

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

LUCIANO PAVAN ROSSI

“Influência do tempo do alongamento muscular agudo na força do músculo quadríceps femoral e na atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral e vasto lateral”

São José dos Campos, SP

2007

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

LUCIANO PAVAN ROSSI

“Influência do tempo do alongamento muscular agudo na força do músculo quadríceps femoral e na atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral e vasto lateral”

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. Alderico Rodrigues de Paula Jr.

Co-orientador: Prof. Dr. Roosevelt Silva

São José dos Campos, SP

2007

R742i

Rossi, Luciano Pavan

Influência do tempo do alongamento muscular agudo na força do músculo quadríceps femoral e na atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral e vasto lateral / Luciano Pavan Rossi. São José dos Campos: Univap, 2007.

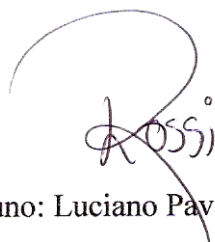
1 Disco laser: il.; color.

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

1. Alongamento, 2. Força 3. Pico de torque 4. Isométrico 5. Eletromiografia I. Paula Jr., Alderico Rodrigues, 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.



Aluno: Luciano Pavan Rossi

Data: 23 de Outubro de 2007

LUCIANO PAVAN ROSSI

**“INFLUÊNCIA DO TEMPO DO ALONGAMENTO MUSCULAR AGUDO
NA FORÇA E NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS
RETO FEMORAL E VASTO LATERAL”**

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. ALDERICO RODRIGUES DE PAULA JUNIOR (UNIVAP)

Prof. Dr. ROBERTO SIMÃO (UFRJ)

Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco

Diretor do IP&D – UniVap

São José dos Campos, 23 de outubro de 2007.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais que sempre me apoiaram e incentivaram em todos os momentos da minha vida, sem eles eu jamais teria esta oportunidade...

... e por sempre confiarem que eu seria capaz de chegar até aqui. E por acreditarem que posso ir muito mais longe.

À minha noiva Michelle pela demonstração de carinho, amor e paciência durante esta jornada e ser minha fonte inspiradora para qualquer ação.

Ao meu irmão Rafael Pavan Rossi que mesmo longe sempre me apoiou e me deu forças.

Ao meu grande amigo Rafael Pereira pelo apoio constante, sem você este trabalho não teria sido realizado.

Finalmente àqueles que de alguma forma possam beneficiar-se deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual do Centro-Oeste por ser a minha casa desde o início da minha jornada.

Ao Prof. Juarez Soares pelo imensurável auxílio e compreensão pelas ausências mensais.

Agradeço aos grandes Professores Dr. Alderico e Dr. Roosevelt pelo incentivo constante e pela formidável orientação e co-orientação.

Ao Professor Dr. Roberto Simão por aceitar compor a mesa demonstrando paciência e disponibilidade ao ler este trabalho.

Agradeço ao grande amigo Dr. Alexandre Henrique Nowotny por ser meu grande mentor e inspirador desde o início da minha carreira e que se mantém até hoje.

À Família Pereira de Paula, à vocês o meu reconhecimento que foram essenciais no êxito deste trabalho.

Agradeço à minha segunda família: Antônio, Maria Lúcia e Marieni Ribas pelo apoio constante e pela presença nos momentos mais difíceis.

Aos meus amigos de mestrado Rafael, Felipe e Luciano cujos incentivos foram marcantes na trajetória desta conquista.

Aos participantes anônimos, que voluntariamente se dispuseram a colaborar.

Ao grande amigo Wilkerson Schubert que de alguma forma sempre me deu apoio e força para lutar.

Aos orientandos e amigos Luiz Alfredo e Wagner, pelos bons momentos que passamos.

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

À todos meus alunos pela compreensão da minha ausência durante o ano letivo.

À Deus pela oportunidade.

EPÍGRAFE

“A mente que se abre a uma nova idéia jamais voltará ao seu tamanho original”.
(Albert Einstein)

“Quando aprendi todas as respostas da vida, mudaram as perguntas”.
(Charles Chaplin)

INFLUÊNCIA DO TEMPO DO ALONGAMENTO MUSCULAR AGUDO NA FORÇA DO MÚSCULO QUADRÍCEPS FEMORAL E NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS RETO FEMORAL E VASTO LATERAL

Resumo

O alongamento muscular é comumente realizado nas práticas desportivas para o aumento da flexibilidade muscular, sendo definido como qualquer manobra elaborada para aumentar a mobilidade ou comprimento muscular. Diversos profissionais envolvidos no treinamento e na reabilitação de atletas indicam realizar o alongamento antes de uma competição ou exercício físico, pois se acredita haver um aumento do desempenho atlético, e/ou redução do risco de lesão do aparelho locomotor. Alguns estudos recentes sugerem que alongamentos estáticos realizados antes do exercício podem comprometer temporariamente a habilidade muscular em produzir força e ainda reduzir a atividade elétrica muscular, dessa forma, esse procedimento poderia afetar o rendimento em esportes ou exercícios que requeiram força ou explosão muscular. O estudo teve como objetivo analisar a influência do alongamento muscular estático agudo com duração de 30 e 60 segundos, e a diferença entre esses tempos sobre a força muscular isométrica do quadríceps e a atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral e vasto lateral. Para isso, foram selecionados trinta indivíduos ativos e saudáveis para o estudo, no qual foi realizado a avaliação antropométrica e um protocolo de coleta que envolvia: aquecimento, avaliação da força do músculo quadríceps femoral através de um dinamômetro isométrico, conjuntamente com a avaliação da atividade elétrica dos músculos reto femoral e vasto lateral através da eletromiografia de superfície. Posteriormente foi realizado o protocolo de alongamento e logo em seguida a reavaliação da força e atividade muscular. Para isso, foi utilizada a perna dominante do indivíduo, tanto antes como após o alongamento. Os resultados mostraram redução significativa na força do quadríceps e na atividade eletromiográfica do reto femoral nos tempos de 30 e 60 segundos ($p < 0,05$), porém essa diferença não foi significativa quando comparado os dois tempos de alongamento ($p > 0,05$). Para o músculo vasto lateral, houve diferença significativa somente no tempo de 60 segundos. Pode-se concluir que o alongamento muscular estático agudo pode reduzir a força muscular e a atividade eletromiográfica, porém a duração do alongamento não mostrou ser o fator determinante nessa redução.

Palavras-chave: Alongamento; Força; Pico de torque; Isométrico; Eletromiografia.

INFLUENCE OF ACUTE MUSCLE STRETCHING DURATION IN QUADRICEPS FEMORIS MUSCLE FORCE AND ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF RECTUS FEMORIS AND VASTUS LATERALIS MUSCLES

Abstract

The static stretching is commonly applied to sport practices for the increase of muscular flexibility, and it is defined as any maneuver elaborated to increase the mobility or muscle length. Several professionals involved in training and in athletes' rehabilitation indicates to perform the stretching before a competition or physical exercise, believing that there is an increase in athletic performance and a decrease in injury risk. Some recent original studies suggest that stretching performed before the exercise may, temporarily, compromise muscle ability to produce force and torque and can reduce the muscle electric activity, thus that proceeding could affect the efficiency of sports or exercises that request force or muscle explosion. The purpose of the present study was to analyse the influence of acute static stretching duration times of 30 and 60 seconds, and the difference between this two times on the isometric quadriceps femoris muscular force and electromyographic activity of the rectus femoris and vastus lateralis muscles. This way, thirty active and healthy individuals were selected for the study and they were submitted to an anthropometric evaluation and the application of a protocol that involved: heating, quadriceps femoris muscle force evaluation through an isometric dynamometer concomitantly with the rectus femoris and vastus lateralis muscles electric activity evaluation through the surface electromyography, after that, the muscle stretching protocol was made and immediately force and muscle activity were reevaluated. For that, the individual's dominant leg was used for, as much before as after the stretching. The results showed a significant reduction of quadriceps muscle force and rectus femoris electromyographic activity in 30s and 60s ($p < 0.05$), however there was no significant difference when compared the two stretching duration protocol. For vastus lateralis, the electromyographic activity decreased only in 60s ($p > 0.05$). In conclusion, the acute static muscular stretching reduced significantly the force and the muscle electromyographic activity in both times of stretching, however the stretching durations difference, have not shown to be the major influence factor.

Keywords: Stretching; Force; Peak torque; Isometric; Electromyography.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Organização do sarcômero e a molécula de titina.....	05
Figura 2 – Estrutura básica do músculo esquelético com seus constituintes epimísio, perimísio e endomísio.....	05
Figura 3 – Estrutura do retículo sarcoplasmático e os túbulos T envolvendo as miofibrilas dentro do sarcoplasma da fibra muscular	06
Figura 4 – Estruturas contráteis da fibra muscular esquelética	07
Figura 5 – Fotomicrografia eletrônica da junção neuromuscular, podendo observar a chegada do neurônio motor na fibra muscular	08
Figura 6 – Estrutura simplificada da fosfocreatina, mostrando a ligação de alta energia, a desintegração em creatina e fosfato inorgânico e a liberação de energia para a ressíntese de ATP.....	10
Figura 7 – Diferenças neurais, de estimulação, contráteis e metabólicas entre os três tipos principais de fibra muscular	14
Figura 8 – Ordem de recrutamento de fibras musculares em resposta ao aumento progressivo da carga.....	15
Figura 9 – Componentes de uma unidade motora.....	16
Figura 10 – Relação da força com a somação das unidades motoras.....	17
Figura 11 – Reflexo miotático – reflexo patelar.....	19
Figura 12 – Três fases da eletromiografia: entrada, processamento e saída	23
Figura 13 – Eletrodos de superfície ativo.....	24
Figura 14 – Posicionamento do eletrodo	25
Figura 15 – Transdutor de força	32
Figura 16 – Cadeira extensora adaptada com tiras de estabilização	33
Figura 17 – Transdutor de força acoplado na cadeira extensora adaptada.....	33
Figura 18 – Organização das coletas	34
Figura 19 – Método de colocação do eletrodo do músculo reto femoral através de referência anatômica.....	35
Figura 20 – Eletrodos acoplados nos músculos reto femoral e vasto lateral e a utilização da caneta dermatográfica para a marcação exata do local dos eletrodos	36

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Características dos três sistemas formadores de ATP	11
Tabela 2 – Características estruturais e funcionais das fibras musculares tipo I, IIa e IIb.	13
Tabela 3 – Medidas antropométricas dos indivíduos	30

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Força do músculo quadríceps femoral nos protocolos de alongamento de trinta e sessenta segundos	38
Gráfico 2 – Pico de força do músculo quadríceps femoral nos protocolos de alongamento de trinta e sessenta segundos	39
Gráfico 3 – Atividade eletromiográfica do músculo reto femoral	39
Gráfico 4 – Atividade eletromiográfica do músculo vasto lateral	40
Gráfico 5 – Pico da atividade eletromiográfica do músculo reto femoral	41
Gráfico 6 – Pico da atividade eletromiográfica do músculo vasto lateral	41

LISTA DE ABREVIATURAS

ADP – Adenosina difosfato
ATP – Adenosina trifosfato
CIVM – Contração isométrica voluntária máxima
EMG – Eletromiografia
FNM – Fuso neuromuscular
FNP – Facilitação neuromuscular proprioceptiva
IMC – Índice de massa corporal
MCT – Massa corporal total
OTG – Órgão Tendinoso de Golgi
PC - Fosfocreatina
pH – Potencial hidrogeniônico
Pi – Fosfato inorgânico
RF – Reto femoral
RM – Repetição máxima
RMS – Raiz média quadrática
RRMC – Relação de rejeição do modo comum
SNC – Sistema nervoso central
VL – Vasto lateral

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	01
1.1 JUSTIFICATIVA	02
1.2 OBJETIVOS	03
1.2.1 Objetivo geral	03
1.2.2 Objetivos específicos	03
2 REVISÃO DA LITERATURA	04
2.1 Músculo esquelético	04
2.2 Contração muscular	07
2.3 Fontes de energia para a contração muscular	09
2.4 Classificação das fibras musculares	11
2.5 Unidade motora	15
2.6 Funções sensoriais	17
2.7 Alongamento muscular e flexibilidade	20
2.8 Eletromiografia de superfície	22
2.8.1 Eletrodos	23
2.8.2 Posicionamento dos eletrodos	24
2.8.3 O sinal eletromiográfico	25
2.8.4 Amplificação diferencial e rejeição do modo comum	26
2.8.5 Variáveis que afetam o sinal eletromiográfico	27
2.8.6 Normalização do sinal eletromiográfico	28
3 MATERIAL E MÉTODOS	30
3.1 Sujeitos	30
3.1.1 Critérios de seleção	31
3.2 Local da pesquisa	31
3.3 Instrumentos	31
3.4 Procedimentos	34
3.5 Coleta dos dados	36
3.6 Análise estatística	37
3.7 Apresentação dos resultados	37
4 RESULTADOS	38
5 DISCUSSÃO	42

6 CONCLUSÃO	49
REFERÊNCIAS	50
APÊNDICES	56
Apêndice A: Tabela com medidas antropométricas	56
ANEXOS	57
Anexo A: Comitê de Ética em Pesquisa	57
Anexo B: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE	58

1 INTRODUÇÃO

O alongamento muscular é comumente realizado nas práticas desportivas para o aumento de flexibilidade muscular e amplitude de movimento articular tendo em vista sua facilidade de execução e sua eficácia na manutenção ou melhora da amplitude de movimento articular. Diversos profissionais envolvidos no treinamento e na reabilitação de atletas indicam realizar o alongamento antes de uma competição ou exercício físico, pois se acredita haver um aumento do desempenho atlético e/ou redução do risco de lesão do aparelho locomotor¹⁻⁷.

No entanto, a influência do alongamento em variáveis como flexibilidade, força, morfologia miotendínea tem sido testada^{5,10-11}. A força muscular pode ser definida como a força ou tensão que um músculo ou grupo muscular consegue exercer contra uma resistência em um esforço máximo⁸ e é um termo amplo que se refere à capacidade e habilidade do tecido contrátil de gerar tensão⁹.

Alguns estudos recentes sugerem que alongamentos estáticos realizados antes do exercício podem comprometer temporariamente a habilidade muscular em produzir força, torque e reduzir a intensidade do sinal elétrico muscular^{1-3,5,12-18}. O mesmo resultado foi encontrado com a realização dos alongamentos através de facilitação neuromuscular proprioceptiva⁵, redução do tempo de reação após o alongamento¹⁹ e aumento no tempo de corrida de 20 metros²⁰. Desta forma, esse procedimento poderia afetar negativamente o rendimento em esportes ou exercícios que requerem força ou explosão muscular. Porém em alguns estudos não houve diferença significativa do rendimento após o alongamento estático, como nos estudos com salto vertical^{16,21}, força muscular excêntrica³, força concêntrica e potência média em atletas de alto nível²².

Duas hipóteses têm sido relatadas para explicar a redução da força após o alongamento: (1) fatores mecânicos, como mudanças na rigidez muscular, na relação tensão-comprimento e nas propriedades viscoelásticas do músculo e (2) fatores neuromusculares como alterações nas estratégias de controle motor ou através de uma resposta muscular reflexa^{1,12,14}.

A contração muscular produz mudanças metabólicas, mecânicas e mioelétricas no tecido muscular esquelético²³, podendo estas ser monitoradas por diferentes metodologias. A dinamometria isométrica tem sido empregada para avaliar a força de músculos voluntariamente contráteis²⁴. Trata-se de um dispositivo conhecido como transdutor de força,

sendo descrito na literatura internacional como “strain-gauge transducer” cuja força muscular isométrica é detectada e enviada ao computador²⁴.

As mudanças na característica mioelétrica dos músculos em atividade podem ser identificadas através da eletromiografia de superfície (EMG), e tem a função de investigar a atividade elétrica do músculo, por meio de sinal espectral²⁵. Pode ser definida também como o estudo da função muscular a partir da detecção da atividade elétrica produzida pela despolarização dos neurônios e da membrana das fibras musculares envolvidas na contração, podendo essa atividade elétrica ser captada por um ou mais eletrodos sobre o músculo, em contração, que se tem interesse²⁶.

O interesse pelo entendimento de como o desempenho muscular pode variar em função do alongamento tem crescido, principalmente em relação à força e potência muscular, no entanto, há poucos relatos na literatura sobre a influência do tempo de alongamento sobre a redução da força muscular. Dessa forma, o presente trabalho tem por objetivo avaliar a influência do alongamento estático agudo nos tempos de 30 e 60 segundos na força isométrica do músculo quadríceps e na amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos reto femoral e vasto lateral.

1.1 JUSTIFICATIVA

Com a exigência cada vez maior de resultados nos esportes de alto nível, o planejamento científico do treinamento e competição, as características de cada esporte, o ganho de massa e força muscular tornam importante o conhecimento sobre o efeito do alongamento muscular agudo na força e a ativação muscular antes de uma atividade que exige força ou potência muscular, principalmente em competições esportivas.

Porém esse conhecimento também pode ser aplicado na reabilitação, visto que diversos fisioterapeutas utilizam no meio clínico o procedimento de alongamento muscular no tratamento de atletas e posteriormente utilizam atividades que necessitam força ou potência muscular, inclusive força muscular isométrica.

O ganho de força pode ocorrer através de três tipos de contração muscular - a contração concêntrica, a contração excêntrica e a contração isométrica. A contração isométrica é conhecida como contração estática e é muito utilizada no treinamento⁷ e na reabilitação de atletas, principalmente neste último, se os indivíduos tiverem uma limitação de

amplitude de movimento articular^{9,27}. Daí a importância de analisar a influência do alongamento sobre a força muscular isométrica.

Outro ponto que ainda falta resposta é se existe influência do tempo de alongamento sobre a força e/ou a atividade elétrica muscular isométrica, ou seja, será que existe a relação direta entre o tempo de alongamento e a alteração no desempenho muscular?

Enfim, foi encontrado na literatura até o momento apenas um estudo comparando diferentes tempos de alongamento e sua correlação com a perda da função muscular.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Comparar a influência do alongamento estático agudo na força isométrica do músculo quadríceps femoral e na atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral e vasto lateral nos diferentes tempos de alongamento de 30 e 60 segundos.

1.2.2 Objetivos Específicos

1. Avaliar a influência do alongamento estático agudo no pico e na média da força isométrica do músculo quadríceps femoral.

2. Avaliar a influência do alongamento estático agudo no pico do sinal eletromiográfico e na média do sinal eletromiográfico (RMS) nos músculos reto femoral (RF) e vasto lateral (VL).

3. Comparar os diferentes tempos de alongamento de 30s e 60s sobre o pico e a média da força muscular quadriciptal e sobre o pico e a média do sinal eletromiográfico (RMS) dos músculos reto femoral e vasto lateral.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 O MÚSCULO ESQUELÉTICO

O movimento intencional é uma característica fundamental do comportamento humano²⁸. Todo movimento humano, dos menores e mais simples aos mais complexos e vigorosos é gerado pela ação muscular, sendo o músculo, o único tecido do corpo humano capaz de produzir força e, biomecanicamente, a única estrutura ativa do corpo²⁹.

