesões dos ligamentos e articulações, principalmente por deficiência de força e potência muscular no membro inferior (RODRIGUES, 1993).

Portanto, através dos dados colhidos, nos exames realizados com os indivíduos e suas próprias características individuais (conforme tabela 3), foram estabelecidas algumas tabelas com valores que indicam o torque, a potência e o trabalho.

TABELA 3 – Descrição dos voluntários que participaram do estudo.

VOLUNTÁRIOS																			
Variável	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	L	M	N	O	P	Q	R	S	T
Sexo	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M	M
Idade (anos)	29	23	23	20	27	27	25	30	27	30	21	22	20	24	24	27	20	21	30
Peso (kg)	90	73	75	79	81	80	79	92	68	72	80	74	82	78	84	78	79	86	77
Altura (m)	1,87	1,70	1,73	1,78	1,80	1,85	1,80	1,80	1,65	1,72	1,85	1,70	1,73	1,78	1,75	1,82	1,77	1,82	1,75
Frequência de exercícios (semana)	± 3	± 3	± 2	± 3	± 3	± 3	± 3	± 3	± 3	± 2	± 3	± 3	± 2	± 2	± 3	± 2	± 3	± 3	± 3

Como pode ser observado dentre os praticantes de atividades os indivíduos C, J, N, O e Q apresentam menor regularidade na prática de atividades.

6.1 RESULTADOS EXPERIMENTAIS DOS VALORES DE TORQUE

Morrow et al. (2003) afirmam que a força muscular nos seres vivos deve ser entendida como o estudo do torque, conhecido como o efeito rotacional da força gerada por um músculo ou grupo muscular aplicado a uma articulação e também definido como momento máximo da força muscular. Portanto com os dados abaixo da tabela 4, se pode observar os valores de torque quando submetido a uma carga de 20 N.m durante os 40 segundos de avaliação.

Os pontos mais importantes da avaliação são os valores de torque mínimo e máximo divididos em quatro etapas com tempo médio de 10 segundos cada denominados de TP1, TP2, TP3 e TP4.

Conforme Hislop (1967), para se obter maior pico de torque e trabalho, se utiliza uma velocidade angular lenta, pois quanto menor a velocidade, maior será os valores de torque e trabalho.

Porém, Thompson (1999), explica que a variação de velocidade é um parâmetro de difícil mensuração em termos e valores absolutos quando comparados com utilização de equipamentos mais sofisticados de alto custo. Sendo assim, os testes foram realizados com uma velocidade mais alta, podendo assim, avaliar a variação também da potência muscular, o que não impediu que fossem captados também os dados relativos aos valores de torque e trabalho.

Constata-se através da tabela que o indivíduo A apresenta um valor de torque inicial de 29,92 N.m sendo o valor máximo de torque atingido de 30,99 N.m na segunda etapa de teste em TP2 seguido de 30,41 N.m em TP3 e 29,52 N.m em TP4.

Observa-se também na tabela uma grande variabilidade de valores que oscilaram demonstrando não só um maior equilíbrio mais uma determinada qualidade de força capaz de realizar em cada uma das etapas um maior pico de torque máximo com o decorrer dos 40 segundos isto pode ser verificado através do voluntário B, que conseguiu atingir no momento inicial de teste um torque mínimo de 30,21 N.m, aumentando respectivamente no decorrer das etapas até atingir seu maior pico de 30,80 N.m, nos últimos 10 segundos (TP4) e com isso um melhor desempenho.

O maior pico de torque (31,58 N.m) quando comparado com os demais voluntários foi atingido pelo indivíduo M em TP4, pois durante o tempo apresentou um crescimento de desempenho entre todas as etapas de avaliação indicando um melhor condicionamento.

Tabela 4 - Valores de torque (em N.m) apresentado pelos 19 voluntários.

TORQUE MÉDIO (N.m)

Individuo	TP-1	TP-2	TP-3	TP-4
avaliado	10,00s	20,00s	30,00s	40,00s
A	29,92	30,99	30,41	29,52
B	30,21	30,60	30,80	30,80
C	22,46	23,83	24,42	24,52
D	27,46	29,62	30,01	29,92
E	27,95	28,64	28,74	28,44
F	28,93	28,93	28,64	28,74
G	30,21	29,72	29,72	29,52
H	22,85	23,74	23,83	23,05
I	27,56	28,84	28,84	28,25
J	28,93	28,93	28,64	28,74
L	27,46	29,62	29,92	29,92
M	28,15	30,21	31,19	31,58
N	28,93	30,31	30,60	30,21
O	25,50	26,87	27,27	27,36
P	22,95	23,74	23,83	23,05
Q	27,95	28,64	28,74	28,44
R	30,21	30,60	30,70	30,80
S	28,15	30,21	31,19	31,49
T	28,93	30,31	30,60	30,21

Tabela 5 – Valores das médias e desvios padrão dos valores de Torque totais (em N.m) em TP1, TP2, TP3 e TP4.

	TP1	TP2	TP3	TP4
Média	27,61	28,65	28,84	28,66
Desvio padrão	2,45	2,37	2,38	2,55

Pode-se observar que os valores relacionados do desvio padrão indicam uma variabilidade muito pequena entre os valores coletados nos intervalos de tempo. Portanto, com os dados obtidos pode-se averiguar que os indivíduos testados se dividiram entre alguns, com menor capacidade de gerar um valor de torque crescente como por exemplo os voluntários G, J, T, e P e aqueles que mantiveram um valor mais alto e com um aumento constante como os voluntários L, O e R.

Conforme explica Dantas (1991), o desequilíbrio muscular durante os movimentos de flexão e extensão do joelho podem ser explicados em alguns indivíduos, pois o torque máximo de extensores é maior que os dos flexores, principalmente quando submetidos a uma resistência constante. Isto se deve ao fato dos extensores ser de 30 a 40 % mais fortes que os flexores, podendo variar de indivíduo para indivíduo.

Dentre os avaliados, o voluntário L obteve dados mais uniformes, ou seja, com variações muito próximas, estabelecendo um mesmo valor de torque nas últimas etapas de (29,92 N.m) TP1 e TP2.

Assim, como os indivíduos mencionados acima, todos os avaliados apresentaram dados individuais correspondentes a seu desempenho variando nos seus valores torques máximos e mínimos, não havendo igualdade entre os dados e as etapas de testes entre eles.

