

**Universidade do Vale do Paraíba
Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento**

FELIPE SAMPAIO-JORGE

**“PROPOSTA DE OTIMIZAÇÃO DO EXERCÍCIO DE AGACHAMENTO:
UMA ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA”**

São José dos Campos, SP

2007

FELIPE SAMPAIO-JORGE

**“PROPOSTA DE OTIMIZAÇÃO DO EXERCÍCIO DE AGACHAMENTO: UMA
ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA”**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia, como complementação dos créditos necessários para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Márcio Magini
Co-orientador: Prof. Dr. Roosevelt Alves da Silva.

São José dos Campos, SP

2007

S186p

Sampaio-Jorge, Felipe

Proposta de otimização do exercício de agachamento, uma análise eletromiográfica / Felipe Sampaio-Jorge. São José dos Campos: Univap, 2007.

1 Disco laser.: color.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba.

1. Eletromiografia 3. Fisioterapia 4. Exercício Isométrico 5. Biomecânica
I. Magini, Márcio, Orient. II. Silva, Roosevelt, Co-Orient. III Título

CDU: 615.8

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores ou transmissão eletrônica, desde que citada a fonte.

Felipe Sampaio-Jorge

Aluno: Felipe Sampaio-Jorge

Data: 18 de dezembro de 2007

FELIPE SAMPAIO JORGE

**“PROPOSTA DE OTIMIZAÇÃO DO EXERCÍCIO DE AGACHAMENTO:
UMA ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA”**

Dissertação aprovada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, do Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia, do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, pela seguinte banca examinadora:

Prof. Dr. **ROOSEVELT ALVES DA SILVA** (UNIVAP)

Prof. Dr. **MARCIO MAGINI** (UNIVAP)

Profª. Dra. **IVANI DE SOUZA MANZZO** (C.U. IX DE JULHO)

Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco

Diretor do IP&D – UniVap

São José dos Campos, 20 de dezembro de 2007.

Primeiramente dedico a Deus que sempre me acompanhou em toda essa trajetória me dando força, equilíbrio e discernimento nos momentos de maiores turbulências.

Aos meus amados pais Maria das Graças Manhães Sampaio Jorge e Nassre de Alvarenga Jorge, pelo amor incondicional a mim oferecido.

A minha avó amada Maria de Lourdes Manhães Sampaio por toda dedicação, amor e carinho a mim ofertados em toda minha criação.

A minha amada avó Maria Helena de Alvarenga Jorge pela sua inesquecível presença em nossas vidas (in memóiam.)

Ao meu melhor amigo e irmão Diogo Sampaio Jorge pela parceria, convivência, confidências e paciência para comigo.

A minha namorada Lívia Santos Sossai por ter caminhado comigo ao meu lado nessa trajetória, sempre me apoiando, incentivando e me completando.

Aos meus grandes amigos, Rafael Pereira de Paula, Luciano Garcia Pereira e Luciano Pavan Rossi, com os quais convivi esse dois anos de curso e onde consolidamos uma grande e verdadeira irmandade.

Aos meus eternos professores e mestres Marco Machado e Jefferson Silva. Pessoas essenciais as quais sempre acreditaram em mim e nos meus sonhos.

Ao Professor Doutor Márcio Magini e Roosevelt Silva pelas intrigantes discussões, pelo aprendizado, pelo suporte, para realização deste trabalho e na minha formação.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos os professores doutores do curso de Bioengenharia pela dedicação imensurável em transmitir seus conhecimentos, em especial: Professor Alfeu, Professora Renata Nicolau, Professor Alderico, Professor Renato Zângaro, Professor Luis Vicente, Professor Roosevelt, Professor Osório, Professor Márcio Magini e Professor Marcos Tadeu pelo suporte e amizade adquiridos ao longo do curso.

Às queridas secretárias Dona Ivone e Valéria pela competência, atenção e carinho oferecido a todos.

À Bibliotecária Rúbia Gravito Gomes, pela dedicação e paciência na normalização desse trabalho.

À Deus, pelo dom da vida, por ter me proporcionado todo esse aprendizado e por sempre guiar a minha trajetória.

*“O segredo é não correr atrás das borboletas...
É cuidar do jardim para que elas venham até você.”*

Mário Quintana

PROPOSTA DE OTIMIZAÇÃO DO EXERCÍCIO DE AGACHAMENTO, UMA ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA

O presente estudo tem como objetivo verificar a otimização de exercícios que se propõem a acelerar a recuperação da massa muscular do quadríceps. Com o uso da eletromiografia este estudo analisou o recrutamento muscular dos músculos Reto Femoral e Sóleo em seis diferentes protocolos de agachamento. Foram divididos em dois grupos: Agachamento Livre e Agachamento Bola. Cada grupo realizou o exercício em três diferentes solos, com angulação neutra (neuro), em declive de 45° (plantiflexão) e em aclave de 30° (dorsiflexão). Com a experimentação proposta foi possível perceber que o fato de usar ou não a bola não promove grandes mudanças no recrutamento muscular. Porém ficou evidente que a variação do solo influenciou o comportamento muscular do Reto Femoral e do Sóleo. O exercício realizado em plantiflexão (livre e bola) promoveu maior recrutamento do Reto Femoral e menor do Sóleo. Conclui-se que a variação da técnica é capaz otimizar o sinal mioelétrico do Reto Femoral quando o pé é posicionado em plantiflexão de 45°.

Palavras-chave: Agachamento, Eletromiografia, Fisioterapia, Isométrico, Biomecânica

OPTIMIZATION PROPOSAL FOR SQUATTING EXERCISE, AN EMG ANALYSIS.

The main objective of this study is to verify the optimization of exercises, whose purpose is to speed up the recuperation of the mass of the quadriceps. With the use of electromyography this study analyzed the motor recruitment of the rectus femoris and the soleus muscles in six types of squatting exercises, which were divided into two groups: Free Squats and Swiss Ball Squats. Furthermore, each group was carried out on three different floor angle variations: neutral, 45° planti flexion, and 30° dorsi flexion. The experiment noticed that the Swiss Ball variable has little influence on the level of muscle recruitment, however the angle of the feet with relation to the floor, affects the motor behavior of the Rectus Femoris and Soleus muscles. Planti flexion squats (free and ball) promote more recruitment of the Rectus Femoris muscle fibers and less recruitment of Soleus muscle fibers. As a conclusion, the variation of the technique used to perform the squatting exercise, can optimize the myoelectric signal of the Rectus Femoris, when the feet are positioned at 45° planti flexion.

Keywords: Squatting, Electromyography, Physiotherapy, Isometric, Biomechanics

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Ossos do pé. Figura mostrando os ossos 26 do pé..	20
Figura 2. Aspecto radiográfico da articulação do Tornozelo..	21
Figura 3. Movimentos do tornozelo e pé..	21
Figura 4. Ossos que compõem a articulação do joelho..	22
Figura 5. Ligamentos cruzados..	23
Figura 6. Ligamentos colaterais..	24
Figura 7. Meniscos..	25
Figura 8. Cápsula articular..	25
Figura 9. Articulação do Quadril.	26
Figura 10. Ligamentos do Quadril..	27
Figura 11. Eixo instantâneo de movimento.	29
Figura 12. Tensão e relaxamento ligamentar..	30
Figura 13. Báscula medial da patela..	31
Figura 14. Exercício de Agachamento.	34
Figura 15. Logística da geração do impulso mioelétrico, coleta, conversão e processamento.	37
Figura 16. Desenho ilustrando os diferentes modelos de exercício de agachamento proposto com sua forma de execução..	39
Figura 17. Esquema ilustrativo do Dinamômetro utilizado no estudo..	40
Figura 18. Representação gráfica demonstrando o intervalo onde as RMS foram calculadas desconsiderando os valores mínimos (vales)..	42
Figura 19. Esquema mostrando a ação do solear em cadeia cinética aberta e cinética fechada..	51
Figura 20. Esquema ilustrativo da realização do exercício isométrico no dinamômetro.	52

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Tabela descrevendo a média e desvio padrão (D.P.) dos parâmetros antropométricos avaliados	43
Tabela 2. Valores médios, medianas, desvios padrões, valores mínimos e máximos das RMSs dos protocolos Livre e Bola.....	47

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1. RMS de cada repetição dos grupos Neutro, Dorsi e Planti no protocolo Livre.	44
Gráfico 2. RMS de cada repetição dos grupos Planti, Neutro e Dorsi no protocolo Bola.	45
Gráfico 3. Média das RMSs de cada repetição nos diversos protocolos de agachamento. Gráfico ilustrando o comportamento médio das 10 repetições de cada protocolo de agachamento. Dados expostos em média \pm DP.	46
Gráfico 4. Análise das Frequências medianas encontradas nos três diferentes protocolos com o exercício realizado na forma LIVRE e BOLA.	48
Gráfico 5. Figura representando a análise isométrica. Os dados foram normalizados pelo protocolo neutro.	49
Gráfico 6. Representação da geração de força (Kgf) do exercício isométrico realizado nas três diferentes plataformas.	50

LISTA DE ABREVIATURAS

- ADM – Arco de movimento
- CVM – Contração voluntária máxima
- EMG – Eletromiografia
- FFT – do inglês “Fast Fourier transform”
- ICM – do inglês “instant center of motion”
- LCA – Ligamento cruzado anterior
- PSD – Power Spectrum Density
- RFD – Reto femoral direito
- RFE – Reto femoral esquerdo
- RMS – do inglês “Root Mean Square”
- SOD – Sóleo direito
- SOE – Sóleo esquerdo

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 JUSTIFICATIVA	18
1.2 OBJETIVO GERAL	ERRO! INDICADOR NÃO DEFINIDO.
1.2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
2 REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1 ANATOMIA.....	19
2.1.1 OSTEOLOGIA	19
2.1.1.1 PÉ E TORNOZELO	19
2.1.1.2 JOELHO	22
2.1.1.3 QUADRIL.....	26
2.2 BIOMECÂNICA DO JOELHO.....	27
2.2.1 TRÓCLEA E CÔNDILOS	28
2.2.2 CINEMÁTICA FEMOROPATELAR.....	30
2.3 MIOLOGIA E CINESIOLOGIA	32
2.3.1 PÉ.....	32
2.3.2 TORNOZELO	32
2.3.3 JOELHO	32
2.3.4 QUADRIL	33
2.4 O EXERCÍCIO AGACHAMENTO	33
2.5 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE	34
3 MATERIAL E MÉTODOS	38
3.1 VOLUNTÁRIOS	38
3.2 PROCEDIMENTOS	38
3.3 COLETA E ANÁLISE DOS DADOS	41
4 RESULTADOS	43
5 DISCUSSÃO	51
6 CONCLUSÃO	54
REFERÊNCIAS	55
ANEXO A: COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	59
ANEXO B: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	60
ANEXO C: FUNÇÃO APLICADA PARA IDENTIFICAÇÃO DA FREQUÊNCIA .MEDIANA A PARTIR DA FFT	62

1 INTRODUÇÃO

O ligamento cruzado anterior (LCA) é o elemento primário que impede a anteriorização da tíbia em relação ao fêmur e, juntamente com o ligamento cruzado posterior, delimita a rotação e o deslocamento entre a tíbia e o fêmur, o que caracteriza a cinemática normal do joelho. A insuficiência do LCA, além de produzir episódios de instabilidade, altera a mecânica articular.^{1,2,3}

A ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) é uma lesão freqüente, principalmente em jovens, o que gera uma instabilidade que pode ser incapacitante. Sendo assim, o objetivo da reconstrução cirúrgica é restaurar a cinemática normal do joelho, prevenindo a instabilidade sintomática e o processo degenerativo articular prematuro.^{2,4,5}

Após o procedimento cirúrgico torna-se imprescindível o processo de reabilitação.^{6,7} Este processo merece atenção para alguns pontos de destaque, o ganho de arco de movimento (ADM) em extensão deve ser o mais precoce possível, fortalecimento de todo o membro inferior afetado, ganho de flexão do joelho, exercícios de equilíbrio, propriocepção e o retorno às atividades sociais e profissionais cotidianas do paciente.^{8,9,10}

Dentre todas as complicações pós-cirúrgicas da reconstrução do LCA a que mais se destaca é o processo de hipotrofia que sofre o músculo quadríceps. A perda de tônus e massa muscular ocorre rapidamente e, é geralmente a principal queixa do paciente no pós-cirúrgico. Diversas intervenções são utilizadas visando prevenir ou minimizar esse fato, exercícios isométricos e eletroestimulação são as mais utilizadas. Porém, somente com a inclusão no protocolo de tratamento de exercícios isotônicos em cadeia aberta e fechada é que se percebe o ganho de massa muscular.

Esse fato ocorre devido ao princípio fisiológico básico da sobrecarga, segundo o qual um músculo ou grupo muscular aumenta de força e de volume na proporção direta da sobrecarga aplicada a ele.¹¹

Dentre os diversos exercícios que se propõem a fortalecer o quadríceps, um se destaca pela grande eficiência e pela polêmica que causa: o agachamento. É postulado que este exercício proporciona maior segurança às estruturas ligamentares do joelho.^{12,13}

De forma clássica ele é realizado da seguinte forma: o praticante coloca uma barra sobre os ombros atrás do pescoço e a agarra com a posição de mão de palma para frente. Em seguida, agacha-se flexionando os quadris, mantendo a coluna em alinhamento normal, até as coxas ficarem paralelas ao chão e depois retorna a posição inicial.¹⁴

Esse exercício exige muito do praticante e, usualmente, é realizado de maneira inadequada, permitindo que os joelhos se movam para frente, ultrapassando o plano dos pés, o que aumenta o risco de lesão. Solicita-se tomar cuidado para que as pernas permaneçam as mais verticais possíveis, impedindo que a tíbia translade anteriormente, o que colocaria o LCA em grande tensão.¹⁴

Não é para menos que, dentro da prática da Fisioterapia, a otimização dos exercícios para acelerar a reabilitação do joelho é um dos grandes desafios que prevalecem como foco de pesquisa dentro da Fisioterapia Traumato-ortopédica e Desportiva. Porém, essa otimização deve promover um equilíbrio entre segurança de execução e efeitos benéficos para o objetivo que se propõe.¹⁵ No caso do Agachamento pós-cirurgia de LCA, este deve recrutar o maior número possível de fibras musculares, porém gerando o menor estresse para as estruturas ligamentares.

Para que esse objetivo se cumpra, alguns pontos devem ser atentados como: o exercício não pode gerar dor articular, a tíbia deve sofrer a menor translação possível, os pés devem estar paralelos uns aos outros e na distância dos quadris, a angulação máxima de execução não deve ultrapassar os 90° de flexão do joelho.

O interesse, por se entender como a variação do piso pode influenciar na eficácia do exercício de agachamento tem crescido, sendo estudado o estresse ligamentar e tendinoso, com poucos relatos sobre a influência no recrutamento muscular do quadríceps e muito menos de músculos estabilizadores da tíbia neste exercício de cadeia cinética fechada.^{13,16,17}

Com isso, este estudo se propõe a investigar alguns modelos de execução do exercício de agachamento que já são utilizados na prática clínica e algumas variações propostas que possam vir a otimizar o exercício de agachamento. Para tal, a ferramenta escolhida foi a eletromiografia de superfície que se mostra eficiente para tal finalidade.¹⁸

A eletromiografia pode ser entendida como o estudo do sinal elétrico muscular. O tecido muscular conduz potenciais elétricos similares aos conduzidos pelos nervos; o nome dado a esse sinal elétrico é potencial de ação muscular. A eletromiografia de superfície permite armazenar as informações contidas nesses potenciais, possibilitando, dentro de suas limitações, diversos tipos de análises.^{19,20,21}

Espera-se elucidar se algum dos protocolos propostos potencializa o recrutamento muscular do quadríceps. Espera-se, também verificar se a variação dos pisos promove variação no recrutamento máximo. Com essas respostas tornar-se-ia mais fácil e segura a elaboração de uma estratégia de recuperação e/ou fortalecimento muscular mais eficiente.

1.1 JUSTIFICATIVA

A grande controvérsia que envolve o exercício de agachamento traz a tona inúmeras questões com relação ao comportamento muscular do membro inferior durante sua execução.

Neste contexto, a busca de protocolos de execução mais eficientes justificam a elaboração do presente estudo, o que poderá assegurar maior segurança na execução e maior fidedignidade na resposta esperada, uma vez conhecido o comportamento do sinergismo muscular existente entre o músculo Reto Femoral e Sóleo.

1.2 OBJETIVO GERAL

Avaliar a atividade eletromiográfica dos músculos Reto Femoral e Sóleo em diferentes protocolos de agachamento.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Eleger o melhor protocolo de agachamento, levando em consideração os fatores segurança de execução e recrutamento muscular.
2. Avaliar o comportamento no domínio da frequência, através de frequência mediana, dos músculos Reto Femoral e Sóleo durante a execução dos protocolos de agachamento.
3. Avaliar a produção de força nos protocolos de agachamento propostos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Será apresenta a literatura a respeito do assunto. Serão ciados alguns dos autores de relevância no assunto.

2.1 ANATOMIA

O mecanismo extensor do membro inferior é composto por: articulações do pé e tornozelo, articulação do joelho e do quadril. Neste primeiro momento, descrever-se-á uma análise anatomo-morfológica de todo complexo osteo-mio-articular do membro inferior humano.