O músculo esquelético é o tecido mais abundante no corpo humano, contado com 40 a 45% da massa corpórea. O corpo humano apresenta mais de 430 músculos esqueléticos, vistos aos pares nos lados direito e esquerdo, no entanto, os movimentos mais vigorosos são produzidos por menos de 80 pares³⁰. Sua principal função é transformar energia química em energia mecânica gerando movimento nas articulações através do processo de contração muscular⁹.

Os músculos esqueléticos são os executores primários (motores primários) do sistema nervoso, nos quais as proteínas contráteis e uma rede de tecido conjuntivo são os dois elementos básicos dos músculos³¹.

Os músculos são compostos de diversas células musculares que também são chamadas de fibras musculares, cujos diâmetros variam de 10 a 80 micrômetros. Há dois principais tipos de fibras musculares: Fibras lentas - tipo I e rápidas - Tipos II. Estas últimas apresentam subdivisões, sendo as mais importantes as do tipo IIa e IIb²³.

Uma fibra muscular consiste de muitas miofibrilas, as quais são envoltos por uma membrana chamada sarcolema. O sarcolema é conectado com as linhas Z do sarcômero via proteínas ricas em vinculina e distrofina, que representa uma parte do citoesqueleto miofibrilar. Por sua vez, a miofibrila é composta de sarcômeros que contêm filamentos finos (actina), grossos (miosina), elástico (titina), e não elástico (nebulina)³⁰. A titina liga os filamentos grossos com a linha Z e é responsável por manter a posição central da banda A ao se contrair ou relaxar conforme ilustrado na figura 1. Cada filamento de miosina contém seis moléculas de titina e acredita-se que esse filamento absorva energia elástica durante o estiramento muscular³².

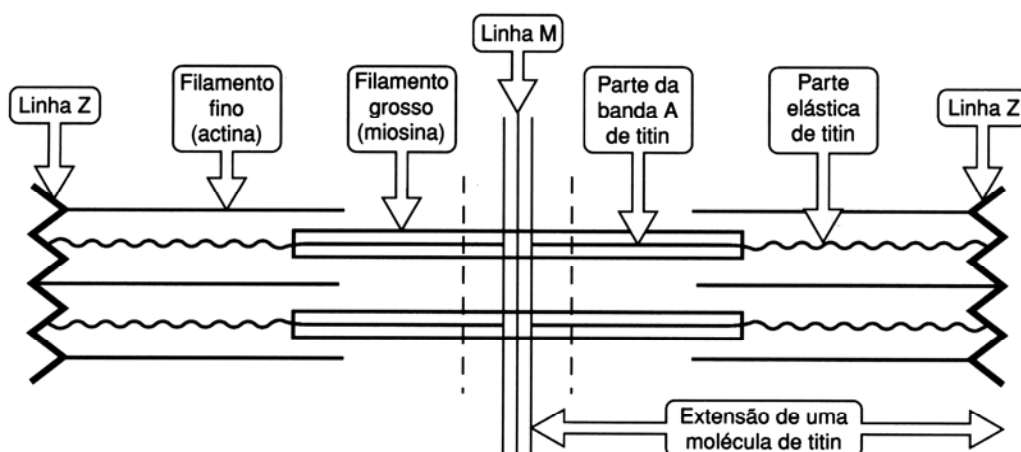


Figura 1: Organização do sarcômero e a molécula de titina.
Fonte: Nordin e Frankel (2001)

O sarcômero é formado pela organização dos filamentos finos e filamentos grossos, que se interdigitam entre si fazendo com que essa estrutura apresente faixas claras e faixas escuras, num aspecto estriado²³.

A estrutura básica do músculo esquelético e o tecido conjuntivo que o circunda é apresentado na figura 2. O músculo inteiro é envolto pelo epimísio, os feixes de fibras musculares (fascículo) são circundados pelo perimísio e cada fibra muscular é circundada pelo endomísio³¹.

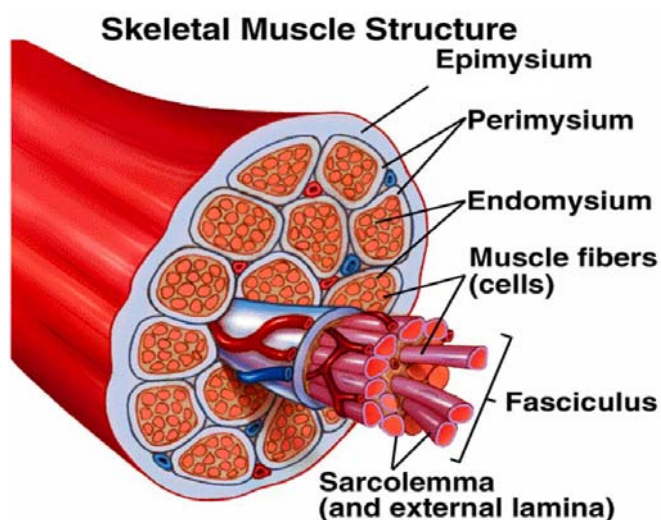


Figura 2: Estrutura básica do músculo esquelético com seus constituintes epimísio, perimísio e endomísio.
Fonte: Adaptado de Withing e Zernicke (2001)

Paralelamente entre as miofibrilas, encontra-se o retículo sarcoplasmático, uma rede longitudinal de túbulos formando alças em torno delas que serve como local de armazenamento de cálcio, essencial para contração muscular⁸. Transversalmente as miofibrilas e junto ao retículo sarcoplasmático, há também os túbulos transversos (túbulos T) que são extensões do sarcolema as quais permitem que os impulsos nervosos recebidos pelo sarcolema sejam rapidamente e uniformemente transmitidos às miofibrilas⁸ como representados na figura 3.

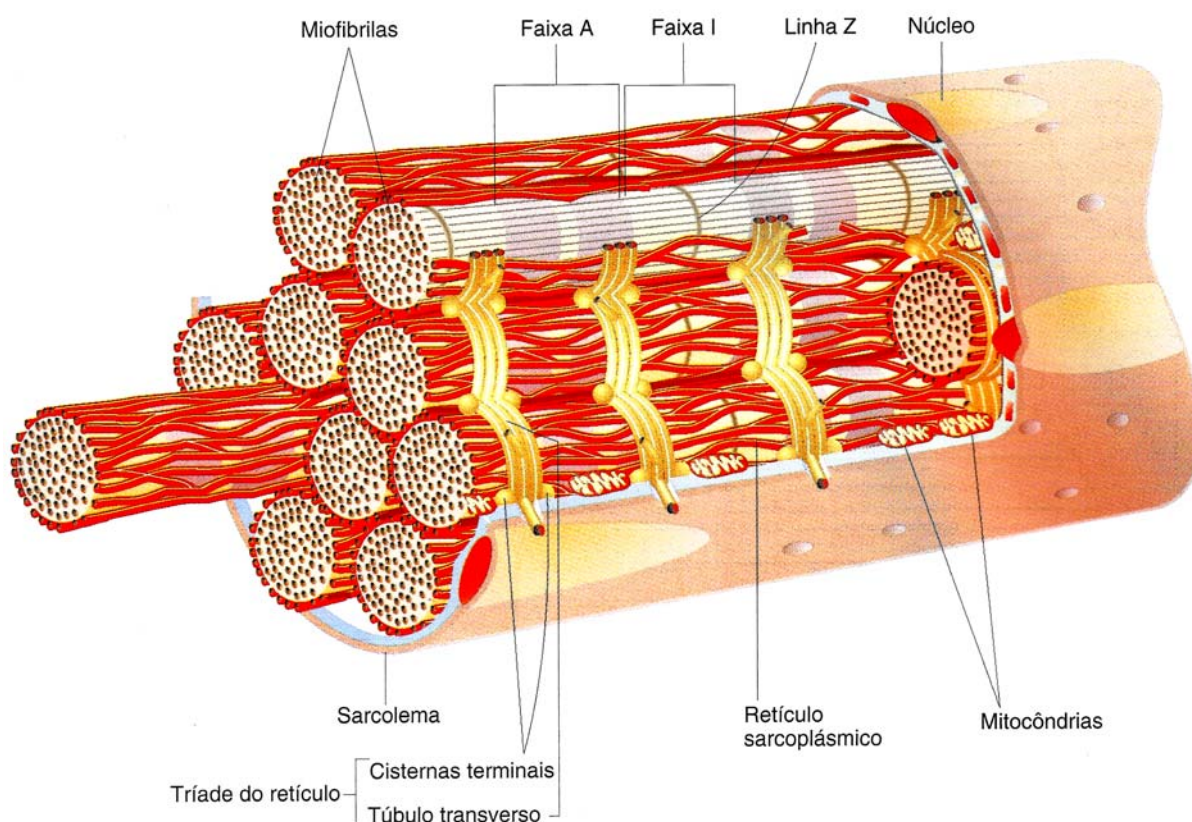


Figura 3: Retículo sarcoplasmático e os túbulos T envolvendo as miofibrilas dentro do sarcoplasma da fibra muscular.

Fonte: Foss e Keteyan (2000)

Cada fibra muscular contém várias centenas a vários milhares de miofibrilas, que por sua vez é formada por cerca de 1.500 filamentos grossos de miosina adjacentes e 3.000 filamentos finos de actina; sendo essas grandes moléculas polimerizadas, responsáveis pela contração muscular²³.

O filamento grosso é constituído pela miosina, cada filamento grosso contém cerca de 200 ou mais moléculas de miosina compreendendo cerca de 60% do total de proteínas existentes no músculo esquelético. Cada molécula de miosina é composta de dois filamentos protéicos retorcidos conjuntamente e em suas extremidades são encontradas a pontes cruzadas

(cabeça de miosina) que interagem durante a ação muscular com sítios ativos especializados sobre os filamentos de actina³³, como visualizado na figura 4.

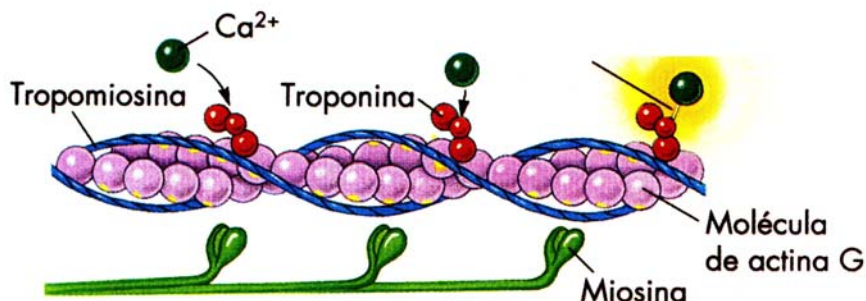


Figura 4: Estruturas contráteis da fibra muscular esquelética.
Fonte: Robergs e Roberts (2002)

O filamento fino é constituído por três proteínas principais: a actina, a tropomiosina e a troponina, que atuam como moléculas reguladoras, desencadeando ou inibindo o processo da contração muscular. A tropomiosina é uma proteína em forma de tubo que se retorce em torno dos filamentos de actina, já a troponina é uma proteína mais complexa que se fixa em intervalos regulares, tanto aos filamentos de actina quanto aos de tropomiosina. No repouso a troponina e a tropomiosina bloqueiam os sítios ativos sobre o filamento de actina e assim inibem a interação entre a actina e miosina³⁴.

2.2 A CONTRAÇÃO MUSCULAR

Os músculos do corpo são os geradores de força que convergem energia armazenada quimicamente em trabalho mecânico através da contração muscular³⁵.

Para que haja a contração de uma fibra muscular esquelética é necessário que ela seja estimulada pelo neurônio motor, através da junção neuromuscular⁷. A figura 5 mostra a estrutura microscópica da junção neuromuscular.

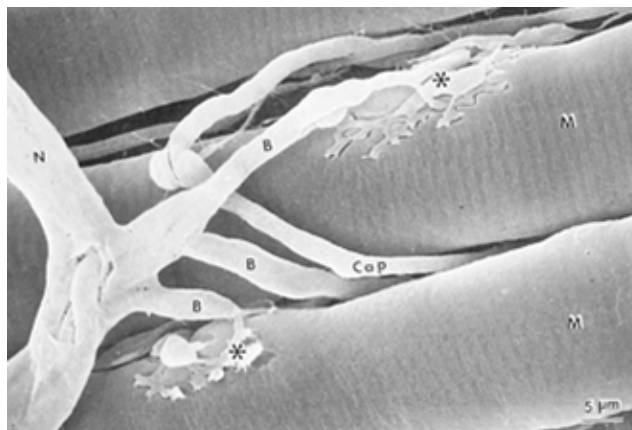


Figura 5: Fotomicrografia eletrônica da junção neuromuscular, podendo observar a chegada do neurônio motor na fibra muscular.

Fonte: Robergs e Roberts (2002)

Como observado, quando o axônio de um motoneurônio chega ao músculo ele se divide em vários ramos terminais, em que ligado a uma fibra muscular, forma uma região especializada denominada placa motora. A união do corpo celular do neurônio motor, seu axônio e as fibras musculares inervadas por ele: dá-se o nome de unidade motora²³.

As unidades motoras são as unidades básicas da atividade motora, na qual a excitação do motoneurônio faz com que todas as fibras musculares que pertençam a essa unidade motora entrem em ação, obedecendo à chamada “lei do tudo-ou-nada”, que diz que a unidade ou atua em intensidade máxima, ou permanece relaxada²⁷.

O mecanismo da contração muscular ocorre em uma seqüência de eventos mecânicos e fisiológicos que sustentam a teoria do deslizamento dos filamentos⁷.

No repouso, as pontes cruzadas dos filamentos de miosina não interagem com os filamentos de actina e uma molécula de ATP (composto químico que apresenta ligações fosfato de alta energia) ligada à extremidade da ponte cruzada forma um complexo ATP-ponte cruzada “não carregado”⁸. O cálcio armazenado em grandes quantidades no retículo sarcoplasmático provoca a ausência de Ca^{++} livre. Assim, a troponina e a tropomiosina do filamento de actina inibem a ligação entre a ponte cruzada de miosina e actina, estabelecendo uma ligação não acoplada⁸.

Assim que um impulso alcança a placa motora libera acetilcolina na fenda sináptica gerando um potencial de ação no sarcolema, propagando-se rapidamente por toda a fibra muscular pelos túbulos T e desencadeando a liberação de Ca^{++} pelas vesículas do retículo, sendo captado pelas moléculas de troponina sobre os filamentos de actina. Os íons Ca^{++} geram uma mudança conformacional da troponina C e da tropomiosina e simultaneamente o

complexo ATP-ponte cruzada se torna “carregado”, resultando na acoplagem entre a actina e miosina³⁴.

Na fase da contração, a formação da actomiosina ativa a miosina ATPase permitindo a ATP ser dividida (hidrolisado) em ADP e Pi (fosfato inorgânico), liberando grande quantidade de energia. Esta energia permite o deslizamento dos filamentos grossos e finos “movimentos tipo remo”, desenvolvendo tensão e encurtamento muscular³⁰.

Para que ocorra o relaxamento muscular, os impulsos nervosos precisam ser cessados sobre a placa motora, na qual o Ca^{++} separa-se da troponina C e passa a ser bombeado ativamente pela bomba de cálcio para ser armazenado nas vesículas externas do retículo sarcoplasmático. A interação troponina-tropomiosina é alterada com a remoção de Ca^{++} , “desativando” o filamento de actina, e assim, interrompendo a formação dos complexos ATP-ponte cruzada. A atividade ATPase de miosina também é desativada, cessando todo e qualquer fracionamento de ATP, assim os filamentos musculares retornam às suas posições originais e o músculo relaxa⁸.

2.3 FONTES DE ENERGIA PARA A CONTRAÇÃO MUSCULAR

As células musculares, como as demais células do corpo, dependem energia (mesmo em repouso) para sustentar os processos metabólicos necessários à manutenção da vida, sendo a fonte final de energia para os processos metabólicos um composto químico que apresenta ligações de alta energia: o ATP³⁵.

Para Robergs e Roberts, a contração muscular se dá pelo consumo de energia proveniente da hidrólise do ATP, desta forma há o desenvolvimento de trabalho, apesar de cerca de 80% da energia gasta ser dissipada em forma de calor e o restante em energia mecânica²⁶.

A produção de energia constitui uma atividade permanente que requer processos tanto aeróbicos quanto anaeróbicos⁸. Entretanto, as células musculares armazenam quantidades limitadas de ATP, por essa razão, como o exercício requer um suprimento constante de ATP para fornecer energia necessária à contração, devem existir vias metabólicas celulares com capacidade de produção rápida de ATP⁷.

O primeiro sistema a fornecer energia rápida à célula muscular é o sistema do fosfagênio (ATP-PC), que age nos dez primeiros segundos de exercício, utilizando ATP e fosfocreatina, sendo considerados fosfagênios de alta energia e são armazenados no

sarcoplasma da célula muscular²⁶. A hidrólise da fosfocreatina através da sua ligação fosfato de alta energia conforme a figura 6 libera energia suficiente para reagrupar o ADP e o fosfato inorgânico, formando o ATP. Normalmente, há aproximadamente 25 vezes mais fosfocreatina do que ATP, havendo um reservatório adequado³³.

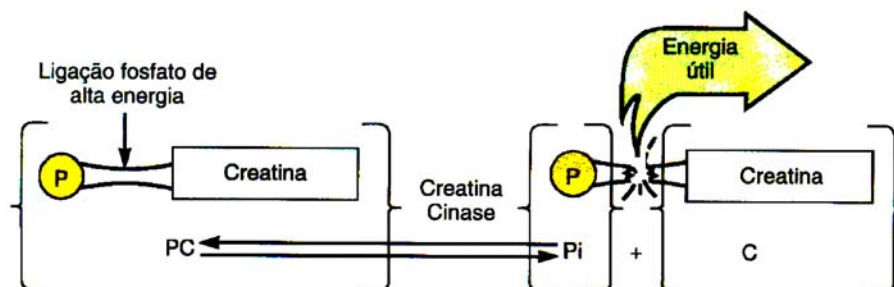


Figura 6: Estrutura simplificada da fosfocreatina, mostrando a ligação de alta energia, a desintegração em creatina e fosfato inorgânico e a liberação de energia para a ressíntese de ATP.

Fonte: Foss e Keteyan (2000)

Esse sistema é limitado, pois proporciona energia por um período de 8 a 10 segundos⁷, sendo utilizado para fornecer energia para atividades curtas e explosivas³⁶. Por outro lado representa a fonte mais rápida de energia disponível do ATP, pois (1) tanto o ATP quanto o fosfato de creatina são armazenados diretamente no componente contrátil dos músculos, (2) não depende de uma longa série de reações químicas e (3) não depende do transporte de oxigênio que respiramos para os músculos ativos⁸. O autor acrescenta que após o esgotamento das reservas de fosfato de creatina, esta é novamente restaurada em 70% da reserva inicial após 30 segundos de recuperação e está completa no período de 3 a 5 minutos.