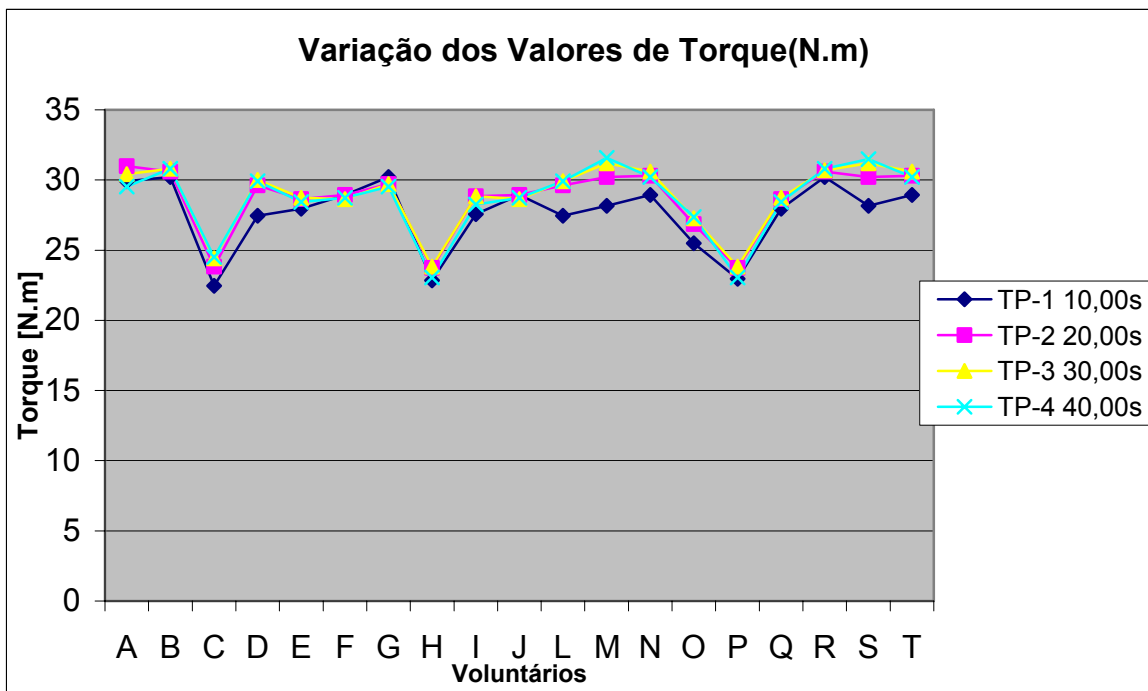


Gráfico 23 – Variação de Torque no decorrer do Tempo

6.2 RESULTADOS EXPERIMENTAIS DOS VALORES DE POTÊNCIA

Dvir (2002) define a potência como sendo o resultado do trabalho realizado dividido pelo tempo. A potência é um dos fatores mais predisponentes para o acarretamento de lesões, caso seja deficiente, apresentando uma relação direta com a velocidade angular, ou seja, quanto maior a velocidade de execução, maior será a potência desenvolvida por um músculo qualquer. Portanto, os resultados descritos pelo dispositivo de avaliação indicam que, independente do torque gerado, a potência está relacionada com uma maior velocidade angular durante a atividade, podendo, assim, com o decorrer do tempo, a potência muscular diminuir devido à falta de condicionamento muscular responsável pela fadiga dos músculos.

Tabela 6 - Valores de Potência (em Watts) apresentada pelos 19 voluntários nos 40 segundos de avaliação.

POTÊNCIA MÉDIA (Watts)

Indivíduo	TP-1	TP-2	TP-3	TP-4
Avaliado	10,00s	20,00s	30,00s	40,00s
A	95,27	107,87	110,62	109,34
B	34,1	34	34,02	33,02
C	20,98	22,86	24,39	25
D	68,73	76,33	75,84	75,95
E	66,93	74,23	73,53	75,11
F	91,29	93,52	95,57	98,39
G	75,17	75,67	75,83	75,06
H	64,31	65,12	63,22	58,04
I	86,05	82,77	78,77	71,96
J	29,71	29,67	29,35	28,6
L	69	76,26	75,94	75,99
M	63,15	75,69	88,53	94,91
N	45,06	61,94	57,06	42,81
O	52,81	57,38	58,74	58,97
P	69,98	79,95	82,45	79,84
Q	23,18	25,38	26,52	26,73
R	57,19	66,58	67,35	69,21
S	55,03	58,71	60,31	60,89
T	31,1	30,85	31,06	29,87

Com as definições de torque e potência, pode-se explicar a dificuldade em avaliar tais dados juntamente, pois o torque ou momento de força está associado a testes com carga, porém com velocidade relativamente baixa ao contrário dos testes de potência, que utilizam carga também em seus testes, porém com velocidade mais alta (MAUD, 1995)

De acordo com os dados expostos na tabela acima encontramos uma diversificação que varia tanto em função de um bom desempenho, como também em função de um desempenho pouco satisfatório, quando comparado com os demais voluntários.

Observou-se uma variação muito grande entre os indivíduos avaliados quando comparamos seus testes. Alguns apresentaram valores de potência desproporcional com relativa queda dos valores entre as etapas, indicando diminuição da velocidade de execução dos ciclos de movimentos como se destaca os voluntários A, B, I, J, N e P. Destaque para o voluntário T com uma inconstância nos valores coletados variando entre todas as etapas de potência e como já foi visto de torque, oscilando entre piores e melhores momentos de teste além de apresentar um menor rendimento em relação aos demais em todas as etapas.

À medida que se diminui a velocidade do músculo, também se modifica a força que ele consegue produzir (HILL, 1938).

Por outro lado, alguns dos avaliados apresentaram melhor desempenho com determinado equilíbrio no teste, mas principalmente, com melhor aproveitamento nas duas últimas etapas (TP3 e TP4), como os indivíduos F, M, O, Q e R.

Conforme a o gráfico abaixo, que demonstra o desempenho de potência, o voluntário C apresentou o menor valor de potência (20,98W), mesmo com discreto aumento a partir de TP3 e TP4, muito baixo quando comparado com o voluntário A (109,34W), com maior pico de potência captada.

Leighton (1987) explica que os parâmetros de desempenho muscular diferenciam de indivíduo para indivíduo, devido ao potencial particular para o desenvolvimento, estrutura física, composição corporal e tipo de atividade desenvolvida.

Com os valores das médias e desvio padrão aproximados, conforme tabela abaixo, temos um grau de variação dos valores nas quatro etapas:

Tabela 7 – Valores das médias e desvios padrão dos valores de Potência total (Watts) em TP1, TP2, TP3 e TP4.

