

**UNESP**

**FACULDADE DE ENGENHARIA DO CAMPUS DE GUARATINGUETÁ**

**MEDIDA DE TORQUE NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO ATRAVÉS DE  
DINAMÔMETRO ISOMÉTRICO DE BAIXO CUSTO**

Guaratinguetá – SP

2013

**GUSTAVO POMPÊO DE CAMARGO LEME**

**MEDIDA DE TORQUE NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO ATRAVÉS DE  
DINAMÔMETRO ISOMÉTRICO DE BAIXO CUSTO**

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

Orientador: Prof. Dr. José Geraldo T. Brandão

Guaratinguetá – SP


2013

**GUSTAVO POMPEO DE CAMARGO LEME**

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
"MESTRE EM CIÊNCIAS"

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA  
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

  
Prof. Dr. Edson Coechieri Botelho  
Coordenador

**BANCA EXAMINADORA:**

  
Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO  
Orientador / Unesp-Feg

  
Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI  
Unesp-Feg

  
Prof. Dr. RENATO JOSÉ SOARES  
UNITAU

## DADOS CURRICULARES

### GUSTAVO POMPÊO DE CAMARGO LEME

NASCIMENTO	09.06.1977 - Campinas / SP
FILIAÇÃO	Dulce Maria Pompêo de Camargo Roberto Silva Leme
1997/2000	Curso de Graduação em Fisioterapia - Pontifícia Universidade Católica de Campinas - PUCC
2001/2002	Curso de Pós Graduação em Fisioterapia Neurológica - nível Especialização - Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP
2004/2005	Curso de Pós - Graduação em Fisioterapia do Futebol - nível Especialização - CBES – UNIGUAÇU
2011/2013	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Semiológica, nível Mestrado, na Universidade Estadual Paulista - UNESP - Campus de Guaratinguetá

Dedico este trabalho à minha mãe, Dulce, pela dedicação e doação pessoal em prol de  
seus filhos.

Ao meu pai, Roberto, pela importante contribuição na formação do meu caráter.

Aos meus amados irmãos, André e Mariana, pelo companheirismo e amizade.

À minha filha, Taís, que aos 2 meses de idade me ensinou o verdadeiro significado do  
que é lutar pela vida.

À minha esposa, Carla, pela compreensão e paciência durante essa longa jornada.

## AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão, pela sábia contribuição e pelo enorme conhecimento transmitido durante o desenvolvimento desse trabalho.

Aos Professores Doutores do Departamento de Mecânica da FEG: Araildo Lima Silva, José Elias Tomazini, Mauro Pedro Peres e Tamotsu Hirata.

Ao meu querido amigo Reynaldo Vianna, pelos ensinamentos que me propiciaram o ingresso nesse programa de Pós-graduação.

Aos técnicos do laboratório e funcionários do DME-FEG, em especial aos amigos Urbano Gonçalves Oliveira e Walter Tupinambá, pelas primordiais colaborações na realização deste trabalho.

À minha querida amiga e desenhista do DME, Lúcia Helena de Paula Coelho, pelo imenso carinho, respeito e disposição que muito me ajudaram na confecção dessa dissertação.

À secretária do Departamento de Mecânica, Rosiléa Ribeiro de Matos, pela paciência e atenção dispensada.

Aos competentes e atenciosos profissionais da secretaria de Pós-graduação.

À Escola de Especialistas de Aeronáutica (EEAR) e todos os soldados participantes pela pronta colaboração.

Às amigas e parceiras dessa caminhada, Fábria Regina Borges e Giovana Cristina Rosa Saavedra.

Aos amigos e colegas de profissão Adílson Brito, Ana Elisa, André Luis da Silva, André Polli Fujita, Diogo Magalhães, Marcelo Cavalca, Jeferson Gonçalves, Ronald Nascimento e Vidal Oliveira Junior pelo companheirismo e apoio durante essa jornada.

A toda minha família, Campineira e Guaratinguetaense, pelo apoio incondicional em todos os momentos em que precisei.

Este trabalho contou com apoio da CAPES

*“Por vezes sentimos que aquilo que fazemos não é senão uma gota de água no mar. Mas o mar seria menor se lhe faltasse uma gota”*

*Madre Tereza de Calcutá*



LEME, G.P.C. **Medida de torque na articulação do joelho através de dinamômetro isométrico de baixo custo**, 2013, 80 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2013.

## **RESUMO**

O constante aumento no número de praticantes de atividade física, muitos deles sem a devida orientação, vem fazendo com que a incidência de lesões relacionadas ao esporte também cresça. Exercícios físicos realizados com sobrecarga e sem a periodização correta podem acarretar desequilíbrios musculares importantes, modificando a biomecânica normal do praticante, o que acaba impondo ao corpo cargas excessivas e muitas vezes lesivas. Acompanhando essa evolução, a medicina esportiva juntamente com a engenharia biomédica tem avançado muito no que diz respeito à tecnologia para avaliar e quantificar inúmeras variáveis do desempenho humano. As avaliações musculares estão certamente entre as mais comuns e mais utilizadas pelos profissionais da área da reabilitação esportiva. Porém o dinamômetro isocinético que é o dispositivo mais indicado para tais avaliações é um equipamento de difícil acesso, tanto pelo alto custo quanto pela dificuldade de portabilidade. Com isso há necessidade da busca por dispositivos com boa confiabilidade, com preço acessível e que possam gerar dados quantitativos a respeito do desempenho muscular. O objetivo desse trabalho foi desenvolver um dinamômetro isométrico digital da articulação do joelho adaptando uma célula de carga de tração e compressão a uma cadeira extensora utilizada em academias. Após o desenvolvimento do dinamômetro foram realizadas avaliações musculares em 20 voluntários do sexo masculino, com idade entre 18 e 19, sem história prévia de lesões nos membros inferiores. Com os dados obtidos foi possível avaliar o equilíbrio muscular entre os músculos extensores e flexores do joelho dos voluntários, cumprindo assim o objetivo inicial proposto na idealização desse projeto.

**PALAVRAS-CHAVE:** Dinamometria. Torque. Joelho.

LEME, G.P.C. **Measurement of torque on the knee joint through isometric dynamometer low cost**, 2013, 80 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2013.

### **ABSTRACT**

The constant increase in the number of physically active, many of them without proper guidance, is causing the number of sports-related injuries also grow. Exercises performed with overload and without the correct periodization can cause significant muscle imbalances, modifying the normal biomechanics of the practitioner, which ends up imposing excessive loads on the body and often detrimental. Following this trend, the sports medicine with biomedical engineering has advanced greatly in regard to technology to assess and quantify several variables of human performance. Muscle assessments are certainly among the most common and most used by professionals in the sports rehabilitation. But the isokinetic dynamometer that is most indicated device for those evaluations is a difficult equipment to access, both the high cost and the difficulty of portability. Thus there is need to search for devices with good reliability, with affordable price and that can generate quantitative data regarding the muscle performance. The objective of this study was to develop a digital isometric dynamometer for the knee joint adapting a tension and compression load cell to a knee extension chair used in gyms. After the development of the dynamometer 20 healthy male volunteers, aged between 18 and 19, with no history of lower limb injuries, had muscle evaluated. With the data obtained it was possible to evaluate the muscle balance between the extensor and flexor muscles of volunteers knees, thus fulfilling the initial proposed objective of this project.

**KEYWORD:** Dynamometry. Torque. Knee.

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	-	Joelho – vista anterior .....	22
FIGURA 2	-	Fêmur – vista anterior à esquerda e posterior à direita .....	23
FIGURA 3	-	Tíbia e fíbula – vista posterior .....	23
FIGURA 4	-	Articulação patelofemoral. Vista axial.....	24
FIGURA 5	-	Vista axial dos meniscos, medial à esquerda, e lateral à direita .....	25
FIGURA 6	-	Ligamento Cruzado Anterior – Vista anterior .....	26
FIGURA 7	-	Ligamento Cruzado Posterior – Vista posterior.....	27
FIGURA 8	-	Ligamento Colateral Medial – Vista medial .....	28
FIGURA 9	-	Ligamento Colateral Lateral – vista lateral.....	28
FIGURA 10	-	Face lateral da coxa .....	29
FIGURA 11	-	Vista medial do joelho, inserção do músculo sartório .....	30
FIGURA 12	-	Músculos anteriores da coxa – Vista anterior .....	31
FIGURA 13	-	Músculos posteriores da coxa .....	32
FIGURA 14	-	Posição de referência da extensão do joelho.....	33
FIGURA 15	-	A- Flexão ativa com flexão de quadril. B- Flexão passiva e C- Flexão ativa com extensão de quadril .....	34
FIGURA 16	-	A- Rotação medial ativa. B- Posição do joelho com ângulo reto. C- Rotação lateral ativa .....	35
FIGURA 17	-	Dinamômetro Hand-held - MicroFET2 Wireless .....	39
FIGURA 18	-	Dinamômetro isométrico analógico .....	40
FIGURA 19	-	(A) Posicionamento dos voluntários para coleta do torque extensor isométrico no dinamômetro isométrico modificado (DIM). (B) Posicionamento dos voluntários para coleta do torque flexor isométrico no DIM. (C) Posicionamento dos voluntários para coleta do torque extensor e flexor isométrico e isocinético do Biodex System 3 .....	42
FIGURA 20	-	HHD utilizado no estudo.....	43
FIGURA 21	-	Dinamômetro Biodex e o posicionamento dos participantes durante as medições com o Isocinético e com o HHD .....	43

FIGURA 22	-	Cadeira flexo-extensora utilizada em academia antes da adaptação.....	45
FIGURA 23	-	Barra cilíndrica adaptada para fixar a célula de carga à cadeira.....	46
FIGURA 24	-	Barra cilíndrica fixada à haste móvel - onde será encaixada a célula de carga.....	47
FIGURA 25	-	Fixação da célula de carga à cadeira.....	47
FIGURA 26	-	Regulagem de retração do encosto.....	48
FIGURA 27	-	Tubos com manetes laterais.....	48
FIGURA 28	-	Cintos para estabilização dos indivíduos durante a avaliação.....	49
FIGURA 29	-	Extensômetro.....	50
FIGURA 30	-	Esquema da ponte de Wheatstone com 4 extensômetros.....	51
FIGURA 31	-	Imagem com as medidas (em mm) e o formato da célula de carga utilizada.....	52
FIGURA 32	-	Condicionador de sinais EMG 430C conectado ao microcomputador.....	53
FIGURA 33	-	Imagem da calibração com carga aplicada na vertical.....	54
FIGURA 34	-	Gráfico de correlação da Força Peso Real e tensão elétrica de saída.....	56
FIGURA 35	-	Gráfico de correlação da Força Peso Real e Força Peso Medida.....	57
FIGURA 36	-	Angulação da haste gera torque pela presença da força peso.....	58
FIGURA 37	-	Potenciômetro para ajuste da tensão de <i>offset</i> .....	59
FIGURA 38	-	Goniometria para posicionar os voluntários com 90° de flexão de quadril.....	62
FIGURA 39	-	Goniometria para testes de flexão de joelho com angulação de 90°.....	62
FIGURA 40	-	Goniometria para testes de extensão de joelho com angulação de 90°.....	63
FIGURA 41	-	Medida do braço de alavanca entre o ponto de fixação da célula de carga e o eixo de rotação da haste fixa.....	65

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1	- Graus de força muscular.....	38
TABELA 2	- Especificações da célula de carga – Capacidade 500 kg. Fonte: <a href="http://www.aephdobrasil.com.br">www.aephdobrasil.com.br</a> .....	51
TABELA 3	- Dados da calibração e aferição da célula de carga.....	56
TABELA 4	- Dados antropométricos dos voluntários .....	59
TABELA 5	- Valores da força muscular (kgf) da musculatura extensora bilateralmente .....	66
TABELA 6	- Valores da força muscular (kgf) da musculatura flexora bilateralmente.....	67
TABELA 7	- Valores dos torques musculares (N.m) das musculaturas extensoras e flexoras bilateralmente .....	68
TABELA 8	- Valores dos torques musculares (N.m/kg) da musculatura extensora e flexora bilateralmente .....	70

## LISTAS DE SÍMBOLOS

t	- tempo	[s]
R	- resistência	[ $\Omega$ ]
$\rho$	- constante de resistividade	[ $\Omega.m$ ]
L	- comprimento	[m]
A	- área	[m <sup>2</sup> ]
F	- força	[N]
d	- distância	[m]

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DP	-	Desvio padrão
FEG	-	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
HHD	-	Hand-Held Dynamometry
LCA	-	Ligamento Cruzado Anterior
LCP	-	Ligamento Cruzado Posterior
LCM	-	Ligamento Colateral Medial
LCL	-	Ligamento Colateral Lateral
CIVM	-	Contração Isométrica Voluntária Máxima
UNESP	-	Universidade Estadual Paulista
DIM	-	Dinamômetro Isométrico Modificado
FIVM	-	Força Isométrica Voluntária Máxima
GC	-	Grupo Controle
ICC	-	Coefficiente de Correlação Interclasse
IMC	-	Índice de Massa Corporal
MMII	-	Membros inferiores
MID	-	Membro inferior direito
MIE	-	Membro inferior esquerdo
SI	-	Sistema Internacional de Unidades

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	18
1.1	MOTIVAÇÃO DO TRABALHO .....	19
1.2	OBJETIVOS .....	20
1.3	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO .....	20
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	22
2.1	ANATOMIA E BIOMECÂNICA DO JOELHO .....	22
<b>2.1.1</b>	<b>Ossos</b> .....	23
<b>2.1.2</b>	<b>Meniscos</b> .....	24
<b>2.1.3</b>	<b>Ligamentos</b> .....	25
2.1.3.1	Ligamento Cruzado Anterior (LCA) .....	25
2.1.3.2	Ligamento Cruzado Posterior (LCP).....	26
2.1.3.3	Ligamento Colateral Medial (LCM) .....	27
2.1.3.4	Ligamento Colateral Lateral (LCL).....	28
<b>2.1.4</b>	<b>Músculos</b> .....	29
2.1.4.1	Músculos Anteriores – Extensores de Joelho .....	30
2.1.4.2	Músculos Posteriores – Flexores de Joelho.....	32
<b>2.1.5</b>	<b>Graus de Mobilidade</b> .....	33
2.2	TIPOS DE CONTRAÇÃO MUSCULAR.....	35
2.3	AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO MUSCULAR.....	36
<b>2.3.1</b>	<b>Avaliação Manual</b> .....	37
<b>2.3.2</b>	<b>Dinamometria</b> .....	38
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E METODOS</b> .....	45
3.1	DESENVOLVIMENTO DA CADEIRA FLEXO-EXTENSORA .....	45
3.2	CÉLULA DE CARGA .....	48
<b>3.2.1</b>	<b>Calibração das Célula de Carga</b> .....	52
<b>3.2.2</b>	<b>Ajuste de Tensão de <i>Offset</i></b> .....	57



3.3	AMOSTRA EXPERIMENTAL.....	59
3.4	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL .....	60
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>	<b>64</b>
4.1	TESTES DO GRUPO MUSCULAR EXTENSOR COM JOELHO A 90°.....	66
4.2	TESTES DO GRUPO MUSCULAR FLEXOR COM JOELHO A 90°.....	67
4.3	VALORES DO TORQUE ISOMÉTRICO DE EXTENSORES E FLEXORES COM JOELHO A 90°.....	68
4.4	VALORES DO TORQUE ISOMÉTRICO DE EXTENSORES E FLEXORES NORMALIZADOS PELA MASSA CORPORAL.....	69
<b>5</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>71</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>72</b>
	<b>APÊNDICE.....</b>	<b>79</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O termo “força muscular” é usado para designar a habilidade que um determinado músculo ou um grupo muscular tem em resistir ou produzir uma força e pode ser classificada como isométrica, isotônica ou isocinética (BORIN, BORIN, 2012).

Na prática clínica, o aparecimento de lesões relacionadas à prática esportiva tem sido cada vez mais frequente. Exercícios físicos realizados com sobrecarga e o *overtraining* podem acarretar desequilíbrios musculares, modificando a biomecânica normal do praticante (FLECK, KRAEMER, 1997). Com isso atletas que se submetem a sobrecargas constantes podem desenvolver alterações estáticas, que acarretam problemas posturais e alterações dinâmicas, que interferem na estabilidade articular e na coordenação motora, predispondo o praticante a lesões por desequilíbrios biomecânicos (SIQUEIRA et al, 2002; ALENCAR et al, 2000). Segundo Ejnisman e Cohen (2003), 72,2% das lesões ocorridas no futebol estão localizadas nos membros inferiores (MMII), sendo que a soma das lesões musculares na coxa e das lesões na articulação do joelho preenchem juntas 47% do total.

No final da década de 60, Hislop e Perrine (1967) desenvolveram o conceito de exercício isocinético e desde que o primeiro equipamento foi criado muitas investigações a respeito da mensuração do desempenho muscular foram realizadas a fim de mostrar dados normativos para avaliação de lesões músculo-esqueléticas (CABRI, CLARYS, 1991). Desde então, com a melhora dos equipamentos, a avaliação das capacidades musculares se tornou uma rotina dos grandes serviços, principalmente os grandes clubes esportivos e universidades (PREIS, 2012).