O metabolismo glicolítico através da glicólise anaeróbica é o segundo sistema, na qual a glicose estocada como glicogênio no músculo e fígado são os substratos disponíveis. Primeiramente ocorrerá a glicogenólise resultando na glicose que por sua vez sofrerá quebra (glicólise) passando por diversas reações químicas e resultando na formação de piruvato e posteriormente lactato para gerar energia, porém, sem a utilização do oxigênio, por isso, chamada de glicólise anaeróbica. Todo esse processo é regulado por várias enzimas, como a fosfofrutocinase e a desidrogenase láctica⁸.

Esse sistema fornece energia para os exercícios intensos nos dois primeiros minutos²³, sendo sua contribuição fundamental para eventos, como corridas de 400m e 800m ou provas de 200m de natação²⁶. Comparado ao sistema ATP-PC, o processo glicolítico tem menor potência e maior capacidade⁷.

O terceiro e último sistema é o aeróbio, que utiliza oxigênio e libera energia para a produção de ATP por meio da desintegração e transformação de carboidratos, ácidos graxos e

aminoácidos em dióxido de carbono e água. Essa respiração mitocondrial permite o exercício prolongado enquanto houver nutrientes e é característica das fibras musculares do tipo I. Esse sistema refere-se à oxidação de carboidratos, ácidos graxos e aminoácidos dos alimentos nas mitocôndrias para fornecer energia. Esse mecanismo exige a presença do oxigênio e realiza além da glicólise, o Ciclo de Krebs e a cadeia transportadora de elétrons²⁶.

O sistema aeróbico produz incontestavelmente a maior parte de ATP, porém requer várias séries de reações químicas complexas. Na presença de oxigênio, o piruvato formado pela glicose, vai até acetil-coenzima A, que através das etapas do ciclo de Krebs, ou do ácido tricarbóxico, dará origem a 38 moléculas de ATP, água e gás carbônico³⁵. Com as gorduras as reações são as mesmas, porém na primeira etapa ocorre a oxidação beta, preparando para a entrada no ciclo de Krebs. Esse sistema é usado durante o repouso e predomina durante exercício de baixa intensidade e longa duração, como a maratona³⁸. A tabela 1 mostra as características gerais dos três sistemas produtores de energia muscular vistos anteriormente.

Tabela 1: Características dos três sistemas formadores de ATP.

Sistema	Combustível alimentar ou químico	O ₂ necessário	Velocidade	Produção relativa de ATP
Anaeróbico				
Sistema ATP-PC	Fosfocreatina	Não	Mais rápida	Pouca; limitada
Sistema da glicólise	Glicogênio (glicose)	Não	Rápida	Pouca; limitada
Aeróbico				
Sistema do oxigênio	Glicogênio, gorduras, proteínas	Sim	Lenta	Muita; ilimitada

Fonte: Foss e Keteyan (2000)

2.4 CLASSIFICAÇÃO DAS FIBRAS MUSCULARES

A existência de diferentes tipos de fibra no músculo esquelético é pouco aparente, mas já é bem reconhecida, embora as bases biológicas e bioquímicas detalhadas para tais diferenças e seu significado funcional tenham sido estabelecidas apenas recentemente³⁷. Características como velocidade de contração das fibras musculares, força e resistência à fadiga, dependem do tipo de fibras musculares e sua composição no músculo²⁷.

Os músculos esqueléticos possuem dois principais tipos de fibras musculares: As fibras de contração lenta do tipo I, e as fibras de contração rápida do tipo II. Há ainda subdivisões para as fibras de contração rápidas: fibras do tipo-IIa, IIb e IIc. As fibras de

contração lenta ou rápida são assim denominadas pela diferença em sua velocidade de contração⁷⁻⁸.

As fibras musculares do tipo I ou de contração lenta são fibras menores, inervadas por neurônios motores A alfa 2, que são mais delgados. Possuem uma rede de vasos sanguíneos e capilares extensa para fornecer maior quantidade de oxigênio e um grande número de mitocôndrias para manter altos níveis de metabolismo oxidativo. A mioglobina, que é uma proteína que contém ferro combina-se com o oxigênio e o armazena até que seja necessária sua utilização também está presente, e em conjunto com a alta vascularização confere às fibras musculares a cor vermelha²³.

Essas fibras do tipo I geram energia para ressíntese de ATP, predominantemente através do sistema aeróbio. Assim sendo, são resistentes à fadiga e permitem o catabolismo de lipídios e carboidratos através do metabolismo mitocondrial, sendo apropriadas para o exercício aeróbio prolongado³⁵.

Outro tipo de fibra que compõe o músculo esquelético é a fibra do tipo II ou de contração rápida, que possui três subdivisões que serão elucidadas posteriormente. Essas fibras são maiores, possuem um retículo sarcoplasmático extenso para a rápida liberação de cálcio, são dependentes do metabolismo glicolítico e por isso possuem grandes quantidades de enzimas glicolíticas e um suprimento sanguíneo menor, possui ainda menor teor de mioglobina, o que lhes confere aspecto branco. São inervadas pelo neurônio motor A alfa 1, que é mais espesso e são dotadas de alta capacidade de transmissão de potenciais de ação^{23,28}. A velocidade de contração muscular das fibras do tipo II é de 3 a 5 vezes maior que naquelas do tipo I, sendo portanto, preferíveis para exercícios rápidos e que exijam força^{7,35}. Essas diferenças e outras relações estruturais, bioquímicas e funcionais são resumidas na tabela 2.

Tabela 2: Características estruturais e funcionais das fibras musculares tipo I, IIA e IIB.

Características	Tipos de fibras		
	I	IIA	IIB
Aspectos Neurais			
Tamanho do motoneurônio	Pequeno	Grande	Grande
Limiar de recrutamento dos motoneurônios	Baixo	Alto	Alto
Velocidade de condução dos nervos motores	Lenta	Rápida	Rápida
Aspectos Estruturais			
Diâmetro das fibras musculares	Pequeno	Grande	Grande
Desenvolvimento do retículo sarcoplásmico	Menos	Mais	Mais
Densidade mitocondrial	Alta	Alta	Baixa
Densidade capilar	Alta	Média	Baixa
Conteúdo em mioglobina	Alto	Médio	Baixo
Substratos Energéticos			
Reservas de fosfocreatina	Baixas	Altas	Altas
Reservas de glicogênio	Baixas	Altas	Altas
Reservas de triglicérides	Altas	Médias	Baixas
Aspectos Enzimáticos			
Atividade de miosina-ATPase	Baixa	Alta	Alta
Atividade de enzimas glicolíticas	Baixa	Alta	Alta
Atividade das enzimas oxidativas	Alta	Alta	Baixa
Aspectos Funcionais			
Espasmos (tempo de contração)	Lento	Rápido	Rápido
Tempo de relaxamento	Lento	Rápido	Rápido
Produção de força	Baixa	Alta	Alta
Eficiência energética, “economia”	Alta	Baixa	Baixa
Resistência à fadiga	Alta	Baixa	Baixa
Elasticidade	Baixa	Alta	Alta

Fonte: Foss; Keteyan (2000).

Postula-se que existem diferentes formas moleculares para a miosina (isoformas), e que a atividade miofibrilar ATPase dos diferentes tipos de fibra é regulada pelos níveis de pH, ou seja, a ATPase da miosina da fibra do tipo II é desativada em pH baixo (menor que 4,5), no qual a atividade ATPase das fibras do tipo I não é afetada. Com o pH acima de 9, a situação se reverte: a atividade ATPase da miosina tipo II é estável, enquanto a atividade ATPase da miosina tipo I é desativada³⁷.

Há pouco conhecimento sobre as fibras do tipo IIc, sabe-se que elas representam apenas 1 a 3% das fibras musculares do corpo e que são importantes na maturação e diferenciação muscular durante o período de crescimento e desenvolvimento⁸.

A figura 7 mostra os diferentes tempos de reação muscular nos três tipos de fibra muscular descritos anteriormente, sendo que as fibras de contração lenta, após estimulação, levam aproximadamente 110 ms para atingir a tensão máxima, enquanto que as de contração rápida levam 50 ms^{26,33}.

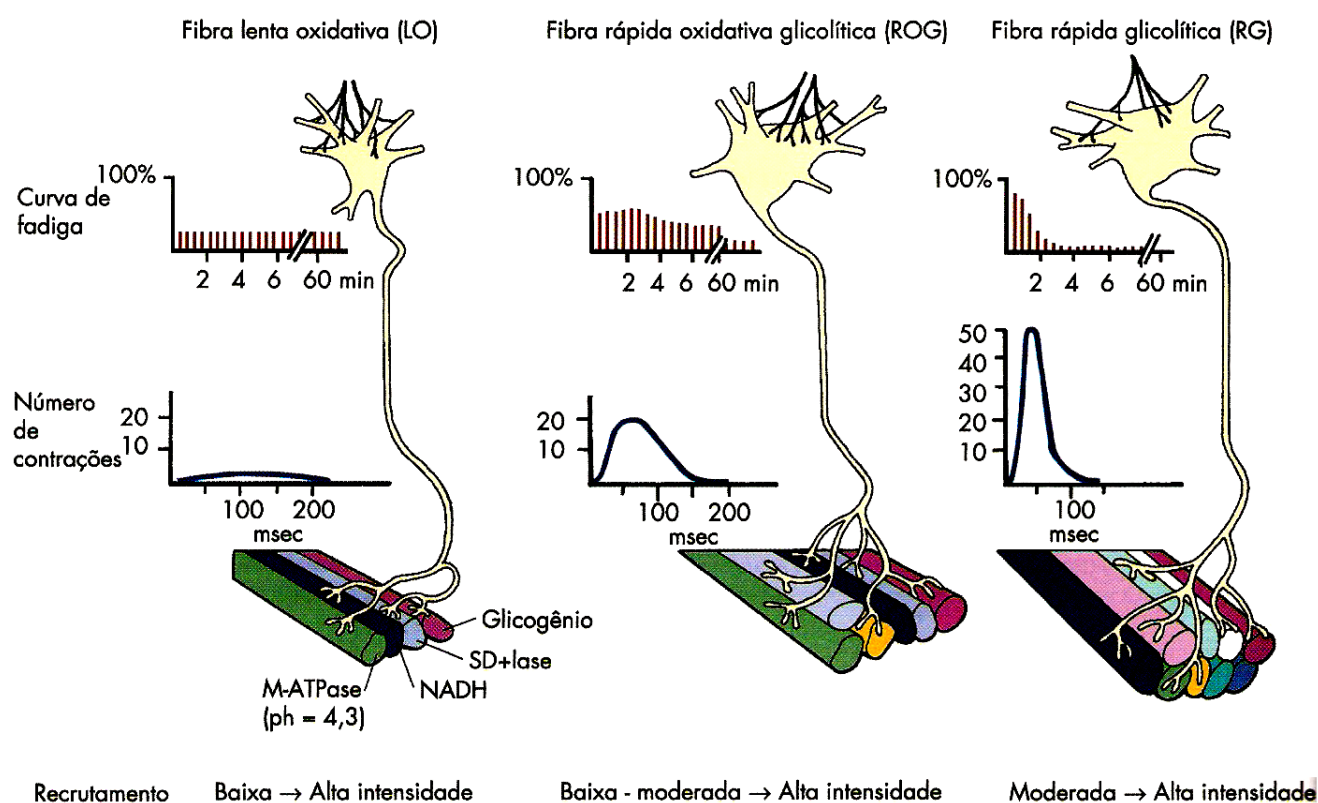


Figura 7: Diferenças neurais, de estimulação, contráteis e metabólicas entre os três tipos principais de fibra muscular.

Fonte: Roberts e Robergs (2002)

O recrutamento das fibras musculares baseia-se na intensidade da contração muscular. Em geral, admite-se que durante a contração voluntária do músculo ocorre um recrutamento ordenado de acordo com o princípio do tamanho de Henneman. No músculo misto que contém tanto fibras do tipo I quanto do tipo II, as unidades motoras lentas são recrutadas primeiro durante um exercício de pequena intensidade, pois possuem um baixo limiar de estimulação para se contraírem. Quando a intensidade do exercício aumenta, as fibras de contração rápida são recrutadas, porque, ao contrário do que acontece nas fibras lentas, essas fibras necessitam de um estímulo muito alto para se contraírem^{26,38}.

A figura a seguir apresentada a relação entre força muscular e a ordem hierárquica de recrutamento dos diferentes tipos de fibras³⁷.

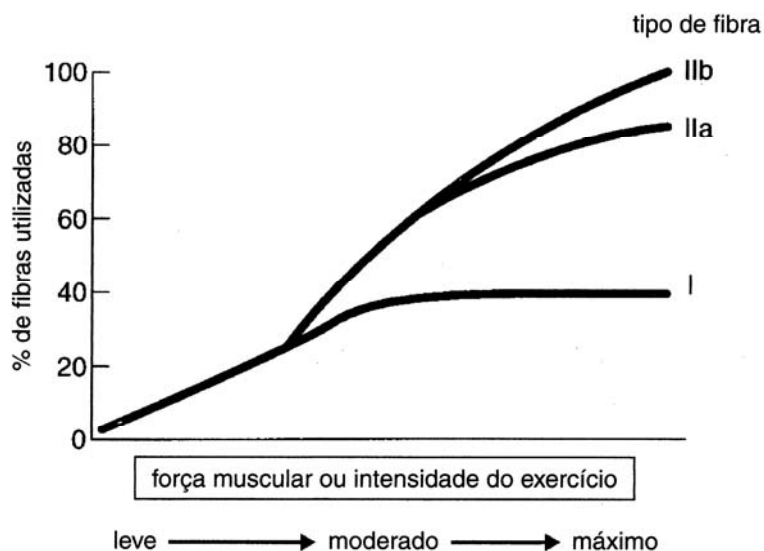


Figura 8: Ordem de recrutamento de fibras musculares em resposta ao aumento progressivo da carga.

Fonte: Maughan, Glesson e Greenhaff (2000)

2.5 UNIDADE MOTORA

A unidade funcional do músculo é a unidade motora, a qual é composta por um único neurônio motor e todas as fibras musculares por ele inervadas (figura 9). Cada neurônio motor que inerva o músculo esquelético emerge do corno anterior da medula espinhal e é classificado como A alfa. Os comandos motores são transportados a partir dos corpos das células neuronais, localizados no corno anterior da medula espinhal, através das fibras nervosas periféricas e são a seguir transmitidas através da junção neuromuscular às fibras musculares²⁶.

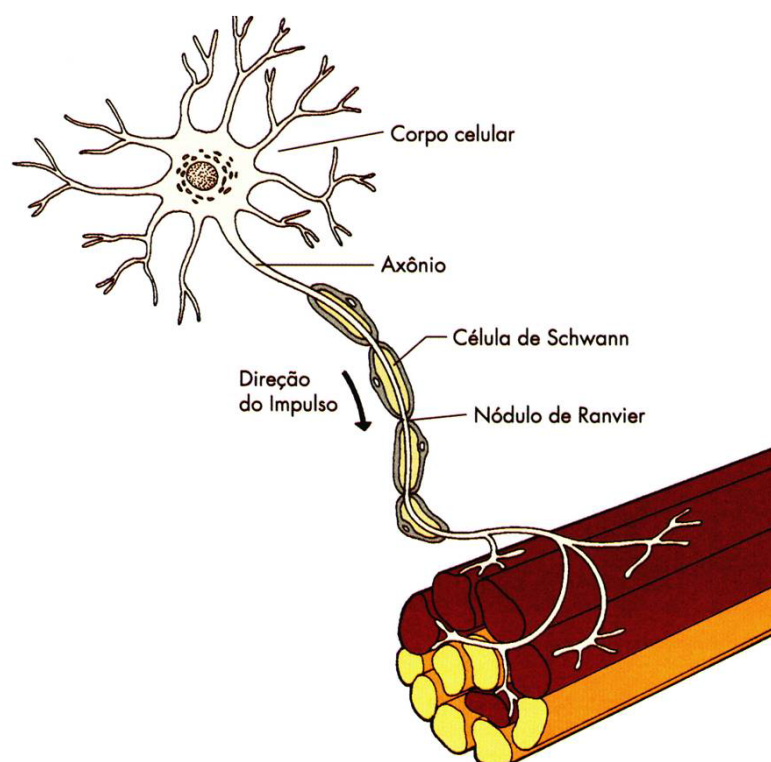


Figura 9: Componentes de uma unidade motora.
Fonte: Robergs e Roberts (2002)

Postula-se que é o tipo de unidade motora que determina o tipo de fibra muscular. O motoneurônio de uma unidade motora lenta possui um corpo celular pequeno e inerva de 10 a 180 fibras musculares, enquanto o motoneurônio que inerva uma unidade motora rápida possui corpo celular maior e mais axônios e inerva de 300 a 800 fibras musculares⁸.

Portanto, o número de fibras musculares que compõe uma unidade motora depende da especificidade do músculo, na qual o número de fibras musculares inervadas por uma unidade motora depende do tipo de músculo²⁸.

Em geral nos músculos pequenos que exigem controle preciso, as unidades motoras são formadas por um pequeno número de fibras, já nos grandes músculos que não exigem controle preciso, mas a força é o componente principal, a unidade motora é formada por centenas de fibras musculares. As fibras de cada unidade motora são espalhadas ao longo do músculo e apoiam-se nas fibras de outras unidades para facilitar sua melhor contração^{23,30}.

Força muscular é uma expressão que tem sido usada para definir a capacidade musculoesquelética de produzir tensão, força e torque máximos, a uma dada velocidade²⁷. Foss e Keteyan explicam que a graduação da força muscular apresenta relação direta com a unidade motora, ou seja, quanto maior o número de unidades motoras recrutadas (somação de

recrutamento) no mesmo período de tempo, maior será a tensão ou força muscular, como demonstrado na figura 10. Acrescentam ainda que se os estímulos forem repetidos regularmente com uma frequência suficientemente alta, a somação continua até ocorrer a fusão completa dos movimentos, gerando contrações uniformes levando a tetania da unidade motora⁸.

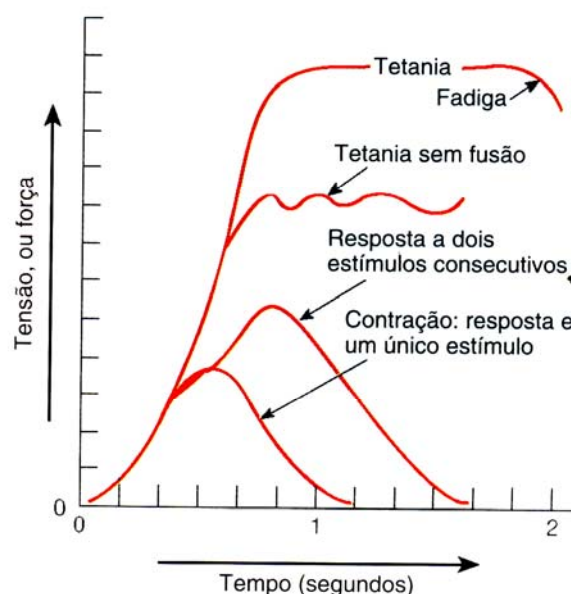


Figura 10: Relação da força com a somação das unidades motoras.
Fonte: Foss e Keteyan (2000)

2.6 FUNÇÕES SENSORIAIS

O sistema nervoso central, SNC, é continuamente informado das condições dos órgãos internos e tecidos periféricos durante o repouso ou durante uma atividade física. Isso é possível devido a uma grande quantidade de receptores sensoriais que convertem um estímulo bioquímico, físico ou mecânico em um potencial de ação para o SNC³⁸⁻³⁹. Esses receptores podem ser classificados em articulares, profundos e superficiais e estão localizados nas cápsulas articulares, ligamentos, músculos, fâscias e tendões²⁷.