Tempo	TP-1	TP-2	TP-3	TP-4
	10,00s	20,00s	30,00s	40,00s
Potência	57,84 ± 22,34	62,88 ± 24,15	63,63 ± 27,83	62,61 ± 25,64

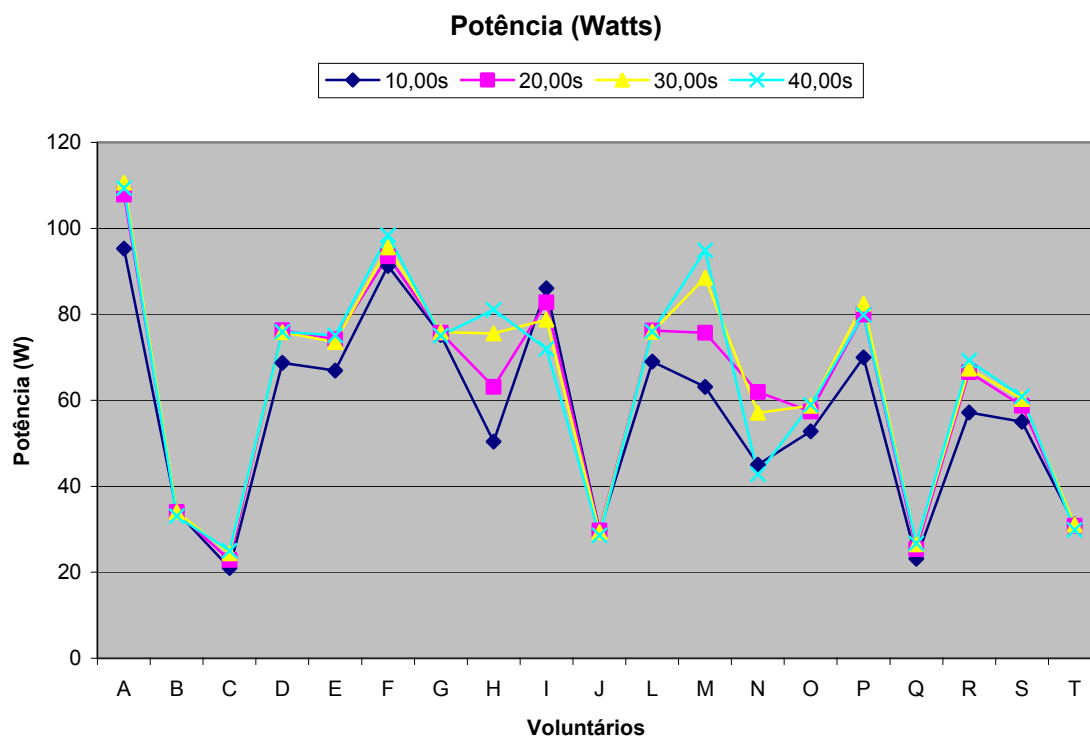


Figura 24 – Variações nos valores de Potência

Quando se avalia uma determinada pessoa com uma velocidade, obtém-se uma resposta específica, com maiores valores de potência ocorrendo com a velocidade de treinamento; no entanto, um aumento concomitante dos valores de potência ocorre também em outras velocidades. A maioria dos estudos demonstra que esse fenômeno ocorre com velocidades mais baixas, embora uma grande parte das pesquisas ter demonstrado aspectos importantes em ambos os tipos de velocidade de avaliação da potência muscular (DAVIES, 1992).

Conforme Kanehisa (1983) um dos principais problemas associados à medida e avaliação da potência muscular no movimento parece ser o tipo de mensuração principalmente no que concerne aos métodos menos sofisticados que possam ser empregados em maior escala.

6.3 RESULTADOS EXPERIMENTAIS DOS VALORES DE TRABALHO

Apresentado como a energia realizada durante todo esforço muscular em um movimento, pode-se dizer que quanto menor a velocidade angular, maior o trabalho desenvolvido durante a avaliação. Com isso, levando em consideração o valor das médias e os valores de desvio padrão, conforme a tabela 8, das respostas de trabalho encontrados em cada etapa de teste pode encontrar o crescente aumento de energia produzida pelos músculos no decorrer do teste, levando em consideração o valor final (TP4) como pico máximo do trabalho total realizado pelos indivíduos avaliados.

Tabela 8 - Valores de Trabalho (em Joule) realizado pelos 19 voluntários nos 40 segundos de avaliação.

TRABALHO (Joule)				
Individuo	TP-1	TP-2	TP-3	TP-4
avaliado	10,00s	20,00s	30,00s	40,00s
A	952,7	2157,37	3318,52	4373,58
B	340,97	680,09	1020,45	1320,78
C	209,76	457,11	731,73	999,81
D	690,05	1529,59	2278,21	3040,78
E	669,29	1484,59	2205,97	3004,43
F	912,94	1870,42	2867,12	3935,54
G	751,66	1513,47	2274,91	3002,35
H	643,13	1302,33	1896,54	2321,71
I	860,53	1655,35	2363,07	2878,33
J	297,13	593,4	880,42	1144,02
L	690,04	1525,23	2278,18	3039,43
M	634,03	1516,87	2659,5	3800,08
N	452,45	1241,37	1714,2	1714,2
O	525,01	1138,49	1746,98	2337,9
P	699,84	1599,07	2473,4	3193,49
Q	231,83	507,62	795,68	1069,3
R	571,92	1331,64	2020,56	2768,36
S	552,54	1176,46	1811,83	2438,22
T	312,27	618,24	933,16	1195,85

Observando os dados relativos ao trabalho total realizado para o referido teste, destacaram os voluntários A, D, L e M com valores acima dos 3039,43 Joules de desempenho. O trabalho se apresenta como um importante indicador de desempenho ligado diretamente aos demais parâmetros analisados neste trabalho.

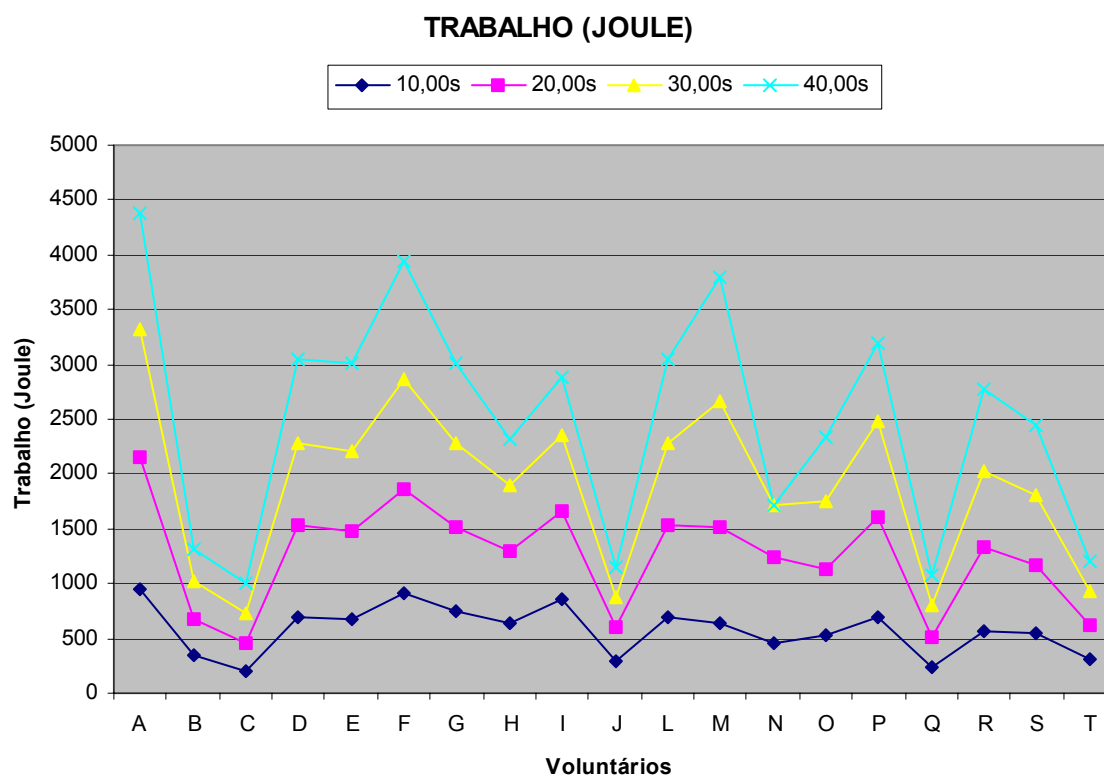


Figura 25 – Variação dos valores de trabalho nas respectivas etapas de avaliação.