A avaliação dos déficits musculares que envolvem a articulação do joelho tem importância na prevenção (MAGALHÃES et al, 2004), na reabilitação das lesões do joelho (MYER et al, 2006), na avaliação, diagnóstico, no planejamento e acompanhamento do tratamento das disfunções músculo-esqueléticas (PREIS, 2012). Na atualidade o equipamento mais confiável para esse tipo de avaliação é o dinamômetro isocinético computadorizado, um equipamento ainda sem fabricação

nacional, de alto custo e muito pouco acessível à maioria dos profissionais da área (DVIR, 2002).

Alguns estudos mostram que os dinamômetros isométricos são uma opção interessante para substituir o isocinético com um custo bem mais acessível e com boa confiabilidade; Kolber et al (2007), mostraram boa confiabilidade intraexaminadores na avaliação isométrica de rotadores de ombro; May et al (1997), encontraram boa correlação com dinamômetros isocinéticos na avaliação de rotadores de ombros em pacientes hemiplégicos; Martin et al (2006), mostraram uma boa concordância na avaliação da força da musculatura extensora de joelho de pacientes geriátricos e Vasconcelos et al (2009), concluíram que um dinamômetro analógico isométrico adaptado a um equipamento de mecanoterapia pode ser uma alternativa confiável para avaliar déficits dos músculos flexores e extensores de joelho. Kelln et al (2008), concluem que os dinamômetros de mão tem potencial para ser uma ferramenta confiável para mensuração de força em indivíduos fortes e saudáveis, no entanto, há limitações notáveis com movimentos em que os indivíduos podem vencer a resistência imposta pelos examinadores.

## 1.1 MOTIVAÇÃO DO TRABALHO

Apesar dos dinamômetros isocinéticos fornecerem mensurações fidedignas do torque de vários grupos musculares, sua utilização ainda é restrita devido ao alto custo, por não ser um aparelho portátil e conseqüentemente por ser inacessível à maioria dos profissionais da área de reabilitação.

Segundo Kelln et al (2008) os dinamômetros *hand held* podem ser úteis mesmo no âmbito da medicina esportiva para documentação quantitativa de ganhos de força muscular em atletas em fase inicial de recuperação após uma lesão ou intervenção cirúrgica, porém apresenta importante limitação para avaliação de grandes grupos musculares pelo fato do examinador não conseguir vencer a força imposta por grandes grupos musculares, como a musculatura da coxa.

Com isso as mensurações de dados relacionados ao desempenho muscular da articulação do joelho, principalmente em atletas, são limitadas pela dificuldade de estabilizar o dinamômetro manual contra a grande força gerada na articulação.

A motivação do trabalho é desenvolver um dinamômetro isométrico digital da articulação do joelho de baixo custo, confiável e que seja útil na prática clínica. Capaz de avaliar de forma confortável indivíduos com diversas variações antropométricas. Incluindo indivíduos debilitados, pessoas saudáveis e atletas de alto rendimento.

## 1.2 OBJETIVOS

Desenvolver um dispositivo de baixo custo capaz de gerar dados, com confiabilidade, do torque dos músculos extensores e flexores da articulação do joelho.

Avaliar, através do dinamômetro isométrico adaptado, o torque muscular extensor e flexor da articulação do joelho de 20 indivíduos jovens.

## 1.3 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

No Capítulo 1 são feitas as considerações iniciais com uma introdução sobre força e desempenho muscular, dinamometria isométrica e isocinética, explicitando a importância da avaliação do equilíbrio muscular através de dados quantitativos. São apresentados também a motivação do trabalho e o objetivo geral.

No Capítulo 2, é apresentada uma revisão bibliográfica sobre anatomia e biomecânica da articulação do joelho, tipos de contração muscular e avaliação do desempenho muscular. Enfatizando tanto as avaliações manuais quanto as avaliações através de dinamometria isocinética e isométrica.

No Capítulo 3, é apresentada a metodologia do trabalho, as etapas do desenvolvimento e da adaptação da cadeira flexo-extensora, o processo de calibração da célula de carga, os critérios de inclusão e exclusão da amostra e o como foram realizados os procedimentos de coleta de dados.

No capítulo 4 são apresentadas as interpretações dos dados coletados, os resultados e discussões.

O quinto capítulo apresenta a conclusão.

O trabalho é finalizado com a apresentação das referências bibliográficas e apêndice.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 ANATOMIA E BIOMECÂNICA DO JOELHO

A articulação do joelho (Figura 1) é a maior articulação do corpo humano e com natureza gínglimóide propicia uma grande amplitude de movimento, podendo mover-se em seis graus de liberdade: três translações (Antero-posterior, média-lateral e proximal-distal) e três rotações (interna-externa, valgo-varo e flexão-extensão). O joelho possui pouca estabilidade intrínseca já que está localizado nas extremidades de dois braços de alavanca longos, o fêmur e a tíbia. Por esse motivo depende muito de suas estruturas musculares e ligamentares para estabilidade e força (ELLENBECKER, 2002).

Secundariamente a essa falta de estabilidade óssea há necessidade de estruturas de tecidos moles para suportar as forças externas, comumente ocasionando sobrecarga e lesão nos tecidos. Conseqüentemente, são frequentes as lesões de joelho no campo da medicina (GILL, CORBACIO, 1991).

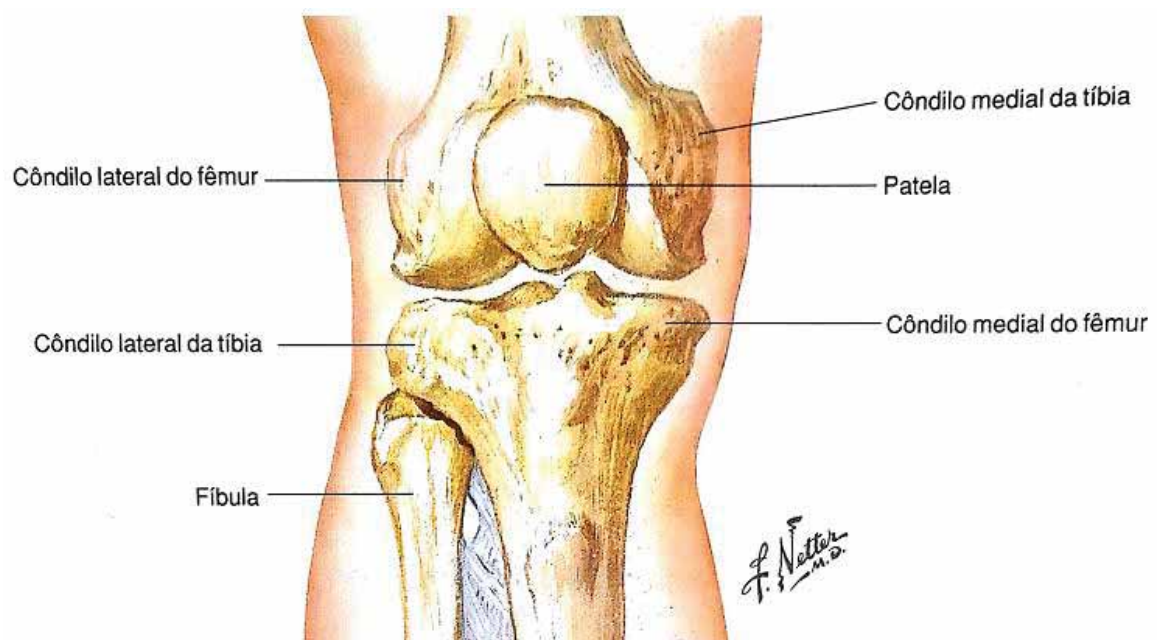


Figura 1 - Joelho – vista anterior (NETTER, 2000).

### 2.1.1 Ossos

O complexo ósseo do joelho consiste no fêmur (Figura 2), na tíbia (Figura 3), na fíbula (Figura 3) e na patela (Figura 4). A região do fêmur apresenta forma convexa e é dividida nos côndilos femorais lateral e medial. Anteriormente os dois côndilos formam uma concavidade denominada tróclea femoral e é onde articula-se a patela, o maior osso sesamóide do corpo humano, formando a articulação patelofemoral (PRENTICE, 2011).

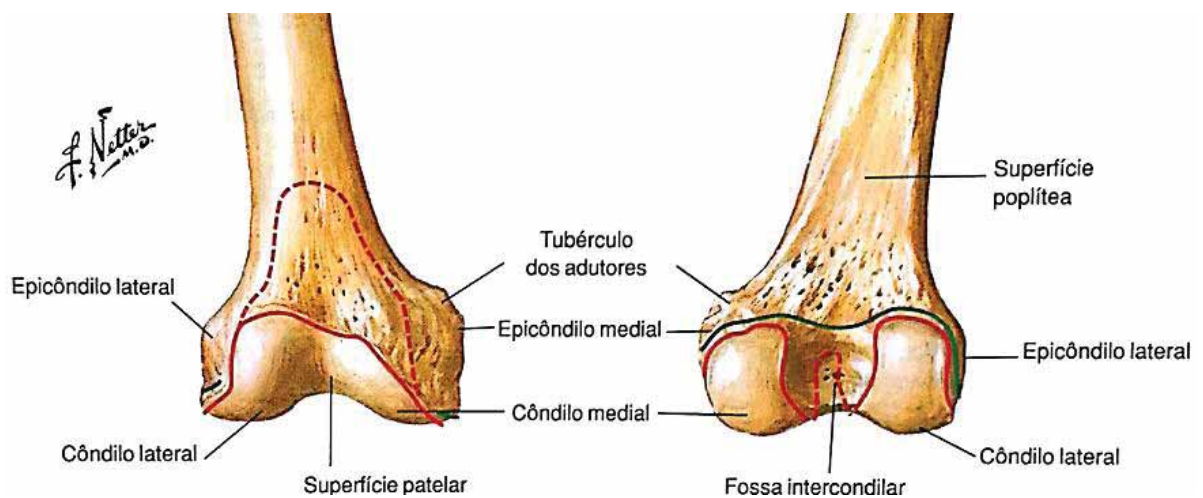


Figura 2 - Fêmur – vista anterior à esquerda e posterior à direita (NETTER, 2000).



Figura 3 - Tíbia e fíbula – vista posterior (SOBOTTA, 1993).



Na região proximal da tíbia localizam-se os platôs tibiais, medial e lateral que são assimétricos e estão separados por duas espinhas denominadas tubérculos medial e lateral. A superfície de contato do platô tibial medial é côncava e 50% maior que a do platô tibial lateral que é côncavo no plano frontal e convexo no plano sagital (ELLENBECKER, 2002). Lateralmente à tíbia proximal articula-se a fíbula que não possui movimentos articulares fisiológicos, apenas movimentação acessória.

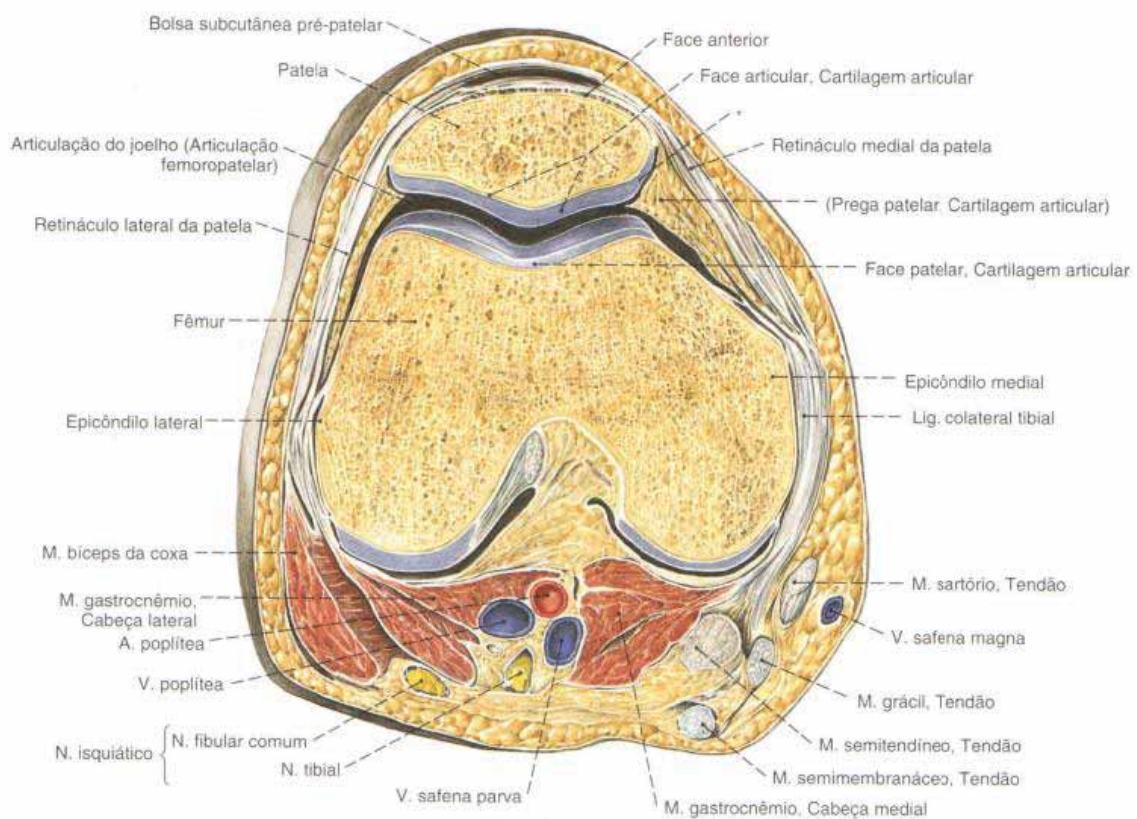


Figura 4 - Articulação patelofemoral. Vista axial (Sobotta, 1993).

### 2.1.2 Meniscos

Os meniscos, como mostra a Figura 5, são duas fibrocartilagens assimétricas e cuneiformes, com formato semilunar e oval, que encontram-se nas facetas articulares medial e lateral da tíbia e articulam-se com os côndilos femorais. Possuem dois corpos cornos fibrosos: posterior e anterior. A parte externa meniscal é convexa e a margem medial é côncava. A superfície superior é côncava, aprofundando a superfície da tíbia



sobre a qual os côndilos femorais rolam, deslizam e rodam. A superfície inferior do menisco é plana (ELLENBECKER, 2002).

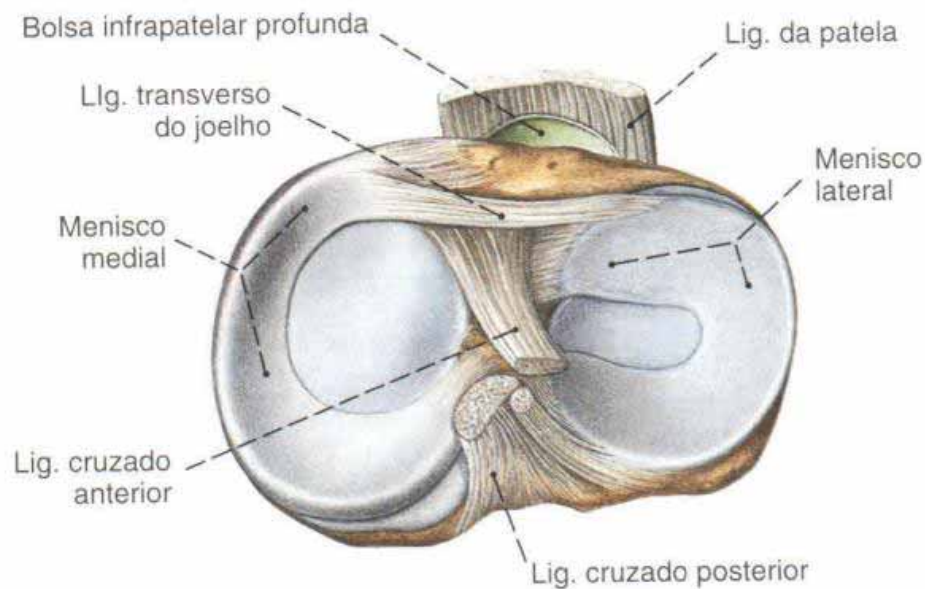


Figura 5 - Vista axial dos meniscos, medial à esquerda, e lateral à direita (SOBOTTA, 1993).

Sua função é amortecer o estresse axial imposto na articulação do joelho e colaborar na estabilização articular, principalmente quando fletido em 90° (PRENTICE, 2011). Segundo Seedhom (1974) os meniscos absorvem aproximadamente metade da carga axial imposta na articulação do joelho. Johnson et al (1995), descrevem que os meniscos também são essenciais para lubrificação e propriocepção articular.

### 2.1.3 Ligamentos

#### 2.1.3.1 Ligamento Cruzado Anterior (LCA)

Como mostra a Figura 6, o LCA tem sua origem na superfície pósteromedial do côndilo femoral lateral com largura de aproximadamente 2 cm e forma de semicírculo, e sua inserção localiza-se na tíbia, em forma de leque, na região intercondilar anterior

entre as fixações dos cornos anteriores dos meniscos (ELLISON, 1985). Girgis et al (1975) descreveram que o LCA possui duas bandas entrelaçadas, uma ântero-medial e outra póstero-lateral. A banda ântero-medial, mais longa, fica tensa em flexão de joelho e a banda póstero-lateral, mais espessa e curta, fica tensa em extensão.