Os proprioceptores mais importantes que atuam na função neuromuscular são o fuso neuromuscular - FNM e o órgão tendinoso de Golgi - OTG²⁶. Os fusos neuromusculares funcionam como um receptor ao estiramento, enviando impulsos aferentes para a medula espinhal e cérebro, informando sobre o comprimento muscular e a velocidade com que esse comprimento se altera⁹.

Os receptores somatosensoriais do sistema neuromuscular que incluem os fusos neuromusculares e os órgãos tendinosos de Golgi são compostos de fibras musculares intrafusais, ou seja, são fibras menores e não contribuem de forma significativa para a contração muscular. Estas fibras apresentam características de receptores sensoriais, o que diferencia das fibras musculares extrafusais que atuam durante a contração muscular, podendo ser divididas em fibras aferentes Ia, Ib e II⁶.

Os fusos são estruturas fusiformes que estão localizadas nos ventres musculares, sendo que cada um deles tem de 3 a 10 mm de comprimento e é composto de conjuntos de 3 a 12 fibras intrafusais que são inervadas por neurônios motores gama. As extremidades dessas fibras prendem-se as fibras extrafusais adjacentes que são fibras musculoesqueléticas normais inervadas por motoneurônios alfa²⁸.

O fuso neuromuscular possui uma região central que é praticamente desprovida de actina e miosina e por isso, essa região não é contrátil, funcionando como um receptor sensorial. Dois tipos de terminações sensoriais são encontrados nessa região central do fuso, as terminações primárias e as terminações secundárias. Nas terminações primárias, uma fibra nervosa rápida do tipo Ia se enrola na porção central do fuso, formando a terminação anuloespiral, que transmite sinais sensoriais para a medula espinhal. Já nas terminações secundárias, uma fibra nervosa do tipo II com diâmetro e velocidade menores do que as fibras Ia enrola-se nas fibras intrafusais²³.

As fibras intrafusais são ainda divididas em fibras do tipo saco nuclear, as quais são grandes e possuem muitos núcleos e fibras do tipo cadeia nuclear que são menores e possuem seus núcleos alinhados em cadeia. A terminação primária inerva ambos os tipos de fibra, enquanto que a secundária, quase sempre, inerva somente as fibras em cadeia nuclear²⁶. Estas terminações respondem às alterações dinâmicas quando o comprimento muscular do receptor do fuso aumenta subitamente, conseqüentemente, responde de forma ativa à rápida velocidade de modificação do comprimento. Estas respostas provêm da responsabilidade das terminações primárias no monitoramento do grau de alongamento e estiramento do músculo⁷, podendo o alongamento muscular acelerar a descarga dos receptores, tanto OTG como fuso neuromuscular⁴⁰.

O fuso neuromuscular participa do reflexo miotático ou reflexo de estiramento (figura 11). Quando as fibras musculares são alongadas, as fibras intrafusais do fuso muscular também se estiram, ativando sua porção central, a qual envia informações sensoriais relacionadas ao comprimento do fuso e à velocidade de estiramento aplicado para a medula espinhal. Na medula, a informação é processada e impulsos eferentes são devolvidos através

dos motoneurônios A alfa 1 e A alfa 2, para as fibras musculares extrafusais, provocando a contração muscular, a qual por sua vez alivia a tensão nos fusos. A principal função do fuso é proteger o músculo de uma possível lesão por alongamento excessivo²³.

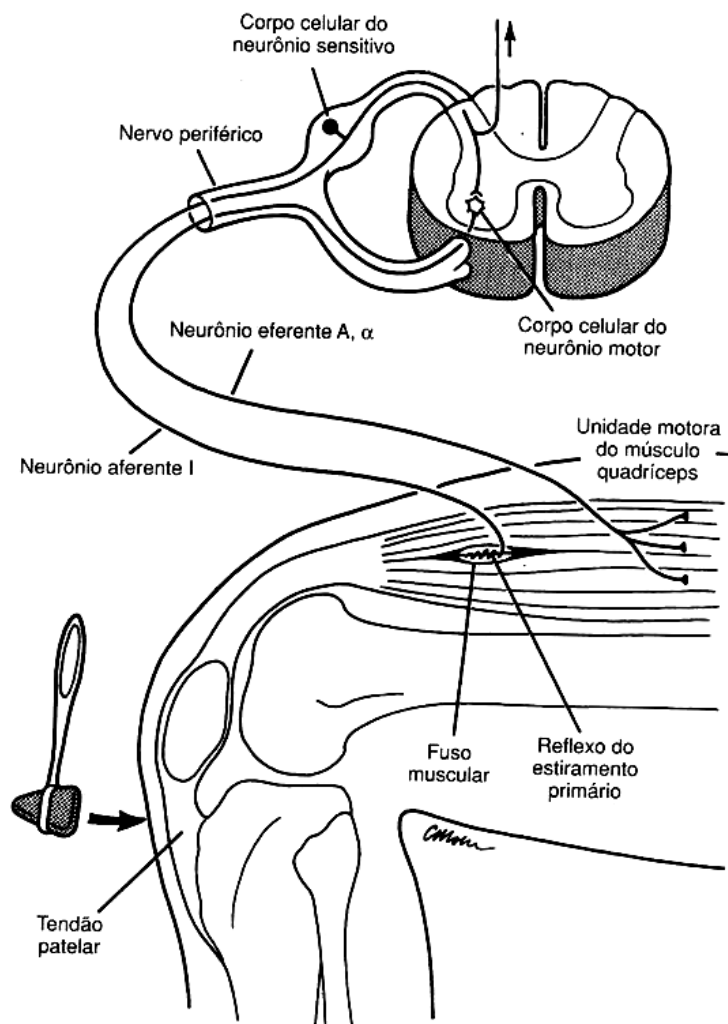


Figura 11: Reflexo miotático – reflexo patelar.
Fonte: Smith, Weiss e Lehmkuhl (1997)

A resposta do reflexo de estiramento pode ser chamada de estática, quando o músculo é estirado gradualmente, estimulando principalmente, as fibras de cadeia nuclear, as quais geram uma contração de pequena intensidade. A resposta dinâmica ocorre quando um estiramento abrupto é aplicado às fibras musculares, gerando uma contração forte e rápida. Nesta, as fibras em saco nuclear são preferencialmente estimuladas³⁶.

O órgão tendinoso de Golgi, OTG, é um mecanorreceptor que através de um mecanismo de proteção inibe a contração excessiva do músculo, limitando a força desenvolvida àquela que pode ser tolerada pelos tecidos que estão sendo tensionados. O OTG é um órgão sensorial encapsulado que está localizado no tendão próximo à junção

musculotendinosa. Uma média de 10 a 15 fibras musculares está conectada em série com cada órgão tendinoso de golgi. Os impulsos nervosos aferentes são transmitidos à medula espinal e cerebelo por grandes fibras nervosas do tipo Ib, as quais necessitam de um baixo limiar para disparo. O sinal local medular excita um só interneurônio inibitório que inibe o motoneurônio alfa e conseqüentemente diminui a contração muscular^{6,28,36}. O OTG destina-se a regular o nível de tensão no tendão e suas respostas reflexas, assim, causam o relaxamento das estruturas às quais estão ligados, ou ainda, determinam a ativação da musculatura antagonista⁴¹.

O OTG responde como um monitor de retroalimentação emitindo impulsos sob uma de suas condições: em resposta à tensão criada no músculo quando este se encurta e em resposta à tensão quando o músculo é distendido passivamente⁶. O autor acrescenta que quando estimulados por tensão ou distensão excessiva, os receptores de Golgi conduzem seus sinais rapidamente pelos neurônios sensoriais para a medula espinal, a fim de desencadear uma inibição reflexa dos músculos por eles inervados através das fibras aferentes Ib. Assim, esse reflexo inibe o músculo agonista e excita seu antagonista.

2.7 ALONGAMENTO MUSCULAR E FLEXIBILIDADE

A flexibilidade é definida como a capacidade de mover uma articulação ou um conjunto de articulações em uma amplitude de movimento total, irrestrita e livre de dor sendo o alongamento muscular, a melhor forma para aumentar a flexibilidade⁶.

O tecido conjuntivo como endomísio, perimísio e epimísio, fásia e tendões são os tecidos responsáveis pela restrição da flexibilidade, sendo assim, o tecido alvo para o alongamento, principalmente pelo tecido conjuntivo apresentar duas proteínas de grande importância na flexibilidade: o colágeno (grande resistência à forças de tração e uma extensibilidade mínima) e a elastina, que cede facilmente ao alongamento, porém quando a força é interrompida retorna a sua posição inicial²⁷.

Para Kisner e Colby quando o tecido mole é alongado, ocorrem alterações elásticas e plásticas, definindo-se a elasticidade a habilidade do tecido mole de retornar ao seu comprimento de repouso após o alongamento e plasticidade como a tendência do tecido mole de assumir um novo e maior comprimento após a força do alongamento ter sido removida⁹.

Acredita-se que ocorram adaptações agudas no músculo após o alongamento, por este apresentar um comportamento viscoelástico, ou seja, após um determinado período de alongamento o músculo restaura o seu comprimento original²⁷, porém adaptações crônicas como o aumento do número dos sarcômeros em série (miofibrilogênese), a quebra de ligações de colágeno e aumento efetivo do comprimento muscular podem ocorrer⁹.

Em geral, são reconhecidas três técnicas de alongamento: balística, estática e por FNP – facilitação neuromuscular proprioceptiva. O alongamento balístico consiste de movimentos vigorosos e repetitivos que alongam o grupo muscular, já o alongamento por FNP utiliza uma alternância de contrações e alongamento muscular e o alongamento estático envolve o alongamento de um músculo até o ponto de médio desconforto e mantém nesse ponto por um determinado período de tempo^{6, 38}. Os autores acrescentam que a eficácia das três técnicas já foi avaliada, e foi concluído que as três técnicas aprimoraram a flexibilidade, porém o alongamento estático foi considerado o mais seguro, sendo também mais fácil de ser ensinado e aplicado.

Outros autores postulam que o alongamento estático é mais seguro que o alongamento dinâmico porque há menor chance de lesão, ele provoca menor atividade dos fusos musculares, há menor chance de ocorrência de dor muscular, promove o aumento da flexibilidade sem exceder o limite de extensibilidade e requer menor gasto energético para sua execução^{7, 27}.

O alongamento estático acima de seis segundos estimula os OTGs presente nos tendões que superam os impulsos provindos do fuso muscular, permitindo que o músculo relaxe reflexamente, assim, o alongamento do músculo e a possibilidade de que ele permaneça alongado por um longo período não levam necessariamente à ocorrência de lesão muscular⁶, ou seja, os OTGs disparam e inibem a atividade dos motoneurônios alfa e diminuem a tensão muscular permitindo o alongamento⁹.

A recomendação quanto ao tempo ideal de alongamento estático varia de 3 a 60 segundos, sendo o tempo de 30 segundos eficiente e confortável para melhorar a flexibilidade⁶. Entretanto, alongamentos de 15 segundos a 2 minutos podem ser eficientes para o aumento da flexibilidade⁹.

A sobrecarga do alongamento deve ser gradual e pode ser realizado através do aumento do tempo de manutenção na posição do alongamento ou pelo aumento da amplitude articular durante a posição de alongamento, porém o alongamento não deve ser doloroso⁷.

Para aumento efetivo e manutenção da flexibilidade, o alongamento estático deve ser repetido três a quatro vezes para cada músculo e em uma frequência semanal de 3 a 4 vezes^{6, 9}.

O aumento da flexibilidade é importante para o desempenho em esportes que envolvam extremos de amplitude de movimento, porém, pouca flexibilidade pode ser benéfica (economia de movimento e menor gasto energético) em esportes que envolvam pequenas amplitudes de movimento²⁷.

2.8 ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

Em 1791, Luigi Galvani, através do estudo em pernas de rãs, apresentou o primeiro relato sobre as propriedades elétricas de músculos e nervos. Ele demonstrou que a atividade muscular acompanhava a estimulação de neurônios e registrou potenciais das fibras musculares em estado de contração voluntária⁴².

A eletromiografia é o estudo da função muscular a partir da detecção da atividade elétrica produzida pela despolarização dos neurônios e da membrana das fibras musculares envolvidas na contração. A atividade elétrica é captada por um ou mais eletrodos sobre o músculo, em contração, que se tem interesse⁴³.

Conforme a figura 12, o registro eletromiográfico requer um sistema de três fases: uma fase de entrada que inclui os eletrodos para captação do potencial elétrico do músculo em contração; uma fase de processamento, durante a qual o pequeno sinal elétrico é amplificado; e uma fase de saída, na qual o sinal elétrico é convertido em sinais visuais e/ou auditivos, de modo que os dados possam ser visualizados, captados e analisados⁴⁴.

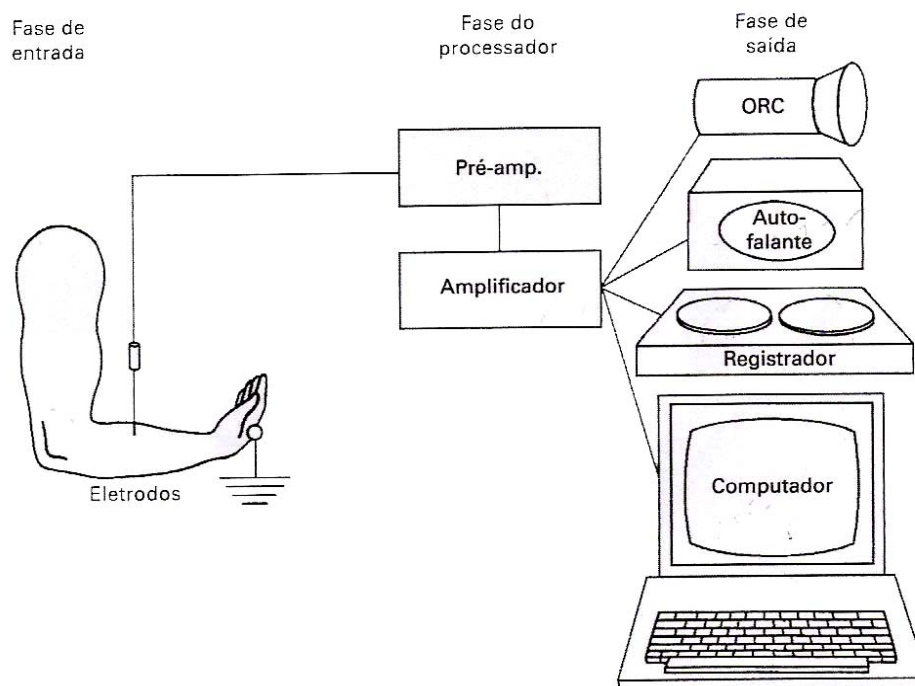


Figura 12 – Três fases da eletromiografia: entrada, processamento e saída.
 Fonte: O'Sullivan e Schmitz (2004)

As aplicações da eletromiografia de superfície são inúmeras, podendo ser usadas no estudo da função e disfunção do sistema muscular, na investigação de estratégias no recrutamento muscular em um determinado movimento, no estudo de técnicas que se propõe a gerar relaxamento muscular através de *biofeedback*, avaliação da atividade muscular durante atividades funcionais como a marcha, estudo do tempo de reação muscular, avaliações ergonômicas em condições de trabalho e a identificação da fadiga muscular⁴⁵⁻⁴⁶.

2.8.1 ELETRODOS

A atividade elétrica muscular é captada por eletrodos superficiais, que são fixados com fita adesiva na pele situada sobre o músculo a ser investigado. Estes eletrodos têm formato quadrado ou mais comumente circular, com cerca de 1 a 2,5 cm de largura ou de diâmetro⁴². A distância de 20mm entre os eletrodos parece ser a mais aconselhada, coletando o sinal de uma porção significativa do músculo e restringindo, simultaneamente, os sinais não pretendidos⁴³.

Os eletrodos de superfície são usados para avaliar a velocidade de condução nervosa e para pesquisas cinesiológicas, sendo mais adequados para captar a atividade em grandes músculos ou grupos musculares⁴⁴. Apesar dos eletrodos de superfície não gerarem incômodo ao indivíduo, eles captam a atividade elétrica muscular mais grosseira, apresentam uma alta impedância sendo necessário limpar bem o local onde serão fixados e necessitam de um gel eletrolítico para aumentar o contato elétrico entre eles e a pele⁴².

Para uma maior rejeição do ruído ou interferência externa, deve ser utilizada a configuração bipolar. Neste tipo de configuração as diferenças de potencial são detectadas por duas superfícies em relação a um eletrodo de referência. Os dois sinais captados na superfície de detecção são enviados a um amplificador diferencial onde a diferença entre os dois eletrodos é amplificada, sendo assim eliminado sinal comum antes da amplificação⁴⁶. Os autores acrescentam que os eletrodos podem ser passivos ou ativos, sendo os ativos (figura 13) mais utilizados por apresentarem um pré-amplificador, que vai amplificar os sinais eletromiográficos assim que eles atingem os eletrodos, processo conhecido como “ganho”.

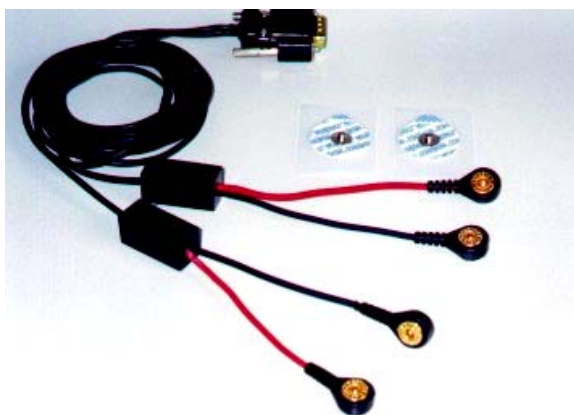


Figura 13 - Eletrodos de superfície ativos
Fonte: Arquivo pessoal

2.8.2 POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS

Os eletrodos devem ser colocados entre o ponto motor e a inserção do tendão e ao longo da linha média longitudinal do ventre muscular (figura 14). Não devem ser colocados nas extremidades laterais dos músculos, pois o eletrodo está suscetível à captação dos músculos vizinhos, fenômeno conhecido como “*crosstalk*”, e se os eletrodos estiverem muito separados, mesmo sobre músculos mais largos, a atividade dos músculos vizinhos pode ser registrada²⁵.