Wilk (2002) afirma que o trabalho é uma variável mais representativa da função muscular quando comparada à variável de torque, pois o trabalho informa a produção de torque durante toda amplitude de contração muscular, enquanto o torque informa o pico em apenas um ponto da amplitude total de movimento.

Outro fator de variação importante está relacionado com o fenômeno de adaptação como preconizou Herzog et al(1991), após um longo estudo reconheceu-se que as propriedades musculares podem adaptar-se às exigências dos exercícios diários regulares e ao treinamento físico, ou seja, ao comparar os praticantes de musculação e de ciclismo de alto desempenho, se observou que as propriedades musculares se diferenciam significativamente maximizando seus desempenhos nas suas tarefas respectivamente.

Com as diferenças variando entre as etapas de teste contata-se que alguns voluntários como o H e o I demonstraram perda da capacidade de manter a regularidade. Nas etapas iniciais apresentaram um rendimento favorável, porém nas seguintes os valores de variação entre as etapas indicaram queda consecutiva nas parciais não só de trabalho realizado como também o de torque e potência.

Tabela 9 – Valores das médias e desvios padrão dos valores de Trabalho total (Joule) em TP1, TP2, TP3 e TP4.

Tempo	TP-1	TP-2	TP-3	TP-4
	10,00s	20,00s	30,00s	40,00s
Trabalho	578,84 ± 223,43	1257,82 ± 483,33	1908,97 ± 745,31	2504,11 ± 1026,16

Comparando os valores relacionados aos indivíduos D e N observa-se por parte do primeiro voluntário um desempenho constante com melhora de rendimento em TP3 e TP4 com aumento de potência, número de ciclos, tempo médio desenvolvido por ciclo e com isso o valor final de trabalho. Em contrapartida o voluntário N apresentou entre todos os avaliados, menor constância em seus dados onde em TP3 e principalmente em TP4 seus

valores de torque, potência, número de ciclos e tempo médio desenvolvido por ciclo indicaram queda acentuada e com isso diminuição principalmente dos valores de trabalho realizado (conforme figura 25).

6.4 RESULTADOS EXPERIMENTAIS DOS NÚMEROS DE CICLOS DE MOVIMENTOS REALIZADOS

Em cada etapa de avaliação o dispositivo de avaliação captou a variação do número de ciclos de cada indivíduo avaliado podendo assim verificar o índice de resistência juntamente com os valores já avaliados.

Os voluntários A e B mesmo tendo apresentado um bom desempenho em todo teste em relação aos demais obtiveram queda de rendimento como foi descrito anteriormente nas duas etapas finais de avaliação (TP3 e TP4) acarretando diminuição da variação do número de ciclos.

A dificuldade em manter um equilíbrio durante a realização de uma atividade de esforço se deve ao acarretamento de fadiga que foi definida por Sanderson (1991), como a inabilidade de um grupamento muscular em manter um trabalho requerido. A fadiga ocorre rápido quando um músculo exerce grandes forças (ou esforços).

Como os dados anteriores o número de ciclos pode confirmar o bom desempenho de alguns dos voluntários (conforme tabela 10 e gráfico 26) como exemplo: os indivíduos F, M, O, e R que apresentaram dados consistentes durante todo o teste havendo pouca ou nenhuma queda de variação dos valores em termos gerais de avaliação, mantendo-se assim entre os que obtiveram maiores números de ciclos completos realizados.

Tabela 10 – Número de ciclos realizado pelos 19 voluntários nos 40 segundos de avaliação.

Individuo avaliado	TP-1	TP-2	TP-3	TP-4
	10,00s	20,00s	30,00s	40,00s
A	4,0	7,00	11,00	13,00
B	4,0	7,00	11,00	13,00
C	4,0	7,00	11,00	13,00
D	3,00	6,00	9,00	13,50
E	4,0	7,00	11,00	13,00
F	3,00	6,00	9,00	13,50
G	4,0	7,00	11,00	13,00
H	4,0	7,00	11,00	13,00
I	4,0	7,00	11,00	13,00
J	4,0	7,00	11,00	13,00
L	4,0	7,00	11,00	13,00
M	3,00	6,00	9,00	13,50
N	3,00	6,00	9,00	13,00
O	3,00	6,00	9,00	13,50
P	4,0	7,00	11,00	13,00
Q	4,0	7,00	11,00	13,00
R	4,0	7,00	11,00	13,00
S	3,00	6,00	9,00	13,50
T	3,00	6,00	9,00	13,50

Tabela 11 – Valores das médias e desvios padrão da variação do número de ciclos de movimento em 40 segundos.