2.1.1 OSTEOLOGIA

É ciência que estuda os ossos e sua estrutura, a anatomia dos ossos.

2.1.1.1 PÉ E TORNOZELO

O pé é composto por 26 ossos cujos movimentos estão intimamente relacionados. O tornozelo é composto por três ossos que permitem seu encaixe. Este complexo articular consiste na articulação tibiotalar, fibiotalar e tibiofibular. Sustentação e propulsão são as duas funções do pé.^{22,23}

O pé pode sustentar todo o peso do corpo e compõe a base de sustentação do ser humano e possui papel fundamental na locomoção. O esqueleto do pé é composto por sete ossos tarsais, cinco metatarsais e quatorze falanges. Funcionalmente ele se divide em três partes:

- Parte posterior do pé – tálus e calcâneo,
- Parte média do pé – ossos navicular, cubóide e cuneiformes,
- Parte anterior do pé – metatarsais e falanges.

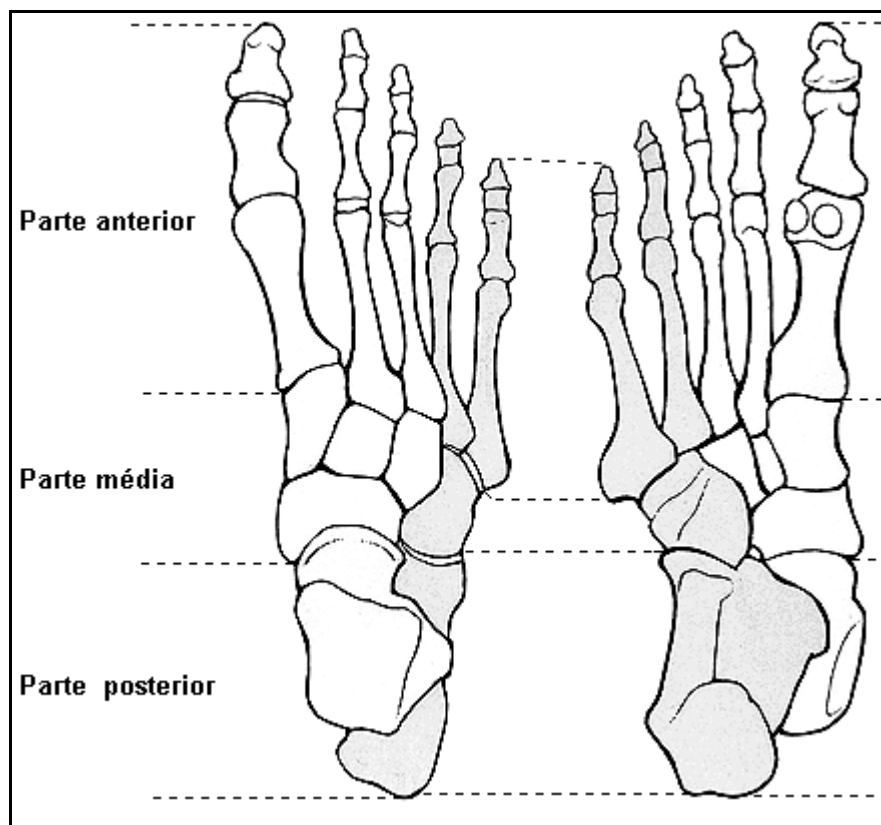


Figura 1. Ossos do pé. Figura mostrando os ossos 26 do pé. Na parte posterior evidencia-se os tálus e o calcâneo. Na parte média navicular, cubóide, cuneiformes (I, II e III). Na parte anterior os metatarsos e as falanges proximais médias e distais.

A parte do pé que está em contato com o solo é a face plantar e a parte acima é chamada de face dorsal. Esses nomes nomeiam os movimentos do pé a flexão é chamada de dorsiflexão e a extensão é chamada plantiflexão. Esses movimentos ocorrem na articulação do tornozelo formada pelo terço distal da Tíbia juntamente com o terço distal da Fíbula, formando uma “pinça” que abraça o osso do pé chamado talus. Esses três ossos caracterizam a articulação do tornozelo.²⁴

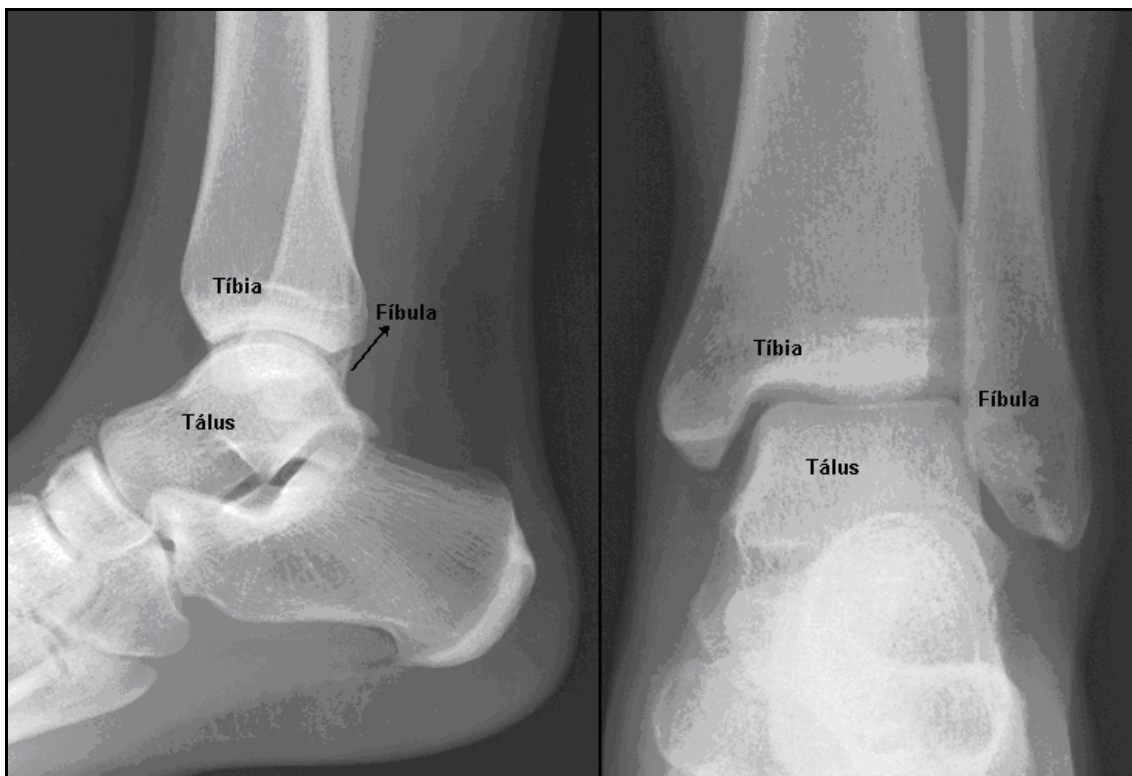


Figura 2. Aspecto radiográfico da articulação do Tornozelo. Terços distais da Tíbia e Fíbula formando a pinça bimalleolar e sua articulação com o Tálus.

Além da plantiflexão e dorsiflexão o tornozelo também apresenta os movimentos de inversão e eversão. Esses movimentos colocam os ligamentos laterais e mediais em tensão. Esses movimentos, quando realizados bruscamente em cadeia fechada, levam as lesões de entorses. Portanto, o tornozelo e o pé são articulações que possuem juntas dois graus de liberdade com os movimentos de dorsiflexão, plantiflexão, eversão e inversão.^{23,25}

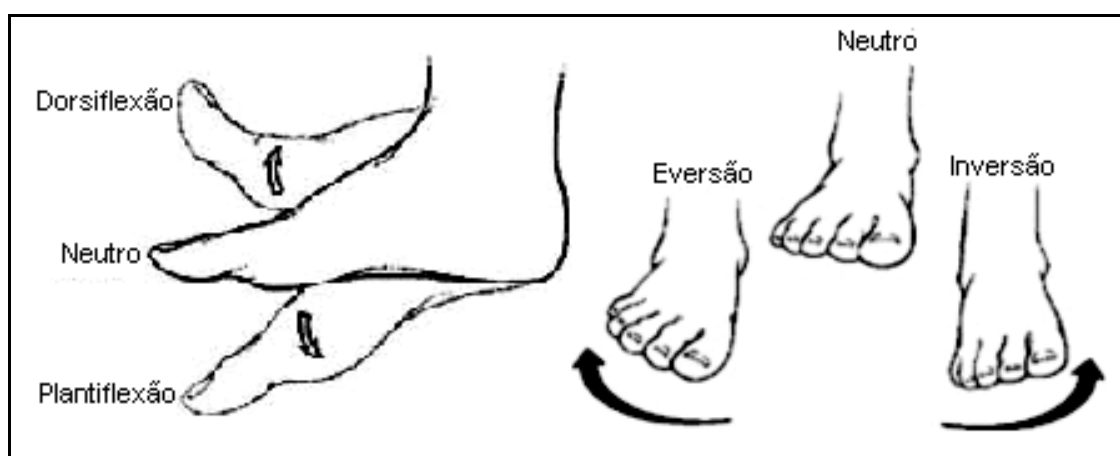


Figura 3. Movimentos do tornozelo e pé. Articulação do tornozelo e seus dois graus de movimento, permitindo os movimentos de dorsiflexão, plantiflexão, eversão e inversão.

2.1.1.2 JOELHO

A articulação do joelho é composta por três peças ósseas: o fêmur (com seu terço distal), a tíbia (com seu terço proximal) e a patela (um osso sesamóide com função de polia). Juntos e unidos por todo um complexo ligamentar e capsular forma-se a articulação do joelho que é a maior articulação sinovial do corpo humano.^{22,23}



Figura 4. Ossos que compõem a articulação do joelho. Fêmur vista anterior e posterior, Tíbi vista anterior e posterior e patela vista anterior e posterior.

O joelho é principalmente formado pela junção Femuro-tibial. É essa junção que permite seus movimentos fisiológicos com dois movimentos flexão e extensão da perna. A patela é um pequeno osso localizado na face anterior do joelho. Ela é composta por uma camada lisa (cartilagem articular) que está em íntimo contato com a face anterior do fêmur, o que a permite deslizar facilmente sobre ele. A patela encaixa-se no fêmur num encaixe denominado de encaixe femoral que também é coberto por cartilagem articular.²³

A patela cumpre papel fundamental nesse complexo, onde realiza todo seu movimento de superiorização, inferiorização e básculas externa e interna conforme os movimento de extensão e flexão respectivamente.

Todo esse sistema é mantido por um sistema ligamentar coeso, porém eficiente para permitir funcionamento pleno do membro inferior. Os ligamentos exercem função de

coaptação articular, e frenamento da peças ósseas, minimizando os desgastes articulares gerados pelas forças de cisalhamento.^{23,25}

Para estabilizar os movimentos no plano sagital existem os ligamentos cruzados, anterior e posterior. Para limitação do movimento de translação anterior da tíbia em relação ao fêmur tem-se o ligamento cruzado anterior que é tensionado quando executado o movimento referido. Para limitação do movimento de translação tibial posterior em relação ao fêmur tem-se o ligamento cruzado posterior que é tensionado quando a tíbia sofre uma carga anterior levando-a em movimento posterior. Logo esse sistema cruzado impede os falseios sagitais.²⁴

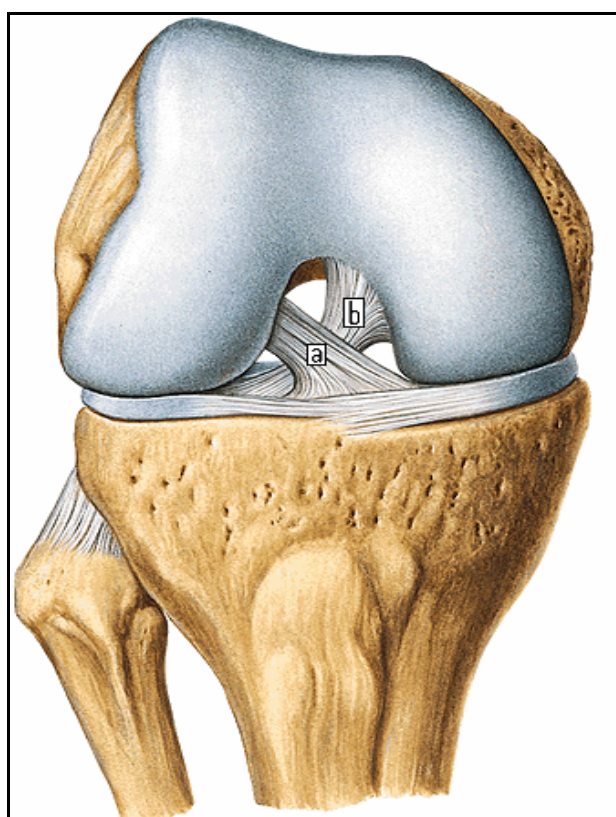


Figura 5. Ligamentos cruzados. Ligamento cruzado anterior (a); Ligamento cruzado posterior (b).

Para estabilidade nos estresses no plano frontal apreciam-se os ligamentos colaterais sendo um medial e outro lateral. O ligamento colateral medial promove frenamento nos movimentos em valgo (quando uma força é aplicada na porção interna distal da tíbia, diminuindo o compartimento lateral do joelho e aumentando o medial). O ligamento colateral lateral faz o papel inverso, ele limita o movimento em varo (ocasionado quando uma força é aplicada na porção distal externa da tíbia, promovendo diminuição o compartimento medial e abertura do lateral).^{24,25,26}

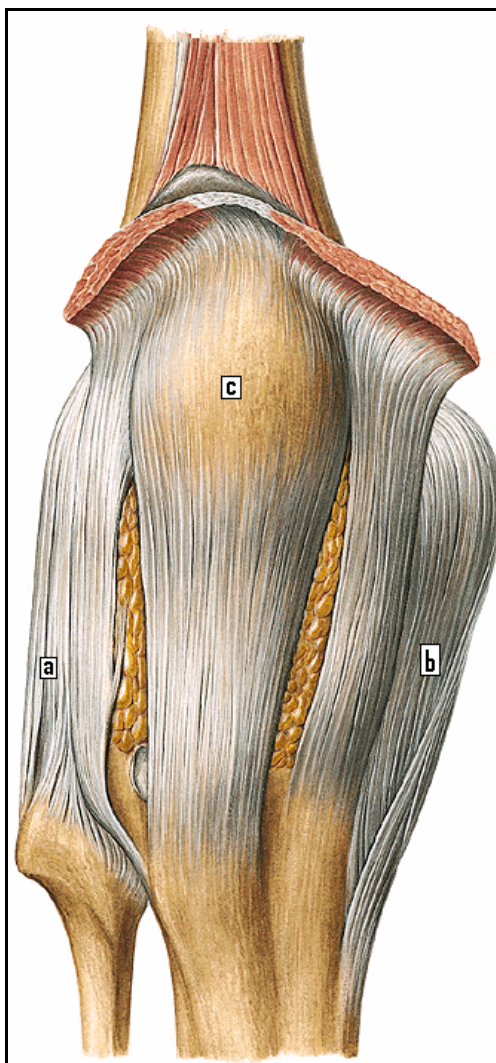


Figura 6. Ligamentos colaterais. Ligamento colateral lateral (a); Ligamento colateral medial (b) e Patela (c).

Também como estruturas estabilizadoras e coaptativas, destacam-se os meniscos. O joelho possui um medial e outro lateral. Detém funções de aumentar a coaptação entre o fêmur e a tíbia e, devido sua morfologia e estruturação, também têm participação na absorção de cargas mecânicas impostas ao joelho. Neles se inserem alguns dos ligamentos supracitados; por isso, muitas vezes, as lesões ligamentares predizerem lesões meniscais.^{25,26}

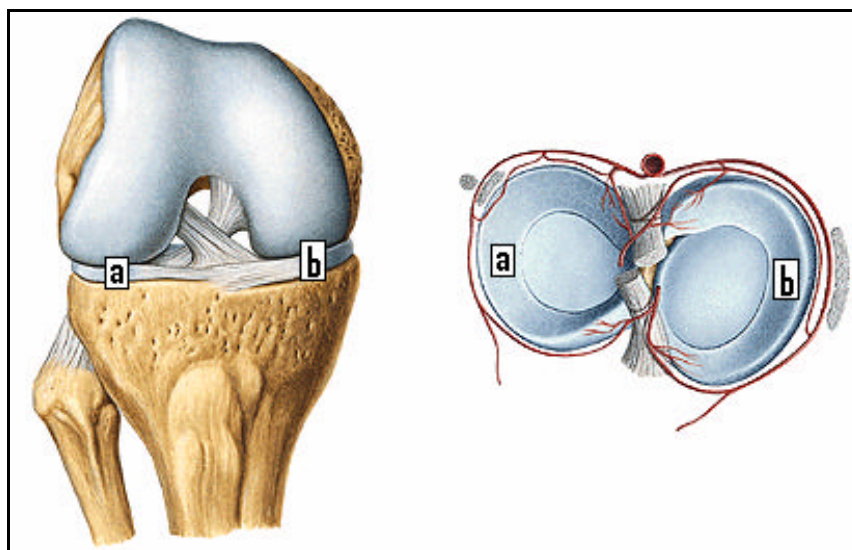


Figura 7. Meniscos. Menisco lateral (a); Menisco medial (b).