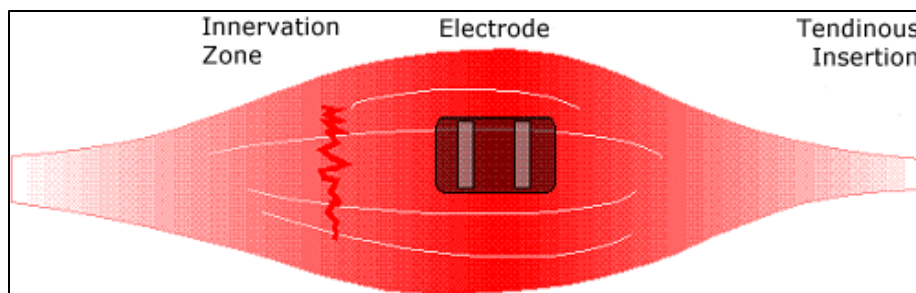


Figura 14 – Posicionamento do eletrodo.
Fonte: De Luca (1997)

A distância entre os eletrodos também precisa ser padronizada para que a análise repetida do sinal eletromiográfico seja válida. Se a separação entre os eletrodos é alterada de uma sessão para outra, o mesmo nível de contração pode produzir leituras de amplitude mais alta ou mais baixa, ou um conteúdo de frequência diferente⁴³.

Quando forem usados eletrodos de superfície, é preciso considerar problemas relacionados ao deslocamento da pele que está sobre o músculo durante o movimento. A relação espacial entre os eletrodos e o músculo pode mudar grandemente à medida que o músculo se contrai em toda sua amplitude. Os eletrodos devem ser aplicados na pele com o membro ou parte do corpo posicionado do modo como ficarão durante o procedimento⁴².

Para a detecção adequada do sinal na superfície do músculo, devem-se levar em consideração as propriedades elétricas da pele. Para minimizar a influência da resistência da pele ao sinal e no sentido de aumentar a fidelidade deste, é necessário preparar a pele adequadamente, de forma a reduzir a impedância do conjunto eletrodo-pele. Assim, para a colocação dos eletrodos são necessários alguns cuidados prévios como, tricotomia do local, remoção da superfície morta da pele por abrasão e a limpeza com álcool⁴⁶.

2.8.3 O SINAL ELETROMIOGRÁFICO

O sistema de registro típico para a eletromiografia consiste de um conjunto de eletrodos de superfície colocados em cima ou a uma curta distância do ponto motor. À medida que o potencial de ação na fibra muscular percorre o músculo, os eletrodos o registram devido à despolarização e a mudança ocorrida na voltagem, assim, o sinal eletromiográfico é a soma dos potenciais de ação captados dentro da faixa de alcance dos eletrodos de registro⁴⁷.

Os eletrodos utilizados convertem o sinal bioelétrico resultante da despolarização do músculo em um potencial elétrico capaz de ser processado por um amplificador, ou seja, é processada a diferença no potencial elétrico entre os dois eletrodos de registro. A unidade de

medida utilizada para a diferença de potencial eletromiográfico é o microvolt ($1\mu\text{V} = 10^{-6} \text{ V}$). Ou seja, quanto maior a diferença de potencial, maior será a amplitude ou voltagem do potencial elétrico, conseqüentemente maior será a atividade muscular⁴⁴.

Os sinais que atingem os eletrodos são transmitidos para o amplificador. As atividades produzidas por todas as fibras individuais se contraindo em um determinado momento são somadas, já que atingem os eletrodos quase simultaneamente, registrando os potenciais que recebem, sem distinguir sua origem⁴⁶.

Após a detecção do sinal, é utilizada uma média eletrônica para determinar a intensidade dos sinais eletromiográficos: a *Root-mean-square*, (RMS). Ela quantifica o sinal através da seguinte forma: elevam-se os dados ao quadrado, obtém-se a média dos valores resultantes e finalmente extrai-se a raiz quadrada do valor médio obtido. Esse parâmetro da eletromiografia é considerado por alguns pesquisadores o preferido para estimar a tensão elétrica⁴⁶.

Os sinais eletromiográficos são sinais tipicamente contínuos, sendo necessária a sua transformação em sinais discretos por digitalização. A digitalização consiste na representação de um sinal contínuo por uma seqüência de amostras instantâneas recolhidas a um ritmo constante, para isso são utilizados os conversores analógico-digitais para a digitalização⁴².

2.8.4 AMPLIFICAÇÃO DIFERENCIAL E REJEIÇÃO DO MODO COMUM

Antes que o potencial da unidade motora seja visualizado, é necessário amplificar o pequeno sinal mioelétrico. Um amplificador converte o potencial elétrico captado pelos eletrodos em um sinal de voltagem, grande o suficiente para ser visualizado⁴⁴.

Um eletrodo adicional é colocado sobre uma protuberância óssea para servir como ponto de referência (neutro). O eletrodo de referência é necessário para que se tenha uma referência comum para o amplificador diferencial. Ele deve ser colocado tão longe quanto possível e em um tecido eletricamente neutro, geralmente sobre uma proeminência óssea, sendo importante que este, tenha um contato elétrico bom com a pele, por isto devem ser grandes²⁵.

A capacidade do amplificador de rejeitar sinais comuns para ambas as entradas é chamada de relação de rejeição do modo comum, RRMCC. Para melhores registros devem estar disponíveis filtros que removam as freqüências indesejadas, utilizando os filtros passa-alta, passa-baixa e passa-banda⁴⁶.

O potencial elétrico é composto pelo sinal eletromiográfico da contração muscular e pelo ruído indesejado da eletricidade estática do ar e da rede elétrica. Para controlar a parte indesejada dos sinais cada um dos eletrodos transmite o potencial para os dois lados de um amplificador diferencial, cada eletrodo supre um lado com impulsos. Se os dois eletrodos recebem sinais iguais, nenhuma atividade é registrada. O ruído sendo igual nas duas extremidades do amplificador é cancelado, assim somente a energia biológica que chega aos eletrodos de detecção é amplificada e registrada⁴⁴.

2.8.5 VARIÁVEIS QUE AFETAM O SINAL ELETROMIOGRÁFICO

Existem algumas variáveis que afetam o sinal eletromiográfico, como a proximidade dos eletrodos e as fibras que estão disparando, o número e o tamanho das fibras da unidade motora, a distância das fibras e o tamanho dos eletrodos. O movimento relativo dos eletrodos às fibras ativas pode ser suficiente para colocar ou remover alguma unidade motora dentro da área de detecção. Assim, se as fibras musculares alteram seu comprimento durante a contração, então a posição do eletrodo também muda. Dessa forma, por razões práticas, a sensibilidade e a confiabilidade do sinal podem ser melhoradas mantendo a contração isométrica²⁵.

Devido ao processo chamado condução de volume, no qual os potenciais de determinadas fibras percorrem os fluídos corporais devido às suas ótimas propriedades condutoras, o potencial captado pelos eletrodos pode não ser puramente do músculo de interesse, e sim dos músculos que contraíram ao redor. A colocação, o espaçamento cuidadoso e a escolha do tamanho dos eletrodos ajudarão a controlar essa linha cruzada ou extravasamento elétrico⁴⁴.

É importante ressaltar que o *crosstalk*, ou sinais excessivos ou ainda artefatos, de outros músculos adjacentes podem ser detectados e mal interpretados como sendo originários do músculo de interesse. A probabilidade de detectar um *crosstalk* pode ser reduzida consideravelmente colocando o eletrodo na linha média do ventre muscular²⁵.

Se ocorrer algum distúrbio em uma ou em ambas as interfaces de captação de modo a produzir uma diferença de potencial, será registrado um sinal de baixa frequência que não representa a atividade elétrica muscular, esse sinal é chamado de artefato de movimento. Pode ser resultado do movimento da pele sob um eletrodo ou de pressão sobre o eletrodo durante o movimento. A maioria desses artefatos de movimento ocorre em baixas frequências,

geralmente abaixo de 10 e 20 hertz (Hz), causando mínima alteração na amplitude do sinal eletromiográfico, criando apenas uma base ondulada⁴².

Fontes de radiação eletromagnética, como rádio e transmissão de televisão, lâmpadas incandescentes, lâmpadas fluorescentes, entre outros, pode contribuir para interferência no sinal, por isso a importância dos filtros passa alta e passa baixa. Constantemente as superfícies de nossos corpos são inundadas com radiação eletromagnéticas, que também geram interferências no sinal eletromiográfico. A preocupação dominante para o *crosstalk* ambiente surge em uma frequência de 50 a 60 Hz, já que geralmente esta frequência é a mesma do músculo avaliado²⁵.

2.8.6 NORMALIZAÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO

A normalização do sinal eletromiográfico tem sido descrita como crucial para comparações entre diferentes sujeitos, dias de medida, músculos ou estudos, existindo vários procedimentos de normalização do sinal. Genericamente, normalizar significa uma tentativa de minimizar as diferenças entre diferentes indivíduos, tornando-se necessária para se fazer tais comparações⁴⁸.

Um método para normalizar o sinal eletromiográfico de um músculo é realizar uma contração isométrica voluntária máxima, CIVM, ou algum nível submáximo conhecido de contração e, então, expressando todos os valores da eletromiografia como uma porcentagem dessa contração. Esse valor de controle serve de padrão para todas as contrações, mesmo quando os valores do teste sejam maiores que os do controle⁴⁴.

Outro método é a normalização na base do tempo, onde para a avaliação do sinal devem ser efetuados alguns procedimentos: determinação do início e final exato do movimento, e considerar do início ao final do movimento como 100% do ciclo e dividir esse intervalo em tempos iguais⁴⁴.

Apesar de ser uma referência frequentemente utilizada, a contração voluntária máxima isométrica, tem sua validade questionada para a normalização do sinal eletromiográfico de ações dinâmicas, devido às diferenças fundamentais entre os dois tipos de contração. Para a normalização de contrações dinâmicas, o pico máximo de atividade encontrado nas diferentes execuções parece ser a mais adequada escolha. Para reduzir a falibilidade, o melhor seria optar pela média ou pico do sinal eletromiográfico⁴⁴.

Outros autores sugerem o uso da CIVM para normalização em detrimento dos demais métodos de normalização, uma vez que esta é confiável e melhor informa sobre a intensidade

de contração muscular, desta forma, ao se utilizar a CIVM como valor padrão de referência para a normalização, os sinais eletromiográficos obtidos durante a atividade serão referidos em porcentagem da sua atividade máxima⁴⁶.

Pesquisadores têm demonstrado que as medidas do sinal eletromiográfico para ações dinâmicas variam em diferentes procedimentos de normalização, sugerindo que é mais apropriado normalizar a atividade eletromiográfica para arcos de movimentos específicos. A atividade eletromiográfica máxima dentro de cada arco é então usada com valor de controle, e a medida da atividade eletromiográfica do teste é normalizada como uma porcentagem desse valor no mesmo arco⁴⁴.

3 MATERIAL E MÉTODOS

3.1 SUJEITOS

Este trabalho foi parametrizado através de um estudo prospectivo, descritivo e com abordagem quanti-qualitativa. Os dados foram coletados, tão logo o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade do Vale do Paraíba, Protocolo nº H167/CEP/2006 (Anexo A), conforme Resolução nº 196/96 do CNS. Todos os voluntários foram informados sobre a pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE (Anexo B).

Participaram voluntariamente do estudo 30 indivíduos jovens ativos, aparentemente saudáveis, sendo a amostra constituída de 20 homens e 10 mulheres com média \pm DP de idade 22 ± 3 anos, estatura de 170 ± 8 cm, massa corporal total de $65,7 \pm 13,7$ Kg, Índice de Massa Corporal (IMC) de 23 ± 3 (Kg/m²) e % de gordura de $19,1 \pm 5,3$. O IMC foi baseado na equação do *World Health Organization Diet Nutrition and prevention of chronic diseases*⁴⁹.

A tabela 3 apresenta os dados antropométricos (média e desvio padrão) dos sujeitos participantes da pesquisa, no entanto, a tabela detalhada com todos os dados antropométricos encontra-se no Apêndice A.

Tabela 3: Medidas antropométricas dos sujeitos da pesquisa.

	Idade (anos)	Estatura (cm)	MCT (Kg)	IMC	% GORDURA
Média	22	170	65,7	23	19,1
Desvio Padrão	3	8	13,7	3	5,3

3.1.1 CRITÉRIOS DE SELEÇÃO

Para a seleção dos indivíduos foram utilizados os critérios de inclusão e exclusão.

CrITÉrios de Inclusão

- Indivíduos sem distinção de cor, raça, sexo;
- Indivíduos com idade entre 18 e 30 anos;
- Indivíduos ativos que não estejam participando de nenhum tipo de treinamento ou exercício de força, resistência ou alongamento muscular;
- Assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, após esclarecimentos sobre a pesquisa.

CrITÉrios de Exclusão

- Indivíduos com patologia osteomioarticular, neuro-degenerativa ou infecciosa;
- Indivíduos que realizaram algum tipo de cirurgia prévia (tempo de recuperação inferior a 24 meses);
- Indivíduos com outras patologias, tais como: Insuficiência Cardíaca, doenças neoplásicas, doenças restritivas, entre outras.

3.2 LOCAL DA PESQUISA

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Fisiologia e Biocinética - LAFIBIO da Universidade Iguçu - UNIG (Campus V) na cidade de Itaperuna-RJ.

3.3 INSTRUMENTOS

Para a coleta dos dados antropométricos, foram utilizados os seguintes instrumentos de medida e estrutura física:

Balança com Estadiômetro: Foi utilizada uma balança clínica nacional da marca Filizola, modelo mecânico com estadiômetro, para determinação do peso corporal. Sua

precisão é de 0,1 kg, com escala de 0 a 150 kg. A precisão do estadiômetro é de 0,5 cm e sua escala varia de 0 a 190 cm.

Adipômetro ou Compasso de Dobras Cutâneas: Para as medidas de dobras cutâneas utilizou-se um adipômetro nacional da marca Cescorf, com escala de 0 a 100 mm, resolução de 0,1 mm e mola com pressão constante de 10g/mm².

Fita Métrica: As medidas de perímetros corporais foram medidas com uma fita métrica inelástica com precisão de 1 mm.

Cronômetro Digital: Para as aferições dos tempos de cada alongamento e tempo de repouso intersérie foi utilizado um cronômetro digital profissional da marca Casio com precisão de 0,01 s.

Para aquisição do sinal mioelétrico foi utilizado um eletromiógrafo de 8 canais (EMG System Brasil LTDA) conectado ao sistema de aquisição e análise de dados (WinDaqXL), sendo o sinal passado por um filtro passa banda de 20-500Hz, amplificado em 1.000 vezes e convertido por placa A/D com frequência de amostragem de 2000 Hz para cada canal e com uma variação de entrada de 5 mV. Foram utilizados eletrodos bipolares do tipo ativo com distância de 20 mm entre eles. Para a avaliação da força isométrica, foi utilizado um transdutor de força (range 0 – 200kg) da marca EMG System Brasil Ltda conectado ao sistema de eletromiografia (figura 15).



Figura 15 – Transdutor de força.
Fonte: Arquivo pessoal

Todas as coletas foram realizadas em uma cadeira extensora ajustável às características antropométricas individuais, adaptada com tiras de estabilização torácica e abdominal (figura 16).



Figura 16 – Cadeira extensora adaptada com tiras de estabilização torácica e abdominal.
Fonte: Arquivo pessoal

A figura 17 mostra o transdutor de força acoplado na cadeira extensora, assim, durante uma contração isométrica de extensão do joelho através do músculo quadríceps femoral, a célula de carga detecta a quantidade de tensão em quilograma-força.



Figura 17 – Transdutor de força acoplado na cadeira extensora adaptada.
Fonte: Arquivo pessoal

As coletas foram realizadas em sala climatizada, mantendo-se a temperatura entre 23° e 25° C.

Os dados foram analisados através de programa de processamento de sinais, Matlab 7.0 (MatWorks), e *software Origin 7.0 (Massachusetts, USA)* e a estatística descritiva e inferencial foi realizada através de programa estatístico SPSS (13.0 for Windows), sendo a comparação da força, amplitude do sinal mioelétrico e o pico do sinal eletromiográfico coletados antes e após o procedimento de alongamento as variáveis a serem analisadas.

3.4 PROCEDIMENTOS

Os participantes foram inicialmente esclarecidos sobre os objetivos e procedimentos da pesquisa e aqueles que concordaram em participar voluntariamente assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido conforme a resolução nº 160 de 1996 do Conselho Nacional de Saúde (Anexo B).

Logo após os sujeitos foram submetidos à avaliação antropométrica e separados randomicamente em dois grupos com tempos diferentes de alongamento (30 e 60 segundos) conforme o fluxograma abaixo. Todos os indivíduos realizaram os dois protocolos de alongamento, com um intervalo de coleta de 48 horas.

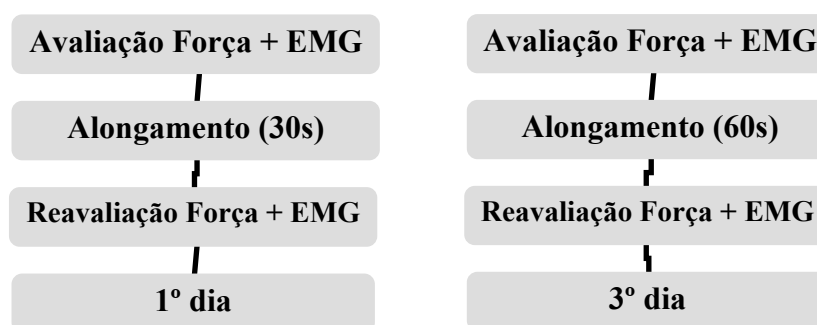


Figura 18 – Organização das coletas, com intervalo de 48 horas entre os dias de coleta.

Foi realizada tricotomia e limpeza da pele com lixa fina e álcool, utilizando material individual e descartável, para reduzir a bioimpedância da pele nos locais de acoplamento dos eletrodos, como recomendado pela Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM)⁵⁰.

O indivíduo foi posicionado na cadeira extensora e fixado com as cintas abdominal e transversal, ficando em uma posição bem confortável. A cadeira apresentava adaptações, dependendo da altura do sujeito o encosto era modificado anteriormente ou posteriormente.

Após o posicionamento do indivíduo na cadeira, foi realizado um aquecimento muscular localizado do quadríceps da perna dominante, músculo que seria utilizado na pesquisa, seguindo a recomendação da AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE - ACSM que preconiza o aquecimento antes de qualquer atividade ou exercício⁵¹. A carga utilizada foi de 10% da massa corporal total (MCT), consistindo em 3 séries de 10 repetições. Após isso, foi novamente realizada a limpeza da pele com álcool 70% para retirar o suor produzido pelo aquecimento realizado previamente.

Os eletrodos foram colocados nos músculos reto femoral (RF) e vasto lateral (VL) pelo método de referência anatômica, descrita por Delagi e Perotto⁵² conforme a figura 19. Como a coleta foi realizada em dias diferentes, foi realizada a marcação com caneta dermográfica para reconhecimento posterior do local exato de colocação dos eletrodos.