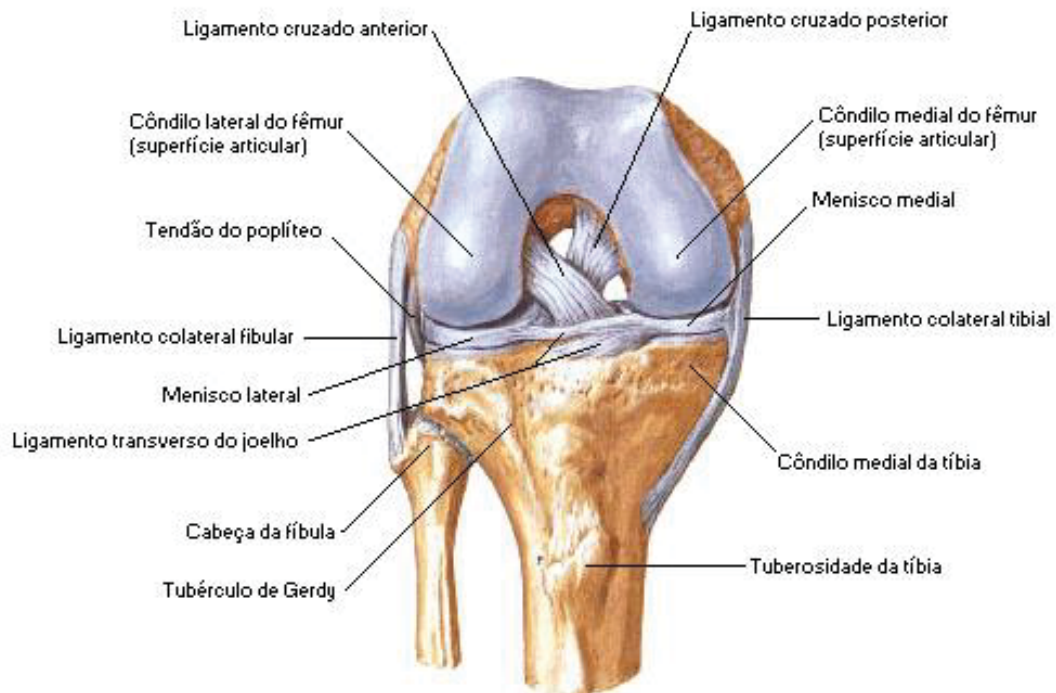


Figura 6 - Ligamento Cruzado Anterior – Vista anterior (NETTER, 2000).

Segundo Magee (2010), a principal função do LCA é impedir a translação anterior da tíbia em relação ao fêmur. Além disso, é responsável por controlar a rotação externa da tíbia em flexão, auxiliando no controle dos movimentos normais de rolamento e deslizamento do joelho.

### 2.1.3.2 Ligamento Cruzado Posterior (LCP)

Origina-se na face lateral do côndilo femoral medial, em posição mais distal em relação ao LCA, em forma de semicírculo com 3 cm de largura. Sua inserção é na região intercondilar posterior da tíbia. Suas fibras apresentam um trajeto ântero-posterior e médio-lateral do fêmur para tíbia (Figura 7). Também é composto por duas

bandas: uma ântero-lateral, mais espessa e que fica tensa em flexão, e a pósteromedial que fica tensa em extensão (COHEN, ABDALLA, 2003).

Segundo Hughston et al (1973), é a estrutura mais resistente da articulação e considerada “a chave do joelho”. Magee (2010) considerou o LCP o ligamento mais forte do joelho e citou como função principal impedir a translação posterior do fêmur em relação à tíbia e também impedir a hiperextensão do joelho, manter a estabilidade rotatória e operar como eixo central nos movimentos rotatórios do joelho.

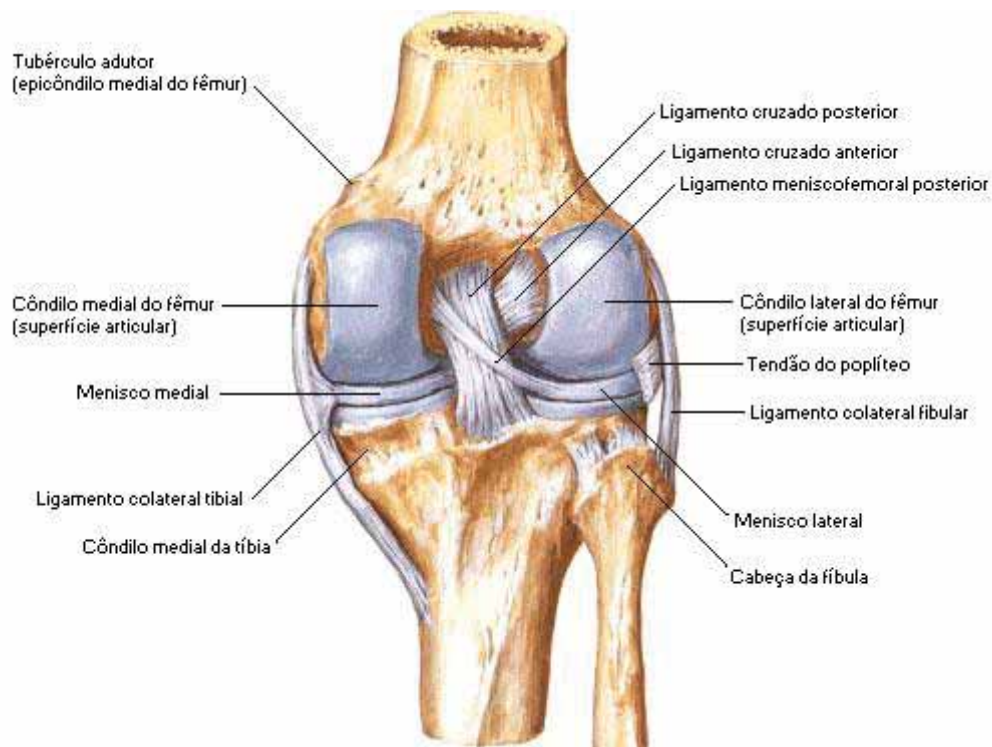


Figura 7 - Ligamento Cruzado Posterior – Vista posterior (Netter, 2000).

### 2.1.3.3 Ligamento Colateral Medial (LCM)

Tem origem no tubérculo adutor no côndilo femoral medial e insere-se distalmente na diáfise medial da tíbia, cerca de 7,5 cm a 10,0 cm abaixo da linha articular, abaixo da inserção da pata de ganso (Figura 8). Consiste em duas camadas distintas: superficial e profunda. A função do LCM é estabilizar o joelho contra o estresse em valgo e contra rotação externa da tíbia, principalmente com o joelho em flexão (ELLENBECKER, 2002).



Figura 8 - Ligamento Colateral Medial – Vista medial (NETTER, 2000).

#### 2.1.3.4 Ligamento Colateral Lateral (LCL)

Como mostra a Figura 9, o LCL é redondo, em forma de lápis, mais curto e delgado que o LCM. Tem origem no côndilo lateral do fêmur, avança posteriormente e distalmente sobre o tendão do poplíteo e insere-se na região proximal e lateral da cabeça da fíbula. O LCL dá proteção contra o estresse em varo do joelho (ELLENBECKER, 2002).

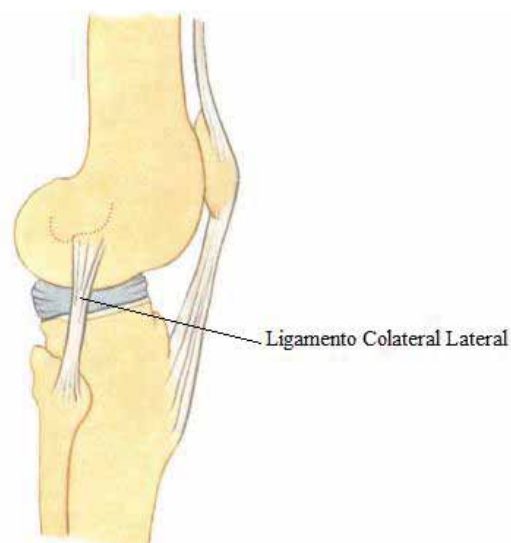


Figura 9 - Ligamento Colateral Lateral – vista lateral (Adaptado de SOBOTTA, 1993).

Segundo Moore (2011), as lesões desse ligamento são raras devido a sua robustez e também pela baixa incidência de forças de estresse em varo do joelho durante atividades competitivas ou não competitivas.

### 2.1.4 Músculos

Os músculos responsáveis pela movimentação do joelho se originam na cintura pélvica ou no fêmur e são cobertos por tecidos fasciais, que são uma continuação da fáscia lata e do trato iliotibial presentes na face lateral da coxa (Figura 11). Estes músculos são divididos de acordo com a função e posição em dois grupos: os anteriores que são extensores e os posteriores que são flexores (VAN DE GRAAFF, 2001).

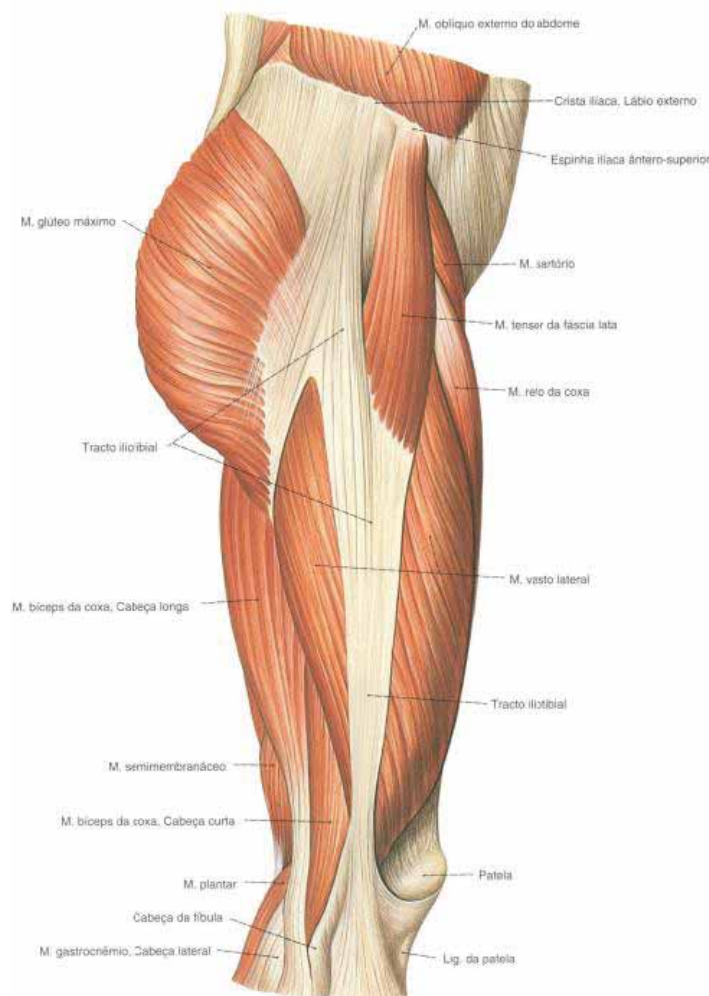


Figura 10 - Face lateral da coxa (SOBOTTA, 1993).



#### 2.1.4.1 Músculos Anteriores – Extensores de Joelho

Os músculos anteriores que movem a articulação do joelho são o sartório e o quadríceps femoral. A Figura 11 mostra o sartório, o músculo mais longo do corpo, que tem a forma de uma cinta atravessando obliquamente todo aspecto anterior da coxa. Ele pode atuar tanto no quadril para flexionar e rodar lateralmente, como no joelho para auxiliar na flexão e rotação medial (VAN DE GRAAFF, 2001).

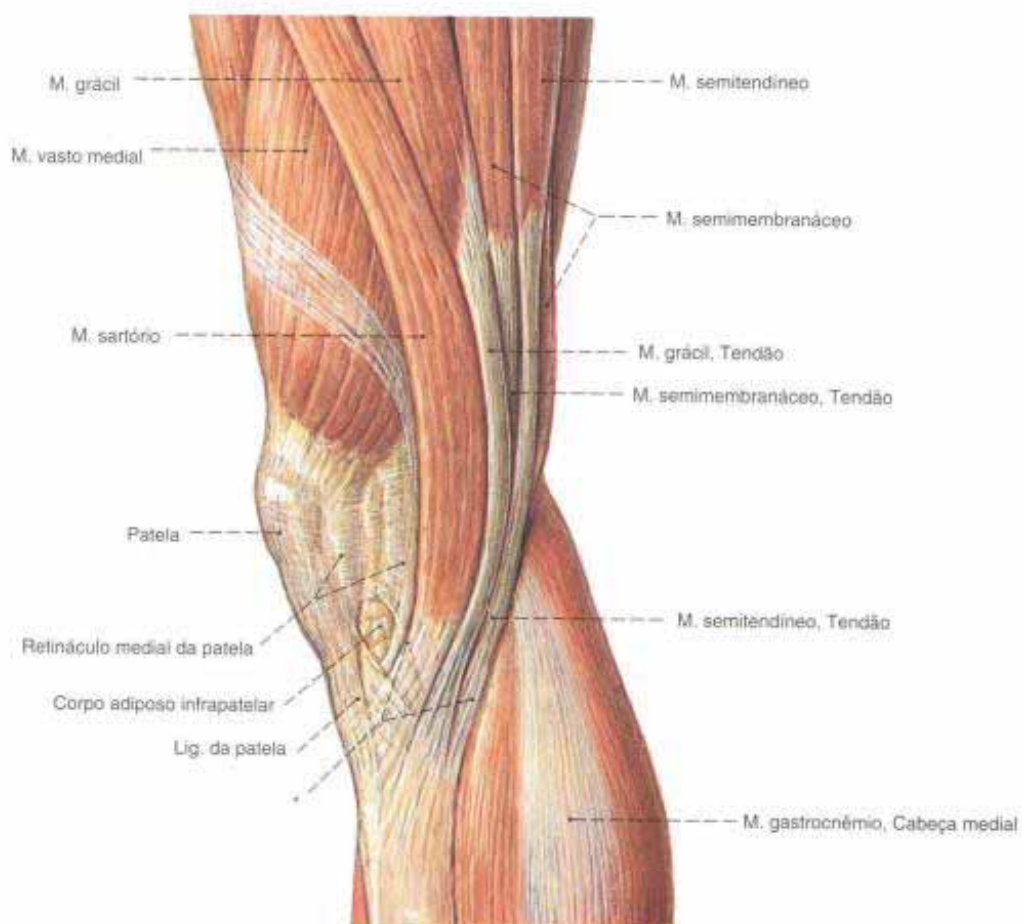


Figura 11 - Vista medial do joelho, inserção do músculo sartório (SOBOTTA, 1993).

O Quadríceps femoral é composto por quatro músculos distintos que possuem origens distintas, mas uma inserção comum, na patela, através do tendão quadriciptal. Esse tendão é contínuo sobre a patela e se torna o ligamento patelar (tendão patelar) que insere-se na tuberosidade da tíbia (Figura 12). Estes músculos trabalham sinergicamente para estender o joelho. Os quatro músculos do quadríceps femoral são:

reto femoral, vasto lateral, vasto medial e vasto intermédio. O músculo reto femoral ocupa uma posição superficial e é o único dos quatro que tem função biarticular, flexionando o quadril e estendendo o joelho. O vasto lateral situa-se lateralmente e é o maior músculo do quadríceps femoral. O vasto medial ocupa uma posição medial ao longo da coxa. O vasto intermédio encontra-se profundamente ao músculo reto femoral (VAN DE GRAAFF, 2001).

O quadríceps, juntamente com os isquiotibiais e gastrocnêmios possuem a maior incidência das lesões musculares indiretas pelo fato de possuir funções biarticulares e participar diretamente de ações de aceleração e desaceleração (MALLIAROPOULOS et al, 2011).

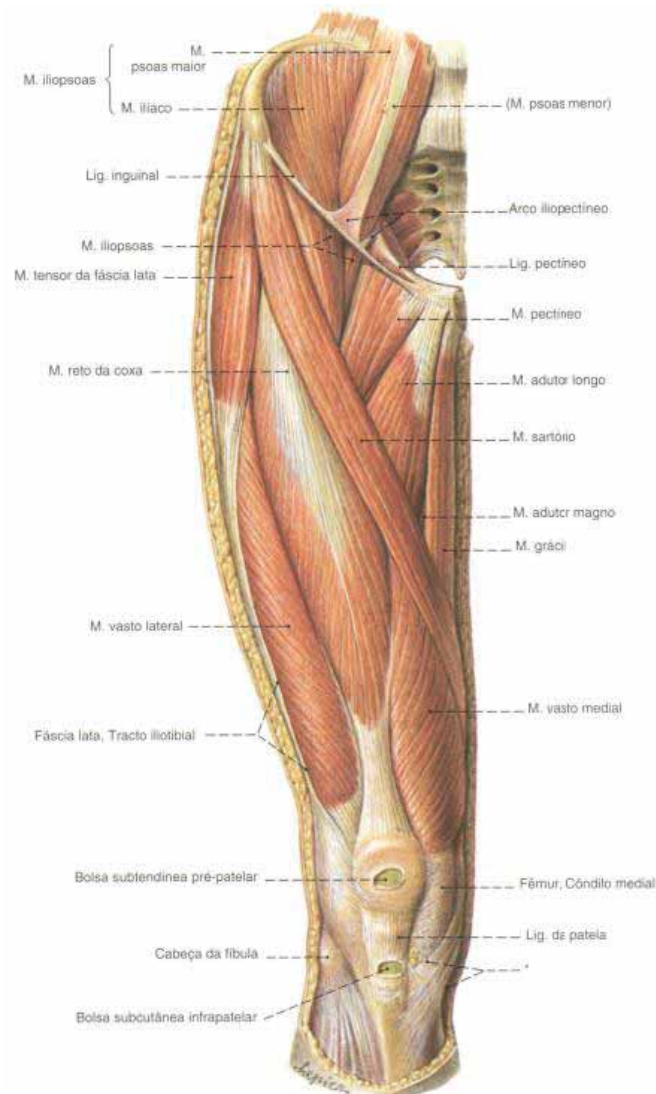


Figura 12 - Músculos anteriores da coxa – Vista anterior (SOBOTTA, 1993).