Envolvendo todo esse complexo sistema está a cápsula. Ela é um invólucro membranoso que cobre todas as peças ósseas e ligamentares (salvo os ligamentos colaterais), possui duas camadas: a membrana fibrosa (externa) e a membrana sinovial (interna). A membrana externa é mais resistente e pode estar reforçada em alguns pontos por feixes também fibrosos que constituem os ligamentos capsulares para aumentar sua resistência (ligamentos colaterais). A membrana Interna da cápsula é bastante vascularizada e enervada, este tecido produz o líquido sinovial, o qual é viscoso, nutritivo, lubrificante e deslizante. Contém ácido hialurônico o que confere a viscosidade necessária para a lubrificação da articulação.^{22,23}

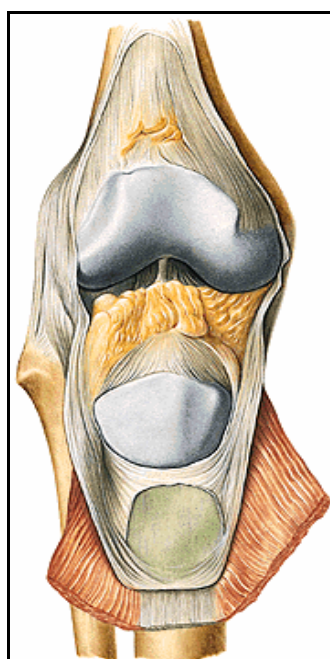


Figura 8. Cápsula articular. A cápsula foi seccionada e rebatida para visualização das estruturas internas sobre as quais ela encobre.

2.1.1.3 QUADRIL

A articulação do quadril é uma das maiores e mais estáveis do corpo humano. Diferentemente do Joelho, o quadril tem estabilidade intrínseca assegurada pela sua geometria anatômica articular, configurada com uma articulação tipo bola-encaixe. Tem, portanto, grande mobilidade com estabilidade, que se faz necessária para assegurar a locomoção. ²⁴

A articulação do Quadril é composta pelo terço proximal do fêmur (cabeça do fêmur) e o acetábulo do Íliaco (osso que compõe a cintura pélvica). Esta articulação tem uma cápsula articular folgada rodeada por músculos grandes e fortes. Toda essa arquitetura permite uma articulação estável com grande amplitude de movimento necessária para realização de atividades como caminhar, correr, saltar, sentar e agachar. ^{22,24}

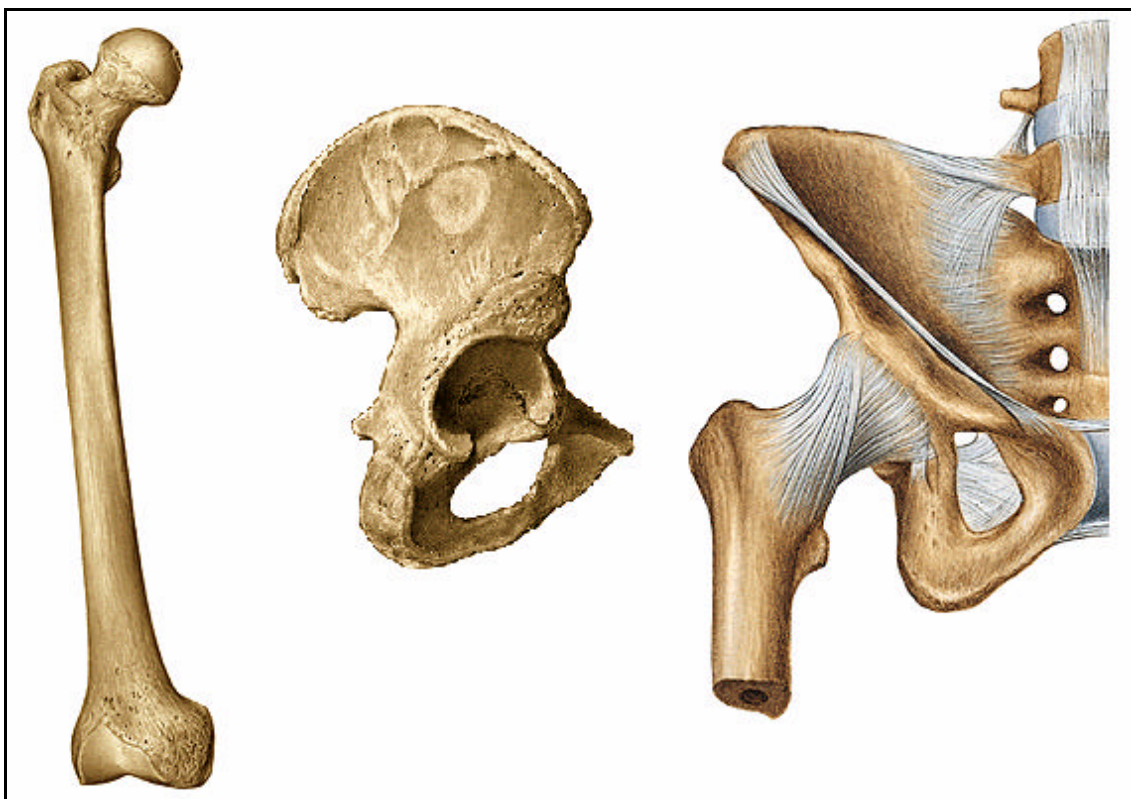


Figura 9. Articulação do Quadril. Ossos que compõem a articulação do quadril: Fêmur, Íliaco e a articulação do quadril com o revestimento capsular.

Vários ligamentos volumosos e resistentes contribuem para estabilidade do Quadril. Extremamente resistente, o ligamento iliofemural ou em Y e o ligamento pubofemural fortalecem a cápsula articular anteriormente, posteriormente o reforço fica por encargo do ligamento isqueofemural. Dentro da cápsula o ligamento redondo garante o contato direto do Fêmur com o acetábulo. ^{24,26}

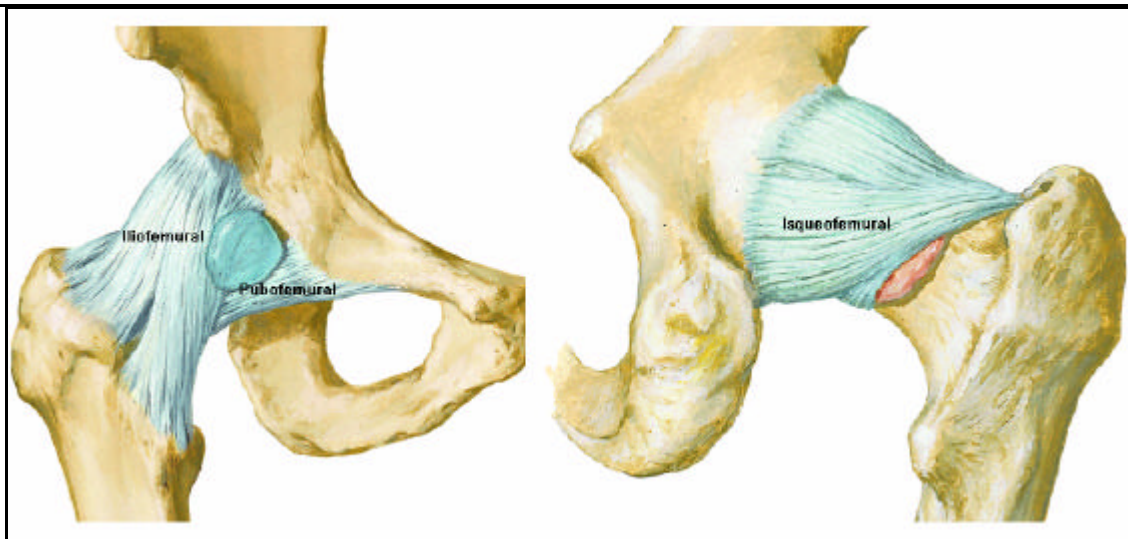


Figura 10. Ligamentos do Quadril. Vista anterior mostrando os ligamentos Iliofemoral e Pubofemoral. Vista posterior mostrando o ligamento Isqueofemoral.

Graças ao seu formato esferoidal (bola-encaixe) é uma articulação que possui 3 graus de movimento. Possui os movimentos de flexão e extensão, Abdução e adução, rotação interna e externa.^{24,25}

2.2 BIOMECÂNICA DO JOELHO

Segundo Kapandji o joelho é um caso surpreendente, visto que deve conciliar dois imperativos contraditórios:

- Possuir uma grande estabilidade em extensão máxima. Nesta posição o joelho faz esforços importantes devido ao peso do corpo e ao comprimento dos braços de alavanca.²⁷
- Adquirir uma grande mobilidade a partir de certo ângulo de flexão. Esta mobilidade é necessária na corrida e para a orientação ótima do pé com relação às irregularidades do chão²⁷.

O joelho é a articulação acessória do membro inferior. Possui um grau de liberdade, flexo-extensão, que lhe permite aproximar ou afastar, mais ou menos, a extremidade do membro à sua raiz, ou seja, regular a distância do corpo com relação ao chão. De forma acessória, o joelho possui um segundo grau de liberdade, rotação sobre o eixo longitudinal da perna, que só aparece quando o joelho está flexionado²⁷.

O joelho possui dois sistemas articulares: femoropatelar e femorotibial, durante o início do movimento de flexão evidencia-se o contato trocleopatelar, tornando-se côndilo-patelar no final do movimento. Este trabalho não se propõe a revisar pontos fundamentais de anatomia e biomecânica, pressuposto, que estes, são bem conhecidos, mas enfatizaremos pontos particulares, como superfícies articulares que serão de grande valia para compreensão do estudo ^{25,27}.

2.2.1 TRÓCLEA E CÔNDILOS

A tróclea se situa na porção distal do fêmur, na face anterior, se projeta à frente formando os côndilos femorais, os quais são separados pelo sulco inter troclear condilar.

Conforme Smith e colaboradores (2003), no plano sagital fica evidente que os côndilos não são circulares. Geometricamente eles são descritos num formato espiral, onde o lateral se mostra com maior variação na curvatura do que o medial.

Supondo que os côndilos sejam circulares, o eixo dos movimentos de flexo-extensão estaria fixado no centro. Entretanto, a mudança na curvatura dos côndilos observada no plano sagital, faz com que o eixo altere sua posição durante o movimento de flexo-extensão; isto foi chamado de Eixo instantâneo de movimento (ICM, do inglês, “Instant Center of Motion”).²⁸

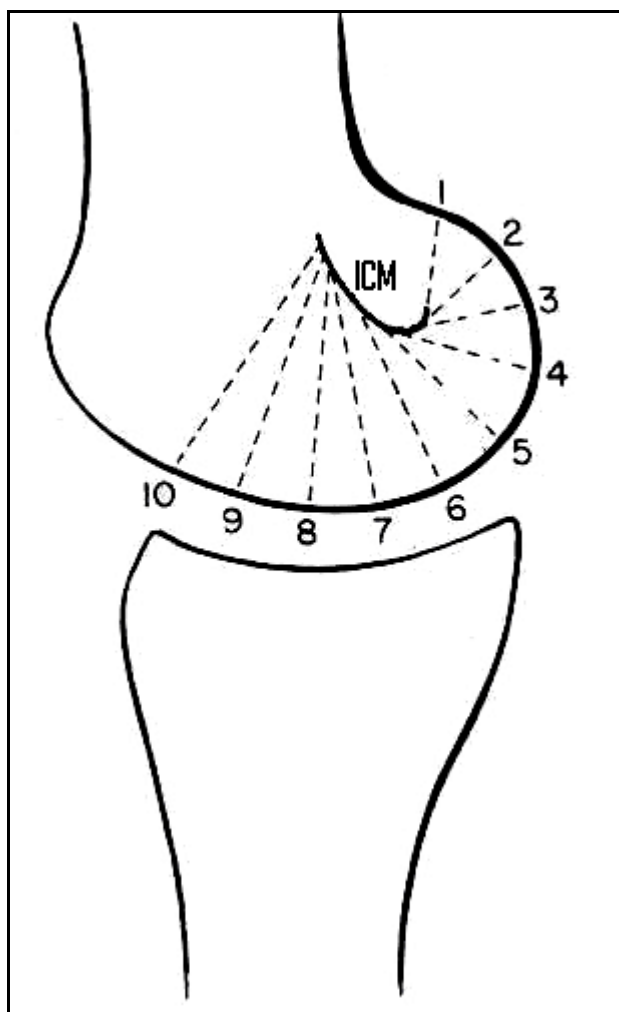


Figura 11. Eixo instantâneo de movimento. Devido a geometria da articulação conforme o joelho vai fletindo-se o eixo de movimento muda, preenchendo a linha nomeada ICM.

Esta verificação foi importante, pois relaciona o formato condilar com as características do movimento do joelho. Na posição fletido o ICM se localiza próximo à superfície articular e a curvatura do raio é pequena: 12 mm no côndilo lateral e 15 mm no côndilo medial; isto permite que nessa posição os ligamentos colaterais e o ligamento cruzado anterior (LCA) estejam frouxos.²⁸

Já na extensão de joelho, a curvatura do raio é mais longa e o eixo de movimento se encontra afastado da superfície articular. Desta forma, os ligamentos colaterais e o LCA se tornam extremamente tensionados, trazendo o joelho para a posição mais estável.^{27,28}

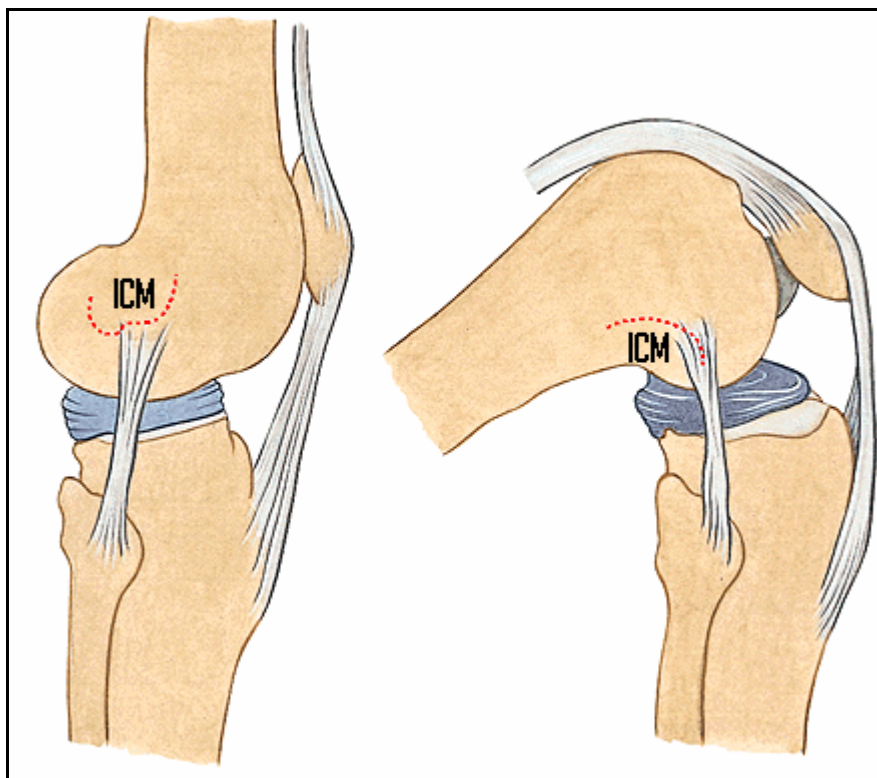


Figura 12. Tensão e relaxamento ligamentar. Figura demonstrando que a flexão do joelho promove o afrouxamento dos ligamentos o que permite maior grau de liberdade, já a extensão promove tensão ligamentar o que garante a estabilidade da articulação do joelho. Repare na importância do ICM para gerar a frouxidão ligamentar.

2.2.2 CINEMÁTICA FEMOROPATELAR

A mecânica da articulação patelo-femoral está determinada por músculos, ligamentos, fâscias, tendões entre outras estruturas que influenciam na forma e na posição da patela dentro da tróclea femoral.²⁹

No movimento de flexo-extensão a patela se movimenta guiada pelo sulco troclear. Esses movimentos patelares se dão em três planos: frontal, horizontal e sagital.^{23,30}

No plano frontal, com o joelho em extensão, a patela se encontra ligeiramente luxada lateralmente em relação a tróclea. Com o início da flexão, existe a tendência da tração ocorrer medialmente, devido à tibia rodar internamente neste momento, contribuindo para o alinhamento do sistema extensor do joelho.^{23,30}

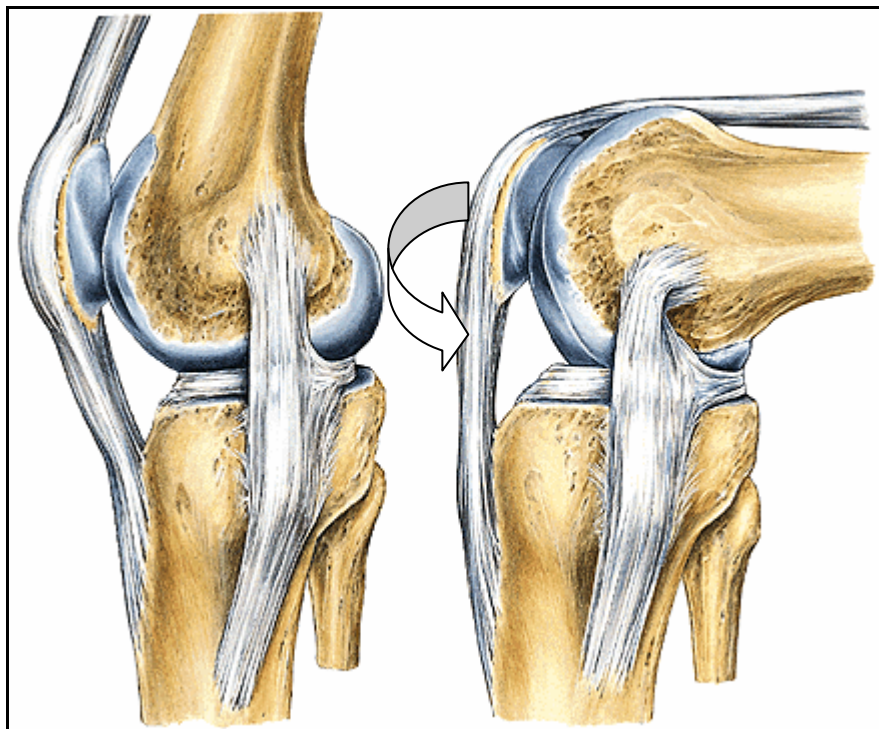


Figura 13. Bâscula medial da patela. Figura ilustrando o movimento de bâscula medial da patela guiada pelo movimento de flexão do joelho.