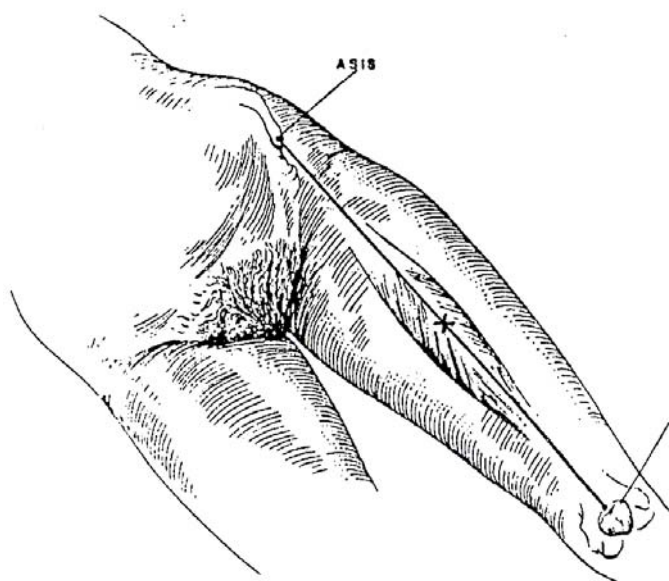


Figura 19 – Método de colocação do eletrodo do músculo reto femoral através de referência anatômica.
Fonte: Delagi e Perotto (1981)

Os eletrodos foram colocados nos músculos reto femoral e vasto lateral (figura 20) por serem dois importantes extensores do joelho^{2,5,38}. Os eletrodos foram fixados com esparadrapo para não ocorrer artefatos de deslizamento durante a contração muscular.



Figura 20 – Eletrodos acoplados nos músculos reto femoral e vasto lateral e a utilização da caneta dermográfica para a marcação exata do local dos eletrodos.

Fonte: Arquivo pessoal

3.5 COLETA DOS DADOS

Após o aquecimento muscular foi dado um tempo de descanso de 2 minutos e a partir daí foi realizada a primeira coleta do sinal eletromiográfico através da EMG de superfície dos músculos reto femoral e vasto lateral, conjuntamente com a avaliação da força isométrica durante a contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de extensão do joelho captada pelo transdutor de força. Sabe-se que na contração isométrica ocorre tensão muscular, porém sem modificar a amplitude de movimento articular⁵³.

Portanto, todos os indivíduos foram submetidos a um teste de contração isométrica voluntária máxima de extensão de joelho na posição de 70° de flexão do joelho como proposto na literatura^{19,24}, com duração de 10 segundos, na qual foi utilizada a perna dominante. Durante a coleta, o indivíduo era orientado a manter os dois membros superiores cruzados sobre o peito, não permitindo nenhuma compensação por parte destes.

Após o primeiro teste, foi utilizado dois alongamentos diferentes para o músculo quadríceps, cada um com três repetições totalizando seis alongamentos, e todos com duração de 30 ou 60 segundos previamente randomizado (figura 18). No primeiro alongamento, o indivíduo permanecia em pé e no segundo em decúbito ventral, em ambos o examinador realizava uma flexão do joelho e quando possível uma extensão do quadril. Foi utilizado um tempo de vinte segundos de repouso entre cada alongamento como proposto por Cramer¹⁻³ e

Papadopoulos⁵⁴, sendo portanto, o tempo médio total do procedimento (alongamento+repouso) de 4 ± 1 minutos utilizando o protocolo de alongamento de 30 segundos e de 8 ± 1 minutos utilizando o tempo de alongamento de 60 segundos.

A intensidade do alongamento foi a mesma para todos os indivíduos, em que o músculo foi alongado até o ponto de médio desconforto, porém sem dor, como proposto por vários autores^{1-3,5,54-55}.

Imediatamente após o alongamento (1 ± 1 min) foi realizada a segunda coleta do sinal eletromiográfico e da força isométrica máxima do músculo quadríceps, utilizando exatamente a metodologia do primeiro teste.

Como descrito anteriormente, o procedimento de avaliação do sinal eletromiográfico foi realizado concomitantemente com o transdutor de força, através do programa de aquisição de sinais WinDaqXL.

Todos os procedimentos e medidas foram realizados por dois avaliadores treinados. Os dados antropométricos foram avaliados por um único examinador e os procedimentos de alongamento também foram realizados por um único avaliador minimizando o viés de aferição.

3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para testar a normalidade ou não da amostra foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk. Como algumas das variáveis estudadas não apresentaram distribuição normal, foi utilizado o teste não-paramétrico Wilcoxon, com nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$) para comparação da igualdade ou não das médias.

3.7 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

Os resultados são apresentados em média e erro-padrão para a estatística inferencial, em relação aos valores da média e do pico da força muscular quadriciptal, média do sinal eletromiográfico (RMS) e pico da atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral e vasto lateral antes e após o alongamento.

4 RESULTADOS

Para uma melhor apresentação e organização, os resultados foram divididos na ordem em quem aparecem: média e pico da força muscular, média da atividade eletromiográfica do músculo reto femoral e vasto lateral e pico da atividade eletromiográfica do músculo reto femoral e vasto lateral.

No gráfico 1 são apresentadas as variações da força muscular do quadríceps durante o teste de extensão isométrica, mostrando diferença significativa ($p < 0,05$) na força muscular após ambos os protocolos de alongamento. Houve uma queda da força de 6,1% e 7,0% respectivamente após os protocolos de alongamento de 30 e 60 segundos. Porém quando comparado estatisticamente qual tempo de alongamento teve mais influência na redução da força, não houve diferença ($p > 0,05$).

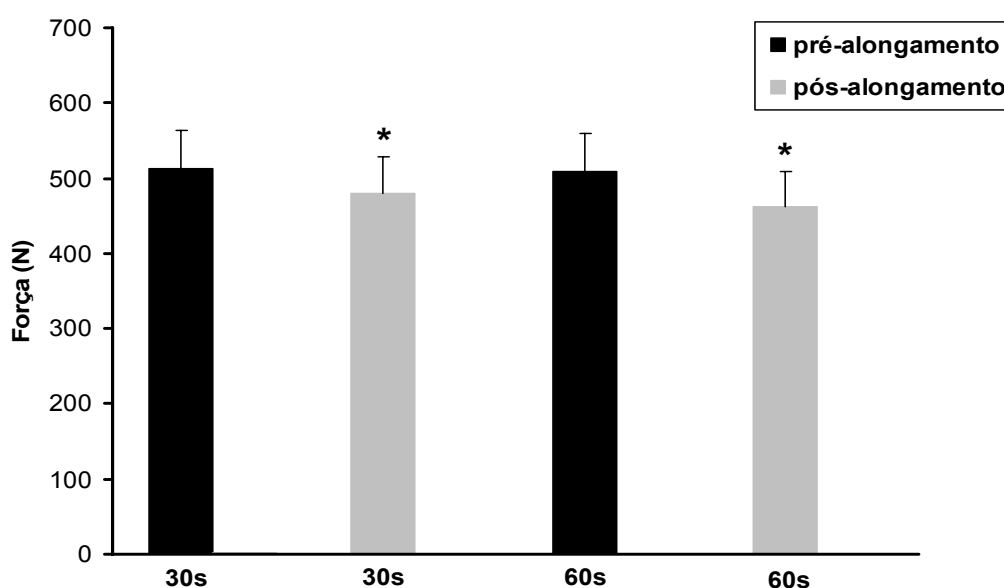


Gráfico 1 - Força do músculo quadríceps femoral nos protocolos de alongamento de 30 e 60 segundos (Média \pm Erro Padrão). *Diferença significativa na redução da ativação muscular após alongamento ($p < 0,05$).

Resultados semelhantes são encontrados no gráfico 2 em relação ao pico da força muscular quadricipital durante o teste de extensão isométrica, mostrando diferença significativa ($p < 0,05$) após ambos os protocolos de alongamento. Houve uma queda do pico força de 4,9% e 6,0% respectivamente após os protocolos de alongamento de 30 e 60 segundos. Porém, novamente não houve diferença ($p > 0,05$) quando comparado os diferentes tempos de alongamento no pico da força quadricipital.

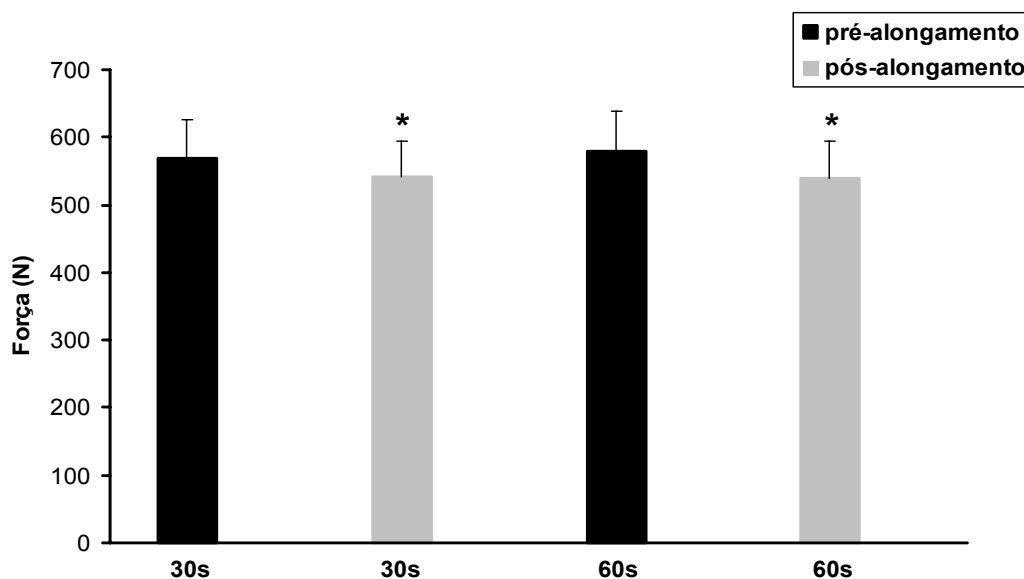


Gráfico 2 - Pico da força do músculo quadríceps femoral nos protocolos de alongamento de 30 e 60 segundos (Média \pm Erro Padrão). *Diferença significativa na redução da ativação muscular após alongamento ($p < 0,05$).

A eletromiografia de superfície, comumente utilizada para analisar mudanças do comportamento mioelétrico apresentou variação significativa ($p < 0,05$) na média da atividade do músculo reto femoral de 7,5% e 10,6% respectivamente após os protocolos de alongamento de 30 e 60 segundos conforme o Gráfico 3. Porém quando comparado estatisticamente qual tempo de alongamento teve mais influência na redução da média da atividade eletromiográfica não houve diferença significativa ($p > 0,05$).

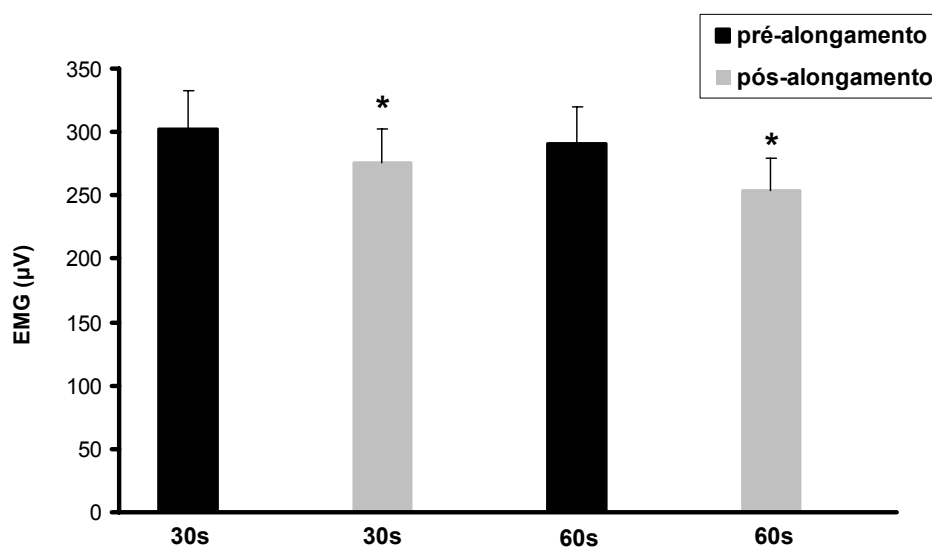


Gráfico 3 - Atividade eletromiográfica do músculo reto femoral - RMS (Média \pm Erro Padrão). *Diferença significativa na redução da ativação muscular após alongamento ($p < 0,05$).

Conforme o gráfico 4, não ocorreu o mesmo comportamento analisando a média da atividade do músculo vasto lateral, principalmente após o protocolo de alongamento de 30 segundos, em que houve aumento de 2,1% da atividade muscular, porém não significativo. Já após o protocolo de alongamento de 60 segundos houve queda da atividade muscular de 4,1%, portanto só houve redução da atividade eletromiográfica de forma significativa ($p < 0,05$), utilizando o tempo de alongamento de 60 segundos.

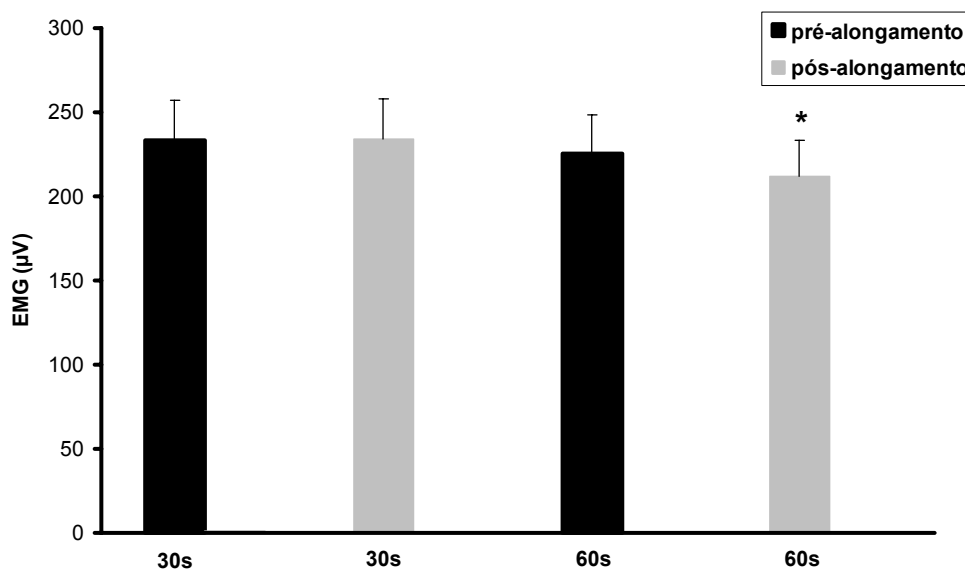


Gráfico 4 - Atividade eletromiográfica do músculo vasto lateral - RMS (Média \pm Erro Padrão). *Diferença significativa na redução da ativação muscular após alongamento ($p < 0,05$).

Quando foi analisado o pico da atividade eletromiográfica do músculo reto femoral, houve redução de 1% e 12,3% respectivamente após os protocolos de 30 e 60 segundos, porém só houve diferença significativa no pico da atividade eletromiográfica ($p < 0,05$), utilizando o tempo de alongamento de 60 segundos. Como houve grande diferença no pico da atividade eletromiográfica no tempo de 60 segundos, e pequena diferença no tempo de 30 segundos, pôde-se notar que houve diferença significativa entre os diferentes tempos de alongamento, conforme o gráfico 5. Pela primeira vez, foi observado que o tempo do alongamento influenciou o desempenho muscular, referente ao pico da atividade eletromiográfica do músculo reto femoral.

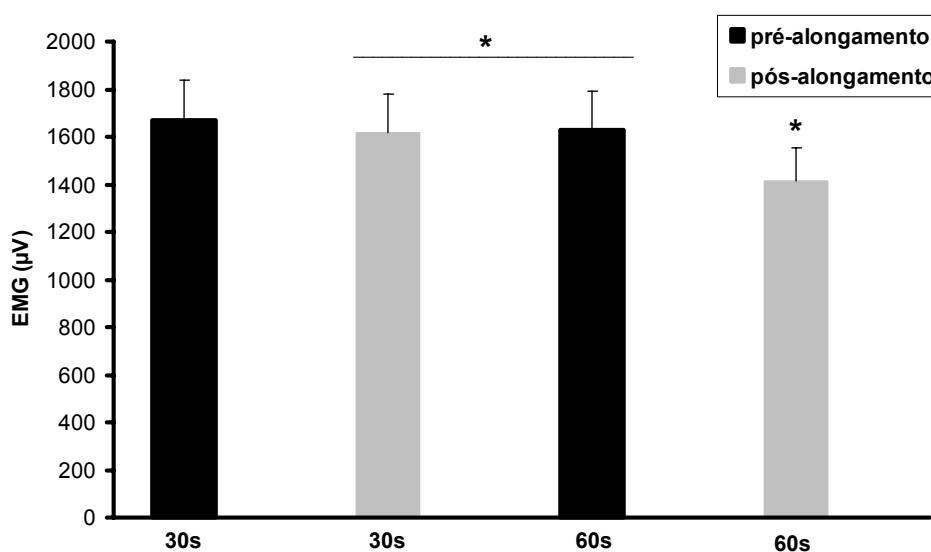


Gráfico 5 – Pico da atividade eletromiográfica do músculo reto femoral (Média ± Erro Padrão). *Diferença significativa na redução do pico da ativação muscular após alongamento ($p < 0,05$).

Conforme o Gráfico 6, não se pôde observar o mesmo comportamento analisando o pico da atividade eletromiográfica do vasto lateral, principalmente após o protocolo de alongamento de 30 segundos, na qual houve aumento de 2% da atividade muscular. Já após o protocolo de alongamento de 60 segundos houve queda do pico da atividade muscular de 1%. Porém esse aumento e redução respectivos da atividade eletromiográfica não foram significativos ($p < 0,05$) em ambos os protocolos.

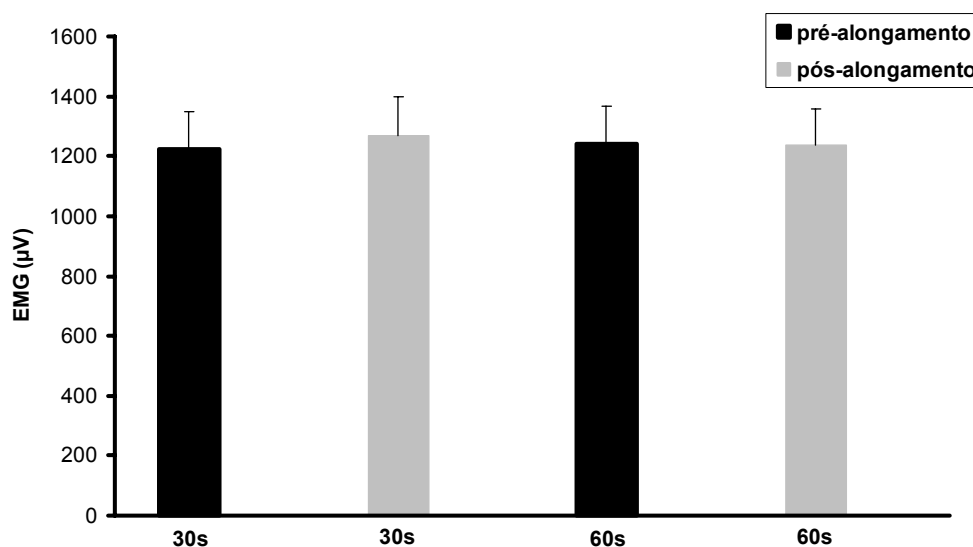


Gráfico 6 – Pico da atividade eletromiográfica do músculo vasto lateral (Média ± Erro Padrão). *Diferença significativa na redução do pico da ativação muscular após alongamento ($p < 0,05$).