### 2.1.4.2 Músculos Posteriores – Flexores de Joelho

Como mostra a Figura 13 há três músculos posteriores da coxa, que por serem flexores são antagonistas do quadríceps femoral. Também conhecidos como isquiotibiais, é o local mais comum de lesões musculares em esportistas, com incidência variando entre 12 e 16 % de todas as lesões em esportes como futebol e rugby (BARROSO, THIELE, 2011).

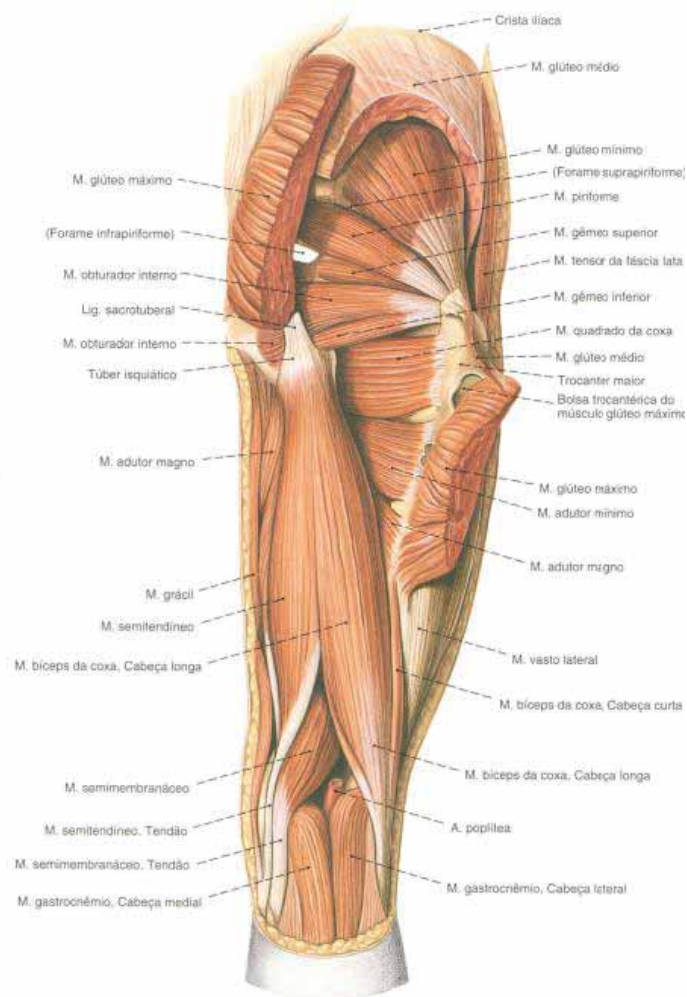


Figura 13 - Músculos posteriores da coxa (SOBOTTA, 1993).

O bíceps femoral ocupa a lateral posterior da coxa e se subdivide em duas cabeças, a longa, mais superficial e a curta, mais profunda. Sua cabeça longa é



biarticular e atua tanto na extensão do quadril quanto na flexão do joelho, a cabeça atua apenas na flexão do joelho.

O semitendinoso é um músculo superficial e de forma fusiforme, encontrando-se no aspecto medial posterior da coxa. Também é biarticular realizando as mesmas funções da cabeça longa do bíceps femoral no quadril e no joelho.

O semimembrano é um músculo plano e encontra-se profundamente ao semitendinoso no aspecto medial posterior da coxa (VAN DE GRAAFF, 2001).

### 2.1.5 Graus de Mobilidade

A flexão e a extensão do joelho são movimentos realizados em torno do eixo coronal. A extensão é o movimento em direção anterior até o alinhamento retilíneo da coxa e da perna, (KENDALL et al, 1995). Segundo Kapandj, 2000, não existe uma extensão absoluta, pois na posição de referência, como mostra a Figura 14, o membro inferior está no seu estado de alongamento máximo ( $0^\circ$ ). Porém, é possível de forma passiva, um movimento de extensão de  $5^\circ$  a  $10^\circ$  à partir da posição de referência, denominado erroneamente de hiperextensão, que em alguns indivíduos está presente por razões patológicas, provocando um *genu recurvatum*.

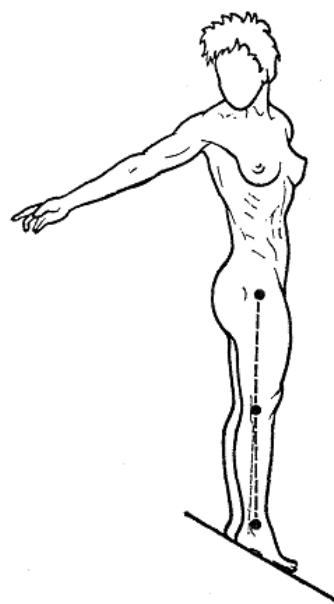


Figura 14 - Posição de referência da extensão do joelho (KAPANDJ, 2000).

A flexão é o movimento em direção posterior, em que as superfícies posteriores da perna e da coxa se aproximam (KENDALL, 1995). A amplitude máxima de flexão do joelho é diferente dependendo da posição do quadril, a flexão ativa atinge os  $140^\circ$  se o quadril estiver previamente flexionado e somente chega aos  $120^\circ$  se o quadril estiver em extensão (Figura 15). Esta diferença no grau de mobilidade ativa se deve à diminuição da eficácia dos isquiotibiais quando o quadril está estendido. A flexão passiva do joelho atinge uma ADM de  $160^\circ$  e permite o contato entre o calcanhar e a nádega (KAPANDJ, 2000).

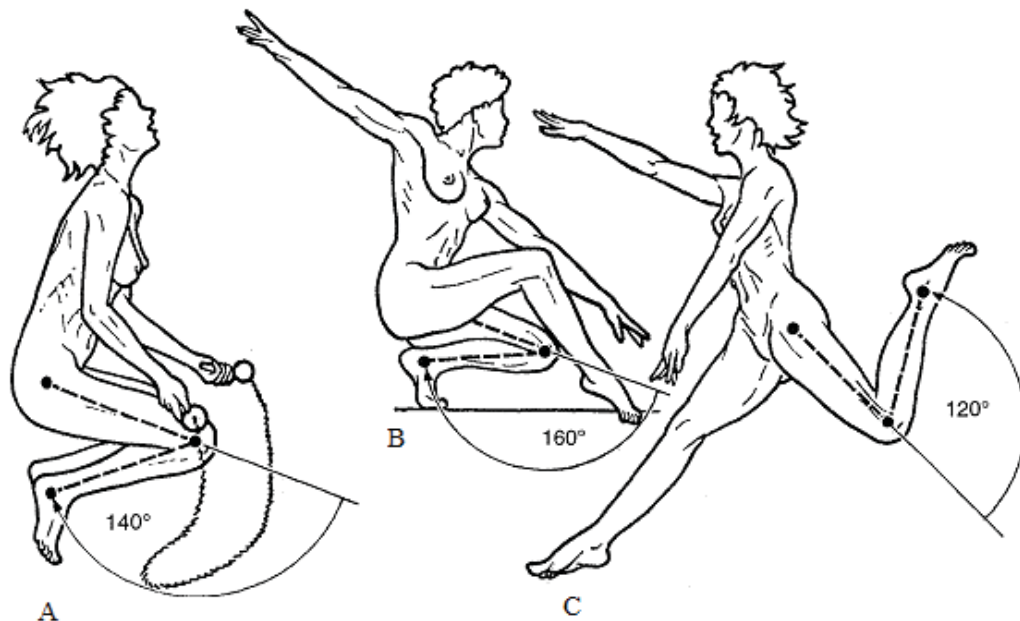


Figura 15 - A- Flexão ativa com flexão de quadril. B- Flexão passiva e C- Flexão ativa com extensão de quadril (KAPANDJ, 2000).

As rotações axiais do joelho ocorrem no plano longitudinal e só podem ser realizadas com o joelho flexionado, já que com o joelho estendido há um bloqueio articular unindo a tíbia ao fêmur (Figura 16). A rotação da superfície anterior da perna no sentido do plano mediosagital é chamada de rotação medial e o afastamento no sentido contrário ao plano mediosagital é rotação lateral (KENDALL, 1995). A rotação medial leva a ponta do pé para dentro e apresenta uma amplitude ativa de  $30^\circ$  com joelho em ângulo reto; e a rotação lateral leva a ponta do pé para fora e apresenta uma amplitude ativa de  $40^\circ$  com joelho também

em ângulo reto. Essas amplitudes variam de acordo com a flexão do joelho (KAPANDJ, 2000).

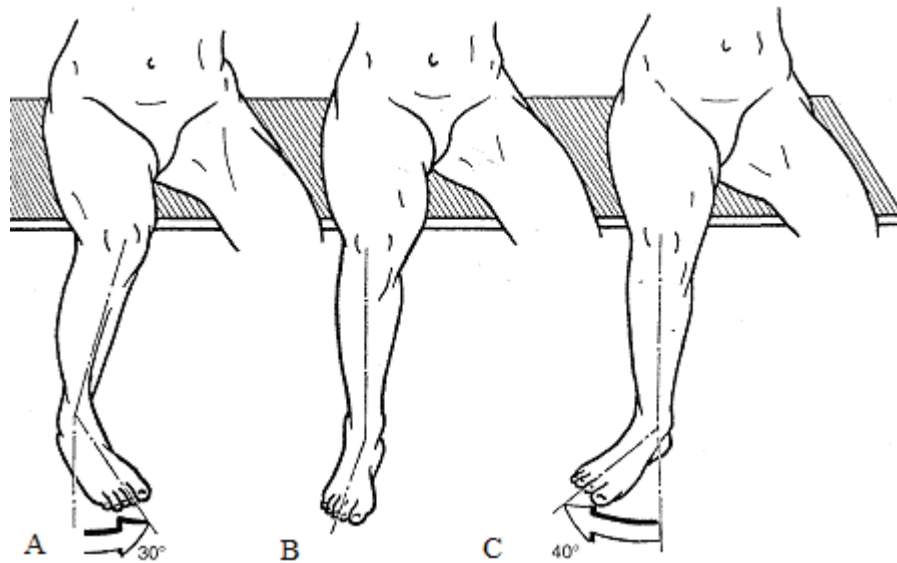


Figura 16 - A- Rotação medial ativa. B- Posição do joelho com ângulo reto. C- Rotação lateral ativa (KAPANDJ, 2000).

## 2.2 TIPOS DE CONTRAÇÃO MUSCULAR

As contrações musculares podem ser divididas em duas categorias distintas: a estática e a dinâmica. Uma contração muscular estática é tradicionalmente conhecida como isométrica e é aquela na qual a força é desenvolvida sem nenhum movimento articular, razão pelo qual nenhum trabalho mecânico é realizado (HALL e BRODY, 2007). O termo isométrico tem origem na palavra grega *isos*, que significa igual e no termo *metron*, que significa medida (LEHMKUHL, SMITH, 1997).

As contrações dinâmicas podem ser divididas em isotônicas, concêntrica e excêntrica, e em isocinéticas. Essas contrações acontecem quando um músculo é capaz de vencer uma resistência e com isso produzir movimento articular. A classificação das contrações isotônicas está relacionada ao alongamento ou encurtamento muscular. As contrações nas quais o resultado é o encurtamento muscular são denominadas concêntricas, e quando o resultado é um alongamento muscular são denominadas excêntricas (KONIN, 2006).

A contração isocinética representa iso + cinética (movimento igual) mas deve ser entendida como “mesma velocidade”, já que se refere aos movimentos com velocidade angular constante (PREIS, 2012).

### 2.3 AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO MUSCULAR

O desempenho muscular pode ser afetado por fatores fisiológicos, anatômicos, psicológicos, biomecânicos ou por patologias dos diversos sistemas corporais. A deficiência desse desempenho pode estar relacionada a três componentes básicos: a força máxima, a potência e a resistência (HALL, BRODY, 2007).

Força máxima é definida como o número máximo de unidades de força que um músculo consegue desenvolver durante uma única contração (Hall e Brody, 2007). Como força é basicamente uma entidade linear, a medida mais adequada para avaliações musculares é o torque ou momento, que são definidos como o efeito rotacional da força e pode ser gerado por um único músculo ou grupo muscular. O torque pode ser medido multiplicando-se o valor da força exercida pelo segmento distal do membro no dinamômetro pelo comprimento do braço de alavanca entre o centro de rotação da articulação e o ponto de fixação do sensor de força (DVIR, 2002). Braço de alavanca é a distância perpendicular entre a linha de ação da força até o eixo de rotação. Segundo o Sistema Internacional de Unidades (SI), a unidade métrica de torque é o newton-metro (N.m). Clinicamente, a palavra força máxima é usada como sinônimo de torque (HALL, BRODY, 2007).

Potência é a razão entre um determinado trabalho mecânico (força x distância – F.d) e o tempo no qual é efetuado ( $P=F.\Delta d/\Delta t$ ), e é expressa em Joule/segundo (J/s) ou Watts (W). Como velocidade é a distância percorrida em um determinado tempo ( $v = \Delta d/\Delta t$ ), pode-se formular que a Potência é igual ao produto da Força pela Velocidade ( $P=F.v$ ), ou seja, o produto da força que um segmento do corpo pode produzir numa determinada velocidade (CARVALHO, CARVALHO, 2006).

Resistência é a capacidade que os músculos têm de sustentar forças repetidamente ou de gerar forças num certo período de tempo. Pode ser avaliada por contrações isométricas, contrações dinâmicas repetidas ou contrações repetidas em um dinamômetro isocinético (HALL, BRODY, 2006).

Do ponto de vista da física, força seria a capacidade de corpo modificar seu estado de repouso ou movimento, criando uma aceleração ou deformação. Na área desportiva, força traduz a capacidade muscular de produção de tensão ou contração muscular (HERTOHG et al, 1994). Já do ponto de vista da fisiologia, a maior ou menor capacidade de produzir força relaciona-se diretamente com: o número de pontes cruzadas de actina e miosina, com a quantidade de sarcômeros e com o comprimento e tipo de fibras musculares (WEINECK, 1989).

O arranjo das fibras musculares vai determinar a quantidade de força produzida e o comprimento no qual eles podem se encurtar. Os músculos agem juntos para obterem uma força resultante com a magnitude e direção desejada. A distância na qual o músculo se insere em relação ao eixo articular determina o torque de força muscular e o ângulo de tração muscular controla os vetores rotacionais da força (Gould, 1993).

A diminuição do desempenho muscular pode ocorrer em virtude de inúmeras razões. É necessária uma avaliação completa para determinar a causa da queda de rendimento muscular e sua relação com as limitações funcionais e incapacidades. Uma vez avaliada essa relação, a intervenção deve ser adequada para recuperação da *performance* muscular (HALL, BRODY, 2007).

Várias formas de se avaliar o desempenho muscular são descritos na literatura e utilizados na prática clínica. Nesse trabalho são abordados os dois principais: a avaliação manual e a dinamometria (isométrica e isocinética).

### **2.3.1 Avaliação Manual**

A avaliação da força muscular é um método rápido, barato e sempre disponível e que apresenta dados relativamente confiáveis, principalmente quando realizado por um profissional experiente (SHINZATO, BATISTELLA, 1996).

Daniels e Worthingham (1986) descreveram a avaliação da força muscular com graduação numérica de 0 (zero), que corresponde a ausência de atividade ou paralisia total, a 5 (cinco) pontos, que como mostra a Tabela 1 corresponde a uma resposta muscular normal realizando movimentos contra uma grande resistência.

Tabela 1 - Graus de força muscular.

Graus de Força Muscular	Descrição
5 : Normal	Mobilidade completa contra resistência acentuada e contra a ação da gravidade.
4 : Boa	Mobilidade integral contra a ação da gravidade e de certo grau de resistência.
3 : Regular	Movimentos de amplitude normal contra a ação da gravidade.
2 : Fraca	Mobilidade em todos os sentidos normais, com eliminação da gravidade.
1 : Mínima	Sinais de discreta contratilidade, sem movimentos da articulação.
0 : Ausente	Não se observam sinais de contração muscular.