No plano horizontal, com a realização da flexão do joelho partindo de uma extensão, observa-se um movimento de medialização da patela, de bâscula, que antes era externa e agora se torna interna; estes movimentos também ocorrem graças à rotação interna da tíbia. Nesse plano observa-se uma força de aplacamento da patela sobre o fêmur, que nada mais é que o somatório das resultantes que incidem proporcionalmente as áreas de contato medial e lateral da patela. Se houver qualquer alteração, ocorrerá um desequilíbrio dessas forças concentrando-se em um determinado ponto que resultará em degeneração.^{23,26,30}

No plano sagital, da extensão a flexão do joelho, a patela realiza um movimento de translação circunferencial de aproximadamente oito centímetros. Este movimento é possível graças ao deslizamento perfeito das superfícies cartilaginosas. Com esse movimento, surge uma resultante de forças que força a patela contra o fêmur; essa é a resultante da força de tração do quadríceps sobre a patela e do tendão patelar sobre a tíbia; essa resultante tende a aumentar de acordo com o aumento da flexão.^{23,24,25}

Ao analisar indivíduos que realizavam o movimento de se sentar Fukae e colaboradores (1998) verificaram que quanto mais o joelho era fletido em cadeia fechada, ou seja, era realizado um agachamento, maior era a pressão exercida sobre o platô tibial.³¹

2.3 MIOLOGIA E CINESIOLOGIA

Para maior facilidade adotou-se a explanação no estudo muscular conjuntamente com o estudo dos movimentos gerados pelas ações musculares. A seguir, seguem todos os movimentos com os respectivos músculos em cada articulação estudada

2.3.1 PÉ

Flexão e extensão dos dedos: a flexão envolve o arqueamento debaixo dos dedos do pé. Os flexores incluem o flexor longo dos dedos, o flexor curto do dedo, o quadrado plantar, os lumbricais e os interósseos. Os flexores longo e curto do hálux (primeiro dedo) produzem flexão deste. Inversamente, o extensor longo do hálux, extensor longo dos dedos e o extensor curto dos dedos são responsáveis pela extensão dos dedos. ^{14,23,24}

Inversão e eversão: Esses movimentos ocorrem em grande parte na região subtalar, por isso ser atribuído ao movimento do pé e não do tornozelo. Para execução da inversão as musculaturas envolvidas são o tibial posterior e anterior. Já a eversão é realizada pelos músculos fibular longo e curto com auxílio do fibular terceiro. ^{14,23,24}

2.3.2 TORNOZELO

Dorsiflexão: também denominada flexão do pé tem como musculaturas executoras tibial anterior, extensor longo dos dedos, fibular terceiro e extensor longo do hálux. ^{14,23,24}

Plantiflexão: também conhecido como extensão do pé tem como principais efetores os gastrocnemios medial e lateral e Sóleo. Também participam deste movimento o tibial posterior, fibular longo, fibular curto, plantar, flexor longo do hálux e o flexor longo dos dedos. ^{14,23,24}

2.3.3 JOELHO

Flexão: O movimento de flexão ocorre graças a ação musculares dos músculos localizados no compartimento posterior da coxa, os chamados ísqueo-tibiais compostos por bíceps femoral,

semimembranoso e semitendinoso. Também auxiliam esse movimento o sartório, grácil, poplíteo e os gastrocnemios medial e lateral. ^{14,23,24}

Extensão: O movimento de extensão do joelho é executado pelo quadríceps, que está localizado na parte anterior da coxa. Os músculos que estruturam o quadríceps são o reto femoral e os vastos medial, lateral e intermédio. O reto femoral é o único músculo do grupamento que atravessa duas articulações, quadril e joelho. ^{14,23,24}

2.3.4 QUADRIL

Flexão: Os músculos que realizam o movimento de flexão no quadril são aqueles que atravessam esta articulação anteriormente. São eles: o Ilíaco, Psoas maior, Pectíneo, Reto femoral, Sartório e Tensor da fáscia lata. ^{14,23,24}

Extensão: Inversamente a flexão os músculos que realizam a extensão são aqueles que cruzam a articulação do quadril posteriormente, são eles: Glúteo máximo, Bíceps femoral, semitendinoso e semimembranoso. ^{14,23,24}

Abdução: O glúteo médio conjuntamente ao glúteo mínimo realiza a abdução do quadril e estabiliza a pelve durante a marcha. Também auxilia na realização da abdução o tensor da fáscia lata. ^{14,23,24}

Adução: Os adutores do quadril são compostos pelos músculos que atravessam a articulação medialmente e incluem o adutor magno, adutor longo, adutor curto e o grácil. ^{14,23,24}

Rotação interna: O principal rotador interno é o Glúteo mínimo. Recebe ajuda do Tensor da fáscia lata, semitendinoso, semimembranoso e glúteo médio. São fracos quando comparados ao externos, tendo em média um terço de sua força. ^{14,23,24}

Rotação externa: Esse movimento é assessorado por diversos músculos, porém seis deles são considerados exclusivamente rotadores externos, são eles: piriforme, gêmeo superior, gêmeo inferior, obturador interno, obturador externo e quadrado femoral. ^{14,23,24}

2.4 O EXERCÍCIO AGACHAMENTO

Dentre os diversos exercícios que se propõem a fortalecer o quadríceps, um se destaca pela grande eficiência e pela polêmica que causa: o Agachamento. De forma clássica, ele é realizado da seguinte forma: o praticante coloca uma barra sobre os ombros atrás do pescoço e a agarra com a posição de mão de palma para frente. Em seguida, agacha-se flexionando os

quadril, mantendo a coluna em alinhamento normal, até as coxas ficarem paralelas ao chão, e depois retorna a posição inicial.¹⁴

Esse exercício exige muito do praticante e usualmente é realizado de maneira inadequada, permitindo que os joelhos se movam para frente, ultrapassando o plano dos pés, o que aumenta o risco de lesão (Figura 1). Solicita-se tomar cuidado para que as pernas permaneçam as mais verticais possíveis, impedindo que a tíbia translade anteriormente, o que colocaria o LCA em grande tensão.^{14,26}

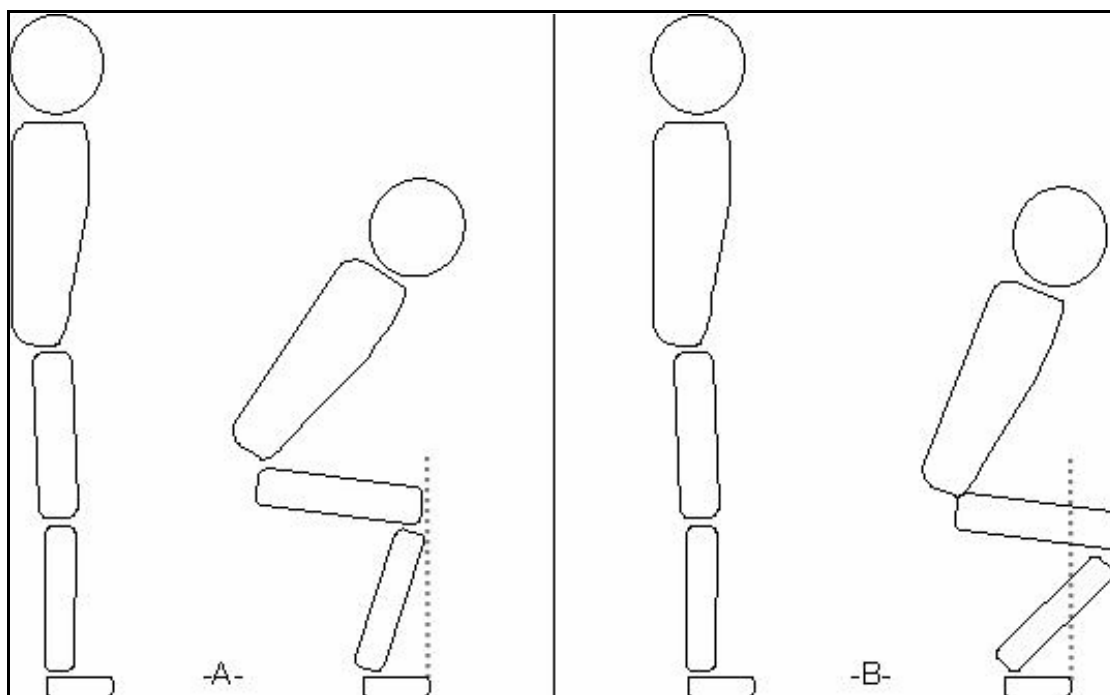


Figura 14. Exercício de Agachamento. A - Execução correta do exercício, o joelho não atravessa uma linha imaginária perpendicular ao solo limitada pela extensão máxima do pé. B - Execução errada do exercício, o joelho atravessa a linha colocando as estruturas sobre fortes cargas e forças resultantes.

Na prática terapêutica a otimização dos exercícios é um dos grandes objetivos que se destacam como foco de linhas de pesquisa dentro de diversas áreas como: Fisioterapia Traumatológica, Fisioterapia Desportiva, Educação física e Biomecânica. Porém essa otimização deve promover um equilíbrio entre segurança de execução e efeitos benéficos para o objetivo que se propõe.¹⁵

2.5 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

A eletromiografia (EMG) de superfície é comparada, por um dos mais renomados pesquisadores em EMG, Dr. Carlo de Luca, como sendo uma “musa sedutora, pois provê fácil acesso aos processos fisiológicos que levam o músculo a gerar força, produzir movimento e

realizar as funções incontáveis que nos permite interagir com o mundo ao redor de nós.” Com isso, depara-se com um risco; por ser uma técnica de fácil uso, conseqüentemente torna-se uma técnica de fácil abuso. É preciso que se conheçam as aplicações e limitações da técnica, para que se realizem estudos coesos e que traduzam a verdade dos eventos analisados.

O termo Eletromiografia significa estudo da atividade neuromuscular através da representação gráfica da atividade elétrica do músculo. A célula muscular em repouso é caracterizada por uma diferente distribuição iônica no interior e exterior do sarcolema (nome dado a membrana da fibra muscular). Em conseqüência das características do sarcolema, verifica-se uma maior concentração de íons sódio e cloro no meio extracelular, enquanto que no interior da célula há predomínio dos íons potássio. Essa distribuição iônica se traduz em uma carga positiva no meio extracelular, criando um estado de repouso, uma diferença de potencial no meio intra e extracelular, chamado do potencial de repouso.

A contração muscular é resultado da excitação da fibra muscular, que inicia-se a nível do motoneurônio alfa e que culmina com a ativação da proteínas contráteis. Fisiologicamente os impulsos elétricos viajam na fibra nervosa como potenciais de ação, do sítio de geração até o terminal axonal, na sinapse com os músculos ou neurônios alvo. Para um nervo motor, o potencial de ação gerado por meio de uma alteração no potencial elétrico da membrana do segmento inicial é suficiente para levar o potencial da membrana até o limiar de geração de um ou mais potenciais de ação.³²

O potencial de ação se auto-reproduz continuamente ao longo do axônio, deixando para trás uma onda momentânea de hiperpolarização, na medida em que o impulso viaja em direção ao terminal do axônio. Acetil-Colina é liberada, se difunde na fenda sináptica e liga-se a um receptor na membrana da célula muscular da placa motora terminal. Se a despolarização for adequada, um ou mais potenciais de ação serão gerados no sarcolema. O potencial de ação é conduzido para o interior da fibra muscular pelo sistema tubular transverso e o cálcio acumulado nas cisternas terminais é liberado para dentro do sarcoplasma. A ação do cálcio permite a interação entre actina e miosina permitindo a contração muscular.³³

A contração muscular, portanto, é sempre antecedida por uma corrente eletroquímica que percorre toda a membrana, gerando uma diferença de potencial entre as zonas ativas e inativas. Esta diferença de potencial produz, graças às propriedades condutoras dos meios biológicos, uma corrente que se difunde a distância e que pode ser captada na pele através de eletrodos. É evidente que, o potencial recolhido pelo eletrodo, não é o verdadeiro potencial de ação muscular, porém, é um fenômeno elétrico consecutivo a sua passagem. Como a

amplitude desse sinal é muito pequena fazem-se necessárias sua amplificação e filtragem previamente ao seu registro.³⁴

Como a EMG de superfície permite a captação e tratamento dessas alterações mioelétricas, de forma não invasiva, a EMG constitui um método utilizado num variadíssimo leque de áreas de investigação que se convergem para um ponto comum de estudo: o comportamento neurofisiológico motor.^{34,35}

Uma vez digitalizado, o sinal mioelétrico pode sofrer diversos processamentos digitais, pode ser filtrado digitalmente com filtros do tipo: Passa alta, Passa baixa, Passa banda e Corta banda. No domínio do tempo, podem ser retificados, podem ter suas médias elevadas ao quadrado e extraídas suas raízes quadradas (RMS do inglês “Root Mean Square”). Podem ser normalizados pelos valores máximos, médios ou mínimos dependendo das análises e podem ser analisados segundo suas integrais.^{34,35}

Os dados também podem ser processados no domínio da frequência para análises espectrais, podem ser submetidos à transformada rápida de Fourier (FFT do inglês “Fast Fourier Transform”) e pode-se fazer a densidade espectral de potência (PSD do inglês Power Spectral Density) que nada mais é do que uma variação do FFT.³⁴

Com essas análises no domínio do tempo e da frequência conseguem-se análises muito interessantes como: amplitude do sinal, comportamento mioelétrico correlacionado a determinado esforço, predição de fadiga muscular, predição de coordenação motora, entre outras.

Esses processamentos são feitos separadamente, o que dificulta em parte, sua análise e compreensão. Com isso, alguns processamentos vêm chamando a atenção atualmente. Dentre eles se destaca a Transformada Wavelet que permite a análise quantitativa e simultânea do sinal tanto no domínio do tempo como no domínio da frequência. Abaixo temos toda a logística da coleta conversão e processamento do sinal mioelétrico.

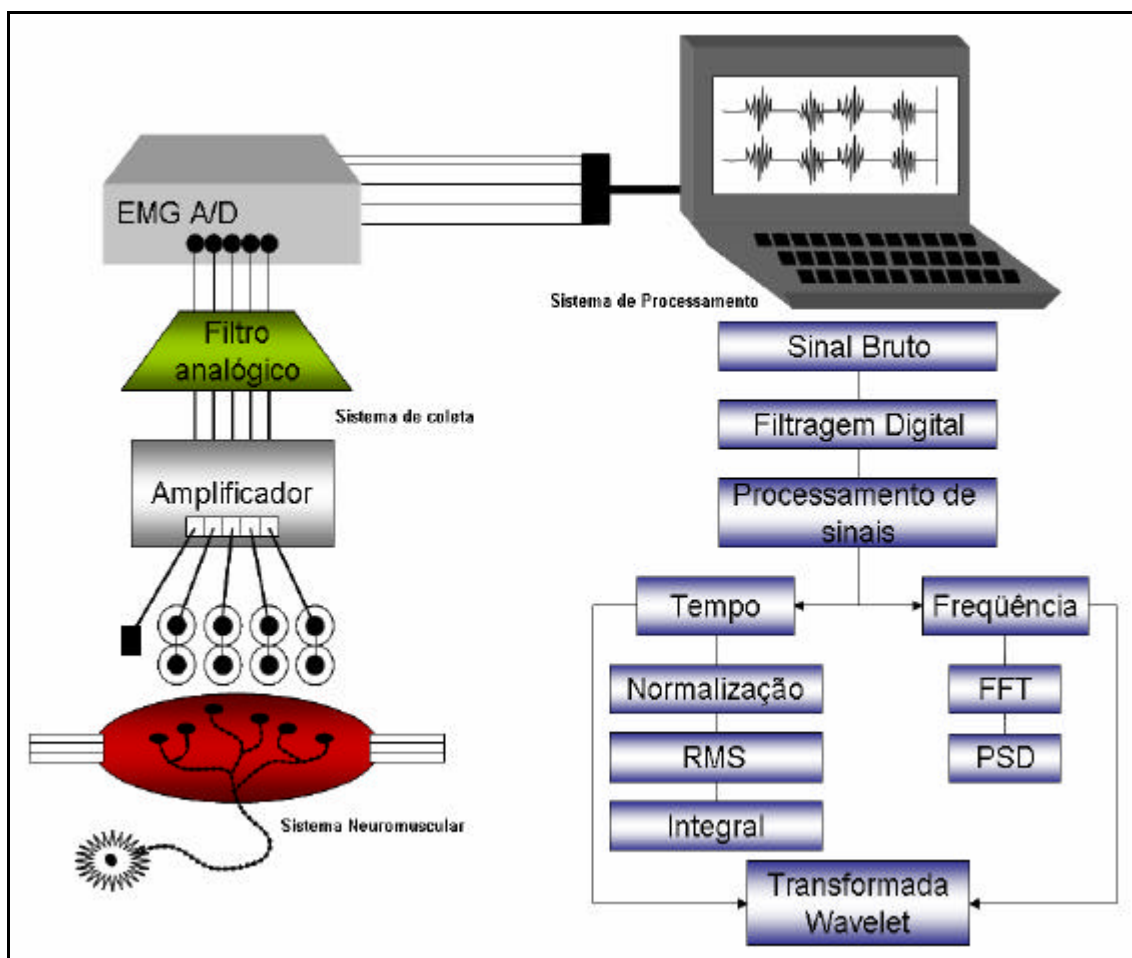


Figura 15. Logística da geração do impulso mioelétrico, coleta, conversão e processamento. Figura mostrando o sinal desde sua geração até algumas possibilidades de processamento de sinais.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 VOLUNTÁRIOS

Dez voluntários do sexo masculino com idade entre 18-30 anos, saudáveis sem antecedentes de alterações pressóricas, doença metabólica ou doença degenerativa articular.