5 DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo demonstram que houve redução do desempenho muscular após o procedimento de alongamento proposto. Essa redução do desempenho muscular observada neste estudo corrobora com os achados de outros autores que utilizaram diversos protocolos de alongamento antes no exercício^{1-2,4-6,12-15}.

Foi encontrado na literatura apenas um estudo que comparou diferentes tempos de alongamento e sua influência na força muscular⁵⁵. Neste estudo, Ogura et al.⁵⁵ compararam os tempos de alongamento de trinta e sessenta segundos em dez jogadores de futebol universitário. Foi observado que somente após o protocolo de sessenta segundos foi encontrado uma redução da força isométrica nos músculos flexores de joelho, mesmo apresentando um aumento da flexibilidade muscular significativo em ambos os tempos de alongamento. O resultado do estudo supracitado não corrobora com os achados do presente estudo, pois foi observado que ambos os tempos de alongamento foram suficientes para reduzir a força muscular, porém cabe lembrar que Ogura et al.⁵⁵ utilizaram os músculos flexores do joelho - isquiotibiais, sendo estes músculos antigravitacionais e com uma tendência maior de encurtamento muscular²⁸ comparado aos músculos extensores do joelho, talvez isso possa ter gerado diferentes resultados. O autor acrescenta que o tempo de trinta segundos de alongamento não foi suficiente para afetar negativamente a força muscular e indica a realização desse tempo de alongamento antes de exercícios que requeiram força e potência muscular.

Outros estudos apenas compararam a força muscular antes e após o alongamento, não havendo comparação entre diferentes tempos de alongamento. Cramer et al.¹, que avaliaram a influência do alongamento no torque isocinético concêntrico nas velocidades de 60 e 240°s em 14 mulheres ativas. Houve redução significativa da força muscular concêntrica após o protocolo de alongamento que consistia em 4 séries de 4 tipos diferentes de alongamento, totalizando 16 alongamentos de 30s para o músculo quadríceps em ambas velocidades. Apesar dos resultados serem semelhantes, neste estudo foi utilizado 3 séries de 2 tipos diferentes de alongamento, por acreditar que esse volume de alongamento estaria mais perto da realidade de atletas e indivíduos que se exercitam de forma recreacional.

Utilizando o mesmo protocolo de alongamento supracitado, dois estudos realizados por Cramer et al.²⁻³ mostraram resultados diferentes. O primeiro estudo avaliou a força isocinética nas velocidades angulares de 60 e 240°s em 21 mulheres e homens jovens ativos e

pôde-se observar que o pico de torque concêntrico e a potência média dos extensores do joelho foram reduzidas de forma significativa após o alongamento². No segundo estudo, após avaliar a força muscular excêntrica do quadríceps femoral em 13 mulheres saudáveis e ativas, nas velocidades angulares de 60 e 180°s, demonstrou-se que não houve redução significativa do torque, preconizando que a força excêntrica pode ser menos suscetível às mudanças induzidas pelo alongamento³.

No entanto, foi visto que o efeito do alongamento sobre a força muscular pode ser momentâneo, dessa forma, deve-se ressaltar o estudo de Fowles et al.¹², que mensurou a força muscular antes, imediatamente e em um período de até 60 minutos após o alongamento, e os resultados mostram que a força reduziu em 28% imediatamente após o alongamento, 21% no 5º min, 13% no 15º min, 12% no 30º min, 10% no 45º min e 9% após o 60º minuto. Esses dados demonstram que o alongamento gera mudanças na força muscular de forma temporária, havendo uma maior queda na força imediatamente após o alongamento.

Postula-se que fatores mecânicos são responsáveis pela redução da força, através de mudanças nas propriedades viscoelásticas do músculo e na rigidez muscular, assim, o alongamento pode induzir mudanças na relação tensão-comprimento, afetando negativamente o desempenho muscular^{1-2,12,14,55}. Outros fatores mecânicos como o aumento do comprimento dos sarcômeros, conseqüentemente aumento da distância de encurtamento do sarcômero e a alteração da relação força-velocidade muscular podem reduzir a capacidade contrátil do músculo em produzir força^{1-2,14}. Os trabalhos que enfatizam a redução da força através das mudanças nas propriedades viscoelásticas observaram aumento da amplitude articular através do aumento da flexibilidade muscular nos músculos flexores plantares^{12,14-15} e nos músculos extensores^{1,2} e flexores do joelho⁵⁵.

Em adição, é sabido que o tempo de duração do alongamento pode proporcionar mudanças fisiológicas importantes no músculo, como a remodelação das moléculas de colágeno e elastina e que essas mudanças podem estar associadas à alterações na unidade músculo-tendão e fásia, ocasionadas pelo aumento da elasticidade dos tecidos⁵⁶. Em outras palavras, a amplitude do movimento seria influenciada pelo aumento do comprimento de um tecido, proporcionalmente à tensão aplicada. Esses dados foram obtidos após comparar tempos diferentes de alongamento e sua relação com a flexibilidade. No estudo supracitado, o tempo de alongamento de 60 segundos proporcionou maiores modificações na flexibilidade que o tempo de alongamento de 10 segundos, porém não foi mensurada a força muscular e a atividade eletromiográfica⁵⁶.

Entretanto, outro trabalho analisou a correlação entre ganho de flexibilidade e a redução da força induzida pelo alongamento durante quatro semanas de alongamento diários nos músculos quadríceps, isquiotibiais e flexores plantares⁵⁷, e os resultados mostraram que não houve nenhuma relação significativa entre ganho de amplitude de movimento devido ao aumento de flexibilidade e redução na força muscular induzida pelo alongamento. Observou ainda que a força pouco se alterou tanto em indivíduos que eram mais flexíveis, como nos indivíduos menos flexíveis antes do protocolo de alongamento. Para o autor, a explicação se encontra na intensidade do alongamento, que sendo a mesma para todos os indivíduos, resultou em achados semelhantes⁵⁷. No presente estudo não foi mensurado a flexibilidade, porém o estudo supracitado gera dados importantes sobre a correlação força e alongamento, enfatizando que indivíduos com diferentes graus de flexibilidade podem se comportar de maneira semelhante após quatro semanas de alongamento, em relação à força muscular.

Foi possível observar no presente estudo, que a média e o pico da força quadricipital tiveram maior redução no tempo de alongamento de 60 segundos, porém quando comparado ao tempo de 30 segundos não foi estatisticamente significante. Esse dado demonstra que o tempo de alongamento de 30 segundos conseguiu produzir mudanças nas propriedades mecânicas e viscoelásticas do músculo, dessa forma, quando comparado ao tempo de 60 segundos não houve diferença significativa na força muscular.

Um dos primeiros trabalhos a serem realizados sobre a relação força e alongamento muscular utilizou uma repetição máxima (1 RM) para mensurar a força após o alongamento⁴. Utilizando uma metodologia diferente em relação aos estudos supracitados, os resultados encontrados foram os mesmos após a avaliação de 30 indivíduos jovens de ambos os sexos. Avaliando os músculos flexores e extensores de joelhos através de 5 alongamentos de 15 segundos, observou de forma significativa a redução da força no membro alongado tanto na flexão como na extensão do joelho, comparado ao membro controle⁴.

Diferenças dos resultados anteriores foram encontradas em uma amostra constituída de atletas²². Onze atletas universitárias foram avaliadas antes e após o alongamento em um período de 5, 15, 30 e 45 minutos após o alongamento. O torque e a potência média foram mensurados através da dinamometria isocinética nas velocidades de 60 e 300°s respectivamente, porém não foi observada nenhuma alteração na força e na potência média em todos os tempos avaliados após o alongamento. Pôde-se concluir que os atletas podem ser menos suscetíveis as modificações da força induzida pelo alongamento.

Os alongamentos estáticos e alongamentos através da facilitação neuromuscular proprioceptiva – FNP podem reduzir de forma similar a força muscular⁵. Dezenove

indivíduos, ativos e saudáveis, foram avaliados através do dinamômetro isocinético após realizarem alongamentos estáticos de 30 segundos e alongamentos através da FNP que utilizaram uma contração isométrica de 5 segundos e logo em seguida era realizado o alongamento passivo de 30 segundos. Foram realizadas quatro repetições de quatro tipos diferentes de alongamento para o músculo quadríceps em ambos os alongamentos, tanto estático como por FNP. Encontrou-se uma redução da força, potência média e atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral e vasto lateral em ambas as técnicas de alongamento⁵.

Volumes diferentes de alongamento foram estudados através da avaliação de 16 adolescentes jogadores de futebol, na qual todos fizeram dois protocolos de alongamento estático do quadríceps em dias não consecutivos⁵⁸. O primeiro protocolo consistia de três séries de alongamento e o segundo protocolo de vinte séries, ambos com 15 segundos de duração e 15 segundos de repouso entre as séries, posteriormente foram avaliados o pico de torque concêntrico isocinético em várias velocidades angulares (30°s, 60°s, 120°s, 180°s e 300°s). Os resultados mostraram que após o primeiro protocolo de alongamento, não ocorreram modificações significativas na força em todas as velocidades angulares. Porém após o segundo protocolo, houve alterações significativas no pico de torque concêntrico em todas as velocidades angulares⁵⁸. Isso mostra que o alongamento pode apresentar um efeito cumulativo sobre as fibras musculares e/ou tecido conjuntivo, principalmente quando se utiliza um grande número de repetições, ou seja, a quantidade de repetições de alongamento pode influenciar na força muscular. Para Zakas et al.⁵⁸, um dos principais fatores que levam a redução da força muscular é a ocorrência da microlesão muscular durante o alongamento, principalmente pelo aumento da enzima creatina kinase encontrado no sangue de indivíduos que haviam realizado o alongamento. Isso mostra que o alongamento pode gerar um efeito mecânico intenso sobre as fibras musculares e que esse efeito pode ser mais um fator causal na redução da força muscular.

Cabe lembrar que o objetivo deste estudo foi avaliar a influência do alongamento agudo na força e atividade eletromiográfica, pois alguns estudos mostram que o alongamento crônico, realizado cinco vezes por semana durante quatro semanas seguidas, não influenciou na força muscular isométrica⁵⁷ e também não afetou negativamente a economia energética através da mensuração do VO₂, durante uma corrida com intensidade sub-máxima de 10 minutos, após um protocolo de alongamento para os músculos flexores plantares em três dias da semana, durante dez semanas consecutivas em uma amostra de indivíduos jovens saudáveis e ativos⁵⁹.

Em relação aos achados eletromiográficos muitos estudos relatam redução da atividade eletromiográfica após o alongamento, o que corrobora com os achados do presente estudo^{2,5,12-15}.

Neste estudo observou-se que a redução da atividade eletromiográfica (RMS) do músculo reto femoral ocorreu em ambos os protocolos de alongamento, porém não ocorreu o mesmo comportamento na atividade eletromiográfica do músculo vasto lateral (RMS) após o protocolo de 30 segundos de alongamento, o que não corrobora com os achados de Cramer et al.², que demonstrou que a atividade eletromiográfica dos músculos reto femoral e vasto lateral foi reduzida de forma significativa após o alongamento estático. No entanto foram utilizados quatro tipos diferentes de alongamento para o músculo quadríceps com tempos de 30 segundos, sendo a mensuração da atividade eletromiográfica dinâmica nas velocidades de 60 e 240°s com o auxílio da dinamometria isocinética². No presente estudo, foi necessário um tempo maior de alongamento (60 segundos) para reduzir de forma significativa a atividade eletromiográfica do músculo vasto lateral. Isso pode ser explicado pela posição anatômica do músculo reto femoral, que sendo biarticular^{28,60} sofre a ação em duas articulações durante o alongamento, tanto na extensão do quadril como na flexão do joelho, enquanto que o vasto lateral, um músculo monoarticular, sofre a ação apenas quando o joelho é flexionado.

A redução da ativação muscular foi encontrada em um estudo que comparou a atividade eletromiográfica após a realização de alongamentos estáticos e através da facilitação neuromuscular proprioceptiva – FNP⁵. Em ambos os tipos de alongamento houve redução significativa da atividade eletromiográfica nos músculos reto femoral e vasto lateral nas velocidades testadas de 60 e 300°s.

Podemos observar que o tempo de alongamento proposto no presente trabalho, foi suficiente para reduzir a atividade muscular. Resultados similares foram encontrados utilizando um tempo de alongamento de trinta segundos² e com tempos superiores, através de 13 séries de 135 segundos com um tempo total de 33 minutos realizado nos músculos flexores plantares¹² e até tempos totais de alongamento de uma hora¹⁴. Em um estudo semelhante¹⁵ citado anteriormente, os autores encontraram uma redução da atividade eletromiográfica de 27% e 22% nos músculos sóleo e gastrocnêmio medial, respectivamente após o alongamento passivo, utilizando 5 séries de 120 segundos de alongamento estático com um tempo total de 10 minutos.

Avela et al.¹⁴ estudaram as respostas neurais dos músculos gastrocnêmio e sóleo após 1 hora de alongamentos rápidos e repetidos em 8 indivíduos saudáveis e concluíram que houve redução da força e atividade muscular de 10,4% no músculo gastrocnêmio medial e

7,6% no músculo sóleo, devido uma modificação no comportamento do sistema tendão-aponeurose, principalmente uma deformação plástica, que conjuntamente afetou o "feedback" proprioceptivo gerando uma falha no recrutamento muscular. Como já mencionado, nesta pesquisa preconizou-se utilizar tempos e intensidade de alongamento comumente utilizada por terapeutas e preparadores físicos, visando tornar os dados mais aplicáveis à prática clínica e desportiva.

A redução da atividade eletromiográfica encontrada no estudo pode ser explicada através da modificação de fatores neurais periféricos que levaram a mudanças nas estratégias do recrutamento neuromuscular^{1-2,4,5,12-15,54,56-57}. Esses fatores neurais periféricos incluem: alterações na frequência de disparo da fibra muscular⁵, ativação do reflexo de inibição autogênica temporário envolvendo o órgão tendinoso de Golgi estimulado durante o alongamento^{1-2,4,12,54}, ativação de mecanorreceptores articulares e receptores de dor estimulados durante o alongamento proporcionando uma redução dos impulsos nervosos para o músculo alongado^{1-2,4,12} e inibição muscular pela compressão articular decorrente do alongamento devido à excessiva amplitude de movimento articular^{1,4}.

Uma diminuição da atividade aferente do fuso muscular devido a uma falha das fibras intrafusais ocasionadas pelo alongamento também foi relatada^{12,14}, assim como uma redução do potencial de ação motor devido a mudanças nas propriedades elétricas da membrana muscular mediadas pelo Na⁺ e K⁺, os quais são sensíveis as alterações do comprimento muscular^{12,14}.

Assim, os resultados deste estudo indicam que existe influência aguda do alongamento na atividade muscular, sendo postulado que modificações no "feedback" proprioceptivo podem gerar falhas nas estratégias de recrutamento muscular, reduzindo sua ativação¹². No estudo clássico de Fowles et al.¹², é relatado que 60% da redução da força induzida pelo alongamento até 15 minutos é decorrente de fatores neurais, dessa forma postula-se que fatores neurais afetam a força inicialmente e fatores mecânicos podem perdurar por um tempo maior, afetando a força por até uma hora¹².

Vale lembrar que a amostra utilizada na pesquisa foi de indivíduos que apresentavam o peso normal. A literatura⁶¹ preconiza que o valor ideal do Índice de Massa Corporal (IMC) se encontre entre 18,50 Kg/m² e 24,90 Kg/m², assim pudemos observar no estudo que a média do IMC foi de 23± 3 Kg/m². Isso demonstra que a amostra era homogênia, não interferindo nos resultados da eletromiografia de superfície por fatores de bioimpedância.

Algumas limitações devem ser citadas nesta pesquisa. A maioria dos estudos avaliou a força muscular de forma dinâmica com velocidades controladas, através da dinamometria

isocinética e o presente trabalho utilizou um transdutor de força para avaliar contrações isométricas, mantendo uma contração estática durante a avaliação. Tal procedimento foi utilizado por acreditar que a contração estática aumenta a confiabilidade para a coleta eletromiográfica como proposto por De Luca²⁵, já que foi realizado uma coleta sincronizada da força muscular e atividade eletromiográfica.

Outra limitação é que a população utilizada foi de indivíduos jovens, ativos e saudáveis, assim, entende-se que os resultados deste estudo não podem ser inferidos à população de atletas, pois estes, podem se comportar de forma diferente, visto que atletas realizam periodicamente treinamentos de força e flexibilidade, tornando-os menos suscetíveis ao procedimento de alongamento como já citado em estudo anterior.

O último ponto que deve ser esclarecido é que não foi utilizado a perna contralateral como controle, pois reduções de força muscular na perna não alongada foram encontradas na literatura^{1-2,14}. A principal causa desse fenômeno, é um déficit de origem central, através da fadiga nos centros superiores supraespinhais^{1-2,14}, dessa forma, seria difícil de mensurar e controlar essa variável.

Portanto, os resultados obtidos permitiram observar que o desempenho muscular foi reduzido após o alongamento estático em ambos os tempos, apresentando um efeito agudo negativo sobre a força e a atividade eletromiográfica na amostra estudada.

6 CONCLUSÃO

O alongamento muscular estático agudo reduziu de forma significativa a força e a atividade elétrica muscular quando utilizado o protocolo proposto, entretanto houve influência semelhante dos dois tempos de alongamento na redução da força e da atividade eletromiográfica, mostrando que o tempo de alongamento não influenciou de forma significativa a força e/ou ativação muscular.

Pôde-se observar, no entanto que o alongamento muscular estático agudo pode comprometer a habilidade do músculo em produzir força, torque, reduzir a intensidade do sinal elétrico muscular, o que pode ocorrer tanto por fatores neurais, como estímulos aferentes enviados a medula pelos proprioceptores articulares e musculares, como por fatores mecânicos principalmente mudanças nas propriedades viscoelásticas do músculo alongado e, dessa forma, afetar o rendimento em esportes ou exercícios que requerem força ou explosão muscular.

Portanto, recomenda-se que mais estudos sejam desenvolvidos para analisar variáveis ainda não estudadas, como a influência de diferentes tipos, tempos e intensidades de alongamento sobre a força e atividade muscular, visando fomentar o conhecimento científico sobre a influência do alongamento no desempenho muscular.