### 2.3.2 Dinamometria

A dinamometria vem sendo empregada para quantificar a performance muscular e envolve fatores mecânicos, fisiológicos e também psicológicos. Certamente motivação e cooperação são componentes essenciais nas avaliações musculares (DVIR, 2002).

Os parâmetros relacionados à *performance* muscular que têm impacto na incidência de lesões no esporte poder ser analisados com a dinamometria isocinética. No âmbito esportivo esse dispositivo tem sido muito utilizado para avaliação de atletas de alto rendimento, tanto na pesquisa quanto na prática clínica, por mensurar dados precisos a respeito do desempenho muscular dessa população (TEIXEIRA et al, 2007).

As principais alterações apontadas como fatores de risco para lesões no futebol são desequilíbrios nos parâmetros do desempenho muscular entre o membro dominante e não-dominante e alterações na relação de torque entre músculos antagonistas (EKSTRAND, GILLQUIST, 1983; KELLER et al, 1987; HEID et al, 2000; LADEIRA, 1999; ZAKAS et al, 1995).

Diversos estudos sugerem que jogadores de futebol que sofriam lesões indiretas no joelho tinham deficiências de torque dos músculos flexores e extensores no membro envolvido quando comparado ao contralateral. A presença desses

desequilíbrios indicaria um maior risco de lesão para esses atletas (EKSTRAND, GILLQUIST, 1983; TAYLOR et al, 1993; LADEIRA, 1999).

Dinamômetros isocinéticos fornecem avaliações precisas das forças dinâmicas e estáticas e são usualmente a opção preferida para os estudos clínicos. No entanto sua utilização é limitada devido ao alto custo e por não ser um aparelho portátil. Com isso a medição de força muscular é frequentemente omitida ou é limitada à utilização de um dispositivo portátil de mão (Figura 17), como os dinamômetros *hand held* ou os de preensão palmar (MARTIN et al, 2005).



Figura 17 - Dinamômetro Hand-held - MicroFET2 Wireless Fonte: <http://www.biometricsmotion.com>

Segundo Brent et al (2008), os dinamômetros *hand held* (HHD) são dispositivos portáteis utilizados para obter medidas objetivas de força durante os testes musculares manuais, e grande parte da literatura apoia a validade e confiabilidade do uso do HHD para medir a força nos casos em que os sujeitos são idosos, fracos, ou fisicamente prejudicados de alguma forma, e os examinadores nos estudos apresentados são fisicamente fortes, altamente qualificados e com experiência na aplicação de HHD. Faltam evidências para sustentar se as avaliações com HHD podem ser generalizadas para uma população jovem saudável e possivelmente para uso prático em um ambiente da medicina esportiva com examinadores com habilidades físicas variadas e pouca experiência na utilização do HHD. Os autores concluem que o HHD tem potencial



para ser uma ferramenta confiável para medidas de força em indivíduos saudáveis, fortes, no entanto, há limitações notáveis com movimentos em que os indivíduos podem vencer a resistência imposta pelos examinadores.

Os HHD estão sendo amplamente utilizados em ambientes clínicos e científicos para medição de força muscular isométrica máxima (GUILOFF, ECKLAND, 1987; BRINKMANN, 1994) e com fácil utilização demonstram aceitável confiabilidade intra e interexaminador. No entanto esses dispositivos manuais não podem ser adaptados para medir grupos musculares maiores. Muitos autores têm questionado a capacidade do HHD para medir com precisão a força em níveis elevados (STUBERG, METCALF, 1988; BRINKMANN, 1994). O avaliador pode encontrar dificuldade na tentativa de estabilizar tanto o dinamômetro como o paciente durante o teste.

Os testes musculares isométricos são baseados num experimento no qual o examinador ajusta uma amplitude de movimento desejada e uma contração muscular ativa ou passiva é realizada sem movimento articular. Os dados do teste são registrados por um dispositivo de medida de força analógico ou digital (DVIR, 2002).

Sandoval et al (2004), desenvolveram um dinamômetro isométrico analógico (Figura 18) para mensurar o torque muscular de flexores e extensores de joelho. A amostra continha 40 indivíduos, sendo 28 do sexo feminino e 12 do sexo masculino, com idade entre 18 e 30 anos.



Figura 18 - Dinamômetro isométrico analógico (SANDOVAL et al, 2013)



Foram realizadas três medidas para flexão e três para extensão em cada membro. Para verificar a correlação entre as 3 (três) medidas do dispositivo foi utilizado o coeficiente de Spearman; para analisar a fidedignidade do dinamômetro foi aplicado o coeficiente de Alpha de Cronbach. Os autores concluíram que o dinamômetro analógico adaptado mostrou ser um instrumento válido e fidedigno.

Vasconcelos et al (2009), analisaram a confiabilidade e validade de um dinamômetro isométrico modificado (DIM), com tecnologia analógica (Figura 19 - A e B), na avaliação do desempenho muscular em indivíduos com reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA). No estudo foram avaliados 60 voluntários divididos igualmente em 3 grupos: Grupo controle (GC), grupo com reconstrução do LCA com tendão patelar e grupo com reconstrução de LCA com tendões flexores. Os voluntários realizaram teste isométrico dos extensores e flexores no DIM; as deficiências musculares encontradas foram comparadas posteriormente com os testes realizados no dinamômetro Biodex System 3 (Figura 19 - C) operando no modo isométrico e isocinético a 60°/s e 180°/s. Foram realizados cálculos de correlação interclasse ICC para verificar a confiabilidade do DIM, cálculos da especificidade, sensibilidade e coeficiente de concordância Kappa, respectivamente para avaliar a validade do DIM em detectar deficiências musculares e comparações intragrupos e intergrupos nos quatro testes de força usando o método ANOVA. Os autores verificaram excelente confiabilidade teste-reteste e validade na avaliação do desempenho muscular dos flexores e extensores da articulação do joelho. Como conclusão consideraram o DIM uma alternativa viável para coletar mensurações referentes às deficiências dos extensores e flexores do joelho em sujeitos com reconstrução do LCA.

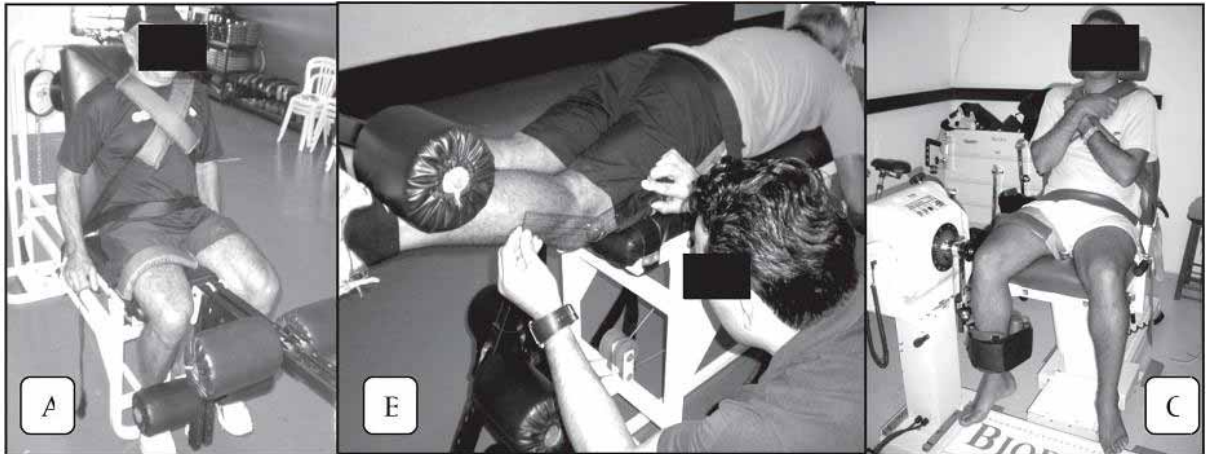


Figura 19 - (A) Posicionamento dos voluntários para coleta do torque extensor isométrico no dinamômetro isométrico modificado (DIM). (B) Posicionamento dos voluntários para coleta do torque flexor isométrico no DIM. (C) Posicionamento dos voluntários para coleta do torque extensor e flexor isométrico e isocinético do Biodex System 3 (VASCONCELOS et al, 2007).

Martin et al (2005), avaliaram a validade da utilização de um HHD, como mostra a Figura 20, para mensurar a força muscular de membros inferiores de idosos em comparação ao dinamômetro isocinético Biodex. A força do quadríceps na posição supina (Figura 21) foi mensurada em 20 homens e mulheres, com idades entre 61 e 81 anos, na sua perna não-dominante, por duas vezes, com cada um dos dinamômetros, o Biodex e o HHD. A concordância entre os picos de torque obtidos pelo Biodex e pelo HHD foram analisados. Eles concluíram que a utilização do HHD em posição supina é possível, além de possuir baixo custo e de ser portátil. O HHD subestimou a força absoluta do quadríceps quando comparado ao dinamômetro isocinético, particularmente em indivíduos mais fortes, porém é uma ferramenta útil para classificar a força muscular de pessoas idosas em estudos epidemiológicos; e podem também ser úteis para avaliações rápidas e objetivas da função física no cenário clínico.



Figura 20 - HHD utilizado no estudo de Martin et al (2005).

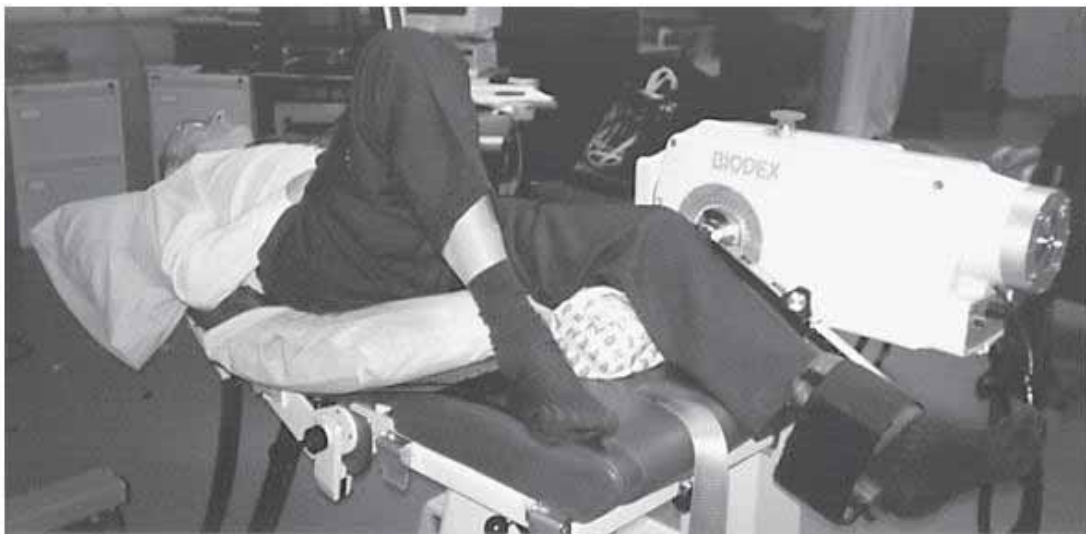


Figura 21 - Dinamômetro Biodex e o posicionamento dos participantes durante as medições com o Isocinético e com o HHD.

Os testes isométricos são os que possuem maior relação com o torque, aproximando-se da avaliação com dinamômetros isocinéticos (PEDRINELLI, 1999).

A utilização dos HHD para mensuração de força muscular de flexores e extensores de joelho é comum em estudos com idosos, crianças ou indivíduos com patologias no joelho ou doenças que causam debilidade física. Porém devido à

dificuldade de estabilizar o HHD contra resistência desses grupos musculares do joelho de indivíduos jovens e saudáveis foi feita a opção pelo desenvolvimento desse dispositivo, que possui célula de carga com capacidade de 500 kg e é adaptado a uma cadeira extensora destinada a trabalhos musculares com altas cargas, eliminando assim as deficiências dos HHD.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi desenvolvido no Departamento de Mecânica da FEG - Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – UNESP. Para atingir os objetivos foram realizadas as seguintes etapas: desenvolvimento e adaptação da cadeira flexo-extensora; calibração da célula de carga; coleta dos dados.

#### 3.1 DESENVOLVIMENTO DA CADEIRA FLEXO-EXTENSORA

O desenvolvimento do Dinamômetro Isométrico Digital foi iniciado através da adaptação de uma cadeira flexo-extensora (Figura 22) utilizada para trabalho de fortalecimento dos músculos da coxa em academia.



Figura 22 - Cadeira flexo-extensora utilizada em academia antes da adaptação

Uma barra cilíndrica vertical foi incorporada à base da cadeira, do lado esquerdo, através de duas mãos francesas que foram soldadas para estabilizar o conjunto. Na

parte posterior e superior do encosto foi anexada uma estrutura para fixação dos cintos de estabilização dos indivíduos durante o teste. A Figura 23 mostra em vermelho as adaptações desenvolvidas para fixação da célula de carga à cadeira (barra cilíndrica) e para fixação dos cintos de estabilização.



Figura 23 - Barra cilíndrica adaptada para fixar a célula de carga à cadeira

A barra cilíndrica para colocação das anilhas está fixada a uma haste móvel, a qual permanecerá durante as medições, perpendicular ao solo e paralela a barra cilíndrica adaptada sendo responsável pela deformação da célula de carga tanto em tração quanto em compressão, conforme a Figura 24.



Figura 24 - Barra cilíndrica fixada à haste móvel - onde será encaixada a célula de carga

A célula de carga foi fixada à cadeira através de dois olhais. Um foi encaixado à barra cilíndrica de colocação de anilhas de peso e o outro na barra cilíndrica adaptada à cadeira. A Figura 25 mostra como a célula de carga ficou acoplada à cadeira.

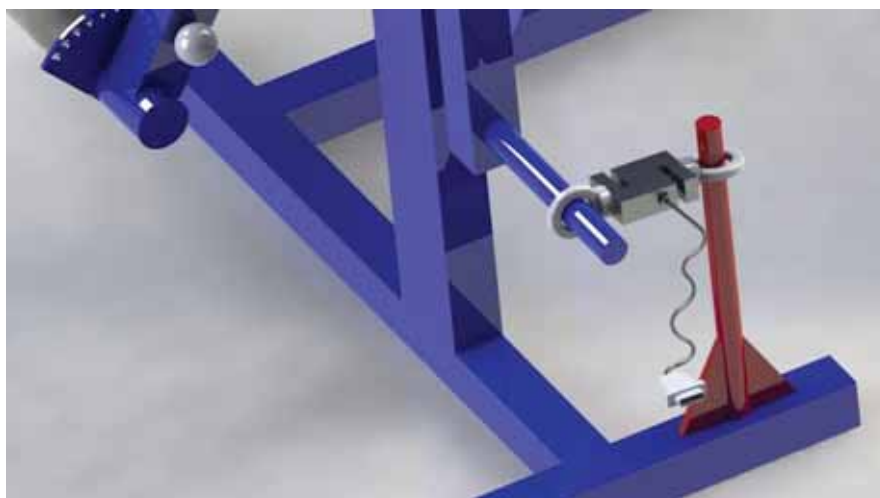


Figura 25 - Fixação da célula de carga à cadeira



A cadeira possui regulagem de retração do encosto (Figura 26) para permitir o posicionamento correto de indivíduos de diferentes comprimentos de coxa e para proporcionar o máximo de conforto do indivíduo durante a realização das avaliações. Os voluntários foram posicionados de forma padronizada, com 90° de flexão quadril.



Figura 26 - Regulagem de retração do encosto

Na realização dos testes de torque flexor os indivíduos tendem a anteriorizar o tronco como forma de compensação e, para evitar essa movimentação, foram adaptados dois cintos cruzados em “X” (Figura 28) para estabilização dos sujeitos durante as avaliações. Como mostra a Figura 27, dois tubos com manetes laterais ao assento também auxiliam na estabilização durante os testes.



Figura 27 - Tubos com manetes laterais





Figura 28 - Cintos para estabilização dos indivíduos durante a avaliação.

A haste para realização do movimento de flexão e extensão possui regulagem de angulação através de dispositivo *shift control* e permite a avaliação do torque isométrico em múltiplos ângulos. Para que não haja desconforto na perna dos sujeitos avaliados e possível interferência nos resultados, a barra de contato com a perna é revestida por espuma e courvim e também possui regulagem de altura para melhor adaptação às pessoas com diversos comprimentos de membros inferiores.

### 3.2 CÉLULA DE CARGA

Célula de carga é um aparato eletromecânico que mensura a deformação ou flexão de um corpo e a transforma em uma saída de tensão. O sinal em milivolts é alterado proporcionalmente à medida que uma carga é aplicada em sua estrutura física.

O uso de células de carga abrange uma variedade de aplicações: desde balanças comerciais até automatização e controle de processos industriais. A popularização de seu uso atingiu também a área de instrumentação biomecânica, devido à necessidade de quantificar as variáveis do movimento humano, a fim de possibilitar a documentação de vários parâmetros de avaliação e evolução clínica.

O princípio de funcionamento da célula de carga usada neste trabalho se baseia na variação da resistência ôhmica de um sensor chamado extensômetro ou *strain gauge* quando submetido a uma deformação (Figura 29).