Critérios de exclusão:

- ▶ Hipertensão
- ▶ Doença metabólica
- ▶ Doença degenerativa articular do joelho
- ▶ Dor articular no joelho

Todas as técnicas experimentais, assim como a metodologia, seguem as Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisas Envolvendo Seres Humanos, estabelecidas na Resolução nº 251, de 07 de agosto de 1997, do Conselho Nacional de Saúde e na Resolução nº 196, de 10 de outubro de 1996.

As informações serão utilizadas no projeto de pesquisa e serão publicadas sem prejuízo ao anonimato dos envolvidos.

3.2 PROCEDIMENTOS

Os indivíduos foram previamente avaliados com relação aos critérios de inclusão e exclusão, foram submetidos a uma avaliação antropométrica a fim de homogenizar a amostra e realizaram 6 modelos de exercício de agachamento ao longo de 2 semanas de estudo. Os exercícios foram divididos basicamente em 2 grupos: exercícios realizados sem nenhum tipo de apoio chamados de Agachamento livre (Livre) e exercícios realizados com as costas apoiadas numa bola suíça de 65cm de diâmetro chamados de Agachamento com Bola (Bola). Esses dois grupos sofreram 3 variações com relação ao apoio dos pés: com os pés em posição neutra (LivreNeutro e Bola Neutro), com os pés apoiados em um aclave de 30° de inclinação colocando os pés em dorsiflexão de 30° (LivreDorsi e BolaDorsi) e a última variação com os

pés apoiados sobre um declive de 45° de inclinação colocando os pés em plantiflexão de 45° (LivrePlanti e BolaPlanti). Para melhor visualização vide a figura abaixo (Figura 2).

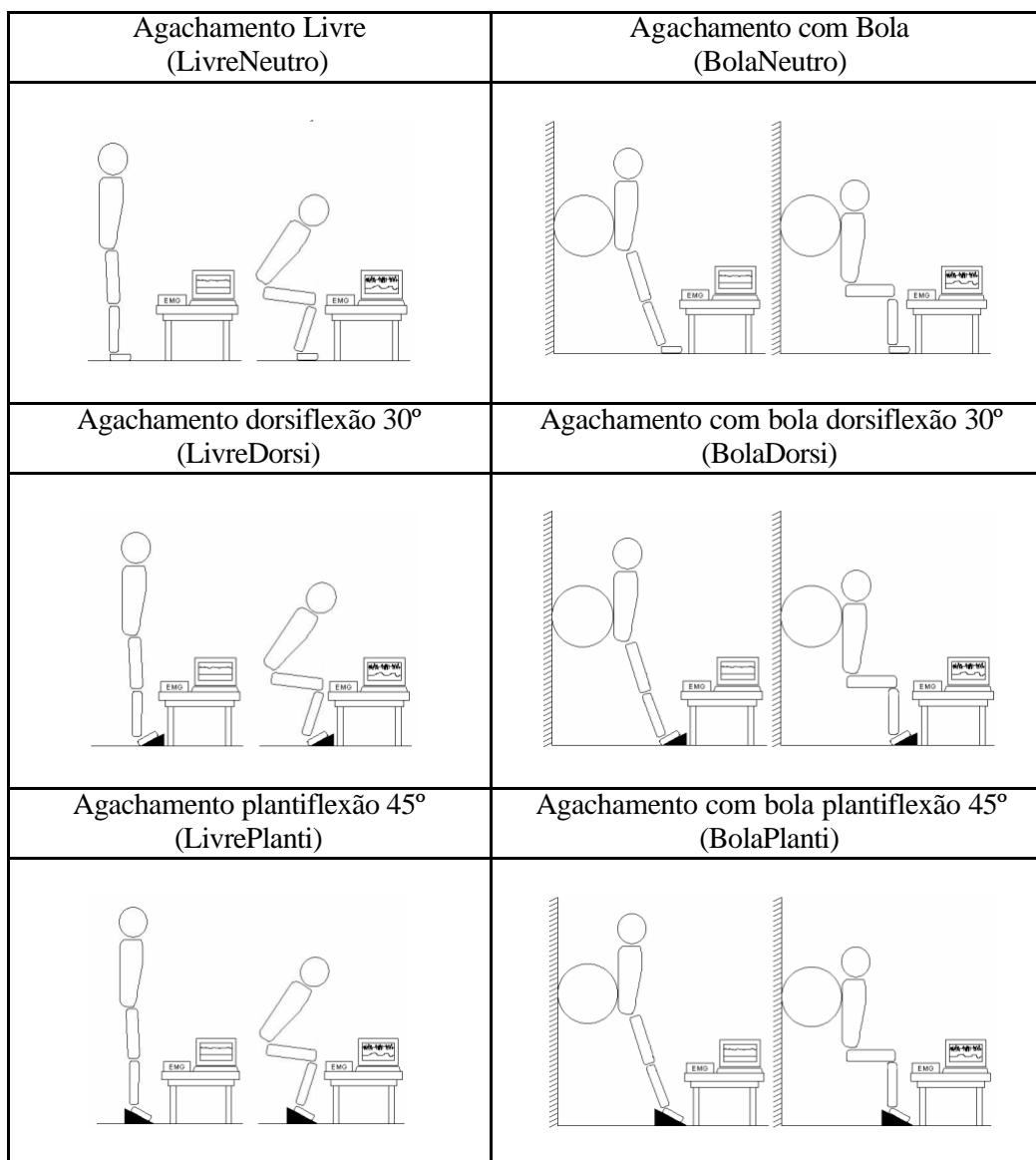


Figura 16. Desenho ilustrando os diferentes modelos de exercício de agachamento proposto com sua forma de execução.

Os participantes também realizaram uma contração voluntária máxima por 30 segundos em um dinamômetro especialmente desenvolvido para o estudo (Figura 17). Este dinamômetro é específico para simular o exercício de agachamento, o que permitiu a coleta do sinal mioelétrico, durante a realização do exercício isométrico com contração voluntária máxima (CVM).

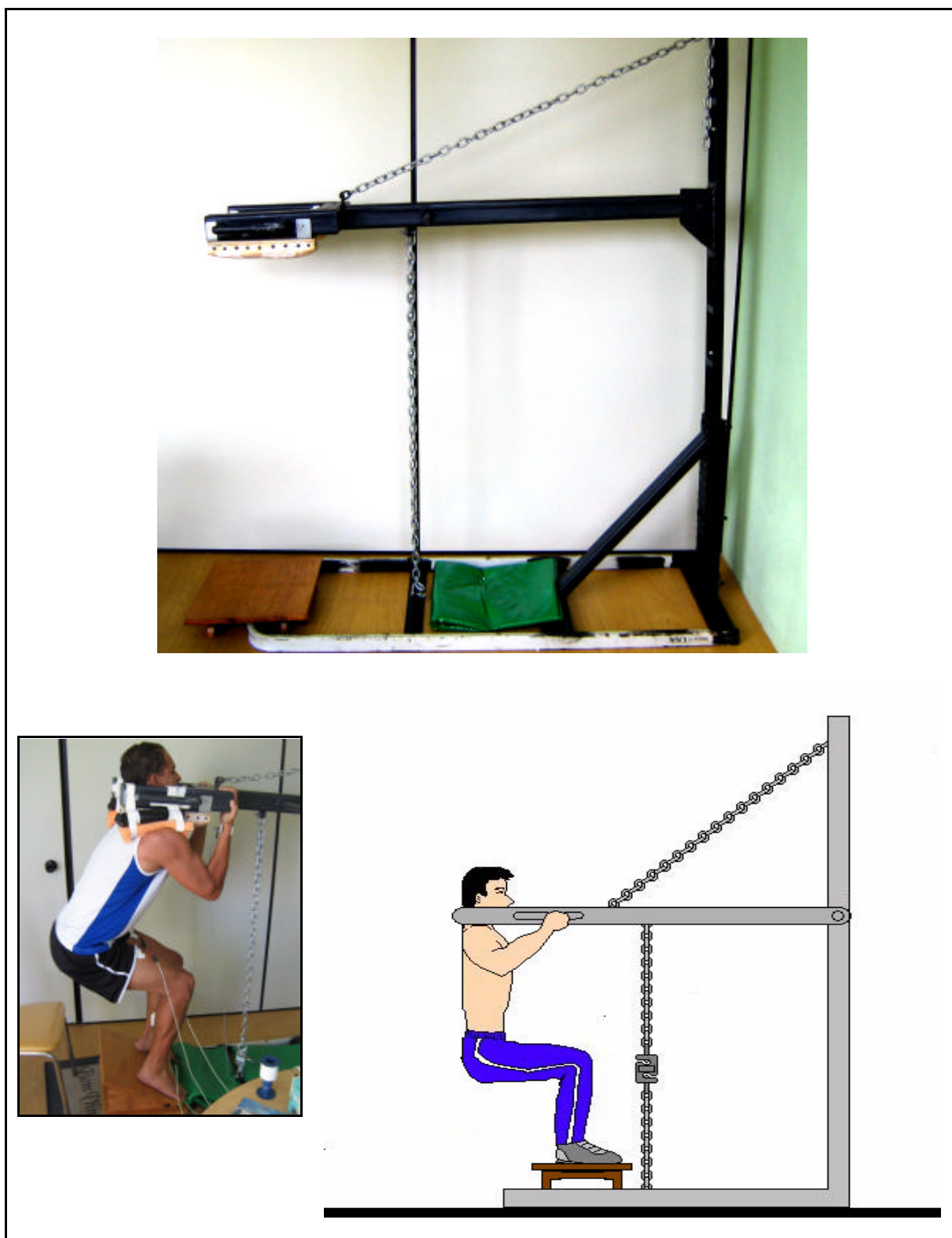


Figura 17. Esquema ilustrativo do Dinamômetro utilizado no estudo. O dinamômetro permite a coleta do sinal mioelétrico e da força máxima realizada simulando o exercício de agachamento.

3.3 COLETA E ANÁLISE DOS DADOS

Durante o exercício os indivíduos foram submetidos à Eletromiografia de superfície (EMG) bilateral dos músculos Reto Femoral e Sóleo com a finalidade de se verificar o recrutamento motor desses músculos e o ângulo articular do joelho foi mensurado com uso de goniômetro.

Para os procedimentos de colocação de eletrodos, foi feita a limpeza de pele, a tricotomia e nova limpeza da pele com uso de álcool 70%. Os eletrodos referentes ao Reto Femoral foram fixados no ponto médio de um eixo imaginário entre a crista ilíaca ântero-superior e a base da patela; os eletrodos referentes aos Sóleos foram fixados no 1/3 distal da face medial da perna sobre um eixo imaginário entre o maléolo medial e o epicôndilo medial do Fêmur. A distância entre o centro de cada eletrodo foi de 2 cm e o eletrodo terra foi colocado no punho direito. Após a colocação dos eletrodos foi feita uma marcação na pele com caneta demográfica a qual permitiu a recolocação dos eletrodos no mesmo ponto nos dias subsequentes.

Os indivíduos realizaram 10 repetições de cada protocolo de agachamento conforme randomização prévia. Foi realizado um protocolo por dia com a finalidade de evitar fadiga muscular. O ritmo do exercício foi marcado com auxílio de um metrônomo calibrado para gerar aviso sonoro a cada 1,5 segundo.

Para coleta do sinal mioelétrico foi utilizado um eletromiógrafo (EMG system Brasil LTDA) conectados ao sistema de aquisição e análise WinDaqXL, sendo filtragem feita com filtro passa banda de 20-500Hz, amplificado em 1000 vezes e convertido por placa A/D com frequência de amostragem de 2KHz para cada canal e com a variação de entrada de 5mV. O sinal foi convertido em arquivo .txt para que pudesse ser aberto no programa de análise de sinais DelSys EMGwork Analysis 3.1.1.1 – 2005. A partir de então foi extraído a Root Mean Square (RMS) do sinal. Os valores do RMS foram calculados levando-se em consideração a fase concêntrica e excêntrica do movimento desconsiderando os vales formados no sinal mioelétrico (Figura 18). Para a determinação da Frequência mediana os dados após sofrerem filtragem digital para retirada da frequência de 60Hz e suas harmônicas foram processados utilizando função específica para determinação da frequência mediana em ambiente MatLab (ANEXO C).

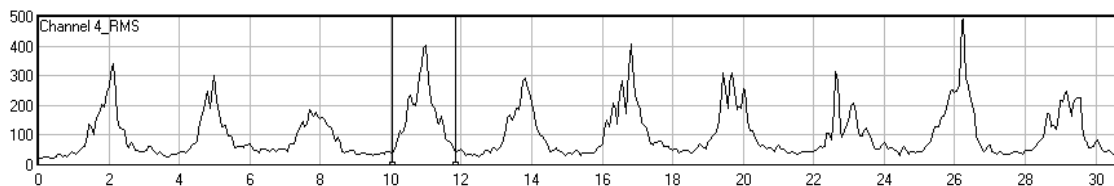


Figura 18. Representação gráfica demonstrando o intervalo onde as RMS foram calculadas desconsiderando os valores mínimos (vales).

Foi utilizado o programa Microsoft Excel para realização dos cálculos de médias e desvios padrões, os testes estatísticos foram feitos utilizando o programa GraphPad InStat v.3.05 – 2000, o programa Microcal Origin 7.0 foi utilizado para plotagem gráfica. Foram utilizados os testes ANOVA com o post test de Tukey com $\alpha = 0,05$.

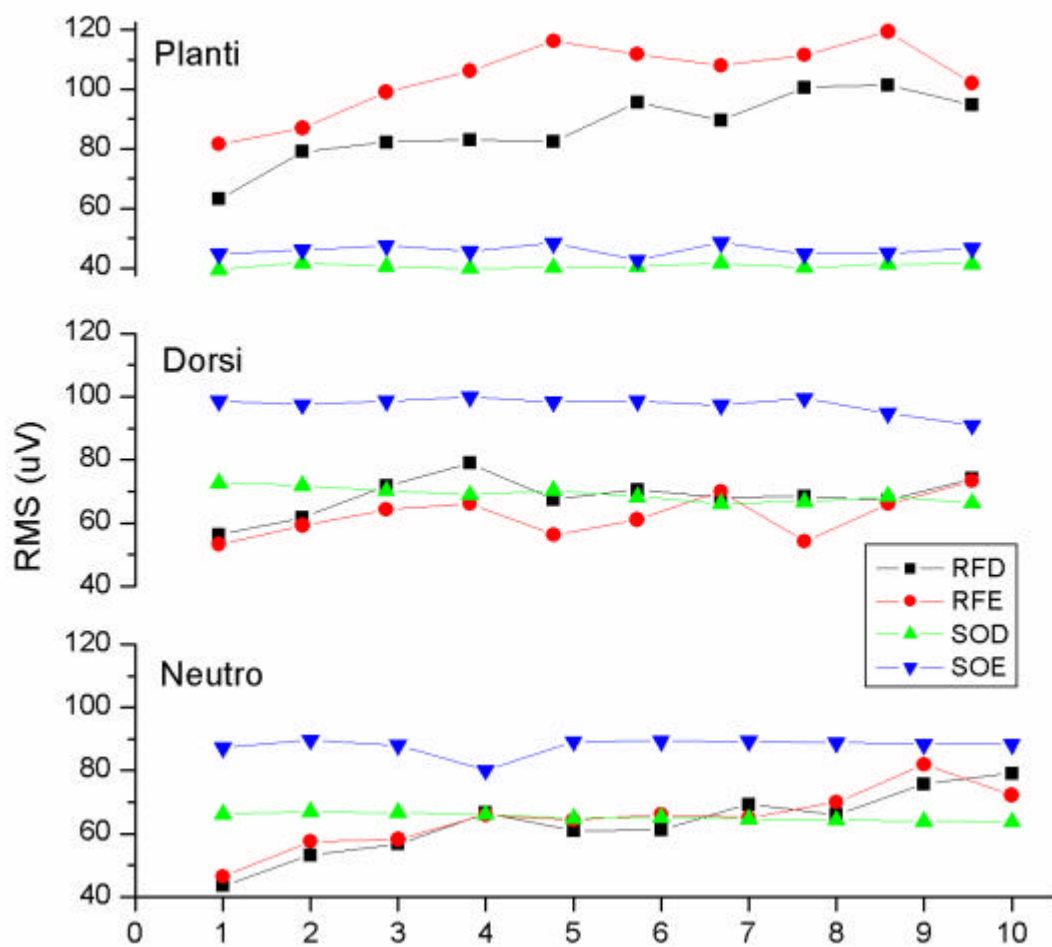
4 RESULTADOS

A tabela 1 representa as médias e os desvios padrões, dos 10 participantes, referentes à: estatura, massa, perimetria de membros inferiores e dobra cutânea das coxas da amostra estudada que possuía idade média de 22 ± 5 anos.