	TP1	TP2	TP3	TP4
Média	3,63	6,63	8,44	13,15
Desvio	0,49	0,7	0,99	0,23

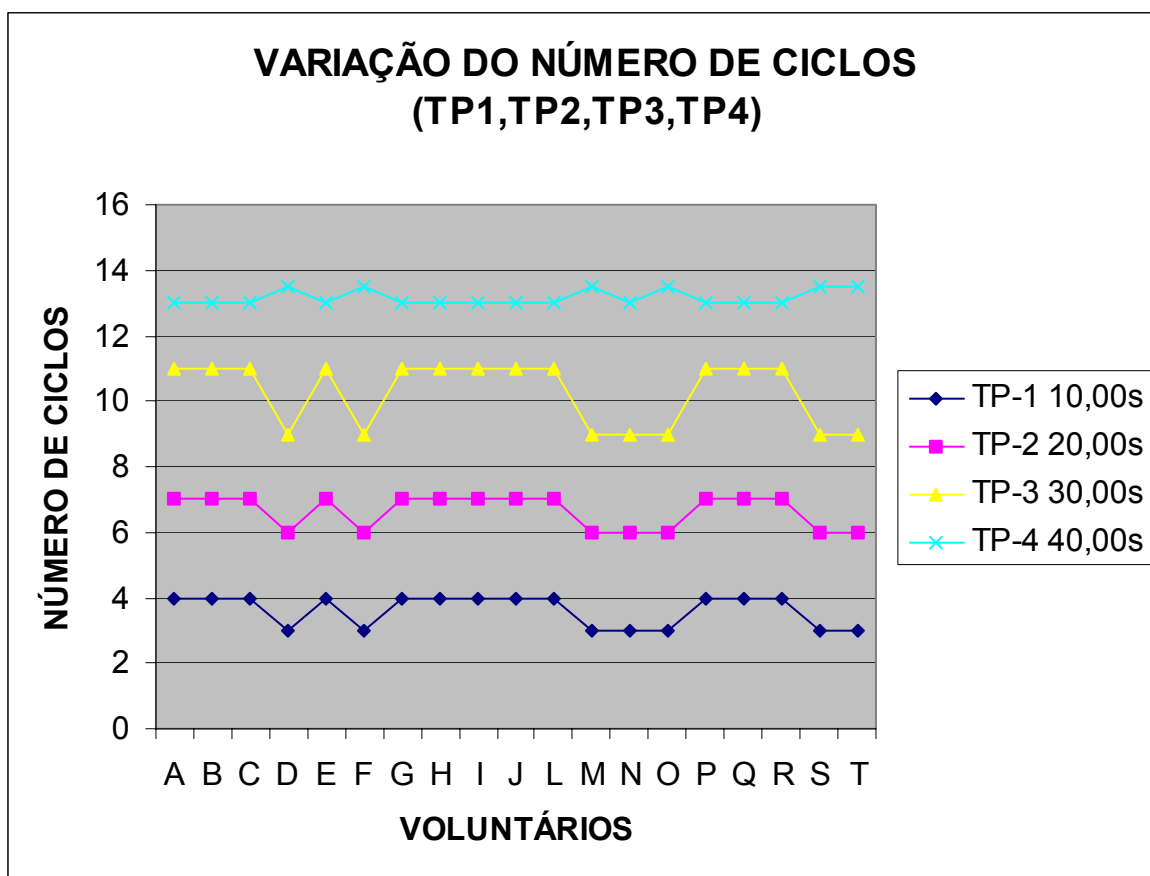


Figura 26 – Variação do número de ciclos realizados pelos voluntários nas respectivas etapas de avaliação.

6.5 RESULTADOS EXPERIMENTAIS DOS TEMPOS (MÉDIO) UTILIZADOS EM CADA CICLO DE MOVIMENTO

A rapidez tanto para contração muscular como para relaxamento do mesmo aumenta o nível de competência, com uma redução no tempo de relaxamento tornando seu desempenho mais satisfatório (MATVEYEV, 1981).

Relacionado com a potência o tempo médio indica a variação dos valores em todas as etapas de teste de cada um dos voluntários como demonstra o indivíduo D que obteve um equilíbrio em todo teste com pouca variação nos parâmetros avaliados e com melhora de desempenho em TP3 e TP4 aumentando o número de ciclos com isso diminuindo o tempo médio por ciclo. Já os voluntários B e P apresentaram perda de desempenho relacionado com a potência, trabalho e número de ciclos e com isso aumento do tempo médio por ciclo de movimento.

Sanderson (1991) explica que uma vez que o desempenho muscular em atividades de alta exigência física depende de sua velocidade (rapidez) de contração, o desempenho nessas atividades depende também da velocidade do movimento como demonstrou através de um estudo com ciclistas onde constatou que quanto maior a velocidade de movimento menor é a força exercida nos pedais.

Finalmente os dados analisados apresentaram-se em alguns dos voluntários submetidos ao teste, certa uniformidade conforme demonstrado acima levando a um bom rendimento em relação aos demais avaliados como foi exemplo dos indivíduos F e M. Em contrapartida outros não apresentaram desempenho alto, porém se mantiveram de forma

regular como foi o caso de G e L que obtiveram dados acima de J e N que apresentaram valores para cada um dos parâmetros desfavoráveis indicando pior desempenho muscular.

Tabela 12 – Tempo médio em cada ciclo realizado pelos 19 voluntários nos 40 segundos de avaliação.

Individuo Avaliado	TP-1	TP-2	TP-3	TP-4
	10,00s	20,00s	30,00s	40,00s
A	0,40	0,35	0,37	0,32
B	0,40	0,35	0,37	0,32
C	0,40	0,35	0,37	0,32
D	0,30	0,30	0,30	0,34
E	0,40	0,35	0,37	0,32
F	0,30	0,30	0,30	0,34
G	0,40	0,35	0,37	0,32
H	0,40	0,35	0,37	0,32
I	0,40	0,35	0,37	0,32
J	0,40	0,35	0,37	0,32
L	0,40	0,35	0,37	0,32
M	0,30	0,30	0,30	0,34
N	0,30	0,30	0,30	0,34
O	0,30	0,30	0,30	0,34
P	0,40	0,35	0,37	0,32
Q	0,40	0,35	0,37	0,32
R	0,30	0,30	0,30	0,34
S	0,30	0,30	0,30	0,34
T	0,30	0,30	0,30	0,34

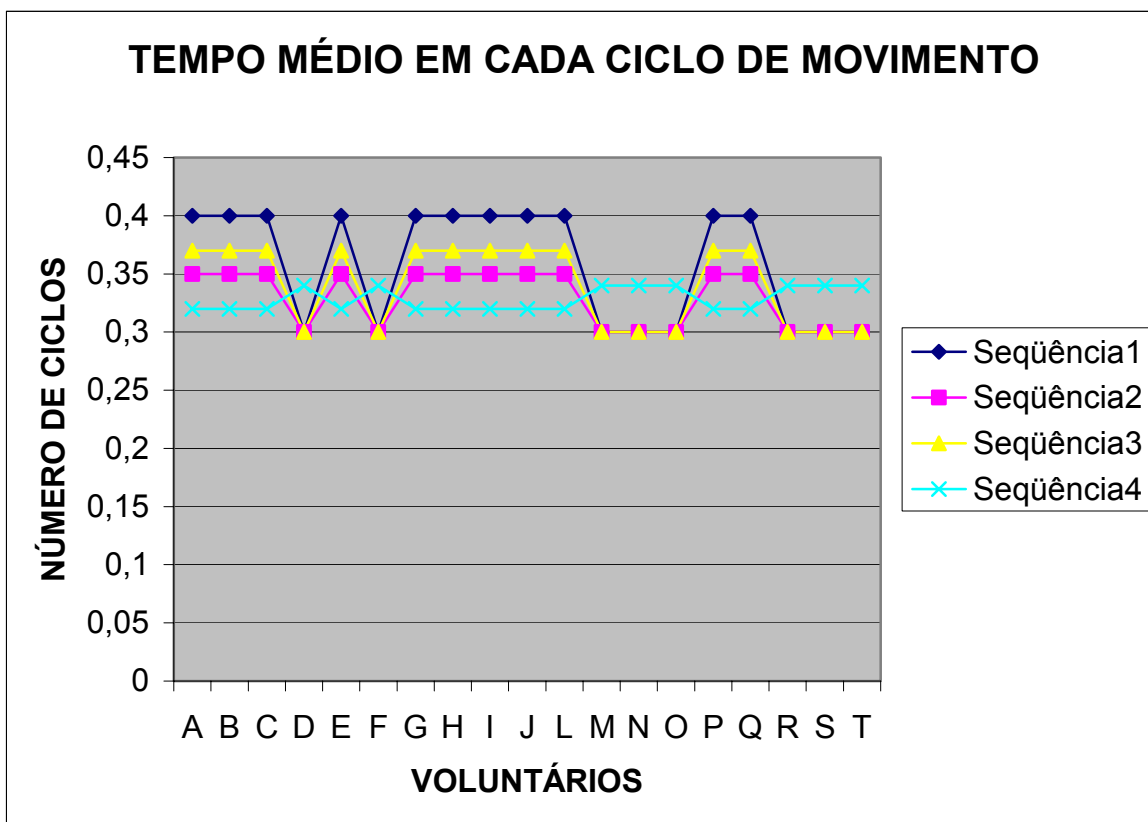


Figura 27 – Variação do tempo médio por ciclo realizado pelos voluntários nas respectivas etapas de avaliação.