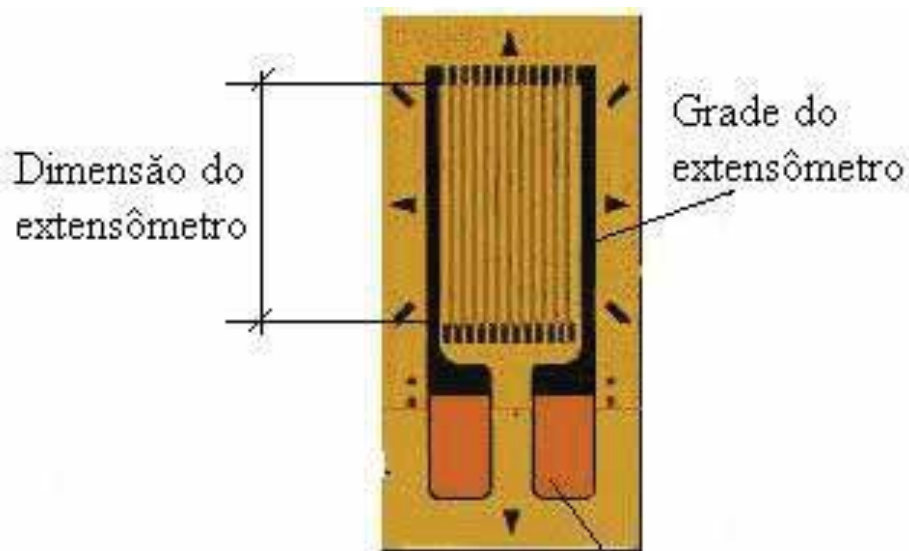


Figura 29 - Extensômetro

Na célula de carga usada neste trabalho são utilizados quatro extensômetros ligados entre si formando a ponte de Wheatstone e a sua deformação é proporcional à força que a provoca. As cargas aplicadas ao sensor causam sua deformação e conseqüentemente dos extensômetros também. E através da medição desse desequilíbrio na ponte de Wheatstone (Figura 30) que é obtido o valor da força aplicada.

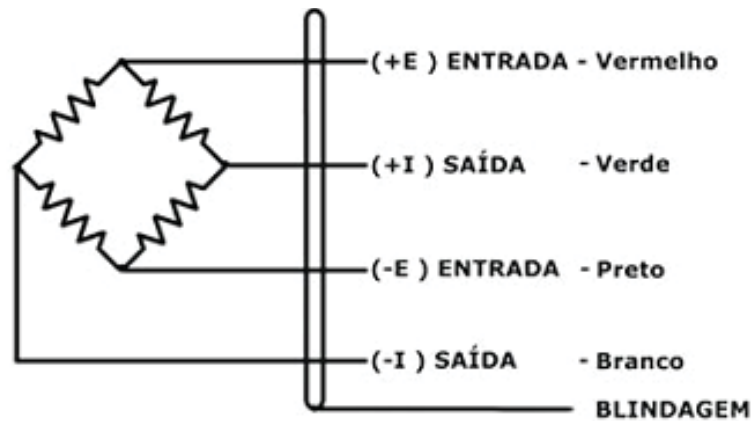


Figura 30 - Esquema da ponte de Wheatstone com 4 extensômetros

Os quatro extensômetros são colados ao corpo da célula de carga e respondem fielmente a sua deformação. A força então atua sobre o corpo da célula e sua deformação é transmitida aos extensômetros que medirão o desequilíbrio elétrico na saída da ponte. Através da calibração é encontrada uma função que transformará os dados de mV para kgf.

O dinamômetro desenvolvido utiliza uma célula de carga do tipo “S” universal da marca AEPH do Brasil (comercializada pela EMG System do Brasil e adaptada ao software EMG Lab), fabricada em aço liga 4340, com proteção níquel químico, insensível a esforços laterais e torções, com capacidade de mensurações de até 500 kg e sensibilidade 2,0 mV/V (Tabela 2). Essa célula de carga disponibiliza mensurações em tração e compressão, permitindo adquirir dados do torque em extensão (tração) e flexão (compressão) da articulação do joelho. A Figura 31 mostra o formato da célula de carga com suas medidas de largura, comprimento e espessura.

Tabela 2 - Especificações da célula de carga – Capacidade 500 kg. Fonte: [www.aephdobrasil.com.br](http://www.aephdobrasil.com.br)

<b>Capacidades</b>	<b>500 Kg</b>	<b>1000 Kg</b>	<b>2000 Kg</b>
<i>Material</i>	<i>Aço liga 4340 + Níquel Químico</i>		
<i>Sensibilidade</i>	<i>2,0000 mV/V +/- 10%</i>		
<i>Não Linearidade</i>	<i>&lt; 0,03% FSO</i>		
<i>Histerese</i>	<i>&lt; 0,03% FSO</i>		
<i>Creep pu Fluência</i>	<i>30 Min: &lt;0,03% FSO</i>		
	<i>8 H: &lt;0,05% FSO</i>		

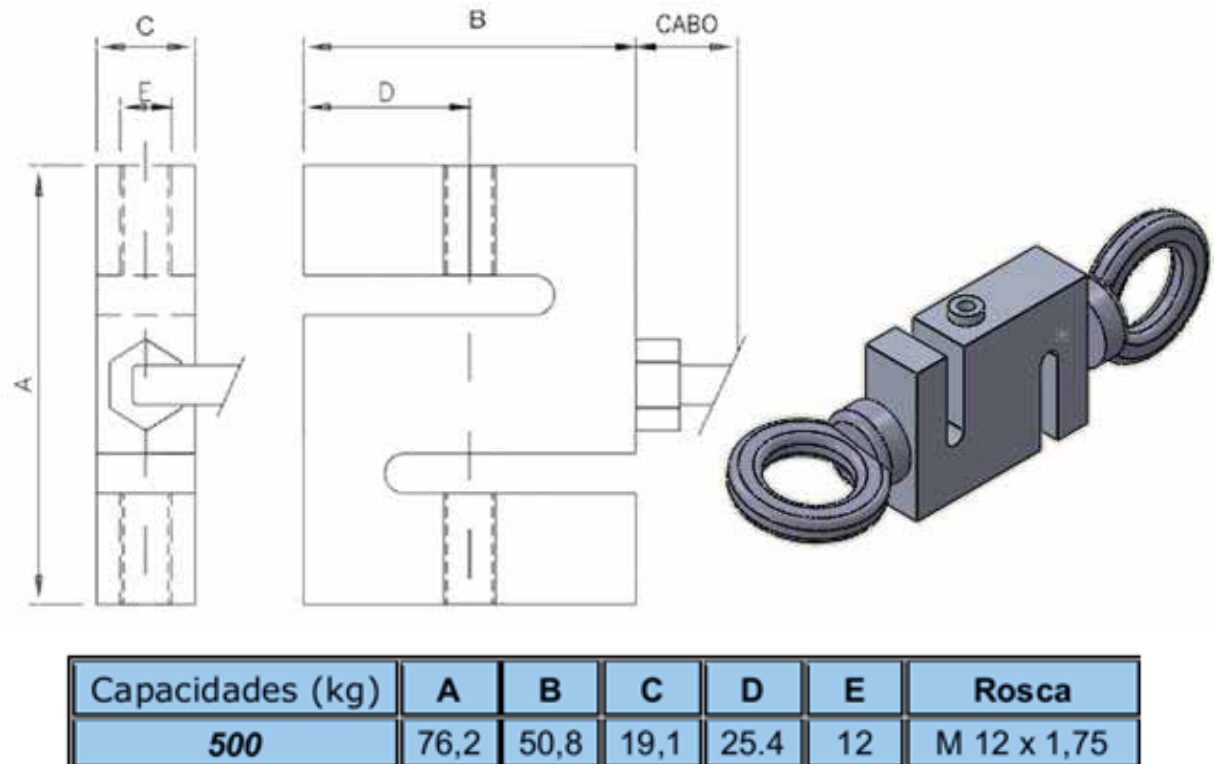


Figura 31 – Desenho da célula de carga com suas medidas (em mm) e o formato da célula de carga utilizada. Fonte: [www.aephdobrasil.com.br](http://www.aephdobrasil.com.br)

### 3.2.1 Calibração da Célula de Carga

No processo de calibração foram aplicadas cargas conhecidas sobre a célula e medidas as tensões de saída da ponte de Wheatstone, através do condicionador de sinais, modelo EMG 430C (Figura 32). Os sinais deste equipamento foram amplificados e enviados para o microcomputador e através de um software específico EMG Lab, foram coletados e armazenados. Embora o condicionador de sinais EMG 430C seja composto de 4 canais de medição, nesta pesquisa foi utilizado apenas 1 canal ativado (canal 2).



Figura 32 - Condicionador de sinais EMG 430C conectado ao microcomputador

Como mostra a Figura 33, o processo de calibração consistiu em aplicações de anilhas, na direção vertical, com as cargas previamente conhecidas em duas etapas, sendo uma ascendente e outra descendente.



Figura 33 - Imagem da calibração com carga aplicada na vertical

Os valores de tensões correspondentes com a carga aplicada na célula foram adquiridos após estabilização dos sinais. Conforme a colocação das cargas foram detectadas tensões elétricas de saída (mV) produzidas pela deformação mecânica na célula de carga.

A tração, segundo o sistema internacional (SI), possui valores positivos e a compressão possui valores negativos. As resistências dos extensômetros variam segundo a 2<sup>o</sup> Lei de Ohm, de acordo com a equação (1).

$$\mathbf{R = \rho \cdot (L/A)} \quad (1)$$

Nesta equação  $\rho$  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, o extensômetro em tração tem seu comprimento ( $L$ ) aumentado e sua área de secção transversal ( $A$ ) diminuída e o extensômetro em compressão tem seu comprimento ( $L$ ) diminuído e sua área de secção transversal ( $A$ ) aumentada, alterando por esse motivo sua resistência.

Os resultados da calibração com carga ascendente são apresentados na Tabela 3. Nas duas primeiras colunas estão representados os valores da tensão de saída elétrica (mV) captada pela célula de carga e a força peso (kgf) das 15 anilhas de peso conhecido que foram colocadas gradualmente. Através do programa Excel foi obtida a função  $y = 81,664x + 0,5217$  que foi configurada no canal 2 do software EMGLab possibilitando uma aproximação linear dos valores experimentais. Os resultados da calibração da célula de carga apresentaram linearidade aceitável com coeficiente de confiança  $R^2=0,9999$ .

Na 3ª coluna estão os dados da força peso mensurados após a calibração e configuração com a função obtida, as mesmas anilhas foram colocadas na mesma ordem para aquisição da relação Força Peso Real (kgf) e Força Peso Medida (kgf). A relação entre a 2ª e 3ª colunas foi citado na Tabela 3 como aferição. Na 4ª coluna consta a diferença em kgf da Força Real para Força Medida, a maior diferença entre os dados foi de 0,475 kgf onde o Força Peso Real era de 96, 613 kgf e a Força Peso Medida foi de 97,088 kgf. A 5ª e última coluna mostra a porcentagem de erro entre os 2 dados, o maior erro percentual aconteceu com Força Peso Real de 9,603 kgf e Força Peso Medida de 9,487 kgf com 1,21% de diferença.

Tabela 3 - Dados da calibração e aferição da célula de carga.

Tensão (mV)	ForçaReal (kgf)	Força Medida (kgf)	Diferença (kgf)	% Erro
0,00779	0	1,158		
0,01757	1,943	1,957	0,014	0,70
0,10978	9,603	9,487	-0,116	-1,21
0,20239	17,223	17,050	-0,173	-1,01
0,29644	24,843	24,730	-0,113	-0,45
0,39299	32,463	32,615	0,152	0,47
0,48221	40,083	39,901	-0,182	-0,45
0,66954	55,363	55,199	-0,164	-0,30
0,76482	63,003	62,980	-0,023	-0,04
0,86187	70,643	70,905	0,262	0,37
0,95005	78,283	78,107	-0,176	-0,23
1,0476	85,923	86,073	0,150	0,17
1,14182	93,563	93,767	0,204	0,22
1,18249	96,613	97,089	0,476	0,49
1,27234	104,613	104,426	-0,187	-0,18

Calibração

Aferição

Os resultados da calibração são apresentados pela Figura 34, na forma gráfica, Força (kgf) x tensões de saída elétrica (mV), utilizando a planilha de Excel.

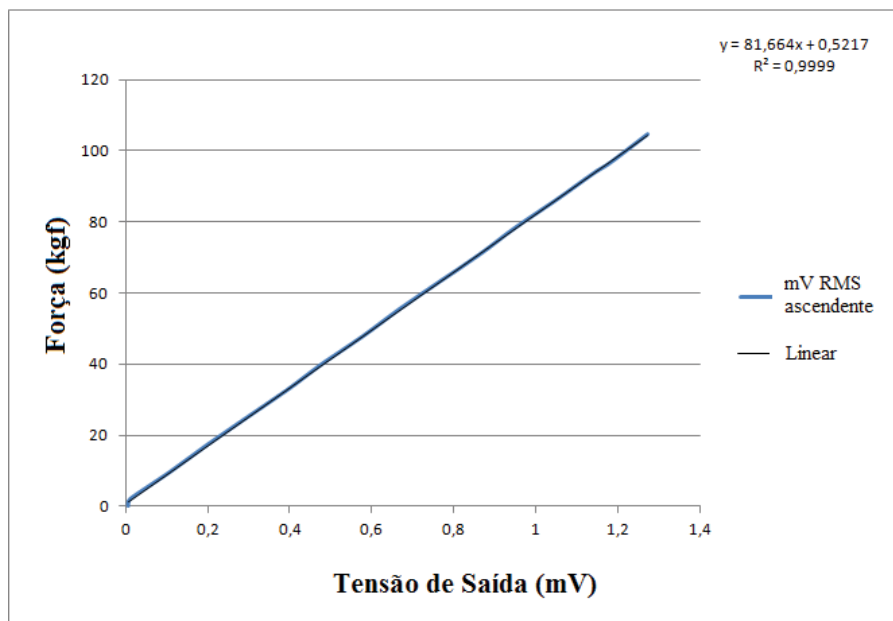


Figura 34- Gráfico de correlação da Força Peso Real e tensão elétrica de saída



Após a configuração do software EMGLab com a função apresentada na Figura 34 foi feita a aferição com anilhas com massas conhecidos. A Figura 35 mostra a correlação entre a Força Peso Real (anilhas) e Força Peso Medida.

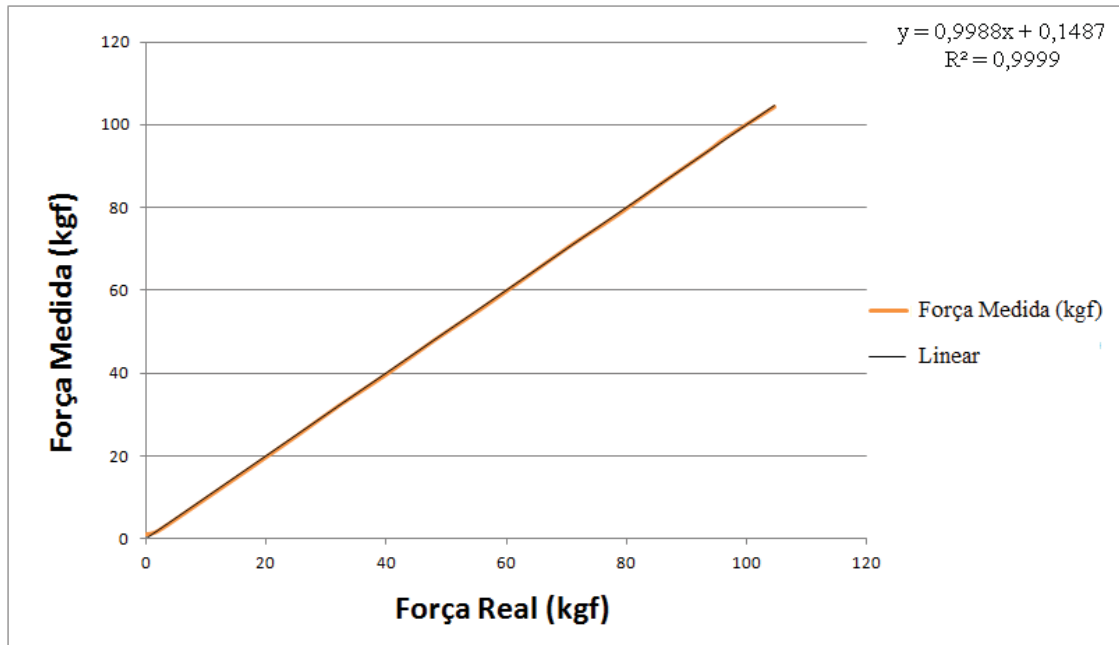


Figura 35 - Gráfico de correlação da Força Peso Real e Força Peso Medida

### 3.2.2 Ajuste de Tensão de *Offset*

O conector da célula de carga dispõe de um pequeno potenciômetro para ajuste de tensão de *offset*, possibilitando a eliminação das forças geradas pela haste móvel da cadeira flexo-extensora, como mostra a Figura 36. Com isso, é possível, em qualquer angulação eliminar o efeito da aceleração da gravidade sobre os resultados das mensurações. Independente da angulação que se encontra a haste e da tensão gerada nos extensômetros da célula de carga antes da avaliação, a mensuração inicial do dispositivo será sempre zero.