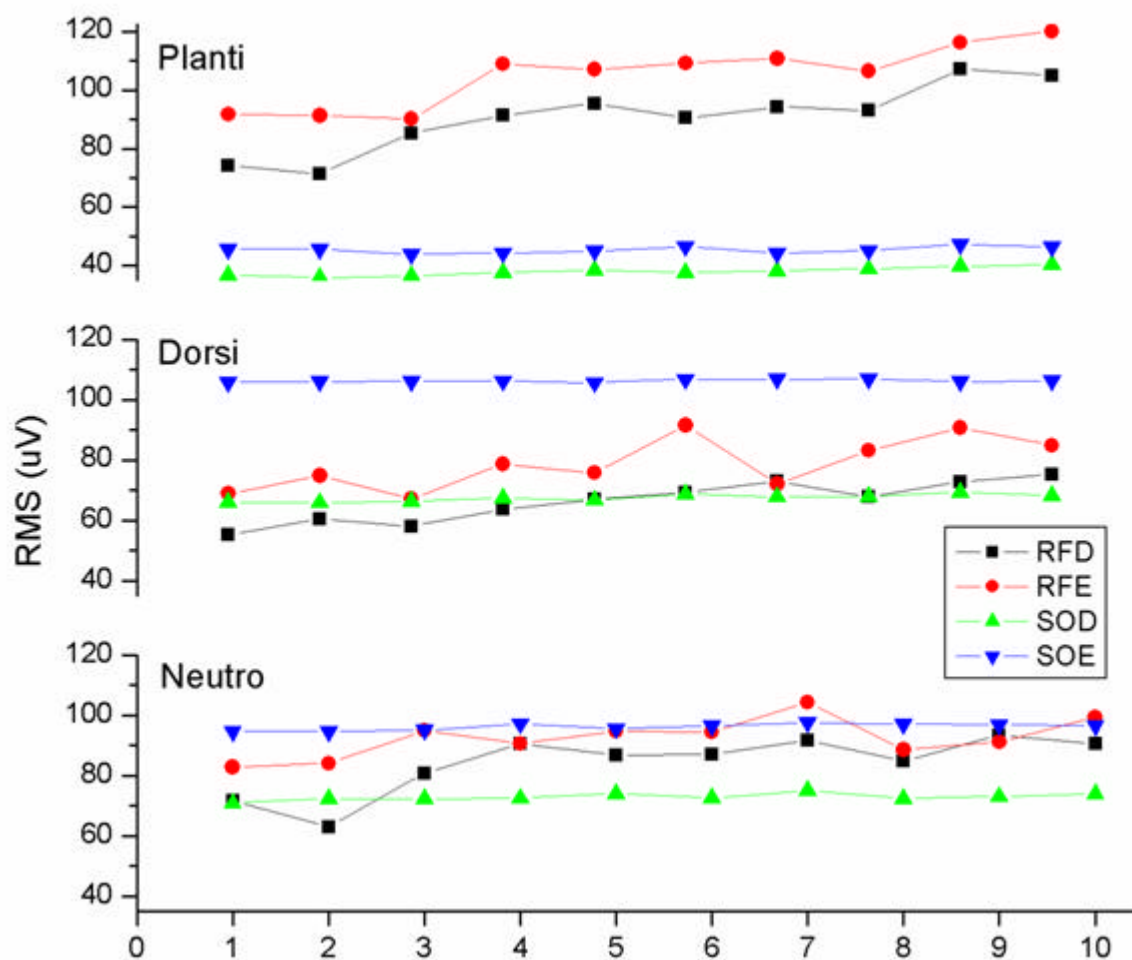
	Estatura (cm)	Massa (Kg)	Coxa D. (cm)	Coxa E. (cm)	Perna D. (cm)	Perna E. (cm)	Dobra Cutânea coxa
MEDIA	177,6	80,59	55,28	55,39	37,78	37,78	16,75
D.P.	7,40	14,49	5,21	4,78	3,42	3,35	6,26

Tabela 1. Tabela descrevendo a média e desvio padrão (D.P.) dos parâmetros antropométricos avaliados

O gráfico 1 é a representação da RMS de cada repetição das 10 repetições dos três tipos de exercícios (Neutro, Dorsi e Planti). No exercício Neutro verificou-se o RFD com recrutamento médio de $63 \mu\text{V}$; o RFE com $64 \mu\text{V}$; o SOD com $65 \mu\text{V}$ e o SOE com $87 \mu\text{V}$. Na Dorsi verificou-se o RFD com recrutamento médio de $68 \mu\text{V}$; o RFE com $62 \mu\text{V}$; o SOD com $68 \mu\text{V}$ e o SOE com $97 \mu\text{V}$. Já no exercício feito em Panti constatou-se o RFD com recrutamento médio de $87 \mu\text{V}$; o RFE com $104 \mu\text{V}$; o SOD com $40 \mu\text{V}$ e o SOE com $45 \mu\text{V}$.



No exercício executado com bola em Neutro verificou-se o RFD com recrutamento médio de 84 μV ; o RFE com 92 μV ; o SOD com 72 μV e o SOE com 96 μV . Em Dorsis verificou-se o RFD com recrutamento médio de 66 μV ; o RFE com 78 μV ; o SOD com 67 μV e o SOE com 106 μV . Por fim no agachamento em planti quantificou-se o RFD com recrutamento médio de 90 μV ; o RFE com 105 μV ; o SOD com 38 μV e o SOE com 45 μV (Gráfico 2).



O gráfico 3 é a representação da média das RMS de cada repetição em cada protocolo. Observa-se que nos protocolos livres, ao se realizar o agachamento no declive de 45° (LivrePlanti), conseguiu-se uma otimização do exercício. Houve maior recrutamento dos Retos Femorais quando comparado aos protocolos LivreNeutro e LivreDorsi. E o houve menor recrutamento do Sóleo no grupo LivrePlanti quando comparado aos outros grupos Livre.

Também no gráfico 3 verifica-se nos grupos que realizaram o protocolo com a bola que o protocolo em declive de 45° (BolaPlanti) teve maior recrutamento dos retos femorais quando comparados ao grupo BolaDorsi. Os Sóleos se mostraram com menor recrutamento no BolaPlantí quando comparados aos outros dois protocolos.

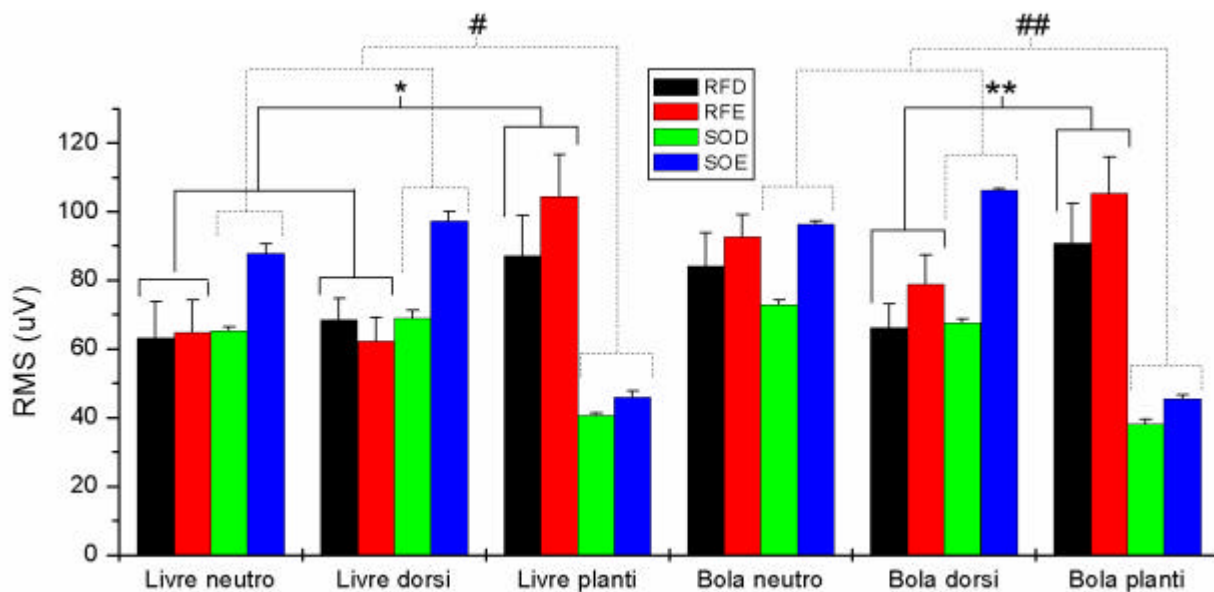


Gráfico 3. Média das RMSs de cada repetição nos diversos protocolos de agachamento. Gráfico ilustrando o comportamento médio das 10 repetições de cada protocolo de agachamento. Dados expostos em média \pm DP. (*) Aumento quando comparado com Livre neutro e Livre dorsi. (#) Diminuição quando comparado com Livre neutro e Livre dorsi. (**) Aumento quando comparado com Bola dorsi. (##) Diminuição quando comparado com Bola neutro e Bola planti. ($p < 0,05$).

Ao comparar todos os protocolos evidenciou-se que tanto livre quanto bola apresentaram maior recrutamento dos retos femorais quando os sóleos encontravam-se em menor recrutamento. Em uma comparação entre os protocolos Livre e Bola verifica-se que o protocolo realizado com a bola no solo neutro apresentou maior recrutamento do que realizado na forma livre, dados estes que podem ser apreciados na tabela 2.

LIVRE						
		média	mediana	desvio padrão	mínimo	máximo
Neutro	RFD	63.26	63.65	10.59	43.49	79.17
	RFE	64.79	65.51	9.49	46.46	81.95
	SOD	65.28	65.09	1.17	63.74	67.07
	SOE	87.83	88.59	2.82	80.11	89.74
Dorsi	RFD	68.42	68.23	6.27	56.24	78.93
	RFE	62.36	62.66	6.74	53.26	73.33
	SOD	68.99	68.71	2.24	66.18	72.65
	SOE	97.35	98.39	2.67	90.95	99.86
Plantí	RFD	87.19	86.25	11.70	63.08	101.50 *
	RFE	104.28	107.08	12.22	81.59	119.35 *
	SOD	40.65	40.49	0.78	39.48	41.69 **
	SOE	45.94	45.76	1.84	42.65	48.54 **
BOLA						
		média	mediana	desvio padrão	mínimo	máximo
Neutro	RFD	86.96	84.09	9.74	63.08	93.47 #
	RFE	92.84	92.55	6.57	82.85	104.40 #
	SOD	72.56	72.95	1.19	70.88	75.13
	SOE	96.65	96.22	1.11	94.64	97.62
Dorsi	RFD	67.47	66.27	6.73	55.23	75.26
	RFE	77.27	78.82	8.57	67.20	91.56
	SOD	67.58	67.45	1.18	65.91	69.33
	SOE	106.23	106.30	0.45	105.72	107.03
Plantí	RFD	92.21	90.78	11.47	71.47	107.10 *
	RFE	107.99	105.18	10.60	90.17	120.01 *
	SOD	37.97	38.10	1.44	35.94	40.49 **
	SOE	45.46	45.47	1.10	43.90	47.32 **

Tabela 2. Valores médios, medianas, desvios padrões, valores mínimos e máximos das RMSs dos protocolos Livre e Bola. (*)Aumento do recrutamento quando comparado com Dorsi e Neutro (**) diminuição do recrutamento quando comparado com Dorsi e Neutro (#) Aumento do recrutamento quando comparado com o protocolo Neutro Livre (p<0.05).

A análise no domínio da frequência foi feita apartir do PSD e foi extraída a frequência mediana afim de comparações entre os protocolos. No protocolo neutro os RFD e RFE apresentaram respectivamente as seguintes frequências medianas 113 ± 12 Hz e 106 ± 24 Hz no LIVRE e 122 ± 10 e 113 ± 13 no BOLA. Os sóleos direito e esquerdo tiveram 98 ± 20 Hz e 105 ± 20 Hz no LIVRE e 105 ± 22 Hz e 101 ± 20 Hz no BOLA, respectivamente. No protocolo dorsi verificou-se nos RFD e RFE as seguintes Frequências medianas 119 ± 7 Hz e 111 ± 15 Hz no LIVRE e 111 ± 9 Hz e 104 ± 20 Hz no BOLA. Os SOD e SOE obtiveram 103 ± 8 Hz e 112 ± 12 Hz no LIVRE e no BOLA verificou-se 102 ± 12 Hz e 102 ± 22 Hz. No protocolo plantí, os músculos RFD e RFE tiveram os seguintes comportamentos no LIVRE 116 ± 9 e 112 ± 10 Hz e no BOLA 117 ± 7 e 107 ± 9 Hz. Já os músculos Sóleos direito e esquerdo tiveram aumento nas suas frequências medianas quando comparado ao outros protocolos (p<0.05), 130 ± 12 Hz e

145±10 Hz. No exercício realizado com BOLA obtiveram-se as seguintes frequências medianas 98±17 Hz e 109±19 Hz, essas frequências foram menores quando comparadas com os mesmos músculos no protocolo planti do exercício LIVRE ($p<0.05$) (Gráfico 4).

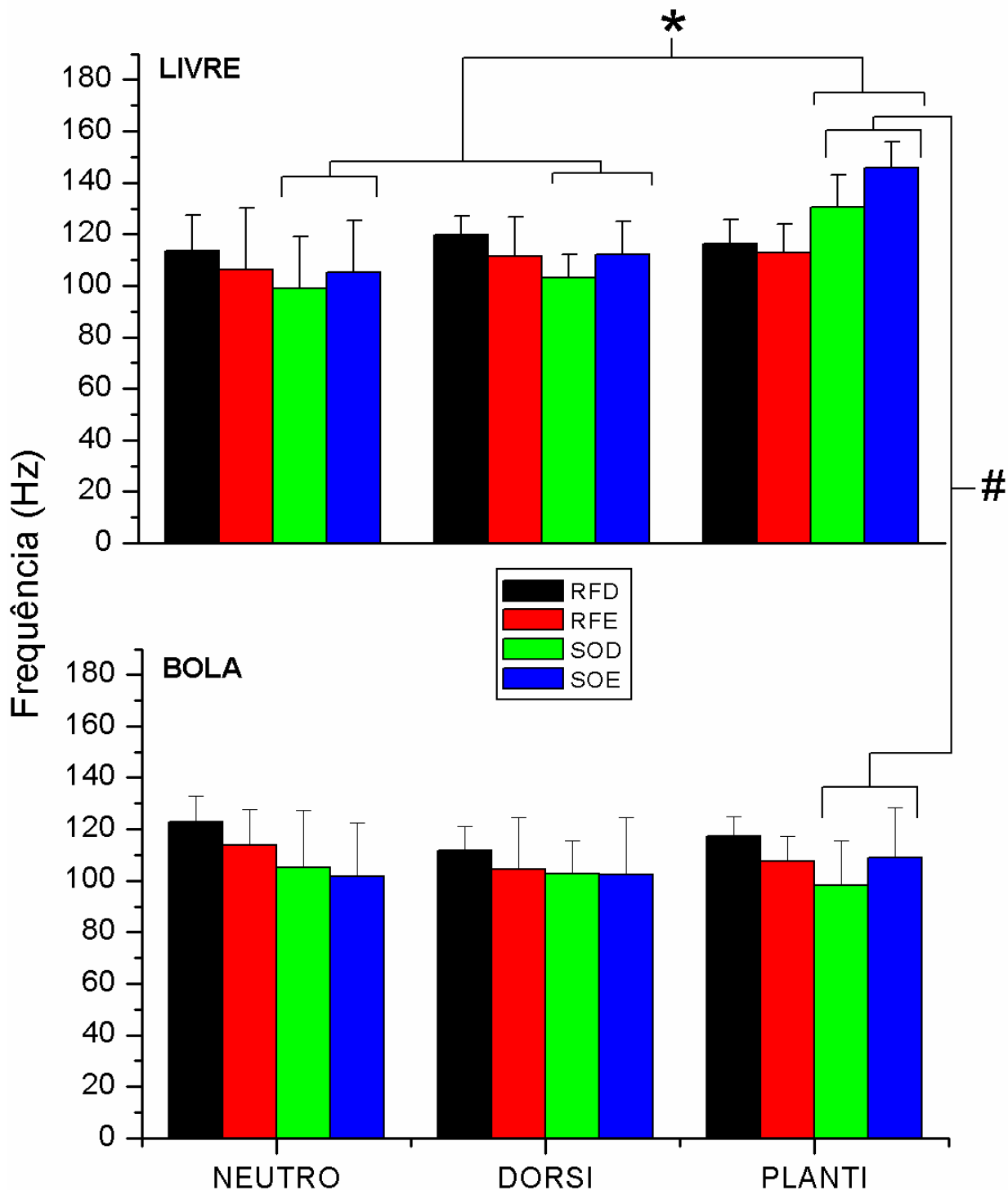


Gráfico 4. Análise das Frequências medianas encontradas nos três diferentes protocolos com o exercício realizado na forma LIVRE e BOLA. Foi verificada uma maior frequência mediana nos músculos Sóleos no protocolo planti quando comparado com os outros protocolos no grupo LIVRE ($p<0.05$). Não foi verificada diferença entre os protocolos no grupo BOLA ($p>0.05$). Porém quando se compara o exercício LIVRE com exercício realizado com BOLA verifica-se uma menor frequência mediana nos Sóleos realizados em planti com uso de bola. ($p<0.05$).