REFERÊNCIAS

1. CRAMER, J.T.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G.O.; MILLER, J.M.; COBURN, J.W.; BECK, T.W. Acute effects of static stretching on peak torque in women. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.18, n.2, pp.236-241, 2004.
2. CRAMER, J.T.; HOUSH, T.J.; WEIR, J.P.; JOHNSON, G.O.; COBURN, J.W.; BECK, T.W. The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. **Europe Journal of Applied Physiology**, v.93, p.530-539, 2005.
3. CRAMER, J.T.; HOUSH, T.J.; COBURN, J.W.; BECK, T.W.; JOHNSON, G.O. Acute effects of static stretching on maximal eccentric torque production in women. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.20, n.2, p.353-358, 2006.
4. KOKKONEN, J; NELSON, A.G.; CORNWELL, A. Acute muscle stretching inhibits maximal strenght performance. **Reserch Quarterly for Exercise and Sport**, v.69, n.4, p.411-415, 1998.
5. MAREK, S.M.; CRAMER, J.T.; FINCHER, L.; MASSEY, L.L.; DANGELMAIER, S.M.; PURKAYASTHA, S.; FITZ, K.A.; CULBERTSON, J.Y. Acute effects of static and propioceptice neuromuscular facilitation stretching on muscle strength and power output. **Journal of Athletic Trainers**, v.40, n.2, p.94-103, 2005.
6. PRENTICE, W.E.; VOIGHT, M.L. **Técnicas em reabilitação musculoesquelética**. Porto Alegre: Artmed, 2003. 83p.
7. POWERS, S. K.; HOWLEY, E. T. **Fisiologia do exercício: teoria e aplicação ao condicionamento e ao desempenho**. 5ª ed. São Paulo: Manole, 2006. 726p.
8. FOSS, M. L.; KETEVAN, S. J. **Bases fisiológicas do exercício e do esporte**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 307p.
9. KISNER, C; COLBY, L.A. **Exercícios terapêuticos**. Barueri: Manole, 2005. 171p.
10. FELAND J.B. The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. **Physical Therapy**, v.81, p.1110-1117, 2001.
11. KUBO K, KANEHISA, H.; KAWAKAMI, Y.; FUKUNAGA, T. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v.90, p.520-527, 2001.

12. FOWLES, J.R.; SALE, D.G.; MACDOUGALL, J.D. Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. **Journal of Applied Physiology**, v.89, p.1179-1188, 2000.
13. CORNWELL, A.; NELSON, A.G.; SIDAWAY, B. Acute effects of stretching on the neuromechanical properties of the triceps surae muscle complex. **European Journal of Applied Physiology**, v.65 p.343-350, 2002.
14. AVELA, J; FINNI, T.; LIIKAVAINIO, T.; NIEMELÄ E.; KOMI, P.V.; Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1h of repeated fast passive stretches. **Journal of Applied Physiology**, v.96, p.2325-2332, 2004.
15. WEIR, D.E.; TINGLEY, J.; ELDER, G.C.B. Acute passive stretching alters the mechanical properties of human plantar flexors and optimal angle for maximal voluntary contraction. **European Journal of Applied Physiology**, v.45, p. 567-574, 2004.
16. POWER, K.; BEHM, D.; CAHILL, F.; CARROL, L.; WARREN, Y. An acute bout of static stretching: effects on force and jumping performance. **Medicine and Science in Sports Exercise**, v.36, n.8, p.1389-1396, 2004.
17. SHRIER, I. Does Stretching Improve Performance?: A systematic and critical review of the literature. **Clinical Journal of Sports Medicine**, v.14, n.5, p.267-273, 2004.
18. YAMAGUCHI, T.; ISHII, K.; YAMANAKA, M.; YASUDA, K. Acute effect of static stretching on power output during concentric dynamic constant external resistance leg extension. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v 20, n.4, p.804-810, 2006.
19. BEHM, D.G.; BAMBURY, A.; CAHILL, F.; POWER, K. Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time. **Medicine and Science in Sports Exercise**, v.36, n.8, p. 1397-1402, 2004.
20. NELSON, A.; DRISCOLL, N.M.; LANDIN, D.K.; YOUNG, M.A.; SCHEXNAYDER, I.C. Acute effects of passive muscle stretching on sprint performance. **Journal of Sports Sciences**, v.23, n.5, p.449-454, 2005.
21. UNICK, J.; KIEFFER, S.; CHEESMAN, W.; FEENEY, A. The acute effects of static and ballistic stretching on vertical jump performance in trained women. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.19, n.1, p.206-212, 2005.
22. EGAN, A.D. ; CRAMER, J.T.; MASSEY, L.L.; MAREK, S.M. Acute effects of static stretching on peak torque and mean power output in national collegiate athletic association division women's basketball players. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.20, n.4, p. 778-782, 2006.

23. GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de fisiologia médica**. 10ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. 68p.
24. PÄÄSUKE, M.; ERELINE, J.; GAPEYEVA, H. Neuromuscular fatigue during repeated exhaustive static contractions of knee extensor muscles in endurance-trained, power-trained and untrained man. **Acta Physiology of the Escandinavian**, v.166, p.319-326, 1999.
25. DE LUCA CJ. Use of the surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v.13, p.135-163, 1997.
26. ROBERGS, R. A.; ROBERTS, S. O. **Princípios Fundamentais de Fisiologia do Exercício para Aptidão, Desempenho e Saúde**. São Paulo: Phorte, 2002. 93p.
27. COHEN, M; ABDALA, R. J; **Lesões nos Esportes: Diagnóstico, Prevenção e Tratamento**. Rio de Janeiro: Revinter, 2003. 398p.
28. SMITH, L. K.; WEISS, E. L.; LEHMKUHL, L. D. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 5.ed. São Paulo: Manole, 1997. 82p.
29. HALL, S. **Biomecânica Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 528p.
30. NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 128p.
31. WITHING, W. C.; ZERNICKE, R. F. **Biomecânica da lesão musculoesquelética**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001. 100p.
32. SAHRMANN, S.A. **Diagnóstico e tratamento das síndromes de disfunção motora**. Santos: São Paulo, 2005. 29p.
33. WILMORE, J.H.; COSTILL, D.L. **Fisiologia do Esporte e do Exercício**. São Paulo: Manole, 2001. 726p.
34. JUNQUEIRA, L.C.; CARNEIRO, J. **Histologia básica**. Rio de Janeiro; Guanabara Koogan, 2004. 161p.
35. MCARDLE, W.D.; KATCH, F. I.; KATCH, V.L. **Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano**. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 384p.
36. BOMPA, T.O. **Treinamento de potência para o esporte**. São Paulo: Phorte, 2004. 193p.

37. MAUGHAN, R.; GLESSON, M.; GREENHAFF, P.L. **Bioquímica do exercício e do treinamento**. São Paulo: Manole, 2000. 10p.
38. ANDREWS, J. R.; HARRELSON, G.L.; WILK, K.E. **Reabilitação física nas lesões desportivas**. 2ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 127p.
39. MYERS, J.B.; LEPHART, S.M. The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. **Journal of Athletic Training**, v.35, n.3, p. 351-363, 2000.
40. RASH, P. J.: **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 204p.
41. MAGNUSSON, S.P.; AAGARD P.; SIMONSEN E.B. ; MOLLER F.B. Passive tensile stress and energy of the human hamstring muscles *in vivo*. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.10, p.351-359, 2000.
42. PINTO, L. C. **Eletromiografia Clínica**. São Paulo: Atheneu, 1996. 31p.
43. CORREA, P.P.; SANTOS, P.M.; VELOSO, A. **Electromiografia: fundamentação fisiológica, métodos de recolha, processamento e aplicações cinesiológicas**. Lisboa: Edições FMH, 2003. 2p.
44. O'SULIVAN, S.B.; SCHMITZ, E. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. São Paulo: Manole, 2004. 183p.
45. GONÇALVES, M. Eletromiografia e a identificação da fadiga muscular. **Revista Brasileira de Educação Física**, v.20, n.5, p.30-36, 2006.
46. OCARINO, J.M.; SILVA, P.L.P.; VAZ, D.V.; AQUINO, C.F.; BRÍCIO R.S.; FONSECA S.T. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. **Revista Fisioterapia Brasil**, v.6, n.4, p. 305-309, 2005.
47. HAMIL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999. 145p.
48. ERVILHA, U. F.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C. Estudo sobre normalização do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.3, n.1, p.15-20, 1998.
49. WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO). **Diet Nutrition and prevention of chronic diseases**. Geneva: WHO, 1990.

50. SENIAM – **EUROPEAN RECOMMENDATIONS FOR SURFACE ELECTROMYOGRAPHY**. HERMENS, H.J. ; FREKIS, B.; MERLETTI, R.; STEGMAN, D.; BLOK, J.; RAU, G.; KLUG, C.D.; HÄGG, G., 1999.

51. AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE – ACSM. Physical activity and public health: update recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. **Medicine and Science in Sports Exercise**, v.39, n.8, p.1423-1434, 2007.

52. DELAGI, E.F.; PEROTTO, A. **For the electromyographer: the limbs**. Physical Medicine and Rehabilitation, 1981.

53. ZATSIORSKY, V.M. **Biomecânica no esporte**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004. 90p.

54. PAPADOPOULOS, C.; KALAPOTHARAKOS, V.I.; NOUSSIOS, G.; MELIGGAS, K.; GANTIRAGA, E. The effect static stretching on maximal voluntary contraction and force-time curve characteristics. **Journal of Sports Rehabilitation**, v.15, p.185-194, 2006.

55. OGURA, Y; MIYAHARA, Y; NAITO, H; KATAMOTO, S; AOKI, J. Duration of static stretching influences muscle force production in hamstring muscles. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.21, n.3, p. 788-792, 2007.

56. VIVEIROS, L.; POLITO, M.D.; SIMÃO, R.; FARINATTI, P. Respostas imediatas e tardias da flexibilidade na extensão do ombro em relação ao número de séries e duração do alongamento. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.10, n.6, 2004.

57. BEHM, D.G.; BRADBURY, E.E.; HAYNES, A.T.; HODDER, J.N.; ALIISON, M. Flexibility is not related to stretch-induced deficits in force or power. **Journal of Sports Medicine**, v.5, p.33-42, 2006.

58. ZAKAS, A.; DOGANI, G.; GALAZOULAS, C.; VAMVAKOUDIS, E. Effect acute stretching duration on isokinetic peak torque in pubescent soccer players. **Pediatric Exercise Science**, v.18, p.252-261, 2006.

59. NELSON, A.G.; KOKKONEN, J.; ELDREDGE, C.; CORNWELL, A.; GLICKMAN-WEISS, E. Chronic stretching and running economy. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.11, p. 260-265, 2001.

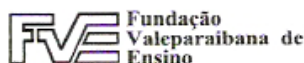
60. SCHÜNKE, M.; SCHULTE, E.; SHUMACHER, U. **Anatomia geral e aparelho locomotor**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. 428p.

61. ANJOS, L.A.; VEIGA, G.V.; CASTRO, R.R. Distribuição dos valores do índice de massa corporal da população brasileira até 25 anos. **Revista do Panamericana de Salud Pública**, v.3, supl3, p.164-173, 1998.

Apêndice A: Tabela com medidas antropométricas

Tabela com as medidas antropométricas dos sujeitos da pesquisa.

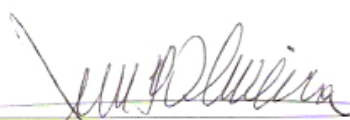
Sexo	Idade	IMC	Estatura	Composição Corporal			Dobras Cutâneas					Perimetria		
				MCT	MCM	%G	TRI	Tórax	SI	ABD	CX	1/3 Distal	1/3 Médio	1/3 Proximal
M	23	25.0	170	72.2	57.4	20.5		10.0		25.5	16.0	39.0	50.0	59.0
M	27	24.2	183	81.1	63.1	22.1		9.0		23.0	20.0	39.0	50.5	58.0
M	26	24.6	159	67.0	52.5	21.6		15.0		21.5	15.0	37.0	50.0	58.0
M	22	21.0	166	58.0	50.7	12.6		5.0		10.0	12.0	33.0	45.0	50.0
M	20	24.9	172	73.8	62.3	15.6		7.5		15.5	16.0	39.0	50.0	59.0
M	20	19.5	177	60.7	54.1	10.9		4.0		10.0	10.0	35.0	42.0	49.0
M	16	20.8	170	60.0	53.9	10.1		5.0		11.0	10.0	35.5	44.0	51.0
M	24	23.8	169	68.0	52.9	15.1		10.0		22.0	24.0	37.0	48.5	55.5
M	23	26.7	171	78.0	61.0	21.8		12.0		24.0	20.0	40.0	55.0	64.0
M	24	27.9	177	87.5	62.8	20.1		27.0		25.5	25.0	41.0	55.0	61.0
M	17	24.8	174	75.0	55.2	16.8		21.5		30.0	29.0	40.5	55.0	63.0
M	23	27.4	175	84.0	60.1	25.1		16.0		31.0	33.0	41.0	54.0	61.0
M	20	22.1	174	67.0	52.8	16.3		15.0		21.0	21.5	36.0	45.5	53.0
M	22	24.2	175	74.0	62.3	15.8		8.5		15.5	13.0	38.5	52.0	61.0
M	23	23.0	172	68.0	53.2	14.3		11.0		21.0	23.5	38.5	50.0	56.0
M	25	32.1	181	105.0	77.0	22.5		15.0		28.0	27.5	46.0	63.0	72.0
M	17	22.4	174	67.5	58.3	13.6		5.5		14.5	16.0	38.0	51.0	55.0
M	23	22.8	185	78.0	63.3	18.9		7.0		18.0	21.0	37.0	52.0	58.0
M	18	19.6	169	56.0	51.4	8.3		5.0		7.5	5.5	33.5	44.0	49.0
M	18	21.2	179	67.5	58.8	12.9		8.0		9.5	15.0	36.0	45.0	51.0
F	23	19.7	167	55.0	41.5	24.0	20.0		14.5		28.0	36.0	45.0	57.0
F	20	18.8	151	42.8	33.4	21.9	12.0		17.0		26.0	37.0	40.0	50.0
F	18	20.6	162	54.0	40.3	24.0	21.0		13.5		32.0	38.0	47.0	56.0
F	18	19.4	169	55.0	43.4	21.1	19.0		12.0		22.0	36.5	44.0	51.0
F	24	20.6	165	56.0	40.3	22.0	21.5		25.0		27.0	37.5	49.5	56.5
F	25	17.4	161	45.0	35.7	20.7	14.5		12.5		23.5	32.0	39.0	47.0
F	24	21.5	160	55.0	39.0	25.0	25.5		22.5		29.0	37.5	48.0	56.0
F	23	22.0	165	60.0	43.0	28.4	24.5		16.0		34.5	38.0	51.5	60.0
F	20	19.2	163	51.0	35.9	27.0	26.5		27.5		26.0	36.0	42.0	52.0
F	23	20.9	153	49.0	36.7	25.1	21.5		14.0		29.0	35.5	45.0	52.5
Média	22	23	170	65.7	51.7	19.1	20.6	10.9	17.5	19.2	21.7	37.5	48.4	56.1
DP	3	3	8	13.7	10.7	5.3	4.6	6.0	5.5	7.2	7.5	2.7	5.2	5.4

ANEXO A: Comitê de Ética em Pesquisa**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA
UNIVAP****CERTIFICADO**

Certificamos que o Protocolo n.º H167/CEP/2006, sobre “*Influência do alongamento muscular estático agudo no pico de torque isométrico e na ativação eletromiográfica do músculo quadríceps.*”, sob a responsabilidade de *Luciano Pavan Rossi*, 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, 09 de março de 2007



PROF. DR. LUÍS VICENTE FRANCO DE OLIVEIRA
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa
Universidade do Vale do Paraíba - Univap

ANEXO B: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - TCLE**

- a) O alongamento tem demonstrado alterar a força muscular e a atividade eletromiográfica (atividade muscular). O objetivo deste estudo é verificar as mudanças na força e na ativação muscular induzidas pelo alongamento nos tempo de 30 (trinta) e 60 (sessenta) segundos.
- b) Os procedimentos conferem baixo risco físico ou psíquico aos participantes.
- c) Os participantes devem procurar o responsável pelo projeto em caso de dúvidas, assim como se sentirem lesados ou prejudicados em qualquer momento da execução da pesquisa ou após seu término.
- d) A duração da pesquisa será de 2 (dois) dias e será realizado com o seguinte cronograma: avaliação das medidas corporais (estatura, massa corporal, dobras cutâneas) e coleta da atividade elétrica muscular (eletromiografia) e força muscular isométrica (sem movimento). Posteriormente será realizado o procedimento de alongamento, sendo este 3 (três) séries de 30 (trinta) ou 60 (sessenta) segundos (dependendo do dia), com 2 (dois) tipos diferentes de alongamento do músculo quadríceps femoral. Logo após será realizada nova coleta do sinal eletromiográfico e da força muscular isométrica. Não cabendo ao participante nenhum ônus financeiro.
- e) Todos os procedimentos são rotineiramente realizados em pesquisas científicas sem relatos de prejuízos físicos ou psíquicos aos participantes. Todas as etapas serão acompanhadas por pessoal qualificado e habilitado, em local higienizado e seguro, sendo todo o material de coleta descartável.
- f) O presente termo não representa contrato ou vínculo irrevogável, podendo o participante abandonar o estudo quando bem entender.
- g) As informações serão utilizadas no projeto de pesquisa e serão publicados sem prejuízo ao anonimato dos envolvidos.
- h) Em caso de necessidade de indenização por dano físico ou psíquico, os valores serão acertados de acordo com a gravidade dos fatos.
- i) Qualquer dúvida ou problema entrar em contato com o Pesquisador Responsável: Luciano Pavan Rossi, no telefone: (42) 9919-0996 e endereço: Rua Barão de Capanema, nº 70 apto 34 bloco 3, bairro Santa Cruz, Guarapuava – Pr.

Todas as técnicas experimentais, assim como a metodologia, segue as Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisas Envolvendo Seres Humanos, estabelecidas na Resolução n.º 251, de 07 de agosto de 1997, do Conselho Nacional de Saúde e na Resolução N.º 196, de 10 de outubro de 1996.

Se você concorda em participar assine o termo de consentimento abaixo.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, abaixo assinado, dou meu consentimento livre e esclarecido para participar do projeto de pesquisa descrito acima, tendo recebido uma cópia deste termo de consentimento. Declaro, também, que tive oportunidade de questionar maiores detalhes sobre o estudo e que estou ciente de que meus dados permanecerão confidenciais. Assinando este termo, autorizo minha participação voluntária neste projeto, do qual eu posso me retirar a qualquer momento, sem penalidades.

Nome (sujeito da pesquisa): _____

RG: _____

Assinatura: _____

Data: ____/____/____

Nome (Pesquisador Responsável): _____

RG: _____

Assinatura: _____

Nome (Pesquisador Auxiliar): _____

RG: _____

Assinatura: _____

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)