Tabela 13 –Valores das médias e desvios padrão do tempo médio realizado por ciclos de movimento em 40 segundos.

	TP1	TP2	TP3	TP4
Media	0,36	0,32	0,34	0,32
Desvio	0,049	0,035	0,034	0,009

7 COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES

O equipamento desenvolvido permitiu a análise de muitos parâmetros juntamente com a avaliação do torque da articulação do joelho.

As variações dos valores de torque, potência e trabalho e as relações encontradas com o desempenho de cada voluntário no tempo determinado demonstraram ser um indicador satisfatório para avaliação muscular e articular, pois se constatou através dos diferentes valores encontrados que alguns apresentaram um rendimento constante e outros irregulares se levarmos em conta todo período de avaliação.

Por se tratar de um dispositivo de avaliação e de sua confecção se faz necessário ainda à obtenção de novos valores e estudos sobre os parâmetros. Portanto, levando em consideração o objetivo do presente estudo e a metodologia utilizada, o dispositivo de avaliação do torque disponibiliza um recurso interessante, porém, ainda preliminar como gerador de dados para estudos por melhores formas de avaliação do condicionamento muscular dos membros inferiores de atletas ou atletas ocasionais.

Inicialmente a pesquisa foi projetada como idéia original de se encontrar um novo método de avaliação que gerasse uma quantidade de parâmetros e dados relacionados com o torque das articulações do joelho. Considerando a dificuldade de se encontrar novos meios de avaliação, de fácil leitura e compreensão dos dados, foram viabilizados alguns resultados relevantes através da utilização do dispositivo de resistência constante bidirecional.

Constatou-se que o dispositivo desenvolvido foi bastante satisfatório gerando além dos valores esperados como determina o tema da pesquisa outros valores como potência, tempo e trabalho durante os movimentos de flexão e extensão articular do joelho.

A contribuição do presente trabalho está na nova realidade ao que se refere a disponibilização de dados essenciais para o monitoramento de parâmetros de praticantes de atividades físicas ou não.

Todos os resultados apresentados pelo dispositivo foram capazes de descrever de forma considerável os dados obtidos através dos testes, e que a utilização de voluntários praticantes de atividades físicas regulares possa servir de exemplo para novas avaliações e pesquisas futuras no que diz respeito às avaliações da articulação do joelho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRAFICAS

ALLISON, G.T. et al. **Influence of standardised mobilisation on the posteroanterior stiffness of the lumbar spine in asymptomatic subjects.** *Physiotherapy Research International*, London, v. 6, n.3, p.145-156, 2001.

ANDREWS, J. R.; HARRELSON, G. L. WILK, K. E. **Reabilitação física das lesões desportivas.** 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.p. 540.

ARENDT E, Dick R. **Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature.** *Am J Sports Med* 1995; 23:694-701.

BEER, F. P.; JOHNSTON, R. JR. **Resistência dos materiais.** 3ª ed. São Paulo: Makron Books, 2005.1255p.

BROWN, L.E.; WEIR, J. P. **Procedures recommendations I: accurate assessment of muscle strength and power.** *Journal of Exercise physiologyonline*, v. 4, p. 1 – 21, 2001.

BROWN, D.E.; NEUMANN, R.D. **Segredos em ortopedia.** Porto Alegre: Artes Médicas, 1996. p.450.

CANTO, R.S; SANDOVAL, R.A.A; BARAÚNA, M.A. **Dinamômetro analógico adaptado: um dispositivo para avaliar o torque muscular,** Buenos Aires, 4 de Setembro de 2004. Disponível em: <http://www.efdeportes.com/> Acesso em 8 de agosto de 2006.

CAMARGO, G.L. **Patologias do joelho.** São Paulo: Savier, 1996. 173p.

CLARKSON, H. M. **Avaliação músculo-esquelética: amplitude de movimento articular e força muscular manual.** 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. p.411.

DÂNGELO, J. G.; FATTINI, C. **Anatomia humana sistêmica e segmentar.** 4ª ed. São Paulo: Atheneu, 2001.p.498.

DALLY, J.W.; RILEY, W.F. **Experimental stress analysis.** Second edition. Kogakusha: Mc. Graw Hill, 1978.

DAVIES, G.J.; **Compendium of Isokinetics in clinical usage and rehabilitation techniques,** 4th ed. Onalaska, WI, S. Publishers, 1992.

DUFOUR, M. et al. **Anatomia, fisiologia e biomecânica.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.p.321.

DVIR, Z. **Isocinética: avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas**. São Paulo: Manole, 2002. 201p.

ESCOBAR, M.; NÚÑEZ, I.; VÉLIZ, C. Evolución histórica de los métodos de evaluación muscular y sus implicancias kinésicas. **X Congresso Nacional de Kinesiologia**, Viña del Mar, Chile, p. 112-121, 1990.

FARIA, U.C.; CARVALHO, A.A. **Implementação de transdutores com extensômetros para monitorar forças exercidas pelos membros superiores e inferiores de pacientes**. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v.18, n.3, p.163-172, set./dez. 2002.

GODINHO, G. G.; SANTOS, F. M. L.; FREITAS, J. M. A. **Avaliação da força muscular e da função do ombro, após reparo do manguito rotador**. Revista Brasileira de Ortopedia, v. 29, n 9, p. 643-646, set, 1994.

GOULD, J.A. **Fisioterapia em ortopedia e medicina desportiva**. 2ª ed. São Paulo: Manole, 1993.p.636.

GRABINER MD, KOHTJ, DRAGANICH LF. **Neuromechanics of the patellofemoral joint**. Med Sci Sports Exerc; n.26.p.10-21.1994.

GRANDJEAN, E. **Manual de ergonomia: adaptando o trabalho ao homem**. 4 ed. Porto Alegre: Bookman, 1998. 338 p.

GUIRRO, R.; NUNES, C. V.; DAVINI, R. **Comparação dos efeitos de dois protocolos de estimulação elétrica neuromuscular sobre a força muscular isométrica do quadríceps**. Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo, v. 7, n 1/2, p. 10-15. 2000.

GUIRRO, R.; BERZIN, F. **Análise da frequência mediana e da força muscular após estimulação elétrica neuromuscular de baixa frequência**. IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Gramado, Rio Grande do Sul, 2001.p. 251-256.

GUIRRO, R.; MARTIN, A. P.; VOMERO, V. U. **Alterações do espectro de potência decorrentes do aquecimento por ondas curtas terapêutico**. IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Gramado, Rio Grande do Sul, 2001.p. 128-132.