A análise isométrica com CVM, realizado no dinamômetro projetado para esse estudo, foi feita utilizando o RMS normalizado, foi comparada a variação percentual dos protocolos em relação ao protocolo neutro. Verificou-se que houve maior recrutamento muscular do reto femoral direito e esquerdo no exercício realizado em declive de 45°, quando comparado aos exercícios realizado em plataforma neutra e em aclave de 30°. Nos Sóleos não houve diferença no recrutamento muscular nos três diferentes protocolos (Gráfico 5).

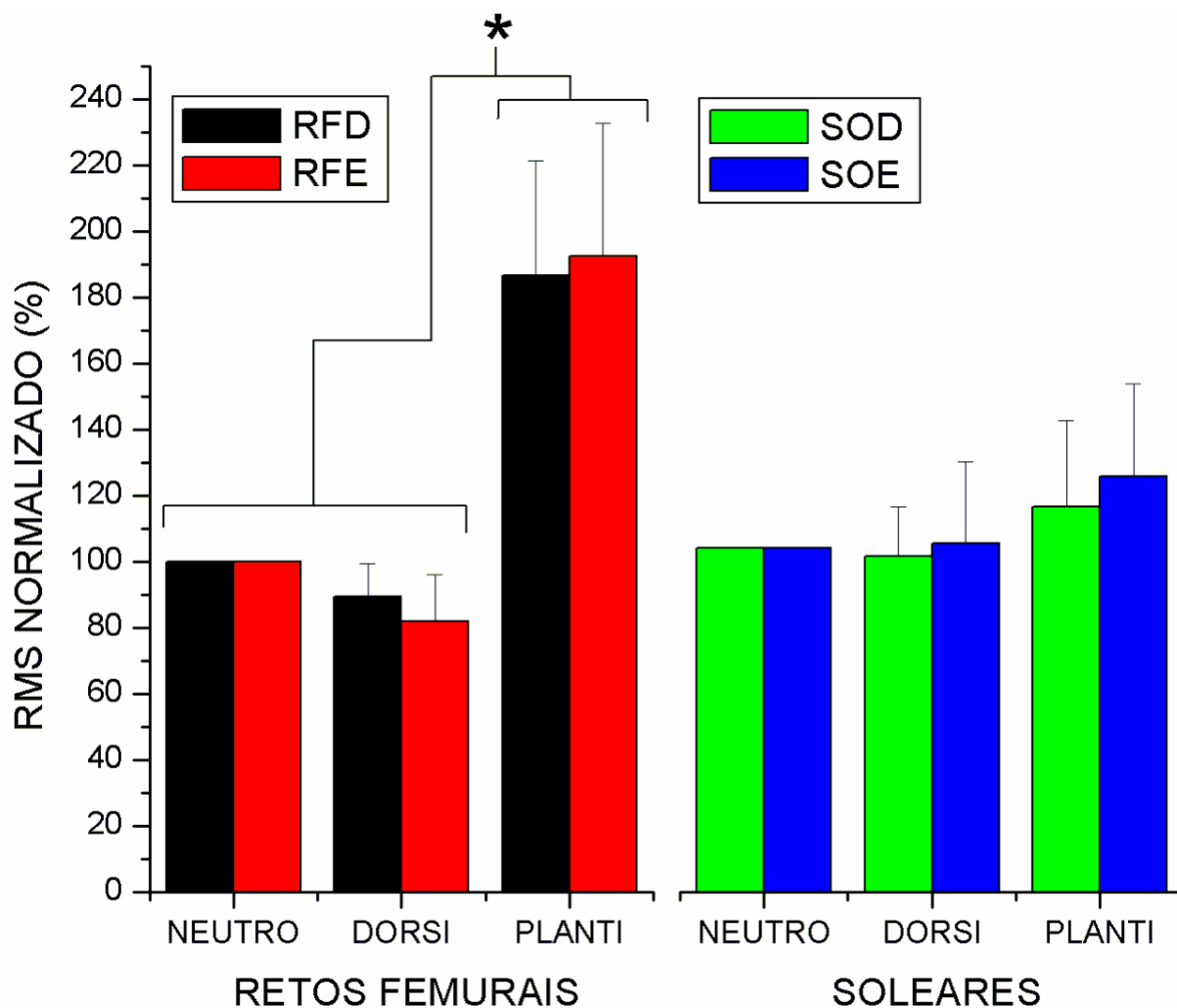


Gráfico 5. Figura representando a análise isométrica. Os dados foram normalizados pelo protocolo neutro. (*) Houve aumento nos retos femorais de cerca de 80-100% no protocolo planti quando comparado ao protocolo neutro e dorsi respectivamente ($p < 0,05$). Os sóleos apresentaram o mesmo comportamento eletromiográfico nos diferentes protocolos ($p > 0,05$)

Ao analisar a geração da força gerada nos três diferentes protocolos, observou-se o seguinte: o exercício isométrico realizado no dinamômetro com solo neutro obteve 251 ± 56 Kgf de geração de força, quando realizado em aclave de 10° (DORSI) verificou-se a geração de força de 214 ± 41 Kgf, quando comparado com o neutro não apresentou diferença ($p > 0,05$).

Já o exercício realizado no declive de 45° (PLANTI) apresentou uma menor geração de força quando comparado com o protocolo neutro, 182 ± 27 Kgf ($p < 0.05$). Entre o protocolo planti e dorsi não houve diferença na geração de força ($p > 0.05$) (Gráfico 6)

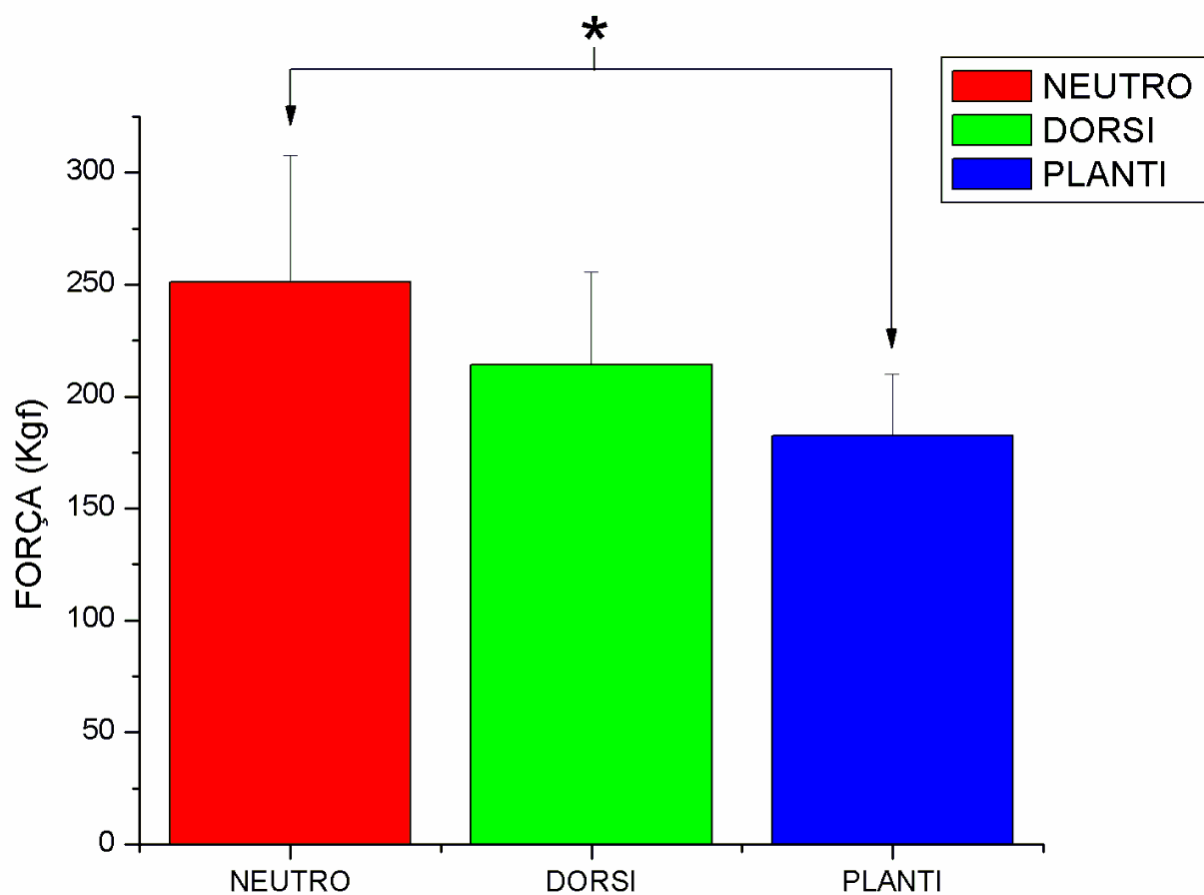


Gráfico 6. Representação da geração de força (Kgf) do exercício isométrico realizado nas três diferentes plataformas. Verificou-se maior geração de força no protocolo neutro quando comparado com o planti ($p < 0.05$)

5 DISCUSSÃO

Observando-se os gráficos de cada protocolo fica evidente que os protocolos geram padrões similares quando é comparado o uso ou não da bola terapêutica, porém, pode ser observado que a posição do pé gera um padrão de comportamento motor dos Retos Femorais e dos Sóleos distintos. Verifica-se que nos grupos (Livre e Bola) em declive de 45° (LivrePlanti e BolaPlanti) houve maior recrutamento dos Retos Femorais e menor recrutamento dos Sóleos. Esses padrões podem ser observados nas Figuras 19 e 20.

O menor recrutamento dos Sóleos pode ser explicado pelo posicionamento dos pés, o que coloca o músculo em posição de encurtamento gerando, portanto, uma ineficiência mecânica induzida pelo declive de 45°. É interessante observar que exatamente nos protocolos onde o Sóleo tem menor atuação (LivrePlanti e BolaPlanti) verificou-se uma otimização do recrutamento dos Retos Femorais.

É provável que isso ocorra devido ao fato cinesiológico do Sóleo atuar realizando plantiflexão em cadeia aberta e em cadeia fechada, por inversão de ponto fixo o Sóleo realiza retropulsão do terço proximal da tíbia, auxiliando na extensão do joelho (figura 25). Por não haver sua atuação nesses protocolos, o Reto Femoral foi mais solicitado para completar o movimento, compensando a ausência do sinergismo muscular do Sóleo em cadeia cinética fechada.

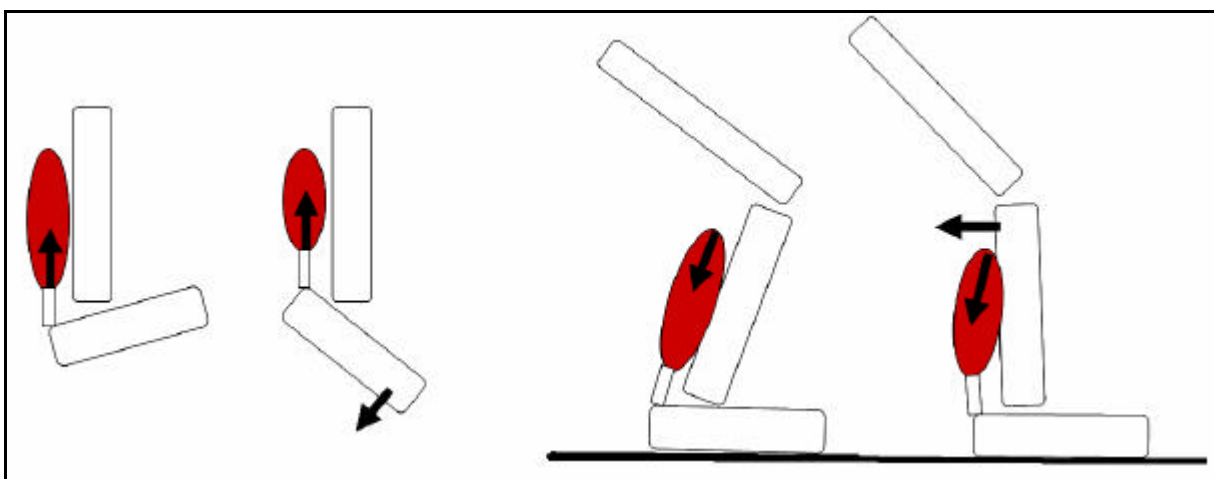


Figura 19. Esquema mostrando a ação do Sóleo em cadeia cinética aberta e cinética fechada. Na figura da esquerda evidencia-se a ação em cadeia cinética aberta, realizando plantiflexão. Na direita verifica-se a inversão de ponto fixo, como o pé não pode se mover por estar em contato com o solo, a tíbia é tracionada pra trás auxiliando na extensão do joelho.

Para uma melhor avaliação e comparação entre os protocolos de agachamento foram feitas as médias da RMS de cada repetição. Obteve-se, então, um valor que se propôs a

representar o comportamento médio do recrutamento em cada protocolo. Com isso foi possível verificar que os grupos que realizaram agachamento com os pés em planti-flexão obtiveram maior recrutamento motor (independente do uso ou não da bola terapêutica).

Porém, ao realizar-se o exercício no solo neutro (prática mais comum na clínica fisioterapêutica), verificou-se que realiza-lo com a bola promoveu maior recrutamento do reto femoral. Provavelmente, esse fato ocorra, devido o deslocamento do centro de gravidade posteriormente, permitindo a realização do exercício de forma mais concentrada, exigindo, portanto, maior recrutamento muscular para permitir sua realização de forma plena.

Com a finalidade de verificar a importância do sinergismo muscular na geração de força, foi realizado um protocolo de avaliação dinamométrica estática. Com isso verificou-se que a variação do solo não alterou a geração de força ao realizar o teste em neutro ou em aclave de 10° . Porém ao se realizar em declive de 45° houve uma menor geração de força. Alguns fatores podem ter gerado esse evento, como se trata de um esforço em cadeia cinética fechada, a ação do Sóleo extender o pé, atua em sinergismo no somatório de forças imposto a resistência (braço do dinamômetro), como no protocolo que gerou menos força o pé já se encontra em extensão (planti-flexão), perde-se esse mecanismo, o que resulta em uma menor geração de força (Figura 26). Com isso foi possível caracterizar que a posição do pé em declive de 45° foi o fator predominando para a diminuição na capacidade de realizar força.

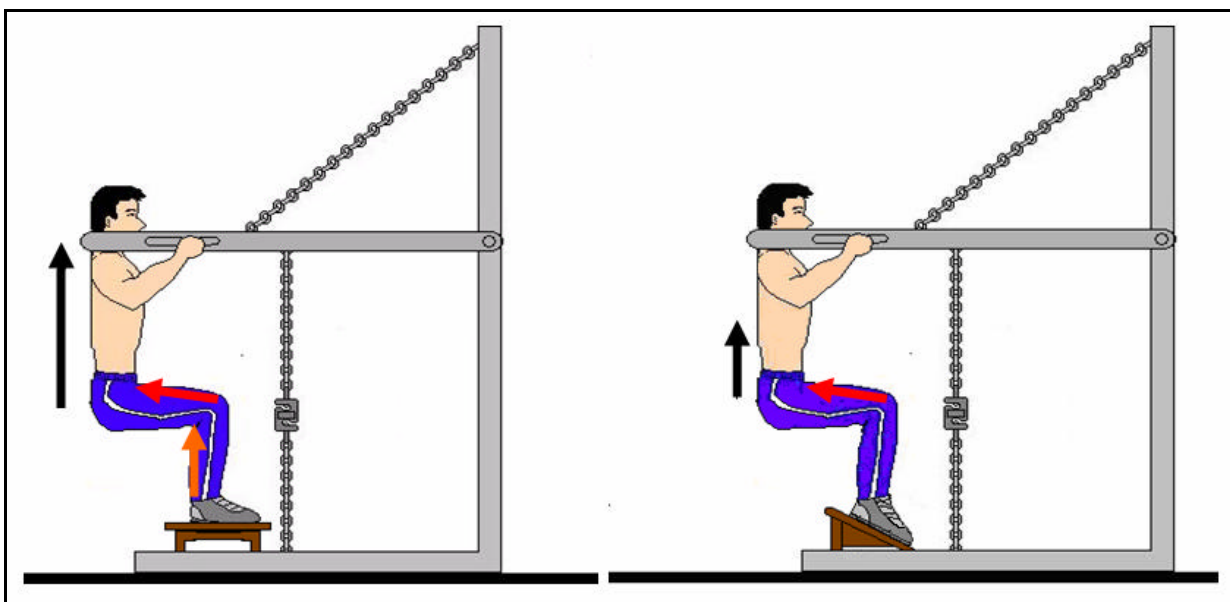


Figura 20. Esquema ilustrativo da realização do exercício isométrico no dinamômetro. Com exercício realizado na plataforma neutra há sinergismo entre o quadríceps e o Sóleo. Já na plataforma em declive o Sóleo é colocado em ineficiência mecânica o que o incapacita de gerar força, o que justifica a menor geração de força nesse protocolo.

Alguns trabalhos que estudam o agachamento objetivam avaliar a relação de recrutamento entre os músculos Vasto lateral e Vasto medial.^{36,37,38} Para tal, tenta-se variar

rotações internas e externas de tíbia, limitar a angulação do movimento e variar o posicionamento do quadril.^{39,40,41} Estes estudos ainda possuem resultados conflitantes.

Kongsgaard et al. (2006) também observaram maior ativação mioelétrica do músculo reto femoral em declive, quando comparado ao agachamento padrão, com maior ativação também do Sóleo em declive, o que vai de encontro ao exposto neste trabalho, podendo esta divergência existir pela diferença metodológica da angulação da plataforma de declive de 25 graus utilizada pelos autores citados.¹⁶

Em recente publicação Ribeiro et al (2007) não verificaram alterações no recrutamento mioelétrico do reto femoral e do gastrocnêmio. Porém vale salientar que nesse estudo as plataformas usadas tinham 10° tanto em aclave com em declive. Em aclave houve concordância com os dados relatados no presente estudo, porém em declive, provavelmente devido a pouca angulação, as alterações biomecânicas não foram suficientes para promover alteração no recrutamento mioelétrico.⁴²

Com o que foi exposto pode-se postular que o exercício mais indicado para a prática clínica deva ser o agachamento em declive de 45° com ou sem bola, visto que, ambos geraram maior recrutamento motor dos retos femorais assim como, a não variação da frequência mediana, o que indica que o exercício gerou stress muscular semelhante entre as duas técnicas. A opção por usar ou não a bola deve ser correlacionada com outros achados clínicos do paciente como presença de problemas na coluna vertebral ou déficits de equilíbrio.

Não foram encontrados estudos com o mesmo objetivo ou com a metodologia proposta por esse estudo, impossibilitando a corroboração ou opinião conflitante de idéias. Fica, portanto, a proposta de estudos futuros que possibilitem avaliação do comportamento motor de todo o membro inferior com a metodologia apresentada no presente estudo.

6 CONCLUSÃO

O presente estudo leva a concluir que com uma simples variação de técnica torna-se possível potencializar a atividade eletromiográfica do músculo reto femoral. Com isso pode-se postular que a técnica em declive de 45° com apoio na bola é a mais indicada para recuperação funcional do músculo reto femoral, visto que, desencadeia um maior recrutamento motor com grande segurança de execução por manter a coluna apoiada e estabilizada durante todo o movimento.

Também fica caracterizada a importância do sinergismo muscular existente entre o reto femoral o Sóleo. Pois ao se colocar o Sóleo em desvantagem mecânica, promove-se uma impotência funcional no grupamento extensor do joelho. Fato esse evidenciado pelo aumento do recrutamento motor numa tentativa de compensar a incapacidade de gerar força.

Com isso a seleção do tipo de exercício pode ser feita de acordo com a condição do praticante. Se o exercício for realizado por um paciente em fase inicial de tratamento deve-se realizar o exercício com o solo neutro para que ambos os músculos realizem o movimento. Se o exercício for realizado em uma fase mais tardia do tratamento, onde o objetivo de tratamento seja potencializar o recrutamento do grupamento extensor basta realizar o treinamento em declive de 45°, minimizando a ação músculo sóleo.

Vale salientar que o presente dado tem grande valia, pois permite um aprimoramento no efeito terapêutico do exercício agachamento, sem nenhum custo financeiro. Por se tratar de um exercício realizado com própria massa corporal não há necessidade de nenhum equipamento de mecanoterapia. Para sua otimização, basta apenas, um aparato que mude o posicionamento articular do tornozelo para 45° em plantiflexão.

REFERÊNCIAS

1. NOYES, F.R.; MOOAR, P.A.; MATTHEWS, D.S.; BUTLER, D.L. The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part I: The long-term functional disability in athletically active individuals. **J Bone Joint Surg Am.**, v.65, p.154-162, 1983.
2. TURQUETO LV, VILLARDI AM, PALMA IM, VIEIRA LAM & PACHECO JPA. Reconstrução artroscópica do ligamento cruzado anterior do joelho com o uso do tendão patelar: modificação de técnica. **Rev. Bras. Ortop.**, v.28, n.8, p.537-540, 1993.
3. CARVALHO JÚNIOR L, DENARO M, GONÇALVES T, BRITTOH, GONÇALVES M. Uso do dreno de sucção após a reconstrução do ligamento cruzado anterior. **Rev Bras Ortop.**, v.41, n.6, p.211-216, 2006.
4. REZENDE MU, ANDO AY, INADA MT, FRANÇOLIN PJ, KOKRON AEV, LEIVAS TP, HERNANDEZ AJ & CAMANHO GL. Viabilidade da utilização do tendão do semitendinoso como substituto do LCA do ponto de vista biomecânico. **Rev Bras Ortop.**, v.29, n.7, p.505-509, 1994.
5. KAPOOR B, CLEMENT DJ, KIRKLEY A, MAFFULLI N Current practice in the management of anterior cruciate ligament injuries in the United Kingdom. **Br J Sports Méd.**, v.38, p.542-544, 2004.
6. SHELBOURNE KD & NITZ P. Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. **J Orthop Sports Phys Ther.**, v.15, p.256- 264, 1992.
7. FELLER JA, WEBSTER KE, TAYLOR NF, PAYNE R, PIZZARI T. Effect of physiotherapy attendance on outcome after anterior cruciate ligament reconstruction: a pilot study **Br. J. Sports Med.**, v.38, p.74-77, 2004.
8. MANAL TJ & SNYDER-MACKLER L. Practice Guidelines For Anterior Cruciate Ligament Rehabilitation: A Criterion-Based Rehabilitation Progression. **Operative Techniques in Orthopaedics**, v.6, n.3, p.190-196, 1996.
9. BONFIM T, PACCOLA C. Propriocepção após a reconstrução do ligamento cruzado anterior usando ligamento patelar homólogo e autólogo. **Rev Bras Ortop.**, v.35, n.6, p.194-201, 2000.
10. KERKOUR, K; SALGADO, A. Reconstrução do Ligamento Cruzado Anterior (LCA) Repercussões da Escolha do enxerto sobre a sensibilidade proprioceptiva do Joelho. **Terapia Manual**, v.1, n.3, 2003.
11. FOLLAND, J P, CHONG J, COPEMAN EM & JONES DA. Acute muscle damage as a stimulus for training-induced gains in strength. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v.33, n.7 p.1200-1205, 2001.
12. GRAHAM V, GEHLSSEN G, EDWARDS J. Electromyographic Evaluation of Closed and Open Kinetic Chain Knee Rehabilitation Exercises. **Journal of Athletic Training** v.28, n.1, p.23-30, 1993.

13. TOUTOUNGI D, LU T, LEARDINI A, CATANI F, O'CONNOR J. Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. **Clinical Biomechanics.**, v.15, p.176-187, 2000.
14. THOMPSON & FLOYD. **Manual de Cinesiologia Estrutural.** 14ª ed. Editora Manole, São Paulo, 2002.
15. BEUTLER AI, COOPER LW, KIRKENDALL DT, GARRETT JR WE Electromyographic Analysis of Single-Leg, Closed Chain Exercises: Implications for Rehabilitation After Anterior **Journal of Athletic Training.**, v.37, n.1 p.13–18, 2002.
16. KONGSGAARD M, AAGAARD P, ROIKJAER S, OLSEN D, JENSEN M, LANGBERG H, MAGNUSSON S. Decline eccentric squats increases patellar tendon loading compared to standard eccentric squats. **Clinical Biomechanics.**, v.21, p.748–754, 2006.
17. YOUNG M, COOK J, PURDAM C, KISS Z, ALFREDSON H Eccentric decline squat protocol offers superior results at 12 months compared with traditional eccentric protocol for patellar tendinopathy in volleyball players. **Br J Sports Med.**, v.39, p.102–105, 2005.
18. PULLMAN S, GOODIN D, MARQUINEZ A, TABBAL S, RUBIN M Clinical utility of surface EMG. *Neurology* v.55, p.171-177, 2000.
19. FARINA D, FOSCI M, MERLETTI R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. **J Appl Physiol.**, v.92, p.235–247, 2002.
20. FARINA D, MERLETTI D, ENOKA R. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **J Appl Physiol.**, v.96, p.1486–1495, 2004.
21. REAZ M, HUSSAIN M, MOHD-YASIN F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. **Biol. Proced. Online.**, v.8 n.1, p.11-35, 2006.
22. SOBOTTA J. **Atlas de Anatomia Humana.** 22ª ed. São Paulo: Guanabara koogan, 2006.
23. MOORE K & DALLEY A. **Anatomia orientada para Clínica.** 5ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara koogan, 2007.
24. HALL S. **Biomecânica Básica** 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
25. NORDIN M & FRANKEL V. **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético** 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.
26. WHITING W & ZERNICKE R. **Biomecânica da Lesão Musculoesquelética.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogna, 2001.
27. KAPANDJI, AI. **Fisiologia Articular.** 5ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

28. SMITH, P. N. et al. Development of the Concepts of Knee Kinematics. **Arch. Phys. Med. Rehabil.** v.84, p.1895-1902, 2003.
29. MACEDO, CG et al. Atualização do tratamento fisioterapêutico nas patologias femuro-patelares: uma revisão da literatura. **Fisioterapia em movimento**, v.16, n.3, p.69-69, 2003.
30. HERBERT S & XAVIER R **Ortopedia e Traumatologia princípios e prática**. 3ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2003.
31. FUKAE, A; Sato, H; Andrew, P. D. Pressure on the tibial plateau when standing from a seated position. **J. Phys. Ther. Sci.**, v.10, n.2, p.81-85, 1998.
32. NELSON, RM.; HAYES KW.;CURRIER, D.P. **Eletroterapia clínica**. 3ª ed. São Paulo: Manole, 2003.
33. BERCHTOLD, M.W.; BRINKMEIER, H.; MÜNTENER, M. Calcium íon in skeletal muscle: Its crucial role for muscle function, plasticity, and disease. **Physiological Reviews.**, v.80, p. 1215-1265, 2000.
34. CORREA PP, SANTOS PM & VELOSO, A. **Electromiografia: fundamentação fisiológica, métodos de recolha, processamento e aplicações cinesiológicas**. Lisboa: Edições FMH, 2003.
35. HERMENS HJ, FREKIS B, MERLETTI R, STEGMAN D, BLOK J, RAU G, KLUG CD, HÄGG G. **SENIAM – EUROPEAN RECOMMENDATIONS FOR SURFACE ELECTROMYOGRAPHY**, 1999.
36. MIRZABEIGI E, JORDAN C, GRONLEY J, ROCKOWITZ N, PERRY J. Isolation of the vastus medialis oblique muscle during exercise. **American Journal of Sports Medicine.**, v.27, p.50-53, 1999.
37. BEVILAQUA-GROSSI D, FELICIO L, SIMÕES R, COQUEIRO K, MONTEIRO-PEDRO V. Avaliação eletromiográfica dos músculos estabilizadores da patela durante exercício isométrico de agachamento em indivíduos com síndrome da dor femoropatelar. **Rev Bras Med Esporte.**, v.11, n.3, p.159-163, 2005.
38. SACCO I, KONNO G, ROJAS G, ARNONE A, PÁSSARO A, MARQUES A, CABRAL C. Functional and EMG responses to a physical therapy treatment in patellofemoral syndrome patients. **Journal of Electromyography and Kinesiology.**, v.16, n.2, p.167-174, 2005.
39. HUNG Y, GROSS M Effect of foot position on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis during lower-extremity weight-bearing activities, **J. Orthopaed. Sports Phys. Ther.**, v.29, n.2, p.93–105, 1999.
40. MONTEIRO-PEDRO V, VITTI M, BEVILAQUAGROSSO D. The effect of free isotonic and maximal isometric contraction exercises of the hip adduction on vastus medialis oblique muscle: an electromyographic study. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol.**, v.39, p.435-440, 1999.

41. HETEL J, EARL J, TSANG K, MILLER S. Combining isometric knee extension exercises with hip adduction or abduction does not increase quadriceps EMG activity. **Br J Sports Méd**, v.38, p.210–213, 2004.
42. RIBEIRO G, DIONÍSIO G & ALMEIDA G. Atividade eletromiográfica durante o agachamento unipodal associado a diferentes posições do pé. **Rev Bras Med Esporte.**, v.13, n.1, p.43-46, 2007.

ANEXO A: Comitê de Ética em Pesquisa



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVAP

CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo n.º H150/CEP/2006, sobre "*Proposta de otimização do exercício de agachamento aplicado à reabilitação pós-cirúrgica de reconstrução do ligamento cruzado anterior*", sob a responsabilidade de Felipe Sampaio Jorge, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos, conforme Resolução n.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi **aprovado** por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Informamos que o pesquisador responsável por este Protocolo de Pesquisa deverá apresentar a este Comitê de Ética um relatório das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação.

São José dos Campos, 22 de novembro de 2006

PROF. DR. LANDULFO SILVEIRA JUNIOR
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa da Univap

ANEXO B: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - TCLE

I- IDENTIFICAÇÃO:

1. Nome: _____
2. Sexo: M() F()
3. Membro inferior dominante Dir.() Esq.()
4. Data de nascimento (idade): ___/___/____ (___)
5. Endereço: _____
6. Telefone: _____

II- Dados sobre a pesquisa

1. Título: PROPOSTA DE OTIMIZAÇÃO DO EXERCÍCIO DE AGACHAMENTO APLICADO A REABILITAÇÃO PÓS CIRURGICA DE RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR
2. Pesquisador responsável: Felipe Sampaio Jorge
3. Avaliação do Risco da pesquisa: Mínimo
4. Duração da Pesquisa: 2 semanas

III- Registro de explicações do pesquisador ao voluntário.

Estas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária no estudo que visa verificar eletromiograficamente o recrutamento motor do músculo quadríceps em diferentes modelos de agachamento. Este estudo será realizado 3 vezes por semana durante 2 semanas onde o voluntário despenderá um tempo de aproximadamente 45 minutos para realização dos testes. Para a coleta de dados o voluntário deverá estar trajando uma bermuda curta que possibilite a aplicação dos eletrodos no quadríceps e bíceps da coxa. Será necessária a realização de tricotomia para fixação dos eletrodos. Não existe a menor possibilidade do voluntário sentir qualquer tipo de dor já que o método de coleta de dados é NÃO INVASIVO.

IV- Esclarecimentos dado pelo pesquisador sobre as garantias dos sujeitos envolvidos na pesquisa:

1. Em qualquer momento, você terá acesso ao profissional responsável pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas.
2. É garantida a liberdade de retirada de consentimento a qualquer momento, e deixar de participar do estudo sem nenhum prejuízo.
3. Não haverá nenhum tipo de gasto financeiro por parte do participante. Como também não haverá nenhuma compensações financeiras pela participação.
4. Todos os dados pessoais serão mantidos em sigilo, a sua privacidade será preservada

V- Contato do pesquisador responsável

Felipe Sampaio Jorge. Telefone: (22) 92622161 felipejorgefisio@gmail.com

VI- Consentimento Pós-esclarecido

Declaro que após convencimento esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consistindo em participar do presente estudo.

Campos dos Goytacazes, ____ de _____ de 2006.

Assinatura do Participante

Assinatura do Pesquisador

ANEXO C: Função aplicada para identificação da frequência mediana a partir da FFT

```

function mf=psanalyse(y,a)
%Fourier Transform of Electromyographic (EMG) Signals
%   x=psanalyse(y,a) performs discrete fourier transfer of a vector of
%   EMG signals of y which is sampled at a Hz, plots the magnitude of
%   each frequency of the fft spectrum, and returns the median
%   frequency mf.
ps = fft(y,512);
f = a*(0:256)/512;
m = abs(ps);
m2=m(1:257);
plot(f,m2)
ylabel('Magnitude');
xlabel('Frequency (Hz)');
hold on
r=0.5*sum(m2);
for n=1:257
    if sum(m2(1:n))>=r
        i=n;
        break
    end
end
mf=f(i);
point1=[mf mf];
point2=[0 max(m2)];
plot(point1, point2,'LineWidth',2,'Color',[.6 0 0])
s=['median frequency=', num2str(mf)]
text(mf+1, max(m2), s, 'Color',[.6 0 0]);
hold off

```