Figura 36- Angulação da haste gera torque pela presença da força peso

A Figura 37 mostra o terminal no conector da célula de carga, que permite zerar completamente o *offset*.



Figura 37 - Terminal para ajuste da tensão de *offset*

### 3.3 AMOSTRA EXPERIMENTAL

Com o intuito de avaliar a força e o torque de músculos flexores e extensores do joelho foram selecionados 20 indivíduos, do sexo masculino, com idade entre 18 e 19 anos, com massa entre 55,8 e 90,2 kg ( $70,8 \pm 10,7$  kg), com estatura entre 1,69 e 1,85 m ( $1,75 \pm 0,05$  m) e IMC médio de 23 ( $\pm 2,81$ ) sem histórico de lesões prévias em MMII. Todos os sujeitos eram soldados do Batalhão de Infantaria (BINFA) da Escola de Especialistas de Aeronáutica (EEAR) de Guaratinguetá-SP. A Tabela 4 mostra os dados antropométricos dos voluntários.

Tabela 4 - Dados antropométricos dos voluntários

Indivíduo	IDADE	MASSA (kg)	ALTURA (m)	IMC
1	18	85,2	1,84	25,17
2	18	64,4	1,75	21,03
3	18	74,3	1,74	24,54
4	19	84,1	1,77	26,84
5	19	67,8	1,83	20,25
6	18	63,6	1,75	20,77
7	19	55,8	1,7	19,31
8	18	68,3	1,71	23,36
9	18	68,2	1,7	23,60
10	18	55,9	1,74	18,46
11	18	90,1	1,75	29,42
12	19	64,2	1,7	22,21
13	19	65,6	1,69	22,97
14	18	64,8	1,75	21,16
15	18	70,3	1,75	22,96
16	18	90,2	1,85	26,36
17	18	84,5	1,83	25,23
18	19	60,6	1,73	20,25
19	19	75,8	1,74	25,04
20	18	63,2	1,73	21,12
<b>MÉDIA</b>	<b>18,35</b>	<b>70,85</b>	<b>1,75</b>	<b>23,00</b>
<b>DP</b>	<b>0,49</b>	<b>10,73</b>	<b>0,05</b>	<b>2,81</b>

Todos os participantes receberam as informações pertinentes sobre as etapas do trabalho e, como voluntários, tinham a livre decisão de interromper a participação a qualquer momento se assim julgassem conveniente.

Um termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) foi preenchido e assinado por todos os participantes do experimento (APÊNDICE A). Todos os voluntários foram questionados quanto à presença de lesões músculo-esqueléticas em MMII, o que era considerado um fator de exclusão para a participação.

- Critérios de inclusão: indivíduos jovens, fisicamente ativos, com idade entre 18 e 19 anos e sem história prévia de lesão em MMII.
- Critérios de exclusão: indivíduos com algum problema de origem cardiovascular, incapacitados de realizarem atividades físicas ou que possuam lesões prévias em MMII.

### 3.4 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Após o término da adaptação da cadeira flexo-extensora, da realização de ensaios experimentais e de selecionar os voluntários foi desenvolvido um estudo com o objetivo de comparar o torque dos músculos flexores e extensores do joelho bilateralmente, através de contrações isométricas voluntárias máximas com o joelho fletido a 90°, possibilitando avaliar o equilíbrio muscular entre os músculos extensores e flexores de joelho bilateralmente. A escolha da angulação para realização das avaliações baseou-se no trabalho de Steinkamp et al (1993), que sugeriram que o ângulo de 90° é uma posição que gera baixo estresse na articulação patelofemoral.

Antes do início das avaliações musculares os voluntários fizeram um aquecimento dos músculos envolvidos nos testes através de alongamentos dinâmicos com orientação de outro fisioterapeuta. O aquecimento prévio foi realizado individualmente momentos antes de fazer as avaliações.

O protocolo de avaliação muscular isométrica constituiu-se em 3 contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM), com no mínimo 60s de intervalo entre cada contração. O tempo de cada coleta foi de 10s, nos 2 primeiros segundos foi solicitada

uma contração lenta e progressiva, nos 6 segundos intermediários foi dado comando verbal para contração voluntária máxima e nos 2 últimos segundos os indivíduos foram orientados a diminuir progressivamente a força até finalizar a coleta. A primeira contração de cada voluntário foi considerada de familiarização e teve seu resultado descartado, as 2 últimas contrações tiveram seus dados analisados e foi considerado o maior pico de força (em kgf) de cada coleta para análise dos dados. Todos os voluntários realizaram as avaliações seguindo a mesma sequência:

- 1- Músculos extensores de joelho E
- 2- Músculos extensores de joelho D
- 3- Músculos extensores de joelho E
- 4- Músculos extensores de joelho D
- 5- Músculos extensores de joelho E
- 6- Músculos extensores de joelho D
- 7- Músculos flexores de joelho E
- 8- Músculos flexores de joelho D
- 9- Músculos flexores de joelho E
- 10- Músculos flexores de joelho D
- 11- Músculos flexores de joelho E
- 12- Músculos flexores de joelho D

Os indivíduos foram posicionados na cadeira flexo-extensora e o encosto foi ajustado para cada voluntário de forma que a articulação do quadril ficasse com flexão de 90° (Figura 38) e de modo que as CIVMs de extensão (Figura 39) e flexão (Figura 40) de joelhos fossem realizadas com ângulo de 90° de flexão de joelho.

Um goniômetro em acrílico (Marca CARCI) foi utilizado para o posicionamento do joelho no ângulo desejado para os testes de avaliação de torque isométrico. A fixação dos sujeitos ao equipamento foi realizada com a fixação de 2 cintos cruzados posicionados na altura do tórax e os braços foram mantidos lateralmente ao tronco, com as mãos seguras nos manetes específicos de empunhadura da cadeira.



Figura 38 - Goniometria para posicionar os voluntários com 90° de flexão de quadril



Figura 39 - Goniometria para testes de flexão de joelho com angulação de 90°



Figura 40 - Goniometria para testes de extensão de joelho com angulação de 90°



## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

O desequilíbrio muscular entre os mesmos grupos musculares bilateralmente é apontado como um dos principais fatores de risco para lesão no futebol (EKSTRAND, GILLQUIST, 1983; KELLER et al, 1987; TAYLOR et al, 1993; HEIDT et al, 2000; LADEIRA, 1999; ZAKAS, 1995). A identificação precoce desses fatores de risco possibilita um trabalho de prevenção específico para atletas do futebol, buscando o reequilíbrio muscular (TEIXEIRA et al, 2007).

Desequilíbrios ou assimetrias na produção de torque máximo entre as pernas acima de 10% (EKSTRAND, GILLQUIST, 1983; TAYLOR et al, 1993; PERRIN et al, 1987) ou 15% (CROISIER et al, 2008) têm sido relacionadas a lesões musculares. Diversos estudos demonstram que atletas de futebol que sofriam lesões não traumáticas no joelho apresentavam deficiência de torque da musculatura flexo-extensora no membro acometido pela lesão. A presença dessas assimetrias indicaria um maior risco de lesão para esses atletas (EKSTRAND, GILLQUIST, 1983; TAYLOR et al, 1993; LADEIRA, 1999).

A avaliação da *performance* muscular tem sido alvo de diversas pesquisas, com intuito de desenvolver tratamentos eficazes para as lesões musculoesqueléticas e para identificar deficiências no desempenho muscular. A função muscular entre os membros dominante e não dominante de atletas tanto do futebol como de outros esportes tem sido alvo de várias pesquisas (KALAPOTHARAKOS et al, 2006; ZAKAS, 2006).

A necessidade de quantificar a força ou torque muscular tem importância fundamental no âmbito da reabilitação devido à necessidade de identificar os desequilíbrios musculares para obtenção de parâmetros confiáveis em relação à evolução clínica. O dinamômetro desenvolvido permite mensurar em vários ângulos o torque de flexão e extensão do joelho. Para esse estudo a angulação escolhida foi de 90° de flexão de joelho tanto as para avaliações de extensores como de flexores de joelho. Como os dados são obtidos pelo software em kgf foi feita a medida do braço de



alavanca, como mostra a figura 41, entre o ponto de fixação da célula de carga e o eixo de rotação da haste fixa da cadeira flexo-extensora para obtenção do torque.



Figura 41 – Medida do braço de alavanca entre o ponto de fixação da célula de carga e o eixo de rotação da haste fixa.

Para cálculo do torque, multiplica-se o resultado do teste em kgf pelo comprimento do braço de alavanca em metros, que no caso seria de 0,375 m (37,5 cm).

Os dados estão expostos em três tabelas diferentes. Inicialmente são mostrados em kgf, maneira pela qual foi calibrada a célula de carga. Na coluna da direita são apresentados, em porcentagem, os dados do *déficit* muscular dos vinte sujeitos participantes. Os valores negativos para a coluna da direita significam que a deficiência é na musculatura do membro inferior direito (MID) e os valores positivos evidenciam deficiência muscular no membro inferior esquerdo (MIE).

#### 4.1 TESTES DO GRUPO MUSCULAR EXTENSOR COM JOELHO A 90°

A Tabela 5 mostra, em kgf, a força bilateral dos músculos extensores de joelho. Na coluna da direita é apresentada a porcentagem de deficiência entre os grupos musculares.

Tabela 5 – Valores da força muscular (kgf) da musculatura extensora bilateralmente.

Indivíduo	Extensores E	Extensores D	Déficit E/D
	FIVM kgf	FIVM kgf	
1	59,55	58,76	-1,33%
2	37,29	34,14	-8,43%
3	47,64	48,43	1,67%
4	54,79	59,55	8,69%
5	57,96	53,99	-6,85%
6	38,91	42,15	8,32%
7	41,97	39,00	-7,09%
8	42,08	46,85	11,32%
9	50,02	56,37	12,70%
10	32,56	33,35	2,44%
11	50,82	50,25	-1,12%
12	34,14	36,53	6,98%
13	46,85	43,67	-6,78%
14	35,73	38,91	8,89%
15	50,13	51,61	2,95%
16	59,55	56,37	-5,33%
17	49,23	48,43	-1,61%
18	39,70	41,29	4,00%
19	57,17	72,25	26,39%
20	35,73	38,11	6,67%
<b>MÉDIA</b>	<b>46,09</b>	<b>47,50</b>	<b>6,98%</b>
<b>DP</b>	<b>8,92</b>	<b>10,07</b>	

Dos 20 indivíduos testados apenas três apresentaram uma deficiência maior que 10% em relação ao lado contralateral. O que chama a atenção é o *deficit* muscular do quadríceps esquerdo do indivíduo 19, que apresentou deficiência de 26% em relação ao músculo contralateral.

A média de desequilíbrio entre os grupos extensores foi de 6,98%, considerado dentro dos padrões normais. A média de força em quadríceps esquerdo foi de 46,09 (8,92) kgf e de quadríceps direito 47,5 (10,07) kgf.

Bohannon (1997) fez uso de HHD para sugerir valores de referência para força isométrica de vários grupos musculares de MMII em indivíduos com idade entre 20 e 79 anos. Os valores de extensão de joelho foram adquiridos com quadril e joelho a 90° de flexão e o dispositivo foi colocado proximal ao maléolo do tornozelo. Para homens com idade entre 20 e 29 anos a força de referência foi de 578,6 (94,7) N ou 58,98 (9,65) kgf no membro não dominante e 575,2 (92,3) N ou 58,63 (9,41) kgf no membro dominante.

#### 4.2 TESTES DO GRUPO MUSCULAR FLEXOR COM JOELHO A 90°

A Tabela 6 mostra, em kgf, a força bilateral dos músculos flexores de joelho. Na quarta coluna é apresentada a porcentagem de deficiência entre os grupos musculares.

Tabela 6 – Valores da força muscular (kgf) da musculatura flexora bilateralmente.

Indivíduo	Flexores E	Flexores D	Déficit E/D
	FIVM kgf	FIVM kgf	
1	25,40	26,19	3,13%
2	23,02	20,64	-10,35%
3	27,78	23,22	-16,43%
4	22,03	22,92	4,04%
5	22,63	26,99	19,27%
6	23,81	26,99	13,34%
7	18,58	20,64	11,08%
8	26,99	25,49	-5,57%
9	19,05	19,84	4,17%
10	11,11	11,90	7,15%
11	26,69	26,19	-1,84%
12	18,25	18,05	-1,10%
13	15,08	12,70	-15,80%
14	19,03	18,16	-4,57%
15	19,84	22,22	12,00%
16	27,78	26,99	-2,86%
17	23,81	24,61	3,33%
18	24,61	21,43	-12,91%
19	29,17	30,96	6,14%
20	21,43	16,08	-24,97%
<b>MÉDIA</b>	<b>22,30</b>	<b>22,11</b>	<b>9,00%</b>
<b>DP</b>	<b>4,61</b>	<b>4,99</b>	

Dos 20 indivíduos testados, 9 apresentaram uma deficiência maior que 10% em relação ao lado contralateral, evidenciando uma possível tendência em haver maiores desequilíbrios entre os membros na musculatura flexora.

Considerando-se uma deficiência aceitável de até 15% apenas 3 voluntários seriam considerados desequilibrados na relação entre os grupos flexores. O que chama a atenção é o déficit muscular dos isquiotibiais à direita do indivíduo 20, que apresentou deficiência de 24,97% em relação aos músculos posteriores contralaterais.

A média de desequilíbrio entre os grupos flexores foi de 9%, considerado dentro dos padrões normais. A média de força nos isquiotibiais à esquerdo foi de 22,3 (4,61) kgf e à direita de 22,11 (4,99) kgf.

#### 4.3 VALORES DO TORQUE ISOMÉTRICO DE EXTENSORES E FLEXORES COM JOELHO A 90°

A Tabela 7 mostra o torque máximo bilateral dos músculos extensores e flexores de joelho.

Tabela 7 – Valores dos torques (N.m) das musculaturas extensoras e flexoras bilateralmente.

	Extensores E	Extensores D	Flexores E	Flexores D
Indivíduo	Máximo N.m	Máximo N.m	Máximo N.m	Máximo N.m
1	219,07	216,15	93,44	96,36
2	137,18	125,61	84,68	75,92
3	175,26	178,18	102,20	85,41
4	201,54	219,07	81,03	84,30
5	213,23	198,62	83,24	99,28
6	143,13	155,04	87,60	99,28
7	154,41	143,45	68,35	75,92
8	154,81	172,34	99,28	93,75
9	184,02	207,38	70,07	72,99
10	119,77	122,69	40,87	43,79
11	186,94	184,84	98,17	96,36
12	125,61	134,37	67,15	66,41
13	172,34	160,65	55,47	46,71
14	131,45	143,13	70,00	66,79
15	184,41	189,86	72,99	81,76
16	219,07	207,38	102,20	99,28
17	181,10	178,18	87,60	90,52
18	146,05	151,89	90,52	78,84
19	210,31	265,80	107,29	113,88
20	131,45	140,21	78,84	59,15
<b>MÉDIA</b>	<b>169,56</b>	<b>174,74</b>	<b>82,05</b>	<b>81,33</b>
<b>DP</b>	<b>32,82</b>	<b>37,04</b>	<b>16,97</b>	<b>18,37</b>

Os valores dos torques musculares apresentados na Tabela 7 são representativos pelo fato de considerarem a braço de alavanca no cálculo. Os valores apresentados nas Tabelas 5 e 6, em kgf, não consideram os braços de alavanca da haste móvel que recebe a carga do membro inferior do sujeito em teste, que possui um braço de alavanca de 41 cm (0,41 m) e da haste fixa, que fica conectada à célula de carga e possui um braço de alavanca de 37,5 cm (0,375 m). Isso significa que os valores em kgf não podem ser comparáveis, mas podem ser utilizados para a avaliação do equilíbrio muscular em relação ao membro contralateral. Já os valores do torque, em N.m, são representativos pois como não há movimento o torque produzido pela força na célula de carga será o mesmo do membro inferior que está sendo testado. Os desequilíbrios musculares também são os mesmos que os mencionados nas Tabelas 5 e 6, já que são proporcionais.

Freedson et al (1993), publicaram dados normativos do pico de torque extensor e flexor em 3 velocidades angulares (60, 180 e 300 °/s) no dinamômetro isocinético. Os autores testaram 4.541 sujeitos de 20 companhias que realizavam trabalho físico de médio a moderado. Em indivíduos do sexo masculino, com idade entre 18 e 21 anos e velocidade angular de 60°/s, o pico de torque extensor de referência foi de 255,2 N.m e o pico de torque flexor foi de 163,7 N.m. Como a pico de torque da musculatura extensora é próximo de 65° e o flexor próximo de 25° esses valores não devem servir de referência para os dados desse estudo que foram coletados a 90°.