GUIRRO, R.; DAVINI, R.; NUNES, C. V. **As respostas musculares induzidas após o resfriamento local**. IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Gramado, Rio Grande do Sul, 2001. p. 305-310.

GREVE, J.M.D. TERRIERI, A. AS.T. PLAPLER, P.G. **Avaliação do torque isocinético flexor e extensor do tronco em atletas e sedentários normais**. Revista. Hospital das Clinicas da Faculdade Medicina de São Paulo: 52: 154-157.1997.

- HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 182p.
- HAMIL, JOSEPH e KNUTZEN, Kathleen M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. São Paulo: Manole, 1999. 532p.
- HERZOG, W. GUIMARÃES, A. C. ANTON, M. G. & CARTER-EDMAN, K. A.; **Moment length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners**. Medicine and Science in Sports and Exercise n. 23, 1289-1296.1991.
- HILL, A. V. **The heat of shortening and the dynamic constants of muscle**, Proc. R. Soc Lond B. 126-136, 1938.
- HISLOP H.J, PERRINE JJ. **The isokinetic concept of exercise**. Phys Ther 1967;47:114-7.
- HOFFMANN, K. **Practical hints for the application of strain gauges**. Darmstad: Hottinger Baldwin Messtechnik, 1984.
- KANEHISA, H. MIYASHITA, M. **Effect of isometric and isokinetic muscle training on static strength and dynamic power**. Eur. Journal Appl. Physiol, 1983; 50:365-371.
- KAPANDJI, A. **Fisiologia articular: Membro Inferior**. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.280p.
- KVIST, J. et al. **Anterior tibial translation during different isokinetic quadriceps torque in anterior cruciate ligament deficient and nonimpaired individuals**. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 31 (1), p. 4-15, 2001.
- LEE, R. **Pósterio-ânterior mobilisation of the lumbar spine**.Biomechanical Research, Hong Kong, 2005. Disponível em: [http://www.rs.polyu.hk/Rlee/Spine/ Research/](http://www.rs.polyu.hk/Rlee/Spine/Research/).Acesso em: 7 set. 2005.
- LEHMKUHL, L. Don e SMITH, Laura K. **Cinesiologia Clínica de Brunnstron**, 5ª. Ed. Editora Manole, 1997.543p.
- LEIGHTON, J.; **Musculação**. Rio de Janeiro: Sprint, 1987.521p.
- LEMOES, F. L. **Desenvolvimento de dispositivos para realização de testes in vitro em coluna vertebral**. 2006. 109 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.
- LUTZ, G.J.;ROME, L.C.**Built for jumping: The design of the frog muscular system**. International journal of the sports medicine.nº 263,1993. p. 370 – 372.

MATVEYEV, L.; **Fundamentals of sports training**. Progress Publications, Moscow, 1981.

MALONE, T.; McPOLL, T.; NITZ, A.; **Fisioterapia em ortopedia e medicina no esporte**. 3 ed. São Paulo: Santos, 2000. 633p.

McARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. **Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano**. 4 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 510 p.

MAUD, P.J.; FOSTER, C. **Physiological assessment of human fitness**. Champaign: Human Kinetics, 1995. 115-32.

MEDINA, C. V. **Evaluación muscular isocinética del grupo flexo-extensor de rodilla**. Kinesiologia, Revista oficial del Colegio de Kinesiólogos de Chile, nº 59, 2000 p. 53-57.

MENDONÇA, G. L. F. et al. **Dispositivo para transdução de força em uma cadeira de Bonett**. Núcleo de estudos e tecnologia em Engenharia Biomédica, Departamento de tecnologia mecânica, Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal da Paraíba, 2001. p. 295-296.

MIRANDA, E. **Bases de Anatomia e Cinesiologia**. Rio de Janeiro: Sprint, 2001. 574p.

MORROW, J. R. et al. **Medida e avaliação do desempenho humano**. 2 ed. Porto Alegre: Artmed, 2003. 303 p.

NORDIN, M.; FRANKEL, V.; **Biomecânica básica do sistema músculoesquelético**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

PAULO, A. C.; FORJAZ, C. L. M. **Treinamento físico de endurance e de força máxima: adaptações cardiovasculares e relações com a performance esportiva**. Revista Brasileira de Ciências do Esporte, v. 22, nº 2, 2001. p. 99-114.

PEDRINELLI, A. **Estudo comparativo da força dos músculos flexores e extensores do joelho pela avaliação isocinética entre pacientes com amputação transtibial e indivíduos normais**. ACTA Ortopédica Brasileira. 7 (1), p. 1-13, jan/mar, 1999.

PETERSON, L.; RENSTROM, P. **Traumas no esporte**. [S.I.]: Norvatis, 1997.

PIOVESAN, M. A. Lipparelli et al. **Estudo comparativo do torque do músculo quadríceps entre os grupos de indivíduos submetidos a diferentes tipos de condicionamento físico**. Revista Brasileira de Ciência e Movimento, v.3, n.4, p. 67-71, 1989.

PUHL, et al. **Isokinetisches Muskeltraining in Sport und Rehabilitation**. Perimed Fachbuch Verlagsgesellschaft mbH. Erlangen, 1988.

RASCH, Philip. J.; **Cinesiologia e anatomia aplicada**. 7ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.

REILLY, D. T. Martens, M. **Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities**. Acta Orthop Scand. 43:126.1972.

RODRIGUES, A.; **Joelho no esporte: técnicas avançadas de avaliação e tratamento de lesões ligamentares**. CEFESPAR, 1993.

RODRIGUES, A.; **Neurofisiologia do joelho: patologia dos ligamentos**. CEFESPAR, 1993.

SANDERSON, D. J. **The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists**. Journal of Sports Sciences, v.9, 191-203.1991.

SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, L. D. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. 5 ed. São Paulo: Manole, 1997. 538 p.

SPENCE, A.P. **Anatomia humana básica**. 2. ed. São Paulo: Manole, 1991. 456p.

SPIEGEL, L., & LIMBRUNNER, G.F. **Applied Statics and Strength of Materials**. New York: Merrill, 1994.

TERRERI, A.S. et al **Avaliação isocinética do joelho do atleta**. Revista do Hospital das Clínicas de Faculdade de Medicina de São Paulo, 54: 53 – 60.2001.

TOBIN, S. Robinson G. **The effect of McConnell's vastus lateralis inhibition taping technique on vastus lateralis and vastus medialis obliquus activity**. Physiotherapy; 86:173-83.2000.

THOMPSON, C.J. BEMBEM, M.G. **Reliability and comparability of the accelerometer as a measure of muscular power**. Med. Sci. Sports Exerc.31:897-902.1999.

TRIANO, J.J. et al. **Quantitative feedback versus standard training for cervical and thoracic manipulation**. Journal of manipulative and physiological therapeutics, Lombard IL, v. 26, n.3, p. 131-138, 2003.