#### 4.4 VALORES DO TORQUE ISOMÉTRICO DE EXTENSORES E FLEXORES NORMALIZADO PELA MASSA CORPORAL COM JOELHO A 90°

O desempenho muscular tem variações de pessoa para pessoa devido: ao potencial individual para o desenvolvimento de força, à estrutura física, a composição corporal e o tipo de atividade desenvolvida (LEIGHTON, 1987). Uma vez que em indivíduos normais a massa muscular aumenta de acordo com o peso do corpo, sujeitos mais pesados normalmente produzem torques musculares maiores. Essa constitui a razão principal para a normalização do torque com relação à massa

corporal, usando a unidade N.m/kg. Diversos pesquisadores como Sasaki et al (1999) e Highgenboten et al (1988) divulgam seus dados normalizados pela massa corporal.

Com isso as variações no desempenho muscular dos indivíduos avaliados podem ser explicadas pela variação da composição corporal de cada um. Foi feita a relação dos torques musculares normalizados pela massa corporal e como mostra a Tabela 8 proporciona um equilíbrio maior entre os resultados e tende a diminuir a relação do desvio padrão.

Tabela 8 – Valores dos torques musculares (N.m/kg) da musculatura extensora e flexora bilateralmente.

Indivíduo	NORMALIZADO PELA MASSA CORPORAL N.m/kg			
	Extensão E	Extensão D	Flexão E	Flexão D
1	2,57	2,54	1,10	1,13
2	2,13	1,95	1,31	1,18
3	2,36	2,40	1,38	1,15
4	2,40	2,60	0,96	1,00
5	3,14	2,93	1,23	1,46
6	2,25	2,44	1,38	1,56
7	2,77	2,57	1,22	1,36
8	2,27	2,52	1,45	1,37
9	2,70	3,04	1,03	1,07
10	2,14	2,19	0,73	0,78
11	2,07	2,05	1,09	1,07
12	1,96	2,09	1,05	1,03
13	2,63	2,45	0,85	0,71
14	2,03	2,21	1,08	1,03
15	2,62	2,70	1,04	1,16
16	2,43	2,30	1,13	1,10
17	2,14	2,11	1,04	1,07
18	2,41	2,51	1,49	1,30
19	2,77	3,51	1,42	1,50
20	2,08	2,22	1,25	0,94
<b>MÉDIA</b>	<b>2,39</b>	<b>2,47</b>	<b>1,16</b>	<b>1,15</b>
<b>DP</b>	<b>0,31</b>	<b>0,37</b>	<b>0,20</b>	<b>0,22</b>

A média de torque normalizado dos extensores de joelho esquerdo foi de 2,39 (0,31) N.m/kg e do direito 2,47 (0,37) N.m/kg. Em relação à musculatura flexora, a esquerda apresentou uma média de 1,16 (0,2) N.m/kg e a direita 1,15 (0,22) N.m/kg.

## 5 CONCLUSÃO

Pode-se afirmar que o dinamômetro isométrico digital desenvolvido atende às necessidades iniciais propostas nesse trabalho, já que possibilitou a avaliação dos torques isométricos dos músculos flexores e extensores do joelho de indivíduos jovens, saudáveis e fisicamente ativos, que é exatamente o público em que os dinamômetros *hand-held* não apresentam confiabilidade.

Os dados podem ser utilizados para comparações entre os próprios indivíduos, para análise de desequilíbrio muscular, e para fornecer dados normativos para determinados grupos de pessoas.

As grandes variações anatômicas entre os indivíduos também não limitaram as avaliações devido à presença de dispositivos de regulação de retração do encosto e da altura do apoio na haste móvel da cadeira flexo-extensora, permitindo assim a utilização com indivíduos de diferentes estaturas e pesos.

Outro fator positivo foi que nenhum voluntário referiu desconforto durante a avaliação, fator importante pelo efeito negativo que a dor pode ter nos resultados.

Possibilidades para trabalhos futuros:

- correlação do torque muscular com atividade elétrica do músculo;
- treinamento muscular com *biofeedback*, o *software* EMG Lab permite captar a CIVM de um membro sem lesão e normalizar seu torque máximo como 100%, e com *feedback* visual gráfico do computador o sujeito consegue verificar percentualmente quanto ele está atingindo de torque com o membro lesionado em relação ao saudável.
- análise quantitativa dos parâmetros de evolução clínica.
- Influência do tempo de contração na ocorrência de fadiga muscular.

## REFERÊNCIAS

- ALENCAR, J. F. et al. Correlação entre o percentual de força isométrica e o teste manual de capacidade de contração muscular do quadríceps femural. **Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica** – Laboratório de Patocinesiologia e Análise do Movimento Humano do Depto. de Fisioterapia da UFPB; Recife; 375- 9, 2000.
- BARROSO, G. C.; THIELE, E. S. Lesão muscular nos atletas, **Rev Bras Ortop**, 46 (4): 354- 58. 2011.
- BEER, F. P.; JOHNSTON, R. JR. Resistênciados materiais. 3ª ed. São Paulo: **Makron Books**, 2005.
- BOHANNON, R. W. Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. **Arch Phys Med Rehabil**. 78: 26- 32, 1997.
- BORIN, S. H.; BORIN, J. P. Princípio do desempenho (*performancance*) muscular: força e resistência. **PROFISIO – Esportiva e Traumato-ortopédica**. 1 (3): 9-52, 2012.
- BRINKMANN, J. R. Comparison of a hand-held and fixed dynamometer in measuring strength of patients with neuromuscular disease. **J Orthop Sports Phys Ther**, 19 (2): 100- 4, 1994.
- CABRI, J. M.; CLARYS, J. P. Isokinetic exercise in rehabilitation. **Appl Ergon**, 22 (5): 295-9, Oct, 1991.
- CARVALHO, C.; CARVALHO, A. Não se deve identificar força explosiva com potência muscular, ainda que existam algumas relações entre ambas. **Rev Port Cien Dep**, 6 (2): 241- 248, 2006.
- COHEN, M.; ABDALLA, R. J. Lesões no Esporte: diagnóstico, prevenção e tratamento. Rio de Janeiro: **Ed Revinter**, 2003.



CROISIER, J. et al. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. **Am J Sports Med**, 36 (8): 1.469- 75, 2008.

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

EKSTRAND, J.; GILLQUIST, J. The avoidability of soccer injuries. **Int J Sports Med**, 4: 124- 8, 1983.

ELLENBECKER, T. S. Reabilitação dos ligamentos do joelho. São Paulo: **Ed Manole**, 2002.

ELLISON, A. E.; BERG, E. E. Embriology, anatomy and function of the anterior cruciate ligament. **Orto Clin North Amer**, 16 (1): 3- 14. 1985.

FLECK, S. J.; KRAEMER W. L. **Designing resistance training programs**. Champaign: Human Kinetics. 2 ed, 1997.

FONSECA, S. T. et al. Caracterização da *performance* muscular em atletas profissionais de futebol. **Rev Bras Med Esporte**. 13 (3). Mai/ Jun, 2007.

FREEDSON, P. S. et al. Industrial torque levels by age group and gender. **Isokinetics and Exercise Science**. 3: 34- 42, 1993.

GILL, D. M.; CORBACIO, E. J.; LAUNCHLE, L. E. Anatomy of the knee. In Engle R. P.: knee ligament rehabilitation. New York: **Churchill Livingstone**, 1991.

GIRGIS, F. G.; MARSCHALL, J. L.; MONAJEM, A. R. S. The cruciate ligament of the knee joint. **Clin Orthop**, 106- 206. 1975.

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

GUILOFF, R. J.; ECKLAND, D. J. Observations on the patients with motor neuron disease. **Neurol Clin**. 5: 171- 192, 1987.

HALL, C. M.; BRODY, L. T. Exercício terapêutico: na busca da função. Rio de Janeiro: **Guanabara Koogan**. 2ª edição, 2007.

HEIDT, R. S. et al. Avoidance of soccer injuries with preseason conditioning. **Am J Sports Med**, 28 (5): 659- 62, 2000.

HERTOGH, C. et al. Méthodes de mesure et valeurs de référence de La puissance maximale développée lors d'efforts explosifs. **Cinesiologie**, 133-40, 1994.

HIGHGENBOTEN, C. L.; JACKSON, A. W.; MESKE, N. B. Concentric and eccentric torque comparison for knee extension and flexion in young adult males and females using the Kinect Communicator. **Am J Sports Med**. 16: 234-237, 1988.

HISLOPE, H. J.; PERRINE, J. J. The isokinetic concept of exercise. **Phys Ther**, 47 (2): 114-7. Feb, 1967.

HUGHSTON, J. C. et al. Classification of knee ligament instabilities. **J Bone Joint Surg Am**, 58: 159-79, 1976.

JOHNSON, D. L. et al. Insertion-site anatomy of the human menisci: gross, arthroscopic and topographical anatomy as a basis for meniscal transplantation. **Arthroscopy**, 11: 386, 1995.

KALAPOTHARAKOS, V. I. et al. Physiological characteristics of elite professional soccer teams of different ranking. **J Sports Med Phys Fitness**. 46 (4): 515-519, 2006.

KAPANDJI, A. I. Fisiologia articular. São Paulo: **Panamericana**, v.2. 5ª ed. 2000.

KELLER, C. S.; NOYES, F. R. BUNCHER, R. The medical aspects of soccer injury epidemiology. **Am J Sports Med**, 15 (3): 230-7, 1987.

KELLEN, B. M.; MCKEON, P. O.; GONTKOF, L. M.; HERTEL J. Hand-held dynamometry: reliability of lower extremity muscle testing in healthy, physically active, young adults. **J Sport Rehabil**, May; 17 (2):160-70. 2008.

KENDALL, F. P.; McCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. Músculos: provas e funções. São Paulo: **Ed Manole**. 4ª Ed. 1995.

KOLBER, M. J. et al. The reliability of hand-held dynamometry in measurement of isometric strength of the shoulder internal and external rotator musculature using a stabilization device. **Physioter Theory Pract.**; 23(2):119-24. 2007.

LADEIRA, C. E. Incidência de lesões no futebol: um estudo prospectivo com jogadores masculinos adultos amadores canadenses. **Rev Bras Fisiot**, 3 (1): 39- 47, 1999.

LEHMKUHL, L. D.; SMITH, L. K. Cinesiologia clínica de Brunnstrom. São Paulo: **Ed Manole**, 1997.

LEIGHTON, J. Musculação. Rio de Janeiro: **Sprint**, 1987.

MAGALHÃES, J. et al. Concentric quadriceps and hamstring isokinetic strength in volleyball and soccer players. **J Sports Med Phys Fitness**, 44 (2): 119-25, 2004.

MAGEE, D. J. Avaliação musculoesquelética. São Paulo: **Ed Manole**. 5ª ed, 2010.

MALLIAROPOULOS N. Hamstring injuries. **Br J Sports Med**, 45:2. 2011.

MARTIN, H. J. et al. Is hand-held dynamometry useful for the measurement of quadriceps strength in older people? A comparison with the gold standart Biodex Dynamometry. **Gerontology**. 52 (3): 154-9, 2006.

MAY, L. A.; BURNHAM, R. S.; STEADWARD, R. D. Assesment of isokinetic and hand held dynamometer measures of shoulder rotator strength among individuals with spinal cord injury. **Arch Phys Med Rehabil**. 78 (3): 251-5, 1997.

MOORE, K. L. Anatomia orientada para clínica. Rio de Janeiro: **Guanabara Koogan**. 6ª ed, 2011.

MYER, G. D. et al. Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: criteria-based progression through the return-to-sport phase. **J Ortho Sports Phys Ther**, 36(6): 385:402, 2006.

NETTER, F. H. Atlas de anatomia humana. 2 ed. Porto Alegre: **Artmed**, 2000.

NETTER, Frank H.. **Atlas de Anatomia Humana**. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

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.

PERRIN, D. H.; ROBERTSON, R. J.; RAY, R. L. Bilateral isokinetic peak torque, torque acceleration energy, power and work relationships in athletes and nonathletes. **J Orthop Sports Phys Ther**. 9 (5):184- 9, 1987.

PREIS, C. Avaliação e uso de Isocinéticos em atletas e não atletas. **PROFISIO – Esportiva e Traumato-ortopédica.**; 1 (3): 87- 142, 2012.

PRENTICE W. **Principles of Athletic Training: A Competency-Based Approach**. The McGraw-Hill Companies. 14 edition. 2011.

PRENTICE, W. E. **Principles of athletic training: a competency-based approach**. 14<sup>th</sup> ed. 2011.

PUTZ, R.; PABST, R. Sobotta: atlas de anatomia humana. Rio de Janeiro, **Guanabara Koogan**, 20<sup>a</sup> Ed, 1993.

SANDOVAL, R.A.; CANTO, R.S.T.; BARAÚNA, M.A. [www.efdeportes.com](http://www.efdeportes.com)  
**Revista Digital** - Buenos Aires - Ano 10, N° 76, Setembro de 2004.

SASSAKI, R. et al. Dados de referência em avaliação isocinética da articulação do joelho em atletas de futebol. **XXII Simpósio Internacional de Ciências do Esporte**, São Paulo, p. 137 (238): 1999.

SEEDHOM, B. B.; DOWSON, D.; WRIGHT, V. The function of the menisci: a preliminary study. **J Bone Joint Surg**, 56B: 81. 1974.

SHINZATO, G & BATISTELLA, L. R.: Exercício Isocinético: sua utilização para avaliação e reabilitação musculoesquelética. **Âmbito Medicina Desportiva**, n. 1, 11-18, 1996.

SIQUEIRA, C. M. et al. Isokinetic dynamometry of knee flexors and extensors: comparative study among non-athletes, jumper athletes and runners athletes. **Rev Hosp Clin Fac Med Univ Sao Paulo.**; 57 (1): 19- 24, Jan-Feb, 2002.

STEINKAMP, L. A. et al. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. **Am J Sports Med**, 21 (3): 438-44, 1993.

STUBERG, W. A.; METCALF, W. K. Reliability of quantitative muscle testing in healthy children with Duchenne muscular dystrophy using a hand-held dynamometer. **Phys Ther**, 68: 977-982, 1988.

TAYLOR D. C. et al. Experimental muscle strain injury: early functional and structural deficits and the increase risks for reinjury. **Am J Sports Med**, 21 (2): 190-4, 1993.

VAN DE GRAAFF, K. **Human Anatomy**, McGraw-Hill Science; 6 edition, 2001.

VASCONCELOS, R. A. et al. Confiabilidade e validade de um dinamômetro isométrico modificado na avaliação do desempenho muscular em indivíduos com reconstrução do ligamento cruzado anterior. **Rev Bras Ortop**, 44 (3): 214-24, 2009.

WEINECK, J. Manual de treinamento esportivo. São Paulo: **Ed Manole**, 1989.

ZAKAS, A. Bilateral isokinetic peak torque of quadriceps and hamstrings in professional soccer players with dominance on one or both two sides. **J Sports Med Phys Fitness**. 46 (1): 28- 35, 2006.

ZAKAS, A. et al. Peak torque of quadriceps and hamstrings muscles in basketball and soccer players of different divisions, **J Sports Med Phys Fitness**, 35 (3): 199- 205, 1995.

**APÊNCICE A – Modelo de Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**  
**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Você está sendo convidado(a) para participar, como voluntário, em uma pesquisa. Após ser esclarecido(a) sobre as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, assine ao final deste documento, que está em duas vias. Uma delas é sua e a outra é do pesquisador responsável.

Desde logo fica garantido o sigilo das informações. Em caso de recusa você não será penalizado(a) de forma alguma.

A adesão para participação é voluntária, sendo possível a sua interrupção a qualquer momento, a desejo do participante.

**INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA:**

**Título do Projeto: Desenvolvimento de Dinamômetro Isométrico Digital da Articulação do Joelho**

Pesquisador Responsável: Gustavo Pompêo de Camargo Leme

Telefone para contato (inclusive ligações a cobrar): 012 7814\*\*\*\*

O objetivo do estudo é desenvolver um dispositivo de baixo custo capaz de gerar dados, com confiabilidade, da força e torque dos músculos flexores e extensores da articulação do joelho. Os dados serão coletados em uma cadeira extensora adaptada com uma célula de carga para fornecer os dados e seguirão um protocolo de realização de 3 contrações isométricas de flexão e extensão do joelho de 10 segundos cada, com um tempo de repouso de 1 minuto entre elas bilateralmente. Serão incluídos no estudo 20 indivíduos saudáveis, do sexo masculino, com idade entre 18 e 19 anos e sem patologias na articulação do joelho. Há pequeno risco de desconforto ou lesão músculo esquelética que se ocorrerem serão custeadas pelo realizador da pesquisa. É IMPORTANTE QUE SAIBA QUE VOCÊ PODE INTERROMPER A COLETA A QUALQUER MOMENTO POR DESCONFORTO OU QUALQUER OUTRO MOTIVO.

---

◆ Nome e Assinatura do pesquisador: Gustavo Pompêo de Camargo Leme

## ◆ CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DA PESSOA COMO SUJEITO

Eu, \_\_\_\_\_, abaixo assinado, concordo em participar do estudo *Desenvolvimento de Dinamômetro Isométrico Digital da Articulação do Joelho*, como sujeito. Fui devidamente informado e esclarecido pelo pesquisador Gustavo Pompêo de Camargo Leme sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido o sigilo das informações e que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve à qualquer penalidade ou interrupção de meu acompanhamento/assistência/tratamento.

Local e data \_\_\_\_\_ - \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Nome: \_\_\_\_\_

Assinatura do sujeito: \_\_\_\_\_