WILK, K. E. Isokinetic testing: goals, standarts and knee test interpretation. In: Biodex **Medical System. Biodex System 3. Advantage Software. Operations Manuals. 2002.**

WHITING, W. C.; ZERNICKE, R. F. **Biomecânica da lesão músculoesquelética.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001.

WOO, S.L.Y; SMITH, B. A.; JOHNSON, G. A. **Biomechanics of knee ligaments.,** Baltimore, Willians & Wilkins, 1994 In: FU, F.,H.; HARNER,C.D.; VINCE,K.G, Knee Surgery. p.155 - 172.t

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

ANDRADE, A. G. P.; MOREIRA, L. A .;ZARATTINI, A. Análise comparativa do desempenho em diferentes testes de potência em jogadores de voleibol do sexo masculino e feminino. **In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, n.10, 2003, Ouro Preto,v. 1, jun, 2003.**

AQUINO, M. A.; LEME, L. E.; AMATUZZI, M. M.; Isokinetic assessment of knee flexor/extensor muscular strenght in elderly women. **Rev. Hosp. Clin., n. 4, v. 57, p. 131-134, 2002.**

CARVALHO, J.; OLIVEIRA, J.; SOARES, J. M. C.; Força muscular em idosos I – O treino generalizado suficientemente intenso para promover o aumento da força muscular em idosos de ambos os sexo. **Rev. Port. De Ciên. Do Desporto., v. 4, p. 51-57, ago. 2005.**

DELGADO, Carlos. et al. Utilização do esfigmomanômetro na avaliação da força dos músculos extensores e flexores da articulação do joelho em militares. **n.5. Niterói: Rev. Bras. de Med. do Esporte, 2004. p. 10-18.**

KAROLCZAK, A.P.; LIMA, C. S.; AZEVEDO, B. S.; Variáveis isocinéticas em jogadores de futebol profissional. **In: COMGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 10., 2003, OURO PRETO, v. 1, jun, 2003.**

MARCHAND, E. A. A.; Melhoras na força e hipertrofia muscular, provenientes dos exercícios resistidos. **Buenos Aires: 2003. Disponível em: < [http:// www.efdeportes.com](http://www.efdeportes.com)**
> Acesso em: 7 de out. 2006.

PEREIRA, M. I. R.; GOMES, P. S. C. Teste de força e resistência muscular: confiabilidade e predição de uma repetição máxima – Revisão e novas evidências. **Rev. Bras. Med. Esporte, n. 5, v. 9, p. 10 – 15, 2003.**

PERINI, T. A.; ORNELLAS, J.S.; MAGALHÃES, J. Interpretação dos mecanismos de gradação da força muscular através da acelerometria. **Ver. Bras. de Med. do Esporte, Niterói, v.11, n. 5, p. 1-10, 2005.**

PETTERSON, S. C. Knee osteoarthritis and total knee arthroplasty: Quadriceps weakness, rehabilitation, and recovery. **2006. 222 f. Thesis (Doctor of philosophy in Biomedical Engineering) – University of Delaware, 2006.**

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. **Rev. Paul. Edu. Fís., v. 16, p. 35-42, jan. 2002.**

SILVÉRIO, G. W.; LEOCADIO, L. P.; GROSSI, D. B. Início da atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo, vasto lateral longo e vasto lateral oblíquo em exercícios de cadeia cinética aberta e cadeia cinética fechada. **In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 10., 2003, OURO PRETO, v. 2, jun, 2003.**

SIMÃO, R.; MONTEIRO, W.; ARAUJO, C. G. Fidedignidade inter e intradias de um teste de potência muscular. **Rev. Bras. de Med. do Esporte, Niterói, n. 4, p. 36, jul. 2001.**

WERNECK, R.; TUMELERO, S. Capacidade física de indivíduos sedentários, treinados e treinados que utilizavam anabolizantes. **Buenos Aires: 2005. Disponível em: <<http://www.efdeportes.com> > Acesso em: 7 de out. de 2006.**

Autorização de Livre Consentimento e Esclarecido

Eu, _____,
 RG: _____, nascido em ____/____/____, e domiciliado à:
 _____, Município:
 _____, Telefone: (____) _____.

Declaro estar ciente e ter compreendido a proposta de pesquisa abaixo descrita, consentindo desta forma em participar como voluntário do projeto “Avaliação do torque nos movimentos de flexão e extensão do joelho submetido a uma resistência constante”, cujo objetivo é avaliar as diferenças entre os valores de torque muscular e potência e com isso investigar os possíveis desequilíbrios musculares durante os movimentos de flexão e extensão da articulação do joelho saudável entre indivíduos com idade entre 20 e 30 anos, sob a responsabilidade do pesquisador Fabrício Duarte de Almeida, aluno do curso de Pós-graduação (Mestrado) em Engenharia Mecânica da FEG – UNESP, orientado pelo professor Dr. Araildo Lima da Silva. O estudo: A) terá seu início previsto para novembro e término em dezembro de 2006 B) serão realizados a partir da avaliação de adultos jovens, alunos dos cursos de graduação da FEG – UNESP sem história prévia de lesões ou quaisquer outro problema que acarrete algum mal C) que não serei submetido a riscos desnecessários e nem haverá riscos a minha saúde, D) que estou livre, para a qualquer momento, deixar de participar da pesquisa e que não preciso apresentar justificativa para tal, E) que todas as informações por mim fornecidas e os resultados oriundos desta pesquisa serão mantidos em sigilo, e que estes só serão utilizados para fins de divulgação científica sem a minha identificação, F) que serei informado de todos os resultados obtidos, independentemente de mudar meu consentimento em participar da pesquisa, G) que não terei quaisquer ônus, direitos ou benefícios financeiros sobre os eventuais resultados decorrentes da pesquisa, sendo assim concordo espontaneamente em participar da pesquisa e autorizo a divulgação dos resultados para fins científicos, conforme resolução número 196 de 10/10/1996 do Ministério da Saúde.

_____, ____ de _____ de _____

Voluntário

Fabrício Duarte de Almeida

Araildo Lima da Silva

Obs: este termo apresenta duas vias, uma destinada ao usuário ou seu representante legal e a outra o pesquisador.



PRPPG-Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-graduação
Comitê de ética em Pesquisa
Rua Visconde do Rio Branco, 210 Centro Taubaté-SP 12020-040
Tel.: (12) 3625 4143 – 3635.1233 Fax: (12) 3632.2947
cepunitau@unitau.br

DECLARAÇÃO Nº 715/06

Protocolo CEP/UNITAU nº 374/06 (Esse número de registro deverá ser citado pelo pesquisador nas correspondências referentes a este projeto)

Projeto de Pesquisa: *Desenvolvimento de um dinamômetro para mensuração do torque do joelho nos movimentos de flexão e extensão*

Pesquisador(a) Responsável: Fabrício Duarte de Almeida

O Comitê de Ética em Pesquisa, em reunião de **10/11/2006**, e no uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 196/96, considerou o Projeto acima **aprovado**, após atendimento às pendências.

Taubaté, 17 de novembro de 2006

Prof. Robison Baroni

Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté