

André Carleone Vieira

**ANÁLISE DE DIFERENTES CONDIÇÕES DE MENSURAÇÃO DA
ATIVIDADE MUSCULAR DURANTE A CONTRAÇÃO
ISOMÉTRICA VOLUNTÁRIA MÁXIMA DENTRO E FORA DA
ÁGUA**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Universidade Federal de Minas Gerais

2009

André Carleone Vieira

**ANÁLISE DE DIFERENTES CONDIÇÕES DE MENSURAÇÃO DA
ATIVIDADE MUSCULAR DURANTE A CONTRAÇÃO
ISOMÉTRICA VOLUNTÁRIA MÁXIMA DENTRO E FORA DA
ÁGUA**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado como requisito para
obtenção do grau de Graduado do
curso de Graduação em Educação
Física da Universidade Federal de
Minas Gerais.

Orientador: Prof. Dr. Leszek Antoni Szmuchrowski

Co-orientador: Prof. Ms. Rodrigo Gustavo da Silva Carvalho

Belo Horizonte
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais
2009

RESUMO

O objetivo deste estudo foi verificar se existem diferenças na amplitude do sinal eletromiográfico durante a contração isométrica voluntária máxima (CIVM) por meio da eletromiografia de superfície (EMGS) em diferentes condições, tais como dentro e fora da água, com e sem proteção extra sobre o eletrodo. Foram mensuradas simultaneamente a força e a ativação muscular das CIVM do músculo bíceps braquial de nove homens saudáveis e treinados, realizadas dentro e fora da água, com e sem proteção do eletrodo. A análise de variância multivariada com post hoc de Tukey foi aplicada para detectar diferenças significativas ou não entre os níveis de força muscular. Para os valores da amplitude do sinal eletromiográfico foi aplicado o teste de Wilcoxon entre todas as condições experimentais, tendo sido utilizados, para ambos, os testes um $p < 0.05$. Os resultados mostraram diferença significativa entre as condições dentro da água sem proteção em relação às condições fora da água com e sem proteção e dentro da água com proteção. Verificou-se uma redução do sinal eletromiográfico dentro da água entre 37,04 a 55,81%, e para uma mesma força isométrica não houve diferença significativa entre as condições. Este estudo demonstrou que é necessária a utilização de uma fita resistente à água como proteção extra sobre o eletrodo quando realizada a aquisição de EMGS subaquática. Assim, para o sinal eletromiográfico não houve diminuição significativa e não sofreu interferência da água e fora da água. Não houve diferença significativa entre as aquisições de EMGS com a utilização de proteção ou não, portanto, a proteção não influencia a aquisição do sinal eletromiográfico fora da água.

Palavras-chave: eletromiografia, força isométrica, Amplitude do Sinal EMG, Gravação EMG subaquática

Keywords: electromyography, isometric force, EMG signal amplitude, EMG water recording

ABSTRACT

The aim of this study was to verify if there are differences in the amplitude of signals from surface electromyography (EMG) during maximal and submaximal voluntary isometric contraction (MVC and 50% MVC, respectively) under different conditions, in our case, water and air, with and without extra protection (water-resistant tape) on the electrode. The isometric force and muscle activation of the MVC and 50% MVC of the biceps brachial muscle of nine healthy trained men were measured simultaneously, performed in water and on air, with and without protection of the EMG electrode. The multivariate analysis of variance with a post hoc Tukey test was applied to detect significant differences between the levels of muscular force. For the amplitude values of the EMG signal, the Wilcoxon signed rank test was applied to compare all experimental conditions in order to detect a significance of $p < 0.05$. The values of isometric force were not significantly different among conditions (MVC and 50% MVC). The results showed a significant difference among conditions in the water without extra protection compared to the conditions on air with and without extra protection and in water with extra protection. Reduced EMG amplitude was seen in water without extra protection from 37.04% to 55.81% regarding the other conditions. However, no significant difference was seen among conditions in water with extra protection in relation the conditions on air (with and without extra protection). This study suggest that it is necessary to use a water-resistant tape as an extra protection on the electrode when using EMG underwater, to avoid having a significant decrease in the EMG amplitude underwater and not to suffer interference from the water. There was no significant difference among the recordings of EMG with and without the use of protection on air; therefore, the protection does not influence the recording of EMG amplitude and isometric force on air.

Keywords: electromyography, isometric force, EMG signal amplitude, EMG water record.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Estruturas de um neurônio (WILMORE e COSTILL, 2001)	20
Figura 2 – Canais de sódio e potássio durante as fases do potencial de ação: a) estado de repouso; b) fase de despolarização; c) fase de repolarização (adaptado de MATTHEWS, 2003).....	23
Figura 3 – Condução saltatória de um potencial de ação em um neurônio mielinizado (BRAY, et al., 2003).....	24
Figura 4 – Estruturas envolvidas em uma sinapse (WILMORE e COSTIL, 2001).....	25
Figura 5 – Junção neuromuscular (BRAY et al., 2003).....	26
Figura 6 – Fusão da vesícula sináptica com a membrana do terminal sináptico e liberação de acetilcolina (MATTHEWS, 2003).....	27
Figura 7 – Proteínas da vesícula sináptica e da membrana plasmática envolvidas na exocitose da vesícula (MATTHEWS, 2003).....	28
Figura 8 – Corte transversal e estrutural da fibra muscular (McARDLE, et al., 2003).....	30
Figura 9 – Desenho esquemático dos filamentos protéicos envolvidos na contração muscular (modificado de BOTTINELLI e REGGIANI, 2000).....	31
Figura 10 – Estrutura do músculo esquelético (FOSS e KETEYIAN, 2000).....	33
Figura 11 – Tensão isométrica em resposta a um, dois e uma série de potenciais de ação em um músculo (MATTHEWS, 2003).....	34

- Figura 12 – Desenho esquemático ilustrando o impulso no gráfico da força em função do tempo (SILVA, 2004).....35
- Figura 13 – Representação da força de partida (F_p), da força explosiva (F_e) e da força máxima (F_{max}) no gráfico da força em função do tempo (adaptado de BUHRLE, 1985 cit. VIDIGAL, 2002).....36
- Figura 14 – Comparação entre a força máxima concêntrica e a força máxima isométrica. (a) Aparelho utilizado para a medição da força; (b) curva força x tempo para diversas cargas (SCHMIDTBLEICHER, 1992).....37
- Figura 15 – Contração isométrica do músculo extensor longo dos dedos de rato mostrando as respostas ao aumento da freqüência dos estímulos (Hz), indicado entre parênteses (BRAY et al., 2003).....39
- Figura 16 – Relação comprimento-tensão do músculo esquelético de um sapo. As inserções ilustram o grau de sobreposição dos miofilamentos no sarcômero (GORDON et al., 1966, citado por BRAY et al., 2003).....40
- Figura 17 – Relação força velocidade para o tecido muscular. Com o aumento progressivo da carga, a velocidade de contração concêntrica diminui até zero para o isométrico máximo. Quando a carga aumenta ainda mais, ocorre a contração excêntrica do músculo (HALL, 2000).....42
- Figura 18 – Eletrodos: (A) ativo subaquático com pré-amplificador blindado e (B) eletrodo de referência.....56
- Figura 19 – Posição do voluntário para realização da mensuração da força muscular e ativação muscular do bíceps braquial na condição CIVM dentro da água sem proteção.....59

LISTA DE TABELAS

TABELA 1: Médias dos valores (\pm desvio padrão) da força muscular (N). DACP: dentro da água com proteção; DASP: dentro da água sem proteção; FACP: fora da água com proteção; e FASP: fora da água sem proteção.....60

TABELA 2: Médias dos valores (\pm desvio padrão) da ativação muscular (RMS - μ V). DACP: dentro da água com proteção; DASP: dentro da água sem proteção; FACP: fora da água com proteção; e FASP: fora da água sem proteção.....60

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Determinação do local do eletrodo.

Fonte: SENIAM (HERMENS et al., 1999).....57

SUMÁRIO

	pág
1 INTRODUÇÃO	10
1.1 Justificativa.....	13
1.2 Objetivos	15
1.2.1 Objetivo Geral	15
1.2.2 Objetivo específico	15
1.3 Hipóteses	16
2 REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1 Princípios físicos da água	17
2.2 Contração Muscular.....	19
2.2.1 Atividade Neural	19
2.2.2 Junção Neuromuscular	26
2.2.3 Atividade Muscular	29
2.2.4 Unidade Motora	32
2.3 Força Muscular.....	35
2.3.1 Regulação da Força Muscular	38
2.3.2 Ações Musculares	43
2.4 Eletromiografia (EMG).....	45
2.4.1 História da EMG	45
2.4.2 Definição	45
2.4.3 Campos de Aplicações da EMG	46
2.4.4 EMG em Ambiente Aquático	47
3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS	53
3.1 Tipo de Pesquisa.....	53
3.2 Delimitação da Amostra	53
3.3 Local de Realização	53
3.4 Cuidados Éticos	54
3.5 Critérios de Inclusão e Exclusão	54
3.6 Instrumentos	54
3.7 Procedimentos de Coletas de Dados	58

3.8 Análise Estatística dos Dados.....	59
4 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS	60
5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	62
6 CONCLUSÃO	64
7 RECOMENDAÇÕES	65
8 REFERÊNCIAS.....	66

1 INTRODUÇÃO

A eletromiografia de superfície (EMGS) realizada em ambiente aquático é amplamente utilizada em estudos científicos (RAINOLDI et al., 2004). Segundo Masumoto et al. (2007a), vários pesquisadores têm avaliado a atividade muscular enquanto os indivíduos realizavam exercícios na água. Tem sido reportada pela literatura científica a ativação muscular de diferentes exercícios realizados no ambiente aquático quanto à contração isométrica voluntária máxima e submáxima (SUGAJIMA et al., 1996; FUJISAWA et al., 1998; PÖYHÖNEN et al., 1999; RAINOLDI et al., 2004; VENEZIANO et al., 2006; ABBISS et al., 2006), durante exercícios dinâmicos como a marcha (MIYOSHI et al., 2006; 2004; 2005; SHONO et al., 2007; MASUMOTO et al., 2004; 2005; 2007a; 2007b; 2007c; KANEDA et al., 2007; CHEVUTSCHI et al., 2007; BARELA et al., 2006, BARELA e DUARTE, 2006), de joelho (PÖYHÖNEN et al., 2001a, 2001b), ombro (KELLY et al., 2000), abdominal (MÜLLER et al., 2005) e durante gestos esportivos aquáticos como a natação (CLARYS, 1985; ROUARD e CLARYS, 1995; CATY et al., 2007).

A quantificação da ativação muscular em imersão na aquisição de evidência científica tem sido o principal desafio da pesquisa no campo dos exercícios aquáticos, devido à dificuldade na fixação dos eletrodos de superfície na pele, complexidade e sofisticação dos equipamentos necessários para transmitir e gravar os sinais de EMGS dos indivíduos enquanto eles são imersos na água (MASUMOTO et al., 2004). Rainoldi et al. (2004) relatam que, embora a EMGS subaquática seja bastante utilizada, ainda há poucos estudos relacionados à validação e padronização dos aspectos metodológicos dessa técnica. Diferentes técnicas de registro da EMGS subaquática são encontradas na literatura como uso de fios finos e o uso de eletrodos adesivos de superfície. Também é relatado que enquanto alguns autores protegem os eletrodos da água usando uma fita adesiva resistente a ela (CLARYS et al., 1985; SUGAJIMA et al., 1996; FUJISAWA et al., 1998; KELLY et al., 2000; PÖYHÖNEN et al., 2001; RAINOLDI et al., 2004; VENEZIANO et al., 2006), outros autores alegam que nenhuma proteção extra é necessária para os eletrodos quando imersos (PÖYHÖNEN et al., 1999; ABBISS et al., 2006).

Assim, alguns pesquisadores (SUGAJIMA et al., 1996; FUJISAWA et al., 1998; PÖYHÖNEN et al., 1999; RAINOLDI et al., 2004; VENEZIANO et al., 2006; ABBISS et al., 2006) realizaram contrações isométricas voluntárias (CIV) máximas e submáximas no intuito de verificar diferenças na amplitude do sinal da EMGS entre os ambientes terrestre e aquático, para músculos diferentes, utilizando eletrodos resistentes à água ou com uma proteção extra (resistente à água) sobre os eletrodos, sendo controlados os princípios físicos da água para não influenciar os resultados (VENEZIANO et al., 2006).

Sugajima et al. (1996) e Fujisawa et al. (1998) utilizaram eletrodos de fios finos com proteção extra para avaliar a CIV submáxima dentro e fora da água durante a flexão do quadril e flexão, bem como abdução, rotação interna e externa de ombro, respectivamente. Sugajima et al. (1996) relataram que a diminuição parcial do peso corporal induzido pela imersão na água alterou o padrão de recrutamento dos músculos flexores do quadril durante a CIV submáxima e também ocorreu uma baixa amplitude do sinal quando em imersão. Fujisawa et al. (1998) também concluíram que, com o decréscimo parcial do peso corporal resultado pela flutuabilidade (empuxo), diminuiu a atividade dos músculos do ombro durante a CIV submáxima realizado dentro da água em relação aos mesmos exercícios realizados fora da água.

Pöyhönen et al. (1999) estudaram os músculos extensores do joelho em ambientes terrestre e aquático durante CIV máxima e submáxima. Neste estudo, os autores utilizaram eletrodos descartáveis de superfície sem proteção extra. Eles verificaram que no ambiente aquático os sinais da EMGS foram significativamente menores em relação ao ambiente terrestre. Entretanto, em ambos os ambientes e em diferentes condições das CIV, as medições tiveram alta reprodutibilidade (CCI: Coeficiente de Correlação Intraclasse de 0,95 a 0,99% e coeficiente de variação de 7,0 a 10,9%).

Rainoldi et al. (2004) compararam a ativação do músculo bíceps braquial durante CIV submáximas entre os ambientes terrestre e aquático, sendo que no ambiente aquático os eletrodos descartáveis de superfície foram utilizados de duas formas diferentes: protegidos com uma fita resistente à água e sem proteção. Não foi observada diferença significativa na amplitude do sinal eletromiográfico entre os ambientes quando os eletrodos no ambiente aquático foram protegidos com uma proteção extra. Ao comparar o sinal EMGS na

condição com os eletrodos desprotegidos em ambiente aquático, verificaram que a água interferiu cerca de cinco vezes na impedância elétrica entre o eletrodo e a pele, tendo ocorrido uma diminuição significativa da amplitude do sinal de EMGS nesta condição em relação ao ambiente terrestre sem proteção. Os autores recomendaram a utilização de algum tipo de proteção extra resistente à água sobre os eletrodos, propiciando assim um correto registro dos sinais. Segundo Veneziano et al. (2006), esse estudo não analisou se a fita adesiva interfere no sinal EMGS durante o exercício realizado em ambiente terrestre.

Veneziano et al. (2006) avaliaram a CIVM do músculo abductor curto do polegar entre dois ambientes, terrestre e aquático, com a utilização de eletrodos descartáveis de superfície protegidos por fita adesiva resistente à água em ambos os ambientes. Os autores observaram que não houve diferença significativa na amplitude dos sinais EMGS entre os ambientes. Porém, neste estudo, não foi verificado se o não uso da fita adesiva de proteção poderia alterar os sinais de EMGS durante as contrações musculares, fato este que ainda gera muita controvérsia.

Abbiss et al. (2006) estudaram a CIVM do vasto lateral em ambientes terrestre e aquático - com e sem proteção dos eletrodos descartáveis de superfície com uma fita adesiva resistente à água - e concluíram que não houve diferenças significativas entre os ambientes. Também verificaram que as amplitudes dos sinais EGMS mostraram alta confiabilidade tanto com os eletrodos protegidos (ICC: 0,93%) quanto desprotegidos (ICC: 0,95%). Neste estudo, foram utilizados eletrodos resistentes à água.

Estudos da ativação muscular durante exercícios dinâmicos realizados tanto dentro da água quanto fora (PÖYHÖNEN et al., 2001; KELLY et al., 2000, CLARYS et al., 1985) reportaram uma diminuição na amplitude do sinal EMGS no ambiente aquático para diferentes músculos, quando utilizada sobre os eletrodos uma proteção extra resistente à água. Algumas razões podem explicar essa diferença em relação aos estudos que realizou CIV como a adoção de protocolos diferenciados; o contato dos eletrodos com a água, acarretando alterações nos sinais da EMGS; o estudo de diferentes músculos (cada músculo poderia comportar-se de forma diversa na água); o efeito do empuxo e também da força de arrasto em experimentos dinâmicos; e

diferentes níveis de imersão do corpo humano, indo da imersão apenas do membro até a imersão quase completa do corpo e de diferentes temperaturas da água e da pele humana (VENEZIANO *et al.*, 2006).

Considerando todas as informações acima sobre a EMGS com relação às diferenças da amplitude do sinal eletromiográfico entre o ambiente terrestre e aquático e também quanto à forma de aquisição deste sinal, esta pesquisa tem como objetivo verificar diferenças na ativação muscular do bíceps braquial, dentro e fora da água, com e sem proteção, em relação à CIVM e 50% da CIVM, o que pode ser um auxílio para futuros programas de treinamento resistido dentro da água bem como parâmetros de normalização do sinal EMGS subaquática.

1.1 Justificativa

Apesar do fato do ambiente aquático ser amplamente utilizado para a reabilitação e exercícios como a hidroginástica, tem havido poucos estudos sobre os seus efeitos em relação ao sistema neuromuscular (PÖYHÖNEN *et al.*, 1999). Alguns autores vêm investigando as respostas do organismo humano aos programas de treinamento aquático (MADUREIRA *et al.*, 1998; FRANGOLIAS *et al.*, 1996; PÖYHÖNEN *et al.*, 2001a; 2001b; 2002) e outros estudos comparam a função muscular ou ativação muscular de diferentes exercícios dentro da água com exercícios semelhantes executados fora da água (MÜLLER *et al.*, 2005; PÖYHÖNEN *et al.*, 1999; KELLY *et al.*, 2000; SUGAJIMA *et al.*, 1996; CLARYS, 1985).

Alguns estudos compararam a ativação muscular dentro e fora da água utilizando a eletromiografia de superfície (SEMG). A SEMG é uma técnica de registro da atividade elétrica de um músculo quando realiza um tipo de contração muscular (CRAM e KASMAN, 1998).

A revisão feita por Rainoldi *et al.* (2004) relata que embora a SEMG subaquática seja bastante utilizada, ainda há poucos estudos relacionados à validação e padronização dos aspectos metodológicos dessa técnica. Diferentes técnicas de registro da SEMG subaquática são encontradas na literatura como: uso de agulhas (procedimento invasivo chamado de

eletroneuromiografia) e uso de eletrodos de superfície (não invasivo). Também é relatado que enquanto alguns autores isolam os eletrodos da água usando adesivo resistente à água, outros alegam que nenhuma proteção extra é necessária sobre os eletrodos quando imersos.

Alguns trabalhos (PÖYHÖNEN *et al.*, 1999; 2001; KELLY *et al.*, 2000, CLARYS *et al.*, 1985) reportaram diminuição na amplitude do sinal SEMG em ambientes subaquáticos, para diferentes músculos, quando é utilizada nos eletrodos uma proteção contra a água. Entretanto, no trabalho de Rainoldi *et al.* (2004), não foi observada diminuição na amplitude da SEMG com a utilização de proteção por meio de fita adesiva vedadora.

Algumas razões podem explicar essa discrepância: (1) a adoção de protocolos diferenciados; (2) contato dos eletrodos com a água, acarretando em alterações na estimação das variáveis da SEMG; (3) o estudo de músculos diferentes (cada músculo poderia comportar-se de forma diversa na água); (4) o efeito do empuxo (e também da força de arrasto em experimentos dinâmicos); (5) diferentes níveis de imersão do organismo humano, indo da imersão apenas do membro até a imersão quase completa do corpo; (6) temperaturas da água diferentes da temperatura da pele humana (VENEZIANO *et al.*, 2006).

O estudo de Rainoldi *et al.* (2004) demonstrou que o contato dos eletrodos com a água causa diminuição na amplitude do sinal de SEMG, sendo necessária a proteção dos eletrodos com fita adesiva para que os sinais de SEMG subaquática tornem-se confiáveis para análise. Entretanto, esse protocolo não considerou três fatores perturbadores (que confundem a análise): a possibilidade de redução da força real pelo efeito de flutuação do membro, a diferença entre as temperaturas do ar ambiente e da água, e o uso de fita adesiva vedadora somente durante as contrações realizadas dentro da água.

Já Veneziano *et al.* (2006) procuraram lidar cuidadosamente com esses fatores perturbadores que não foram abordados por Rainoldi *et al.* (2004), a fim de verificar a validade dos estudos realizados anteriormente por outros pesquisadores em ambientes aquático e terrestre. Neste estudo foram registrados os sinais da SEMG do músculo abductor curto do polegar da mão dominante ao realizar contrações isométricas voluntárias máximas e submáximas (40% da máxima). Para anular o fator empuxo, o membro em

estudo foi apoiado em um suporte, assim o empuxo não influenciou facilitando o movimento, com a contração muscular sendo realizada no sentido horizontal. A temperatura foi mantida entre 29°C a 32,5°C, porque na água a transferência de calor é maior, então, segundo Merletti *et al.* (1984), uma diminuição na temperatura da água leva a uma diminuição da temperatura muscular que pode acarretar em um decréscimo da velocidade de condução da fibra muscular, alterando o sinal da SEMG. Ao contrário do estudo de Rainoldi *et al.* (2004), foi utilizada uma fita adesiva de proteção tanto no registro da SEMG dentro da água quanto fora. Não foram observadas diferenças significativas entre os sinais da SEMG entre os meios (aquático e terrestre). Porém, neste estudo não foi verificado se o não uso da fita adesiva de proteção poderia alterar os sinais de SEMG durante as contrações musculares, fato este que ainda gera muita controversa.

Sendo assim, as informações levantadas nesta pesquisa busca contribuir no melhor entendimento da aquisição do sinal de SEMG dentro da água, além de auxiliar na formação de um corpo de conhecimento que poderá ser utilizado por profissionais que tem interesse em SEMG nos meios aquático e terrestre.

1.2 Objetivos do Estudo

1.2.1 Objetivo Geral

Analisar a ativação e a força muscular do bíceps braquial dentro e fora da água, com e sem proteção, em contração isométrica voluntária máxima (CIVM).

1.2.2 Objetivo Específico

1-Verificar se ocorrem diferenças na ativação e na força muscular do bíceps braquial (dentro e fora da água, com e sem proteção), em relação à CIVM.

2-Verificar se ocorrem diferenças na ativação muscular entre os ambientes aquático e terrestre em CIVM.

3-Verificar se ocorrem diferenças na força muscular entre os ambientes aquático e terrestre em CIVM.

4-Verificar se ocorre influência do uso de fita adesiva de proteção na ativação muscular entre os ambientes aquático e terrestre em CIVM.

1.3 Hipóteses

H0 – Não existe diferença na ativação muscular, devido ao uso da fita adesiva de proteção, entre os ambientes aquático e terrestre.

H1 – Existe diferença na ativação muscular, devido ao uso da fita adesiva de proteção, entre os ambientes aquático e terrestre.

H0 – Não existe diferença na força muscular entre os ambientes aquático e terrestre.

H1 – Existe diferença na força muscular entre os ambientes aquático e terrestre.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Princípios Físicos da Água

O ambiente aquático é cada vez mais utilizado para a (1) prática de atividade física, (2) treinamento esportivo e (3) reabilitação (HARRISON *et al.*, 1992; MASUMOTO *et al.*, 2007). Os princípios físicos da água agem sobre o corpo humano que causa alguns efeitos fisiológicos tanto em repouso quanto durante o exercício. Os estudos destas alterações fisiológicas no organismo em imersão são importantes para uma melhor prescrição de exercícios neste ambiente (RUOTI *et al.*, 2000). Um corpo imerso na água recebe uma pressão que a água exerce sobre ele perpendicularmente e em toda a sua superfície imersa, chamada de Pressão Hidrostática que é definida como força por unidade de área. A maneira como esta pressão é transmitida em um fluido (no caso, água) é enunciada pelo princípio de Pascal. Conforme este princípio, a pressão de um fluido em um recipiente é transmitida sem qualquer alteração a todos os pontos do fluido e às paredes do recipiente. Sendo assim, se a pressão dentro de uma piscina for alterada pela ação de uma pessoa que movimentada em um de seus cantos, o aumento de pressão será o mesmo em todos os pontos da água da piscina. Esta pressão aumenta com a profundidade, e está diretamente relacionada à densidade do fluido (RUOTI *et al.*, 2000).

Durante a imersão, a pressão hidrostática age no corpo que altera os mecanismos hemodinâmicos e ventilatórios, por exemplo, aumento do retorno venoso, do volume de sangue torácico, diminuição da frequência cardíaca (FC) e aumento da pressão ao redor do tórax. Devido essas modificações, a capacidade vital é diminuída (BRÉCHAT *et al.*, 1999; RUOTI *et al.*, 2000).

Além da pressão hidrostática existente no ambiente aquático, há também a força de empuxo que atua sobre o corpo imerso. O empuxo é uma força com a mesma direção que a força peso (produto da massa de um corpo pela ação da gravidade), mas com sentido contrário, e enunciada como o princípio de Arquimedes. De acordo com este princípio, um corpo parcialmente ou totalmente submerso na água experimentará uma força de empuxo para cima

que é igual ao peso do volume de água deslocado por esse corpo (RUOTI *et al.*, 2000).

De acordo com a definição da força de empuxo, pode-se afirmar que a força total que atua sobre um corpo parado e imerso na água é a diferença entre o peso desse corpo e o empuxo. O resultado dessa diferença é o peso corporal aparente, não sendo, portanto, correto dizer que o peso do corpo diminui quando imerso na água. Na verdade, o que diminui é o peso corporal aparente. Um corpo irá afundar em um líquido quando a intensidade do empuxo for menor que a do seu peso (RUOTI *et al.*, 2000). O peso aparente irá diminuir de acordo com a área corpórea submersa em um líquido. Então, na água pode-se controlar o peso (a carga) imposto às articulações de acordo com o nível de imersão (HARRISON *et al.*, 1992; RUOTI *et al.*, 2000). Na água experimenta-se e se exercuta diferentes forças do que as experimentadas no ambiente terrestre. Estas forças podem ser divididas entre as forças propulsivas e resistivas. As forças propulsivas são aquelas executadas pela musculatura do corpo para vencer a resistência oferecida pela água. As forças resistivas são divididas basicamente em três: a força frontal (que é à área de contato frontal do corpo ou objeto com a água); a força de fricção (é o atrito da pele com a água próxima a ela) e por último a força de arrasto (relacionada com o movimento do corpo ou objeto através da água que forma atrás do corpo uma região de baixa pressão, puxando-o para trás) (CAMPION, 2000; RUOTI *et al.*, 2000).

As forças resistivas ao movimento estão relacionadas à velocidade do movimento executado. Por exemplo, ao duplicar a velocidade, quadruplica-se a resistência ao movimento, logo será maior a possibilidade de ocorrência de fluxo turbulento que também é um componente de resistência (PHÖYHÖNEN *et al.*, 2001a; RUOTI *et al.*, 2000). Portanto exercícios realizados em ambiente aquático devido a estas forças de resistência propiciam um fortalecimento muscular e capacidade aeróbia; e por este meio instável também auxilia na melhora do equilíbrio e propriocepção (GEYTENBEEK, 2002).

A troca de calor do corpo humano com este meio é proporcional à intensidade da atividade física (exercícios) e à temperatura da piscina. A capacidade de troca de calor na água, condutividade térmica, é cerca de 25 vezes mais rápida do que a do ar. Os seres humanos tendem a elevar a

temperatura interna (armazenar calor) do corpo em águas com temperaturas elevadas e a diminuir a temperatura interna (perder calor) em águas com temperaturas mais baixas. Por isto, a temperatura da água é muito importante para a permanência confortável do ser humano na água e deve ser ajustada em função da intensidade do exercício, entretanto a temperatura ideal ou confortável pode variar para diferentes pessoas (SRAMEK *et al.*, 2000; RUOTI *et al.*, 2000).

2.2 Contração muscular

2.2.1 Atividade neural

As células musculares são capazes de gerar movimento quando estimuladas eletricamente. Esses estímulos são transmitidos por meio das fibras nervosas (os neurônios).

Os neurônios são células complexas especializadas em receber e transmitir informações. O corpo celular (ou soma) é onde fica localizado o núcleo da célula nervosa. Conforme demonstrado na figura 1, existem ramificações do corpo celular denominados dendritos, que são responsáveis por receber sinais originados de atividades de outros neurônios e transmiti-los ao soma. Uma outra projeção celular é o axônio, que possui a função de transmitir impulsos para longe dos corpos celulares. Próximo de sua extremidade, o axônio se divide em numerosas ramificações (terminais axônicos) que possuem pontas dilatadas (botões sinápticos), os quais alojam numerosas vesículas repletas de substâncias químicas, denominadas neurotransmissores, que são utilizados na comunicação entre um neurônio e outra célula (WILMORE E COSTIL, 2001; McARDLE, *et al.*, 2003).

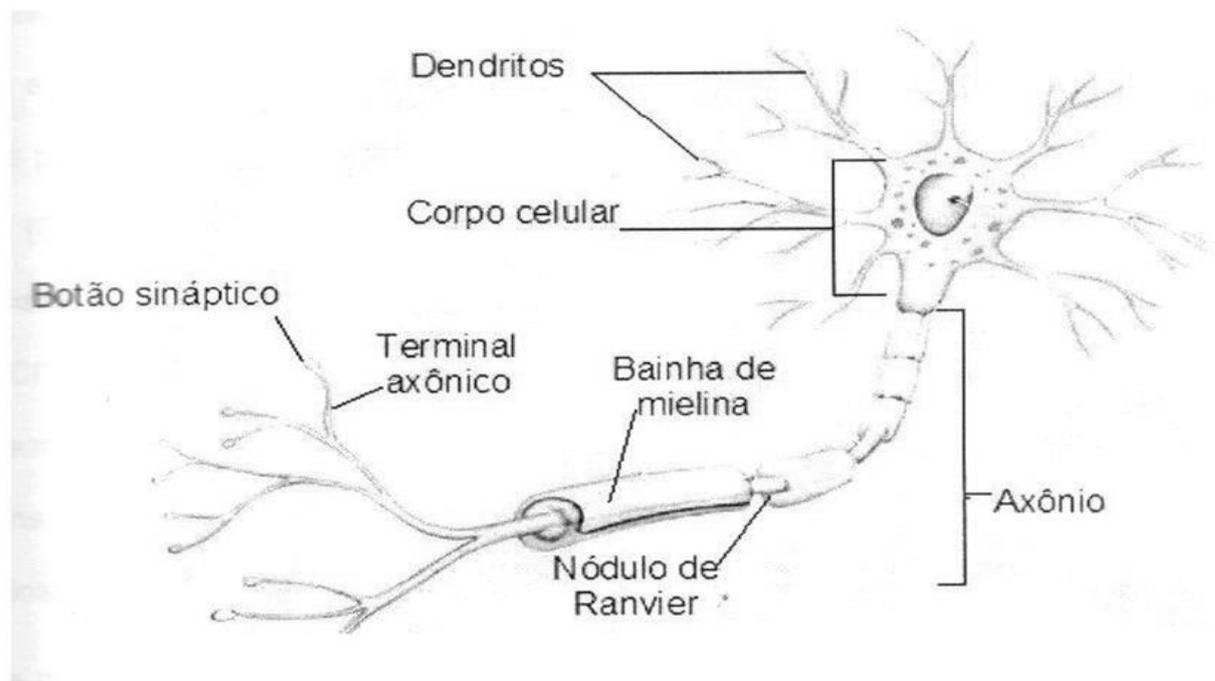


Figura 1 - Estruturas de um neurônio (WILMORE e COSTILL, 2001)

Para transmitir informações rapidamente por longas distâncias, os neurônios produzem sinais elétricos. Estes sinais elétricos surgem da diferença de voltagem que ocorre na membrana celular, denominado potencial de membrana (GUYTON, 1993).

Guyton (1993) e Matthews (2003) relatam que a membrana celular de um neurônio em repouso possui aproximadamente um potencial elétrico negativo de 70mV. Isto significa que existe uma diferença de potencial entre o interior e o exterior da célula, sendo o interior da célula negativo em relação ao exterior. Enquanto o neurônio não for estimulado o potencial de membrana permanece constante neste valor, sendo então conhecido como potencial de repouso. Quando existem diferenças de cargas através da membrana, como no potencial de repouso, considera-se que a membrana se encontra polarizada.

O potencial de repouso é produzido pelo desequilíbrio de quantidade de íons no interior e no exterior da célula. O interior do neurônio possui uma alta

concentração de íons potássio (K^+) e o seu exterior, uma alta concentração de íons sódio (Na^+) e cloreto (Cl^-). A membrana permanece polarizada (em desequilíbrio) através de dois mecanismos. Em primeiro lugar, a membrana celular é muito mais permeável ao K^+ e ao Cl^- do que ao Na^+ , assim, os íons potássio e cloreto podem se mover livremente. Como os íons tendem a se mover para estabelecer um equilíbrio, parte dos íons K^+ move-se para o exterior da célula onde sua concentração é menor e parte dos íons Cl^- move-se para o interior (GUYTON 1993; MATTHEWS 2003).

Outro e principal mecanismo para a manutenção do potencial de repouso é a bomba de sódio-potássio. Essa bomba é uma enzima ($Na^+ - K^+$ ATPase) que mantém o desequilíbrio da membrana transportando ativamente íons de sódio e potássio. Esta enzima move três íons Na^+ para o exterior da célula para cada dois íons K^+ que ela move para o interior. Conseqüentemente mais íons carregados positivamente são transportados para o exterior da célula do que para o interior, o que contribui para a manutenção do gradiente elétrico do potencial de repouso (-70mV).

No entanto, o impulso elétrico é gerado quando ocorrem determinadas alterações no potencial de membrana denominadas potenciais de ação. Se o interior da célula se torna menos negativo em relação ao exterior, a diferença de potencial através da membrana diminui, tornando a membrana despolarizada. O potencial de ação é uma rápida e substancial despolarização da membrana do neurônio que gera um impulso neural. Geralmente, o potencial de membrana é alterado de -70mV para +30mV e rapidamente volta para o seu valor de repouso (GUYTON, 1993; WILMORE E COSTIL, 2001).

Segundo Matthews (2003), o potencial de ação possui algumas características importantes:

È desencadeado pela despolarização – geralmente a despolarização é produzida por estímulos externos como o estiramento de um músculo ou pela ação de um outro neurônio.

Um limiar de despolarização precisa ser atingido – a despolarização mínima (limiar) para a produção de um potencial de ação é de 15 a 20 mV. Ou seja, é

necessário que a membrana se despolarize de -70mV para um valor de -50 a -55mV .

Potenciais de ação são eventos de tudo ou nada – a amplitude do potencial de ação é independente da intensidade do estímulo. O evento ocorrerá caso a despolarização atinja o limiar ou absolutamente não ocorrerá se a despolarização não atingir o limiar.

Se propaga sem diminuição, mas em uma velocidade relativamente baixa – potenciais de ação encontrados em diferentes partes de um neurônio possuem a mesma amplitude e forma. Sua velocidade de condução geralmente gira em torno de $10\text{-}20\text{ m/s}$, embora, velocidades de aproximadamente 100m/s tenham sido observadas.

No pico, o potencial de membrana se inverte, tornando positivo o interior – o potencial de membrana se inverte durante um potencial de ação, tornando o interior da célula positivo em relação ao exterior. Quando o potencial de ação é repolarizado para o potencial de repouso o interior se torna negativo novamente.

Para que ocorra um potencial de ação é necessário que ocorra primeiramente um aumento da permeabilidade ao Na^+ e despolarização. O estímulo abre os canais da membrana, permitindo a entrada do Na^+ . Neste momento, a região em que estes canais são abertos se torna incapaz de responder a um outro estímulo, o que é denominado de período refratário absoluto. Assim os íons sódio entram na célula (região onde sua concentração era menor) em uma quantidade superior à quantidade de íons potássio que saem, fazendo com que o interior da célula se torne carregado positivamente em relação ao exterior, geralmente despolarizando a membrana de -70mV para $+30\text{mV}$ (WILMORE e COSTIL, 2001).

Quando o potencial de membrana passa a ser de 0mV , ocorre uma resistência ao movimento de cargas positivas para o interior da célula. Além disso, os canais que controlam a entrada dos íons sódio fecham rapidamente. Por último, ocorre a repolarização da membrana. Em resposta ao aumento de cargas positivas no interior da célula, as comportas que controlam a passagem de íons potássio se abrem. Como esses íons são carregados positivamente,

eles se movem para uma área mais negativa, neste caso, o exterior da célula. Sendo assim, o exterior volta a ter uma carga mais positiva em relação ao interior, retornando a -70mV . No momento em que as comportas de Na^+ se fecham e as de K^+ se abrem, o segmento de axônio pode responder a um outro estímulo, desde que seja um estímulo de magnitude substancialmente maior. Esse período é denominado período refratário relativo (GUYTON, 1993).

De acordo com este mesmo autor, logo após o termino da despolarização, a concentração intracelular de Na^+ e a concentração extracelular de K^+ são elevadas, ou seja, o oposto do estado de repouso. Para reverter este estado a bomba de sódio-potássio é ativada, fazendo com que os íons retornem ao lado correto da membrana. Todo processo é ilustrado na figura 2.

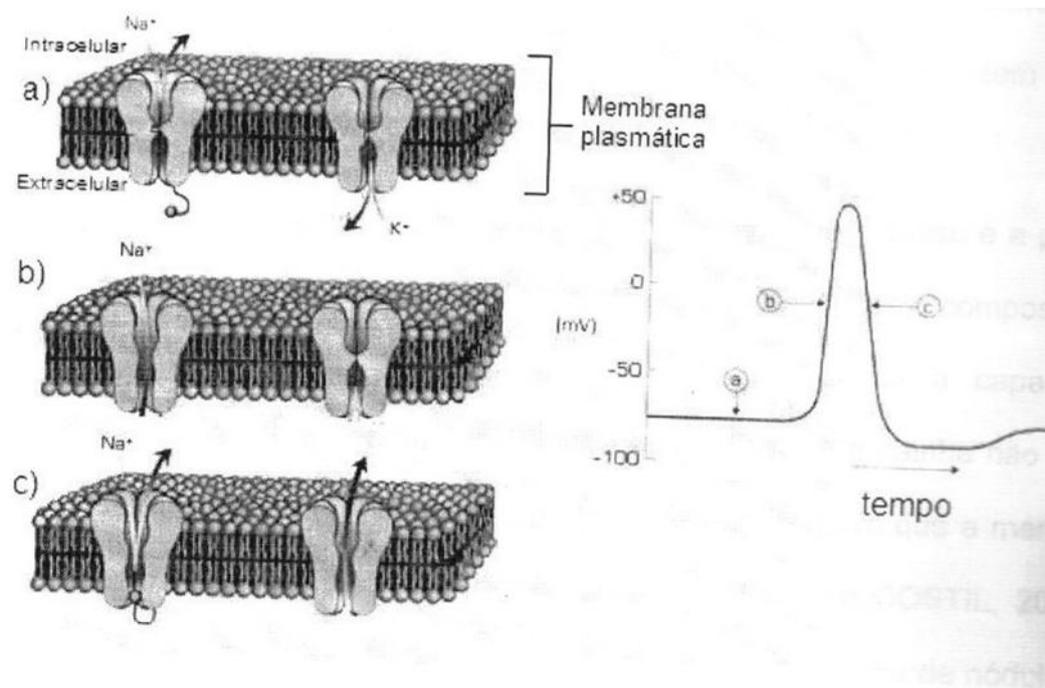


Figura 2 – Canais de sódio e potássio durante as fases do potencial de ação: a) estado de repouso; b) fase de despolarização; c) fase de repolarização (adaptado de MATTHEWS, 2003).

A propagação do impulso nervoso ao longo do axônio se dá quando o potencial de ação percorre o axônio, sendo cada segmento do axônio submetido à sequência de eventos descrita acima.

Segundo Foss e Keteyian (2000), além do potencial de ação, um fluxo local de corrente é criado na membrana onde o estímulo foi aplicado. Esta corrente é cíclica, pois flui para áreas adjacentes do nervo, induzindo cada área a sofrer também uma inversão de polaridade, a qual desencadeia, por sua vez, um novo potencial de ação e um fluxo local de corrente. Esse processo se repete ininterruptamente até que o potencial de ação se propague por toda a extensão da fibra nervosa.

A velocidade de propagação do potencial de ação pode variar de 0,1 a 100m/s de um neurônio para o outro. Um dos fatores que afeta esta velocidade de propagação é o diâmetro do neurônio. Os neurônios com maior diâmetro oferecem menor resistência ao fluxo de corrente local e, conseqüentemente, conduzem os impulsos com maior velocidade (MATTHEWS, 2003).

Outro fator que interfere na velocidade de propagação do impulso é a presença de uma bainha que cobre o axônio. Esta bainha (figuras 1 e 3) é composta por uma substancia isolante que aumenta a resistência e diminui a capacitância da membrana celular, e é denominada bainha de mielina. Esta bainha não é contínua, pois existem espaços (denominados nódulos de Ranvier) em que a membrana não se encontra revestida pela camada isolante (WILMORE e COSTIL. 2001; BRAY, 2003). Segundo Guyton (1993), os impulsos são conduzidos de nódulo a nódulo, pelo nervo mielinizado, ao invés de se propagar continuamente ao longo de toda a fibra. Esse processo, ilustrado na figura 3, é denominada condução saltatória, ou seja, uma corrente elétrica flui pelo líquido extracelular circundante e também pelo interior do axônio de nódulo a nódulo, gerando potenciais de ação em um nódulo após outro.

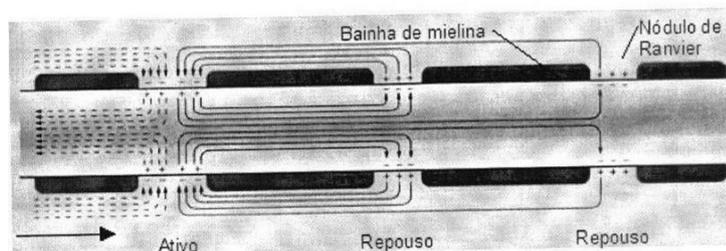


Figura 3 – Condução saltatória de um potencial de ação em um neurônio mielinizado (BRAY, et al., 2003).

Como a condução saltatória faz com que o processo de despolarização salte grandes intervalos ao longo da fibra nervosa, a velocidade de transmissão aumenta muito nas fibras mielinizadas. Além disso, este tipo de condução conserva energia para o axônio, pois somente os nódulos se despolarizam, o que permite uma perda de íons centenas de vezes menor, diminuindo assim a demanda metabólica para restabelecimento das concentrações de sódio e potássio através da membrana (GUYTON, 1993; BRAY, 2003). Esta mielinização está presente na maioria dos neurônios motores e pode fazer com que as fibras a velocidade de transmissão do impulso nervoso aumente em até 50 vezes. Uma vez disparado o potencial de ação, o impulso elétrico percorre toda a extensão do axônio até atingir os terminais axônicos. Este impulso será transmitido para um outro neurônio em um ponto denominado sinapse. O neurônio que envia o impulso é denominado pré-sináptico, e seus terminais axônicos são chamados de terminais pré-sinápticos. Da mesma forma, o neurônio que recebe o impulso é denominado pós-sináptico e seus receptores são os receptores pós-sinápticos. Os terminais pré-sinápticos e os receptores pós-sinápticos não se encontram fisicamente em contato, pois existe um espaço que separa essas estruturas, denominado fenda sináptica, conforme apresentado na figura 4 (WILMORE e COSTIL, 2001).

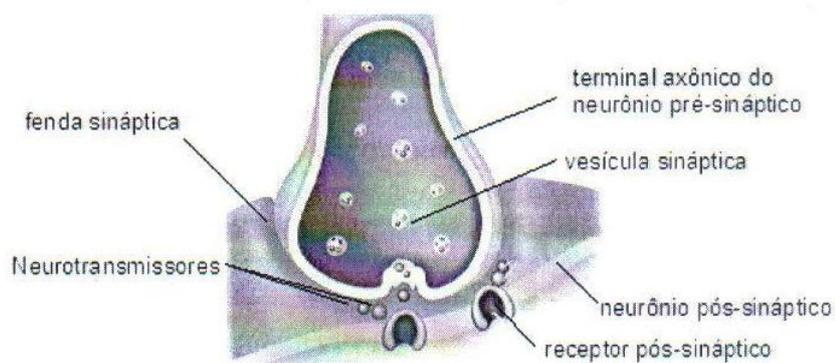


Figura 4 – Estruturas envolvidas em uma sinapse (WILMORE e COSTIL, 2001).

O impulso nervoso pode ser transmitido dos terminais pré-sinápticos para a célula pós-sináptica, tanto para os seus dendritos, quando diretamente para o corpo celular. Além disso, a transmissão pode ser realizada por intermédio de uma sinapse química ou elétrica. Na sinapse elétrica uma

alteração no potencial de membrana da célula pré-sináptica é transmitida diretamente para a célula pós-sináptica. Já na sinapse química os terminais axônicos apresentam um grande número de vesículas, denominadas vesículas sinápticas. Estas estruturas contêm neurotransmissores que, quando o impulso atinge os terminais pré-sinápticos, são liberados na fenda sináptica. Essas substâncias químicas neurotransmissoras difundem-se através da fenda sináptica e se ligam aos neurônios receptores pós-sinápticos. Quando essa ligação ocorre, o potencial de membrana da célula pós-sináptica é alterado e o impulso é transmitido (MATTHEWS, 2003; BRAY, 2003).

2.2.2 Junção neuromuscular

Para que ocorra a contração muscular é necessário que o impulso elétrico seja transmitido dos neurônios para as células musculares. Essa transmissão ocorre em uma sinapse química denominada junção neuromuscular. A junção neuromuscular, ou junção mioneural é uma interface entre a extremidade de um motoneurônio e uma fibra muscular (WOOD e SLATER, 2000; McARDLE et. al, 2003).

Wood e Slater (2000) relatam que assim como na sinapse, os terminais axônicos pré-sinápticos liberam neurotransmissores no espaço existente entre os terminais pré-sinápticos e a célula muscular (também denominada fenda sináptica).

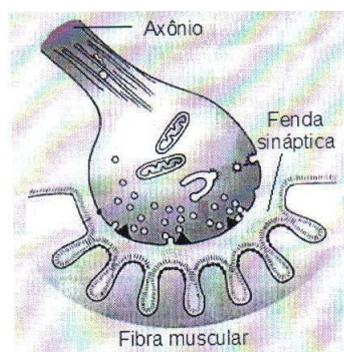


Figura 5 – Junção neuromuscular (BRAY et al., 2003).

O potencial de ação pré-sináptico causa a despolarização do terminal sináptico, o que gera a abertura dos canais de cálcio. O cálcio está presente em baixa concentração no líquido extracelular (mas em concentrações ainda menores no líquido intracelular) e não é importante nos potenciais de repouso da membrana. No entanto, a presença desse íon no meio intracelular é essencial para que ocorra a liberação de acetilcolina – neurotransmissor dos neurônios motores que inervam o músculo esquelético - (WOOD e SLATER, 2000).

De acordo com Calakos e Scheller (1996), a acetilcolina é armazenada em vesículas localizadas no terminal sináptico e é liberada através de um processo de exocitose. Esse processo de exocitose se diferencia dos demais que ocorrem no organismo por acontecer em um tempo muito reduzido. Para que esse processo aconteça, ocorre uma fusão da membrana da vesícula com a membrana plasmática. As vesículas sinápticas são posicionadas muito próximas à membrana plasmática, em uma região denominada zona ativa, prontas para a fusão quando os íons cálcio (Ca^{++}) entrarem na célula (figura 6).

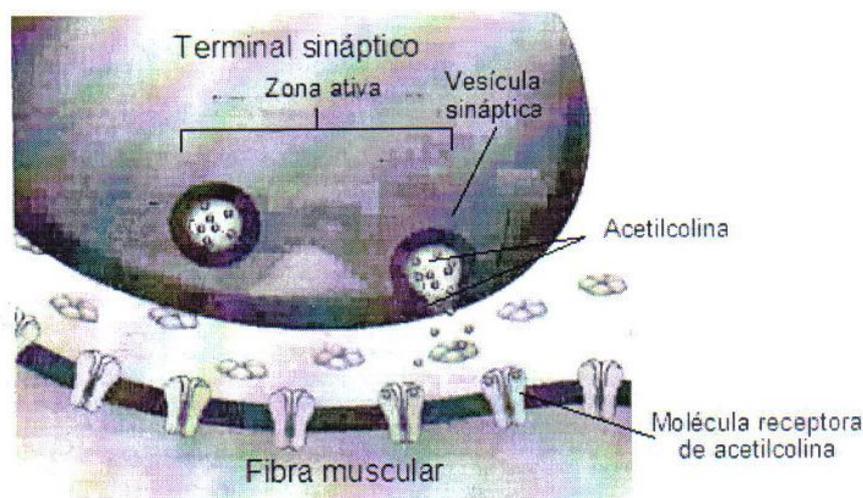


Figura 6 – Fusão da vesícula sináptica com a membrana do terminal sináptico e liberação de acetilcolina (MATTHEWS, 2003).

A fusão da vesícula sináptica com a membrana plasmática ocorre devido a ação de proteínas localizadas nas membranas (sinaptobrevina, associada à membrana da vesícula e syntaxina e SNAP-25, proteínas da membrana plasmática). Essas proteínas se ligam umas às outras formando um complexo que aproxima a vesícula da membrana plasmática. Contudo, ainda não está claro se esse complexo está envolvido na fusão ou desempenha importante papel preparando as vesículas para a fusão. Em outras formas de exocitose a fusão ocorre imediatamente após essa preparação. No caso das vesículas sinápticas a fusão não ocorre até que os íons cálcio entrem no meio intracelular. Esse processo é controlado por uma proteína denominada sinaptotagmina, associada à vesícula sináptica e que interage com o complexo formado pelas proteínas sinaptobrevina, syntaxina e SNAP-25. A despolarização do terminal sináptico causa a abertura dos canais de cálcio. Os íons Ca^{++} se associam à sinaptotagmina provocando a fusão, como ilustrado na figura 7 (CALAKOS e SCHELLER, 1996; WOOD e SLATER, 2000; MATTHEWS, 2003).

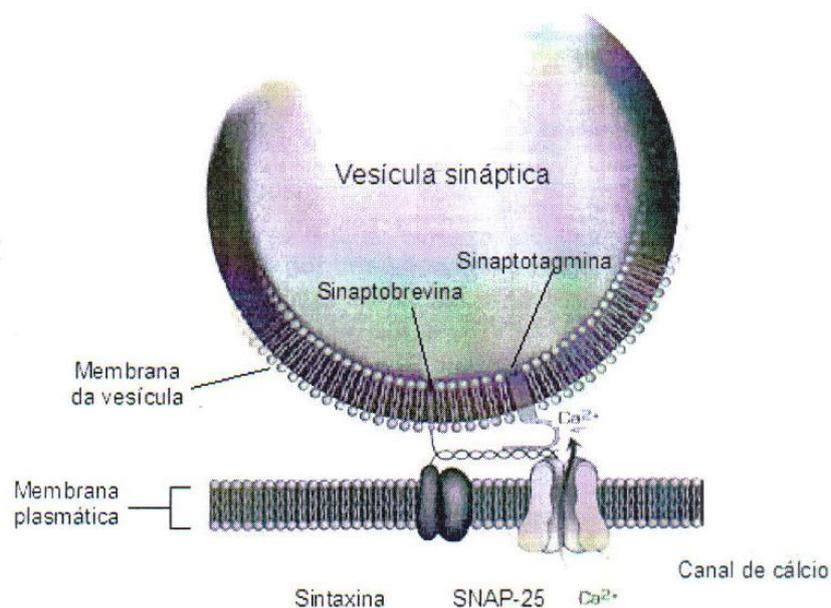


Figura 7 – Proteínas da vesícula sináptica e da membrana plasmática envolvidas na exocitose da vesícula (MATTHEWS, 2003).

Matthews (2003) cita que, quando a acetilcolina se difunde pela fenda sináptica ele se liga a receptores no sarcolema (membrana da célula muscular). Essa ligação produz despolarização do sarcolema através da abertura dos canais iônicos de sódio, permitindo que mais íons de sódio (carreados positivamente) penetrem na fibra muscular. Se esta despolarização atingir o limiar, o potencial de ação será disparado na membrana da fibra muscular. Geralmente, a despolarizando a membrana (sarcolema) é de -74mV para -17mV. Esse potencial de ação se dissemina através do sarcolema e a fibra se contrai.

2.2.3 Atividade Muscular

A célula muscular possui a capacidade de produzir movimento quando estimulada eletricamente. Esta estimulação, como relatado anteriormente, ocorre após a chegada do potencial de ação nos terminais sinápticos da junção neuromuscular que liberam a acetilcolina – neurotransmissor responsável por desencadear a despolarização da célula muscular (BRAY, 2003).

Cada fibra muscular é inervada por um único nervo motor e a junção neuromuscular se localiza no meio da fibra. Contudo, um nervo motor inerva um conjunto de fibras musculares, consistindo uma unidade motora. Conforme demonstrado na figura 8, cada fibra muscular é envolta por uma membrana plasmática denominada sarcolema e seu citoplasma é denominado sarcoplasma. No sarcoplasma existe uma série de subunidades da fibra que atuam na contração. Dente estas subunidades existem as miofibrilas que são os elementos contráteis do músculo esquelético. Existem também os túbulos transversos (túbulos T) que são extensões interconectadas do sarcolema que atuam na rápida transmissão dos impulsos recebidos pelo sarcolema para as miofibrilas. Outras redes de túbulos, neste caso posicionadas longitudinalmente, constituem os retículos sarcoplasmáticos. Os retículos sarcoplasmáticos estão posicionados paralelamente às miofibrilas e

armazenam íons Ca^{++} , que são essenciais na contração muscular (WILLIAMS, 1997; LINDSTEDT et al., 1998, SORRENTINO, 2004).

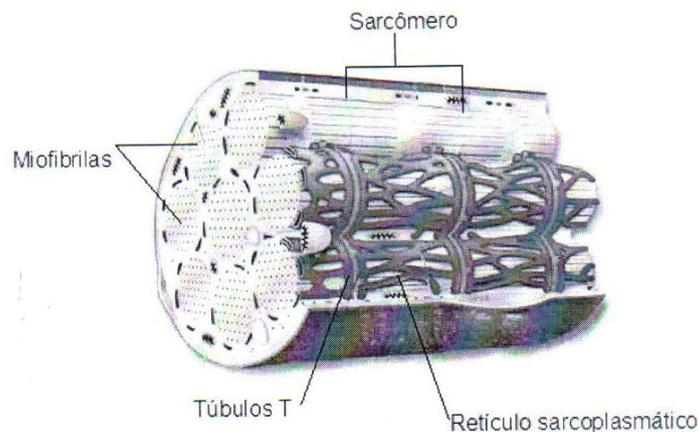


Figura 8 – Corte transversal e estrutural da fibra muscular (McARDLE, et al., 2003).

Cada miofibrila, segundo Bottinelli e Reggiani (2000), é composta por unidades funcionais básicas, denominadas sarcômeros, unidas pelas extremidades. No interior da miofibrilas existem dois tipos de filamentos protéicos que atuam na contração: os filamentos de actina (mais finos) e os filamentos de miosina (mais espessos). Segundo Lutz e Liebe (1999) e Bottinelli e Reggiani (2000), os filamentos de miosina são compostos por dois filamentos retorcidos que possui na extremidade uma estrutura globular denominada cabeça da miosina. As cabeças da miosina formam projeções no filamento para formar pontes cruzadas que se estendem em direção aos filamentos de actina (HERZOG e AIT-HADDOU, 2002). Já os filamentos de actina são compostos por estruturas globulares unidas formando uma estrutura em dupla hélice. Conforme demonstrado na figura 9, existem proteínas longas e finas, conhecidas como tropomiosinas, localizadas na superfície da actina. Suas extremidades se encontram engatadas em moléculas globulares, as proteínas denominadas troponina. Estas moléculas se fixam tanto à tropomiosina, quanto aos filamentos de actina.

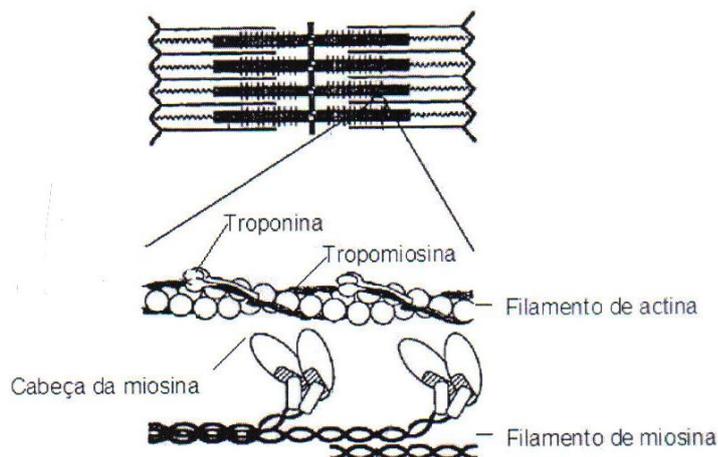


Figura 9 – Desenho esquemático dos filamentos proteicos envolvidos na contração muscular (modificado de BOTTINELLI e REGGIANI, 2000).

Para que a contração muscular ocorra é necessário que as cabeças da miosina se liguem aos sítios ativos dos filamentos de actina. Durante o estado de repouso, as moléculas de tropomiosina ficam posicionadas sobre esses sítios ativos impedindo ou enfraquecendo a ligação das cabeças de miosina.

Se uma quantidade suficiente de acetilcolina se liga aos receptores específicos localizados no sarcolema, os canais iônicos de Na^+ se abrem, permitindo a entrada deste íon. Neste momento, a membrana da célula muscular, que se encontrava polarizada negativamente, passará pelo processo de despolarização, já que íons carregados positivamente (Na^+) entram pela membrana. Este processo gera um potencial de ação no sarcolema (WICKHAM e BROWN, 1998).

Além de despolarizar a membrana, o impulso elétrico é transmitido para o interior fibra percorrendo os túbulos T e chega a atingir o retículo sarcoplasmático. De acordo com Willians (1997), a chegada da carga elétrica faz com que o retículo sarcoplasmático libere grandes quantidades de Ca^{++} e a troponina, que uma forte afinidade com este íon, se liga a ele. Esta ligação gera a retirada das moléculas de tropomiosina de cima dos sítios ativos dos

filamentos de actina. Sendo assim, as cabeças da miosina podem se ligar aos sítios ativos da actina (CARINS, 1998; ISHIKAWA et al., 2005).

Lutz e Liebe (1999) relatam que as pontes cruzadas da miosina são ativadas por uma molécula de ATP (adenosina trifosfato) e se ligam à actina. A ponte cruzada sofre uma alteração em seu formato, inclinando a cabeça da miosina em direção ao braço da ponte cruzada. Esse movimento traciona os filamentos de actina e miosina em direções opostas, resultando no encurtamento da fibra e geração de força. A ponte cruzada se separa da actina quando uma outra molécula de ATP se une à ponte cruzada. Para que ocorra a contração é necessário que as pontes cruzadas de miosina realizem continuamente movimentos oscilantes combinado, separando e combinando novamente com novos sítios ativos de actina ou com os mesmos sítios em contrações estáticas. Esse processo se estende enquanto a concentração de Ca^{++} for suficiente (WILLIAMS, 1997).

De acordo com Nielsen e Clausen (2000), quando a estimulação elétrica é interrompida, os íons de Ca^{++} retornam para o retículo sarcoplasmático em um processo ativo e a ação inibitória da tropomiosina é restabelecida.

2.2.4 Unidade Motora

Conforme relatado anteriormente, as células nervosas que conduzem o potencial de ação aos músculos esqueléticos são chamadas de motoneurônios, ou neurônios motores. Cada motoneurônio inerva numerosas fibras musculares. Dessa forma, um potencial de ação conduzido por um motoneurônio é capaz de estimular a contração em várias fibras musculares. O conjunto formado por um neurônio motor e todas as fibras musculares por ele inervadas é denominado unidade motora e é a menor unidade do controle da força muscular (STALBERG e FALCK, 1997; BRAY et al., 2003). Como mostra a figura 10, na estrutura do sistema muscular cada fibra muscular é inervada pelo ramo do axônio de um único motoneurônio.

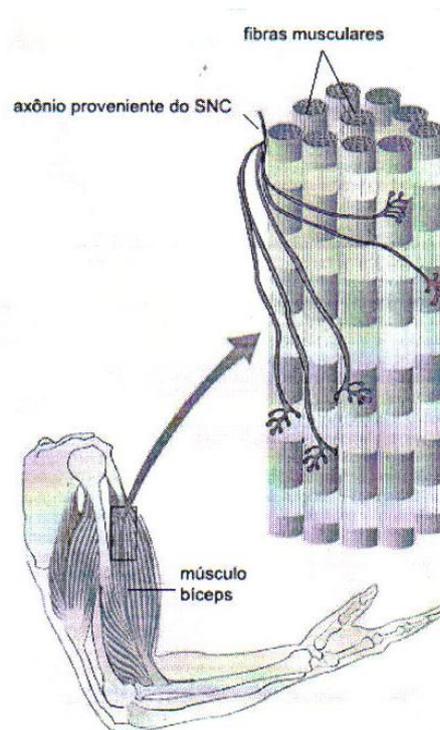


Figura 10 – Estrutura do músculo esquelético (FOSS e KETEYIAN, 2000).

De acordo com Stegeman et al., (2000), Mcardle, et al., (2003) e Bray, et al., (2003), as unidades motoras se diferenciam pelo número de fibras que possuem. O número de fibras musculares que compõem uma unidade motora está diretamente relacionada com a qualidade do controle exigido à musculatura a qual ela pertence. Quando um determinado músculo possui a função de realizar trabalhos vigorosos, em que são exigidos altos níveis de força muscular, as unidades motoras que compõem são constituídas de elevado número de fibras musculares (quadríceps, por exemplo). Já os músculos que possuem a função de produzir pouca força, mas com precisão elevada, como os músculos oculares, são formados por unidades motoras que possuem poucas fibras musculares.

Stalberg e Falck (1997), Powers e Howley (2000), Bottinelli e Reggiani (2000) e Matthews (2003) relataram que as unidades motoras também se diferenciam pelas características metabólicas e funcionais de suas fibras. As

fibras musculares de uma unidade motora são homogêneas quanto ao tipo, sendo, por tanto, de contração rápida (composta por fibras musculares brancas – principalmente fibras tipo IIb) ou de contração lenta (formada por fibras musculares vermelhas – fibras tipo I) em uma mesma unidade. Acredita-se que as características do motoneurônio determinam o tipo de fibra da unidade motora (BOUCHARD et al., 1992).

Matthews (2003) relata que diferentes níveis de força podem também ser atingidos por uma mesma unidade motora através de diferenças na frequência de estimulação. Uma unidade motora responde a um único estímulo produzindo um breve período de contração espasmódica seguido de relaxamento (FIGURA 11). Caso um segundo estímulo seja aplicado à mesma unidade motora antes que ela se relaxe completamente, duas contrações se somam produzindo uma tensão maior.

Se a frequência de estímulos for suficientemente elevada, ocorrerá fusão completa dos movimentos (tetania), gerando uma tensão até quatro vezes maior do que a tensão desenvolvida em uma contração espasmódica, também demonstrada na figura 11.

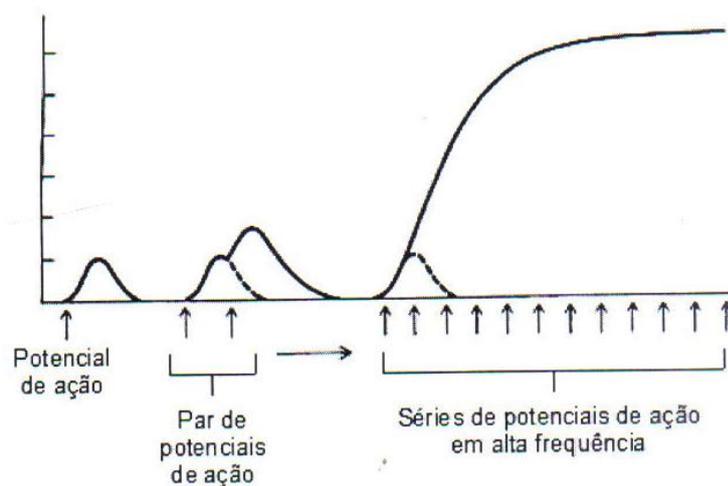


Figura 11 – Tensão isométrica em resposta a um, dois e uma série de potenciais de ação em um músculo (MATTHEWS, 2003).

2.3 Força muscular

Segundo os conceitos da mecânica, a força é uma grandeza vetorial que, aplicada no decorrer do tempo, produz um impulso positivo ou negativo, variando a quantidade de movimento de um corpo. Dessa forma, uma força aplicada a um corpo pode causar a variação do seu movimento linear, ou ainda, provocar deformações. Na área do exercício e do esporte, força muscular é a quantidade máxima de força que um músculo ou um grupo muscular pode gerar em um padrão específico de movimento e em uma determinada velocidade (KNUTTGEN e KRAEMER, 1987). Szmuchrowski e Vidigal (1999) relacionam a força à capacidade do indivíduo mover uma massa, ou opor-se a uma resistência pela ação muscular.

A aplicação da força em um certo período de tempo pode produzir alterações no movimento. Enoka (2000) aponta que, baseado na Segunda Lei de Newton ($\text{Força} = \text{massa} \times \text{aceleração}$), a quantidade de movimento de um sistema pode ser alterada quando forças externas atuam sobre este. A atuação de uma força externa, durante um intervalo de tempo, pode modificar a aceleração de uma massa, e caracteriza o impulso aplicado ao corpo. Dessa forma, podemos dizer que o impulso obtido através da integral do gráfico da força em função do tempo é uma referência que permite discutir a estruturação da capacidade motora força no âmbito da fisiologia e da mecânica (CHAGAS, et al., 2002).

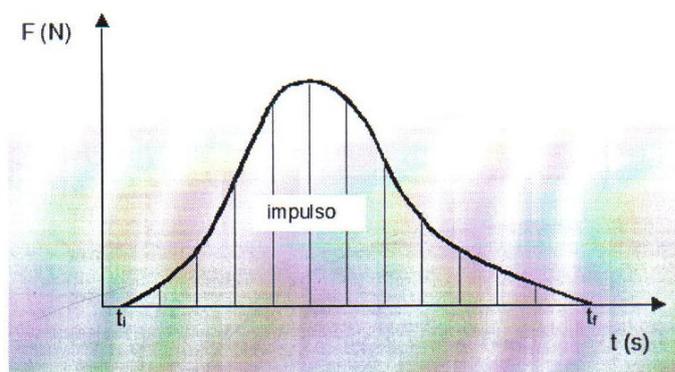


Figura 12 – Desenho esquemático ilustrando o impulso no gráfico da força em função do tempo (SILVA, 2004).

De uma forma geral, a capacidade de gerar força pelo músculo é diferenciada em três categorias: força máxima, força explosiva e resistência de força (WEINECK, 1999, MATVÉIEV, 1986). No entanto, resultados de análises biomecânicas apontam uma diferente classificação da capacidade força, hierarquizando as suas formas de manifestação. Segundo Gullich e Schmidbleicher (1999), existem duas formas diferentes de manifestação da força: força rápida (composta pela força máxima, força explosiva e força de partida) e resistência de força.

A força rápida é definida como a capacidade do sistema neuromuscular de produzir o maior impulso possível no menor tempo disponível. Essa capacidade pode ser subdividida em força de partida, força explosiva e força máxima. A força de partida corresponde à capacidade do sistema neuromuscular de produzir a maior força possível em até 50 ms após o início da contração. Já a força explosiva se refere à capacidade neuromuscular de produzir uma elevação máxima de força após o início da contração (SCHMDTBLEICHER, 1984). A figura 13 ilustra as subdivisões da força rápida, representada no gráfico da força em função do tempo.

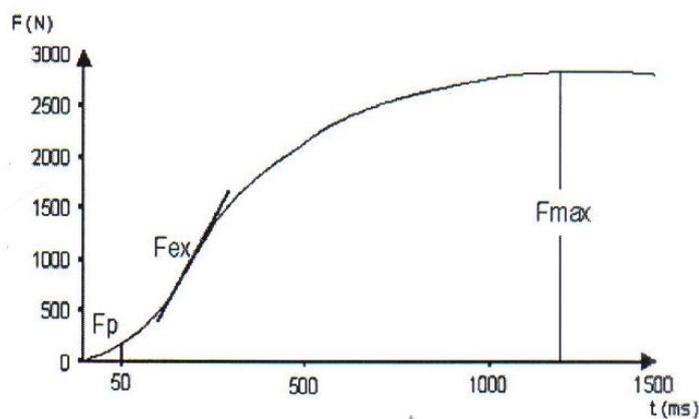


Figura 13 – Representação da força de partida (F_p), da força explosiva (F_e) e da força máxima (F_{max}) no gráfico da força em função do tempo (adaptado de BUHRLE, 1985 cit. VIDIGAL, 2002).

A força explosiva pode ainda ser caracterizada como a taxa máxima de produção de força (SCHMIDTBLEICHER, 1992), obtida através da derivação da curva força em função do tempo. A força máxima é o maior valor da força gerada em uma contração voluntária máxima. A força máxima é obtida através de uma ação muscular contra uma resistência “insuperável” e caracteriza a força máxima isométrica (SCHMIDTBLEICHER, 1984).

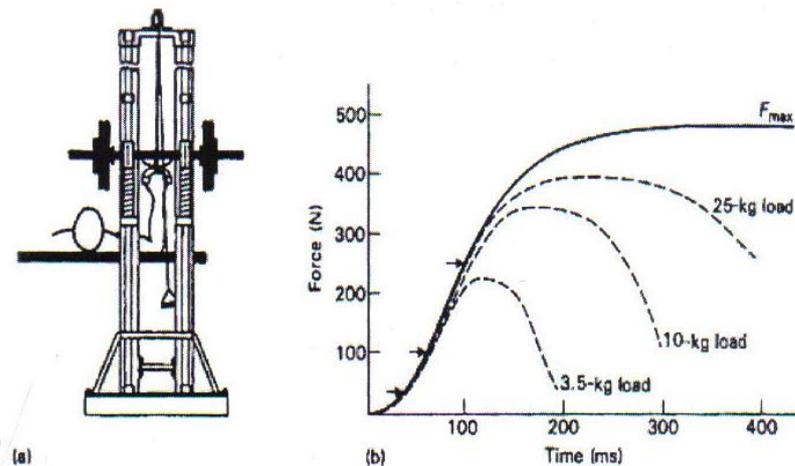


Figura 14 – Comparação entre a força máxima concêntrica e a força máxima isométrica. (a) Aparelho utilizado para a medição da força; (b) curva força x tempo para diversas cargas (SCHMIDTBLEICHER, 1992).

A força obtida em uma ação concêntrica depende da resistência a ser superada e o seu valor se aproxima da força isométrica máxima, quando ocorre aumento dessa resistência (SCHMIDTBLEICHER, 1992). A figura 19 ilustra o comportamento da força muscular concêntrica e isométrica frente a diferentes resistências. É possível observar que, na medida em que é aumentada a resistência a ser superada, a força concêntrica se aproxima da força isométrica máxima.

2.3.1 Regulação da força muscular

A ativação das fibras musculares de uma mesma unidade motora ocorre em processo denominado lei do tudo ou nada, ou seja, todas as fibras são ativadas e se contraem simultaneamente ou nenhuma fibra se contrai. No entanto, algumas unidades motoras podem ser recrutadas em um mesmo músculo enquanto outras não se contraem. Se isso não fosse possível haveria pouco controle sobre a quantidade de força produzida por um músculo (FLECK e KRAEMER, 1999; BRAY, et al., 2003). Quanto maior o número de unidades motoras recrutadas em um mesmo músculo maior a força por ele desenvolvida, pois quando um estímulo é aumentado, a força gerada pelo músculo aumenta em decorrência do recrutamento de unidades motoras adicionais (POWERS e HOWLEY, 2000).

Para que um músculo possa produzir a maior força possível, é necessário que todas as suas unidades motoras sejam recrutadas. No entanto, algumas unidades motoras possuem um alto limiar de excitação e indivíduos não treinados podem não estar aptos a recrutar estas unidades motoras (SALE, 1992; SCHMIDTBLEICHER, 1992; STALBERG e FALCK, 1997)

Herzog (2000) aponta que, para um dado músculo, a força produzida em um determinado instante depende primeiramente da ativação neural, do comprimento do músculo e da velocidade de contração. Outros fatores secundários, como reflexos medulares, também influenciam na produção de força.

De acordo com o princípio do tamanho de Henneman – ou princípio do tamanho das unidades motoras (STALBERG e FALCK, 1997), as pequenas unidades motoras (fibras lentas) são recrutadas em primeiro lugar durante a contração, ou seja, com o aumento da força produzida, progressivamente unidades motoras maiores são recrutadas.

Segundo Enoka (1988) e Bray, et al.; (2003), após as unidades lentas serem recrutadas, dois mecanismos de ativação neural (número de unidades motoras ativadas e sua respectiva frequência de estimulação) passam a suprir o aumento da demanda de força. Nos músculos maiores de membros

superiores e inferiores, esses dois mecanismos são acionados em contrações voluntárias isométricas até aproximadamente 60% da contração voluntária máxima (MVC). Deluca et al. (1982) e Moritani e Muro (1987) relatam que, em contrações voluntárias por volta de 50-80% da MVC, a maioria das unidades motoras já foram recrutadas. Dessa forma, o restante da produção de força necessária para se atingir a força isométrica máxima é proveniente quase que exclusivamente do aumento da frequência de estimulação das unidades motoras ativas. A Figura 15 ilustra o efeito do aumento da frequência de estimulação na produção da força no músculo extensor longo dos dedos de um rato.

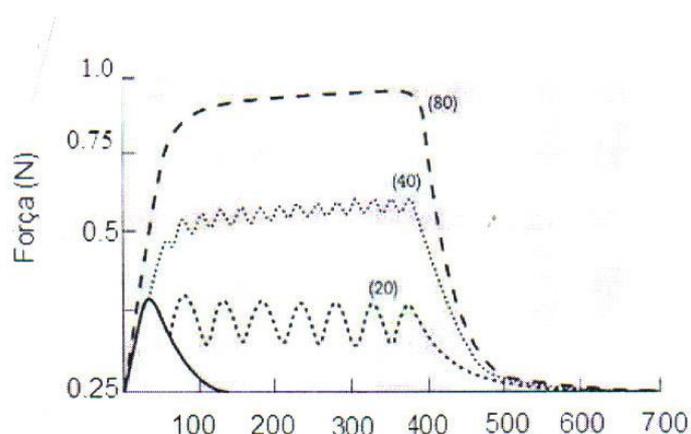


Figura 15 – Contração isométrica do músculo extensor longo dos dedos de rato mostrando as respostas ao aumento da frequência dos estímulos (Hz), indicado entre parênteses (BRAY et al., 2003).

As unidades motoras geralmente são recrutadas de forma não sincronizada (nem todas são recrutadas simultaneamente). Ganhos de força podem ser resultantes de atuação mais sincronizada das unidades motoras, facilitando a contração e aumentando a capacidade do músculo de gerar força (SCHIMIDTBLEICHER, 1992 e WILMORE et al.; 2001).

A relação entre força muscular e comprimento do músculo é denominada relação comprimento-tensão. A capacidade de desenvolver tensão cai quando o músculo é ativado nas extensões muito curtas ou muito longas

(MEIJER et al., 1998; MEIJER, 2002; DE HUITER e DE HAAN, 2003). A figura 16 mostra a clássica relação comprimento-tensão obtida por Gordon et al. (1996) citado por Bray, et al (2003) no músculo esquelético de um sapo. Pode-se observar na figura 16 que, quando o sarcômero está em seu maior comprimento não há produção de força, o que pode ser explicado pela não formação de pontes cruzadas entre actina e miosina. Em um comprimento intermediário, nota-se que ocorre a produção máxima de força, devido a uma otimização das pontes cruzadas de actina e miosina. Em comprimentos menores, a produção de força diminui, embora a literatura ainda seja controversa sobre as causas desse fenômeno. Em acréscimo, Herzog et al. (1997) sugeriram que a relação comprimento-tensão no músculo é plástica, ou seja, pode ser modificada por efeitos crônicos do treinamento.

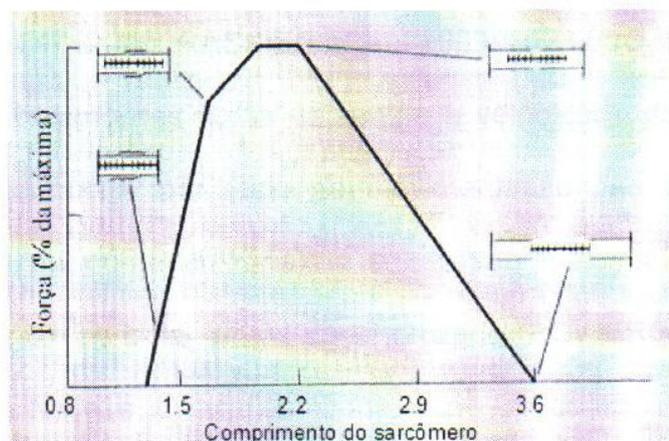


Figura 16 – Relação comprimento-tensão do músculo esquelético de um sapo. As inserções ilustram o grau de sobreposição dos miofilamentos no sarcômero (GORDON et al., 1966, citado por BRAY et al., 2003).

Nos comprimentos encurtados ocorre menos tensão porque os filamentos ficam sobrepostos, criando ativação incompleta das pontes cruzadas, já que poucas pontes podem ser formadas. Quando um músculo é

alongado excessivamente, a tensão gerada no músculo cai devido ao escorregamento das pontes transversas (perda de contato dos filamentos actina e miosina), resultando na formação de menos pontes transversas. Outro fator importante é a contribuição dos componentes elásticos da musculatura. Quando tais componentes elásticos (em série: tendão; em paralelo: tecidos conectivos) são alongados, é gerada tensão passiva nestas estruturas, de modo que a tensão total é uma combinação de componentes contráteis e elásticos. Sendo assim, o comprimento ótimo para gerar tensão é levemente maior que o comprimento de repouso, pois os componentes contráteis estão produzindo tensão e os componentes passivos estão armazenando energia elástica ao serem alongados a tal energia será utilizada na fase de contração (HALL, 2000; HAMIL e KNUTZEN, 1999; BRAY, et al., 2003; LEE e HERZOG, 2003).

Como relatado anteriormente, a quantidade de força produzida por um músculo está também relacionada com a velocidade em que o músculo é contraído (DE HUITER et al., 1998; HERZOG, 2000; RASSIER et al., 2003; HERZOG, 2004). A velocidade de encurtamento máximo das fibras determina a velocidade de contração. Como esse encurtamento ocorre por meio da movimentação das pontes de actina e miosina (ciclagem da ponte cruzada), a velocidade máxima de encurtamento é obtida através da taxa de ciclagem da ponte cruzada (POWERS e HOWLEY, 2000). A relação entre a força e a taxa de modificação do comprimento do músculo é definida como “relação força-velocidade”, ilustrada na figura 17. Esse termo, embora inadequado, é normalmente mantido devido a fatores históricos, já que “força” e “velocidade” são grandezas vetoriais, ao passo que a relação “força-velocidade” no músculo é escalar (HERZOG, 2000). Para ações excêntricas, a força muscular aumenta em função da velocidade de alongamento do músculo. Para ações concêntricas, a força diminui em função do aumento da velocidade de encurtamento muscular. A força F_0 corresponde à força isométrica máxima, na qual não ocorre encurtamento ou alongamento do músculo (figura 17).

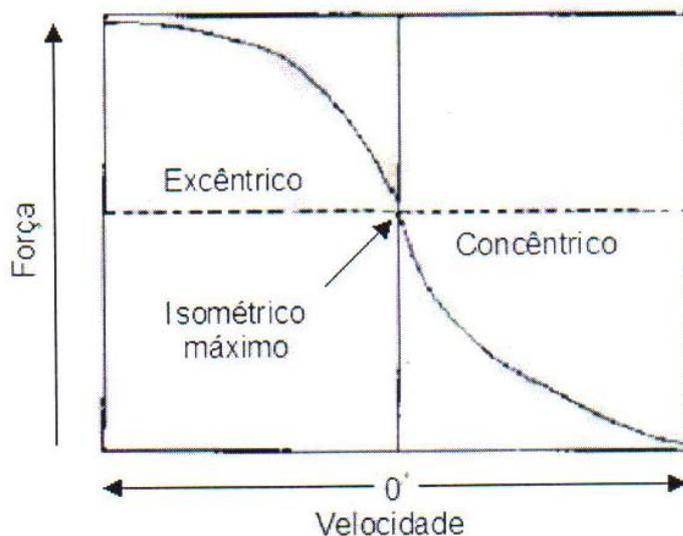


Figura 17 – Relação força velocidade para o tecido muscular. Com o aumento progressivo da carga, a velocidade de contração concêntrica diminui até zero para o isométrico máximo. Quando a carga aumenta ainda mais, ocorre a contração excêntrica do músculo (HALL, 2000).

Os valores máximos de força são obtidos nas ações excêntricas, e correspondem a altas velocidades de alongamento. Westing et al. (1990) encontram que os maiores valores de força muscular foram obtidos em contrações excêntricas, sob efeito de estimulação elétrica artificial, valores estes que não foram obtidos em contrações voluntárias. Dessa forma, apesar do músculo ser capaz de produzir altos valores de força excêntrica, acima dos valores de isométrica, parece que mecanismos de inibição – como os reflexos medulares – não permitem que esses valores sejam atingidos plenamente em contrações voluntárias, a fim de evitar lesões nos músculos e tendões.

2.3.2 Ações musculares

Segundo Schmidtbleicher (1992), as formas de manifestação da força podem ser analisadas dentro de ações isométricas, concêntricas, excêntricas e ainda na forma do ciclo de alongamento e encurtamento – CAE.

Uma ação isométrica ocorre quando o músculo, ou grupo muscular age contra uma resistência sem que haja movimentação do posicionamento das inserções distal e proximal do músculo. O sistema se mantém em equilíbrio, porque a tensão muscular exercida ocasiona um torque igual ao momento de rotação gerado pela resistência. O limiar de recrutamento é menor em ações dinâmicas, se comparando com ações isométricas (IVANOVA et al., 1997; TAX et al., 1989).

Durante ações isométricas ocorre um aumento da atividade dos motoneurônios gama, o que pode ser facilitado pela via aferente dos fusos musculares (GANDEVIA et al., 1990 e MACEFIELD et al., 1993).

A ação concêntrica é caracterizada pelo movimento realizado contra uma resistência, no qual ocorre uma aproximação das inserções proximal e distal do músculo. Nesse tipo de ação muscular, a tensão muscular provoca um torque maior do que o torque produzido pela resistência.

Na ação muscular excêntrica, as inserções proximal e distal do músculo se distanciam e a tensão muscular provoca um torque menor do que o provocado pela resistência. A ativação aferente dos fusos musculares aumenta consideravelmente durante ações excêntricas, se comparada com as ações concêntricas e isométricas.

Quando da transição de uma ação isométrica para uma ação excêntrica, o aumento nesta ativação aferente dos fusos está associado com o aumento do sinal eletromiográfico (BISHOP et al., 2000).

Vários autores já documentaram que a força máxima atingida em uma ação excêntrica é maior do que a força máxima isométrica e, por consequência, ainda muito maior do que a força concêntrica (KOMI, 1973; SINGH e KARPOVICK, 1966).

Linnamo et al. (2003) mostraram através de EMG que os padrões de ativação quando os níveis de força são aumentados podem ser diferentes em ações isométricas, concêntricas e excêntricas. O limiar de recrutamento pode ser menor em movimentos dinâmicos, se comparado com isometria. O recrutamento de unidades motoras mais rápidas parece continuar, de acordo com o aumento da força, em ações isométricas, concêntricas e excêntricas. No entanto, nas ações excêntricas, maiores aumentos de força podem ser obtidos principalmente por meio do aumento da frequência de disparo das unidades motoras.

Segundo Faulkner et al. (1993), a força produzida durante uma atividade excêntrica pode ser duas vezes maior do que aquela produzida isometricamente, apesar do número de pontes cruzadas observadas em ações excêntricas serem apenas aproximadamente 10% maior do que em ações isométricas. O aumento da força na contração excêntrica depende da velocidade da ação muscular (KOMI e NICOL, 2000). Em uma ação excêntrica, os fusos musculares são ativados e o reflexo do estiramento colabora para o aumento da força produzida (SCHIMIDBLEICHER, 1984).

O CAE é caracterizado por uma pré-inervação da musculatura, seguida pelo alongamento de componentes músculo-tendíneos (durante a fase excêntrica) e posterior, mas imediata, ação concêntrica. Essa ação concêntrica realizada no CAE é mais intensa do que uma ação concêntrica realizada isoladamente. Antes da realização de um movimento, os músculos são pré-ativados em função de um programa motor central (DIETZ et al., 1981), o que leva a uma rigidez muscular de pequenas amplitudes. A fase excêntrica de estiramento do conjunto músculo-tendão possibilita um acúmulo de energia elástica, que poderá ser aproveitada a fim de otimizar a consecutiva ação concêntrica. Assim, o armazenamento de energia elástica e o reflexo do estiramento do fuso muscular são dois fatores apontados como explicação para otimização da ação concêntrica no CAE. Essa otimização pode ser obtida quando a duração do ciclo for inferior ou próxima a 250 ms (SCHMIDBLEICHER, 1992).

2.4 Eletromiografia (EMG)

2.4.1 História da EMG

Em 1666, Francesco Redi foi o primeiro cientista a promulgar a dedução que os músculos geravam eletricidade, isto foi mais tarde observado também pelo Guichard Duverney em 1700, pelo Jallabert em 1750 e pelo Luigi Galvani em 1786, 1791 e 1792 (CLARYS e CABRI, 1993).

A eletromiografia de superfície (EMGS) surgiu nos anos 40, e os estudos iniciaram com movimento dinâmico. Em 1944, por exemplo, foi realizado um estudo com EMGS amplamente aceito sendo capaz de mensurar a atividade muscular associada aos movimentos do ombro. Fato que rapidamente envolveu a área clínica no início dos anos 50. Trinta anos mais tarde, a EMGS foi usada como técnica de biofeedback em avaliação e tratamento de dor lombar. A EMGS está em constante evolução, estudos são realizados para o desenvolvimento de novos protocolos de normalização e de equipamentos, como também em sua aplicação (CRAM, 2003).

Uma destas inovações sobre a EMG é a EMG subaquática, que consiste em estudar o sinal mioelétrico do músculo em condição imersa na água. O primeiro estudo que usou a EMG subaquática foi publicado por Ikai et al. em 1962 citado por Clarys e Cabri (1993), este estudo descreveu 15 padrões musculares durante a natação. A partir deste, outros estudos foram realizados tanto no sentido de desenvolvimento de protocolos e equipamentos (VENEZIANO et al., 2006; RAINOLDI et al., 2004) quanto em sua aplicação (PÖYHÖNEN et al., 1999; 2001a; 2002; MÜLLER et al., 2005; BARELA et al., 2006).

2.4.2 Definição

A EMG é um método de medição bastante utilizado pela biomecânica, principalmente na identificação do início da ativação muscular, na relação da força produzida pelo músculo e como índice de fadiga muscular (De LUCA,

1997). As seguintes definições de EMG baseiam-se na análise do sinal elétrico do músculo:

1) “Eletromiografia ou EMG é o estudo da função muscular através da análise do sinal elétrico que provém dos músculos” (BASMAJIAN e De LUCA, 1985).

2) EMG é a manifestação elétrica da contração muscular (HILLSTROM e TRIOLO, 1995).

3) A EMG é uma técnica experimental interessada no desenvolvimento, gravação e análise do sinal mioelétrico. Os sinais mioelétricos são fornecidos pela variação fisiológica da condição das membranas das fibras musculares (KONRAD, 2005).

2.4.3 Campos de Aplicações da EMG

A EMGS permite estudar, avaliar e controlar a função muscular através da investigação do sinal elétrico proveniente do músculo (BASMAJIAN e De LUCA, 1985). Os campos de aplicação da EMGS são multidisciplinares podendo ser usada na anatomia, na neurologia, na neurofisiologia, neurocirurgia, nas ciências dos esportes (biomecânica, aprendizagem motora, fisiologia do exercício), na medicina esportiva, na fisioterapia, na fisioterapia, na estimulação elétrica funcional, na ortopedia, na ergonomia, na fonoaudiologia, na odontologia, na psicologia e na bioengenharia (CLARYS e CABRI, 1993; MORITANI e YOSHITAKE, 1998). É um método que vem sendo usado nos últimos 50 anos (SODERBERG e KNUTSON, 2000), para avaliar a atividade muscular em diferentes aplicações como: (1) avaliação da função muscular antes e após exercícios e em procedimentos de fisioterapia, (2) fornecimento de biofeedback para pacientes, (3) fornecimento do tempo inicial, duração ou estabilização da ativação das unidades motoras, (4) especificação do local trabalhado, (5) determinação da quantidade relativa da fadiga, (5) estimação da força muscular (6) determinação de disfunções ou anormalidades, (7) em ergonomia comparar posturas e movimentos funcionais (marcha), (8) em tratamentos fisioterapêuticos na observação da recuperação de um determinado feixe muscular, (9) nos esportes determinar as situações

musculares de atletas e desportistas, (10) na engenharia, pode-se realizar experimentos com braços eletrônicos através da interpretação dos sinais EMGS, (11) na identificação da co-contracção muscular (TÜRKER, 1993; HILLSTRON e TRIOLLO, 1995; SODERBERG e KNUTSON, 2000; De LUCA, 1997).

Nos últimos anos aumentou o interesse da fisiologia em EMGS para (1) avaliar a capacidade de resistência muscular, (2) para determinar os limiares anaeróbio e de lactato e (3) para determinar o limiar de fadiga muscular. A EMG intramuscular também tem sido empregada em muitos estudos para avaliação do recrutamento da unidade motora e modulação da taxa de descarga elétrica das unidades motoras. As análises do reflexo ou do potencial elétrico induzido tem recentemente ganhado popularidade. A análise do potencial evocado tem sido empregada em estudos objetivando verificar (1) excitabilidade da membrana muscular, (2) reflexo miotático e (3) excitabilidade do motoneurônio espinhal (MORITANI e YOSHITAKE, 1998).

2.4.4 EMG em Ambiente Aquático

A EMG aquática é amplamente usada em estudos científicos (RAINOLDI ET al., 2004), segundo Masumoto et al. (2007a) vários pesquisadores têm avaliado a atividade muscular enquanto indivíduos realizam exercícios na água. Tem sido reportado por esses pesquisadores sobre ativação muscular em diferentes exercícios realizados no ambiente aquático quanto à contração isométrica voluntária máxima e submáxima (RAINOLDI et al., 2004; VENEZIANO et al., 2006; ABBISS ET al., 2006; PÖYHÖNEN et al., 1999; SUGAJIMA et al., 1996; FUJISAWA et al., 1998), durante a marcha (MIYOSHI et al., 2006; 2004; 2005; SHONO et al., 2007; MASUMOTO et al., 2004; 2005; 2007a; 2007b; 2007c; KANEDA et al., 2007; CHEVUTSCHI et al., 2007; BARELA et al., 2006, BARELA e DUARTE, 2006), em exercícios dinâmicos de joelho (PÖYHÖNEN et al., 2001a, 2001b), ombro (KELLY ET al., 2000), abdominal (MÜLLER et al., 2005) e em esportes aquáticos como a natação (CLARYS, 1985; ROUARD e CLARYS, 1995; CATY et al., 2007).

A quantificação da ativação muscular em imersão na aquisição de evidência científica tem sido o principal desafio da pesquisa no campo de exercícios aquáticos, devida a dificuldade na fixação dos eletrodos de superfície na pele, complexidade e sofisticação dos equipamentos necessários para transmitir e gravar os sinais de EMG dos indivíduos enquanto eles são imersos na água (MASUMOTO et al., 2004).

Os procedimentos da EMG aquática seguem as recomendações utilizadas quando a EMG é realizada em ambiente terrestre. Na literatura consultada verificou-se que os equipamentos utilizados para coleta dos eletromiogramas no meio aquático foram semelhantes aos equipamentos utilizados fora da água. Foram utilizados eletromiógrafos com aquisição através de cabos (Kelly et al., 2000; CHEVUTSCHI et al., 2007) ou por telemetria (MASUMOTO et al., 2004; 2005; 2007a; PÖYHÖNEN et al., 1999), eletrodos de superfície (RAINOLDI et al., 2004; VENEZIANO et al., 2006), eletrodos de fios (FUJISAWA et al., 1998), eletrodos de agulha (SUGAJIMA et al., 1996), eletrodos resistentes à água (MIYOSHI et al., 2006; PÖYHÖNEN et al., 1999, 2001a). A configuração do eletromiografo quanto à frequência de coleta, amplificação, filtros, conversor analógico/digital, bem como os procedimentos para análise e normalização do sinal eletromiográfico seguiram as normas estabelecidas pela ISEK e SENIAM. Além do procedimento padrão para a EMGS, outros procedimentos são realizados para a EMG aquática, como a proteção dos eletrodos e amplificadores com fita adesiva resistente a água (TEGADERM, SILVER TAPE) ou uso de silicone para vedação (RAINOLDI et al., 2004; VENEZIANO et al., 2006). Portanto, diferentes técnicas de registro da EMGS aquática são encontradas na literatura (RAINOLDI et al., 2004). No intuito de padronização da EMGS aquática alguns estudos foram realizados para verificar os fatores que podem alterar o sinal eletromiográfico (RAINOLDI et al., 2004; VENEZIANO et al., 2006) e também a sua confiabilidade (ABBISS et al., 2006; PÖYHÖNEN et al., 1999).

Os músculos extensores (RF, VL e VM) do joelho foram estudados em ambientes terrestre e aquático em CIVM e submáxima. Os eletrodos neste estudo não tiveram uma proteção extra (PÖYHÖNEN et al., 1999). Verificou-se que em ambiente aquático os sinais da EMGS foram significativamente menores em relação ao ambiente terrestre. Entretanto, em ambos os

ambientes e em diferentes condições das contrações isométricas, as medições tiveram alta reprodutibilidade (ICC: Coeficiente de correlação intraclasse de 0,95 a 0,99% e coeficiente de variação de 7,0 a 10,9%) (PÖYHÖNEN et al., 1999).

Rainoldi et al. (2004), estudaram o músculo bíceps braquial em contrações isométricas em ambientes terrestre e aquático (com e sem proteção dos eletrodos). Não foi observada diferença significativa na amplitude do sinal eletromiográfico entre os ambientes, quando os eletrodos foram protegidos com uma fita adesiva resistente a água. Ao comparar o sinal EMG na condição com os eletrodos desprotegidos em ambiente aquático, verificaram que a água interferiu cerca de cinco vezes a impedância elétrica entre o eletrodo e a pele, assim ocorreu uma diminuição significativa da amplitude do sinal nesta condição em relação ao ambiente terrestre. Os autores então recomendam a utilização de algum tipo de proteção resistente à água sobre os eletrodos, propiciando assim um correto registro dos sinais.

Abbiss et al. (2006) estudaram a CIVM do VL em ambientes terrestre e aquático (com e sem proteção dos eletrodos com fita adesiva resistente a água), e concluíram que não houve diferenças significativas entre os ambientes. Também verificaram que as amplitudes dos sinais eletromiográficos mostraram alta confiabilidade tanto com os eletrodos protegidos (ICC: 0,93%) quanto desprotegidos (ICC: 0,95%). Neste estudo foram utilizados eletrodos resistentes à água. Veneziano et al. (2006), avaliaram a contração isométrica máxima do músculo abductor curto do polegar em dois ambientes (terrestre e aquático) com a utilização de eletrodos protegidos por fita adesiva resistente à água. Os autores observaram que não houve diferença significativa na amplitude dos sinais eletromiográficos entre os ambientes. Pode-se concluir que a proteção dos eletrodos com fita adesiva resistente à água é necessária, quando os eletrodos utilizados não forem eletrodos resistentes à água. Segundo Pöyhönen et al. (1999) a água pode diminuir o sinal de EMGS quando os eletrodos não são protegidos, essa interferência é um fator eletromecânico.

Outros estudos, apresentados a seguir, relatam que o ambiente aquático pode interferir na ativação muscular por outros fatores tais como a temperatura da água, as alterações neurofisiológicas e os princípios físicos da água.

Com a diminuição da temperatura do ambiente acarreta uma diminuição da temperatura muscular que ocorre um decréscimo da velocidade de condução da fibra muscular, assim altera-se o sinal de EMGS que diminui a sua amplitude (MERLETTI et al., 1984). Portanto, o ambiente aquático por ser um meio onde a transferência de calor é mais intensa, os estudos recomendam-se manter a temperatura da água a $\pm 33^{\circ}\text{C}$, este valor é similar à temperatura da pele que acarreta pouca influencia na temperatura intramuscular que é aproximadamente de 36°C , garantindo assim o registro da EMG sem interferência da temperatura (VENEZIANO et al., 2006, PÖYHÖNEN et al., 1999).

Algumas alterações neurofisiológicas podem contribuir para a diminuição da amplitude do sinal eletromiográfico em meio aquático. Estudos mostram que em ambiente aquático o empuxo propicia uma diminuição do peso aparente e a pressão hidrostática aumenta a ativação dos receptores de pressão, ambos os fatores contribuem com o decréscimo da ativação dos receptores proprioceptivos, assim diminuiu a ativação dos fusos musculares (EGAWA et al., 2003; PÖYHÖNEN et al., 1999).

Os princípios físicos da água podem diminuir a ativação muscular. Foi verificado em estudos, que a força empuxo pode facilitar o movimento, quando este é realizado no mesmo sentido do empuxo, assim ocorreu uma diminuição da amplitude do sinal eletromiográfico (SUGAJIMA et al., 1996; KELLY et al., 2000; FUJISAWA et al., 1998).

Os músculos extensores e flexores do joelho foram estudados por Pöyhönen et al. (2001a, 2001b). Durante o movimento de flexão-extensão realizado em imersão, foi verificada uma diminuição da ativação muscular agonista e aumento da atividade do antagonista durante o movimento, devido ao fluxo da água estar na mesma direção facilita o movimento e causa uma atividade excêntrica ao mesmo tempo. Também foi observado que ao mudar de direção do exercício houve um aumento da atividade excêntrica, devido ao fluxo da água que neste caso age como uma adição à resistência ao movimento (PÖYHÖNEN et al., 2001a). Em outro estudo (2001b) também com o movimento de flexão-extensão de joelho, os voluntários realizaram este exercício em duas condições: descalços e utilizando uma bota aquática (Hydro Foot) para aumentar a resistência frontal. Os autores verificaram resultados

semelhantes aos do estudo anterior e observaram um aumento significativo na atividade muscular durante a realização do movimento quando foi utilizada uma bota (PÖYHÖNEN et al., 2001b).

Szmuchrowski et al. (2004) compararam a ativação muscular dos músculos GAS, VL, IS e paravertebral entre o ciclismo realizado dentro e fora da água em uma mesma intensidade controlada por meio da PSE. Os autores relataram que não houve diferenças significativas entre a atividade muscular para 50 e 65 rpm, exceto para o músculo vasto lateral a 65 rpm e para o paravertebral para ambas as cadências. Os autores concluíram que os princípios físicos da água podem interferir na ativação muscular durante o ciclismo dentro da água em relação ao ciclismo realizado em ambiente terrestre.

Müller et al. (2005), analisaram a atividade muscular dos músculos reto femoral, supra e infra abdominal e oblíquo externo durante abdominais realizados dentro e fora da água em duas velocidades, uma controlada e a outra máxima. Foi identificado que não houve diferenças significativas entre as atividades musculares (exceto para o reto femoral) em relação aos meios na mesma velocidade. Ao comparar o aumento da velocidade no mesmo meio, houve um aumento significativo da atividade muscular no meio aquático para todos os músculos estudados e em meio terrestre apenas para os músculos supra abdominal e reto femoral. Os autores concluíram que a variação da velocidade em meio aquático interfere na ativação muscular devido à resistência ao movimento em meio aquático ser proporcional ao quadrado da velocidade.

Os estudos que compararam a marcha dentro e fora da água concluíram que a ativação muscular durante a marcha em meio aquático é diferente em relação à marcha em meio terrestre. São relatadas duas razões principais para estas diferenças: diminuição aparente do peso corporal devido à força do empuxo e ao aumento da resistência ao movimento devido à força de resistência exercida pela água ao corpo humano (MIYOSHI et al., 2006; 2004; 2005; SHONO et al., 2007; MASUMOTO et al., 2004; 2005; 2007a; 2007b; 2007c; KANEDA et al., 2007; CHEVUTSCHI et al., 2007; BARELA et al., 2006, BARELA e DUARTE, 2006). Além da alteração da atividade muscular, outras alterações foram relatadas nestes estudos como: velocidade angular, cadência

do passo, força de impacto, largura do passo e amplitude articular (MIYOSHI et al., 2004; SHONO et al., 2007; MASUMOTO et al., 2005; 2007c; KANEDA et al., 2007; CHEVUTSCHI et al., 2007; BARELA et al., 2006, BARELA e DUARTE, 2006).

No estudo desenvolvido por Masumoto et al. (2007c), comparou a caminhada dentro de fora da água em diferentes intensidades (lenta, moderada e rápida) quanto à atividade muscular. Eles concluíram que quanto maior a velocidade da caminhada dentro da água maior será a atividade muscular devido ao aumento da resistência. Porém a atividade muscular encontrada dentro da água foi menor significativamente em relação à atividade realizada fora da água para uma mesma intensidade. A intensidade das caminhadas foi mensurada pelo VO_2 , sendo semelhantes para as intensidades moderada e rápida e menor significativamente em intensidade lenta. Portanto, as velocidades foram diferentes entre os meios. Na água foram consideradas 1,2 $km.h^{-1}$ (lenta), 1,8 $km.h^{-1}$ (moderada) e 2,4 $km.h^{-1}$ (rápida), e no ambiente terrestre foram 2,4 $km.h^{-1}$ (lenta), 3,6 $km.h^{-1}$ (moderada) e 4,8 $km.h^{-1}$ (rápida).

3 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

3.1 Tipo de Pesquisa

Este estudo caracteriza-se como um tipo de pesquisa observacional transversal que analisará e verificará os fatores que podem alterar o registro da atividade e da força muscular nos dois ambientes (terrestre e aquático).

3.2 Delimitação da Amostra

Para o cálculo da amostra foi utilizada a fórmula do Teste *t* Pareado ($N = (Z_{\alpha})^2 \times (s)^2 / (d)^2$; N = tamanho da amostra; Z_{α} = valor do erro tipo alfa; $(s)^2$ = variância; $(d)^2 = 10$) considerando somente o erro alfa (JEKEL *et al.*, 2002). A variância foi extraída do estudo de Rainoldi *et al.* (2004). Assim, calculou-se o tamanho da amostra como igual a 10 indivíduos.

O recrutamento dos voluntários da pesquisa foi por meio de divulgação de cartazes a serem fixados nas dependências da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.

3.3 Local de Realização

Os dados foram coletados na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (CENESP/EEFFTO/UFMG) e na piscina terapêutica do Departamento de Fisioterapia (EEFFTO/UFMG). A piscina terapêutica tem equipamentos de aquecimento da água necessários para manter a temperatura da água constante para a realização do estudo.

3.4 Cuidados Éticos

Este projeto foi submetido à apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais, seguindo as normas estabelecidas pelo Conselho Nacional em Saúde. Ao apresentarem-se como voluntários, os indivíduos foram informados pelos pesquisadores quanto aos objetivos e aos procedimentos metodológicos do estudo. Os voluntários foram também informados quanto aos possíveis riscos e desconfortos, assim como benefícios potenciais relacionados à participação nos experimentos. O consentimento para participação no estudo por escrito foi obtido de cada voluntário, após os esclarecimentos necessários, estando todos cientes de que a qualquer momento poderiam, sem constrangimento, deixar de participar do mesmo. Foram tomadas todas as precauções no intuito de preservar a privacidade dos voluntários. Para isto, as condições experimentais e todas as informações individuais obtidas durante o estudo foram sigilosas entre a equipe de pesquisadores e o voluntário. A saúde e o bem-estar do voluntário estavam sempre acima de qualquer outro interesse.

3.5 Critérios de Inclusão e Exclusão

Os indivíduos foram selecionados aleatoriamente entre os candidatos que se apresentaram e atenderam os critérios de inclusão: ser do sexo masculino; terem idade entre 18 a 30 anos; saudáveis; praticantes de musculação por no mínimo um ano e sem histórico de lesões neuro-músculo-tendíneas de membros superiores. Foram excluídos os voluntários que não preencheram os critérios supracitados, e foram comunicados sobre o motivo do qual estavam sendo excluídos do estudo.

3.6 Instrumentos

Para o registro da força muscular, o instrumento utilizado foi uma célula de força (JBA, *Zb. Staniak*, Polônia) conectada a um amplificador com frequência

de coleta de 1000Hz (WTM005 – 2T/2P, *Jaroslav Doliriski Systemy Mikroprocesorowe* - Polônia). O amplificador, por sua vez, foi conectado ao computador em interface com o *software* MAX (Versão 5.5, JBA, *Zb Staniak*, Polônia), que permite análise do gráfico força *versus* tempo. Foram analisados 3s das curvas força vs tempo de todas as condições experimentais, assim calculou-se a média da força muscular durante este período, descartando-se os dois primeiros e últimos segundos.

Do eletromiógrafo EMG800C[®] de quatro canais (EMG System do Brasil Ltda[®], São José dos Campos, São Paulo, Brasil), foi utilizado apenas um canal para o registro da ativação muscular. Este aparelho tem impedância de entrada de 10 MOhm, taxa de rejeição de modo comum de 100 dB e placa de conversão A/D 16 bits para converter o sinal analógico para o sinal digital. Os canais estão condicionados com filtros analógicos (*Butterworth*) de corte de banda de frequência entre 20 (passa alta) e 500 (passa baixa) Hz. O eletromiógrafo possui amplificador de sinais de ganho de 100 vezes, os eletrodos subaquáticos são bipolares e pré-amplificados com um ganho de 20 vezes, totalizando um ganho de 2000 vezes, e possuem fonte de alimentação de 5 V, regulada para alimentar os transdutores. Estes eletrodos de superfície subaquáticos foram utilizados para aquisição de sinais tanto na água quanto em solo e seus amplificadores foram blindados e isolados, a fim de reduzir os efeitos das interferências eletromagnéticas, ruídos e da água (Figura 2). Os eletrodos são compostos por duas barras retangulares e paralelas de prata (1cm de comprimento, 0,5cm de largura e separadas por 0,5cm). O eletrodo referência em forma de clipe foi colocado no punho do membro não dominante (Figura 1). A frequência de amostragem máxima deste aparelho é de 50 kHz, na configuração utilizou-se uma frequência de amostragem de 2 kHz por canal. Todos os dados foram processados utilizando o *software* *ToolBox BR*[®] (V 1.0, EMG System do Brasil Ltda[®], São José dos Campos, São Paulo, Brasil) para o registro e análise dos sinais EMGS.

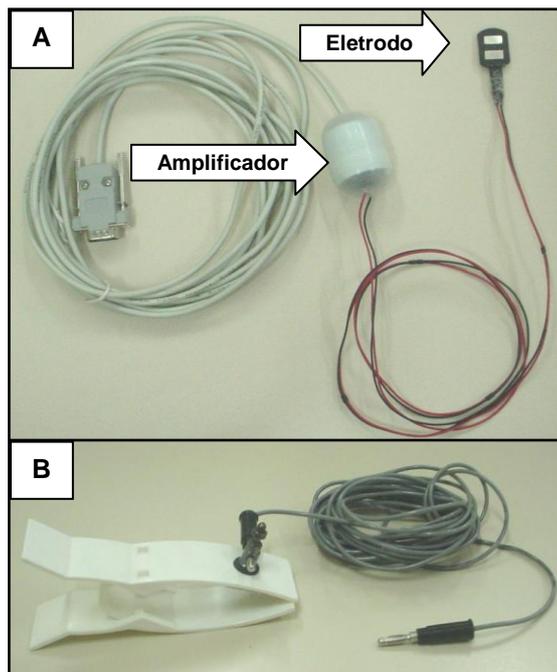


Figura 18 – Eletrodos: (A) ativo subaquático com pré-amplificador blindado e (B) eletrodo de referência.

Todos os procedimentos de registro e análise do sinal de EMG foram realizados conforme as recomendações da ISEK (*Internacional Society of Electrophysiology and Kinesiology*) (MORITANI e YOSHIATAKE, 1998; MERLETTI, 1997) e SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*) (HERMENS et al., 1999). A preparação e colocação dos eletrodos no músculo bíceps braquial foram realizadas com os voluntários em posição sentada numa cadeira com o cotovelo fletido em ângulo reto e o lado dorsal do antebraço na posição horizontal para baixo para acesso fácil pelo pesquisador realizar a palpação das estruturas anatômicas de referência e, assim, localizar e marcar (com caneta hidrocor) o local para colocação do eletrodo. O posicionamento dos eletrodos seguiu as recomendações da SENIAM (HERMENS et al., 1999), correspondendo ao ponto de melhor captação do sinal. No Quadro 1 está descrito o procedimento para a determinação do local do eletrodo do músculo estudado.

Músculo	Localização dos Eletrodos	Orientação dos Eletrodos
Bíceps Braquial	Na linha entre o acrômio e lado medial da fossa cubital, a 1/3 da fossa cubital.	Na direção da linha entre o acrômio e a fossa do cubital.

Quadro 1: Determinação do local do eletrodo.

Fonte: SENIAM (HERMENS et al., 1999).

A impedância da pele foi diminuída pela tricotomia dos pêlos da região do músculo bíceps braquial do membro dominante e limpeza da superfície cutânea utilizando álcool, que foi friccionado à pele com algodão estéril antes da colocação do eletrodo conforme as recomendações da ISEK (MORITANI e YOSHIATAKE, 1998; MERLETTI, 1997) e SENIAM (HERMENS et al., 1999). Os eletrodos foram fixados à pele com uma fita dupla face (3M[®]) e, nas condições experimentais dentro da água com proteção, foi colocada sobre o eletrodo uma fita resistente e impermeável (*SILVER TAPE* - 3M[®]). Estes procedimentos foram realizados tanto para a coleta fora da água como dentro. Após a colocação e fixação dos eletrodos, foi realizado um teste no músculo estudado, utilizando-se de uma CIV com uma resistência manual para verificar a qualidade de captação do sinal eletromiográfico na posição sentada e com uma angulação de 90° de flexão de ombro e cotovelo. Depois da verificação do sinal, foi realizada a coleta de dados, que foram gravados e armazenados em um computador acoplado ao eletromiógrafo para posterior processamento e análise dos sinais.

A medida utilizada para análise da atividade eletromiográfica foi à amplitude do sinal (raiz quadrada da média dos quadrados - RMS). Na análise dos eletromiogramas de todos os registros, foram descartados 2s iniciais e finais, sendo analisados 3s do sinal eletromiográfico de cada condição experimental realizada por cada voluntário, conforme o sinal da curva força vs tempo gerada pelo sistema de aquisição da força muscular utilizada.

3.7 Procedimentos de Coletas de Dados

Após a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (nº. ETIC 247/08), nove homens saudáveis com média de idade 23,78 ($\pm 5,72$) anos, altura 175,44 ($\pm 6,58$) cm e massa corporal 73,56 ($\pm 11,17$) kg assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido para participar deste estudo. Todos os participantes eram saudáveis, sem histórico de patologias de membros superiores e realizavam treinamento de força por um período acima de quatro semanas, assim, todos já possuíam adaptações neurais ao treinamento (MORITANI e DEVRIES, 1980; HAKKINEN e KOMI, 1985).

Os voluntários foram cuidadosamente familiarizados com os procedimentos dos testes e orientados para produzir a força máxima, antes de iniciarem as sessões de mensuração de EMGS. Eles realizaram primeiramente três CIVM, sendo mensuradas simultaneamente a força muscular (curva força versus tempo) e a ativação do músculo bíceps braquial de cada condição experimental, ou seja, dentro e fora da água com e sem proteção dos eletrodos (SILVERTAPE - 3M[®]), totalizando 12 CIVM, seguindo uma ordem aleatória por meio de um sorteio prévio. As CIVM tinham duração de 6s e com um intervalo entre cada tentativa de 2min e entre as séries de 10min. Foi dado um incentivo verbal para induzir o voluntário a atingir o mais alto nível de força muscular em cada tentativa. As condições experimentais foram as seguintes:

- CIVM dentro da água com proteção (DACP)
- CIVM dentro da água sem proteção (DASP)
- CIVM fora da água com proteção (FACP)
- CIVM fora da água sem proteção (FASP)

Para realizarem todas as contrações isométricas, os voluntários permaneciam com o corpo em imersão numa piscina cuja temperatura média da água foi de 32°C ($\pm 1^{\circ}\text{C}$). A temperatura da água foi mantida nestas condições porque na água a transferência de calor é maior, então, segundo Merletti et al. (1984), uma diminuição na temperatura da água leva a uma diminuição da temperatura muscular que pode acarretar um decréscimo da

velocidade de condução da fibra muscular, diminuindo assim o sinal da EMGS. O voluntário mergulhava o braço durante as contrações isométricas realizadas dentro da água. O cabo de aço com a célula de força foi posicionado com um ângulo de 90° em relação ao antebraço. As mensurações foram feitas somente com o membro dominante do voluntário permanecendo com flexão de ombro e cotovelo a 90°, Figura 1, e o voluntário segurava em um dispositivo de um lado do cabo, enquanto o outro lado foi fixado numa haste de metal fixada na borda da piscina. Foi ajustada a altura do cabo conforme a necessidade para manter a angulação de 90° descrita acima.



Figura 19 – Posição do voluntário para realização da mensuração da força muscular e ativação muscular do bíceps braquial na condição CIVM dentro da água sem proteção.

3.8 Análise Estatística dos dados

A estatística descritiva foi expressa como média e \pm desvio padrão para as variáveis de interesse do estudo de cada condição experimental. Foi realizada análise de variância multivariada (MANOVA) com *Post Hoc* de *Tukey* para analisar as diferenças entre os valores de força muscular das CIVM de todas as condições experimentais. Para verificar a diferença entre a ativação muscular de todas as condições experimentais, foi aplicado o Teste de Wilcoxon. O nível de significância adotado foi de $p < 0.05$.

4 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

A Tabela 1 mostra as médias dos valores de força muscular produzidas durante as CIVM de todas as condições experimentais (DACP, DASP, FACP e FASP).

TABELA 1: Médias dos valores (\pm desvio padrão) da força muscular (N). DACP: dentro da água com proteção; DASP: dentro da água sem proteção; FACP: fora da água com proteção; e FASP: fora da água sem proteção.

Condição Experimental	CIVM (N)
DACP	210,67 \pm 39,42
DASP	219,79 \pm 39,40
FACP	205,80 \pm 45,19
FASP	217,63 \pm 49,20

Não houve diferenças significativas dos valores da força muscular entre as condições experimentais para a CIVM ($p > 0,05$).

A Tabela 2 mostra as médias dos valores de ativação muscular produzidas durante as CIVM em todas as condições experimentais (DACP, DASP, FACP e FASP).

TABELA 2: Médias dos valores (\pm desvio padrão) da ativação muscular (RMS - μ V). DACP: dentro da água com proteção; DASP: dentro da água sem proteção; FACP: fora da água com proteção; e FASP: fora da água sem proteção.

Condição Experimental	CIVM (μV)
DACP	407,57 \pm 183,55
DASP	231,70 \pm 184,45
FACP	452,17 \pm 135,27
FASP	411,93 \pm 185,10

Houve diferença significativa entre DASP e FASP ($p = 0,008$; $p = 0,008$), FACP e DASP ($p = 0,011$; $p = 0,008$) e DACP e DASP ($p = 0,015$; $p = 0,028$), respectivamente, para a CIVM.

Na condição DASP, houve um nítido decréscimo na amplitude dos sinais registrados, sendo estas diminuições de 43,15% em relação à DACP, 48,76% em relação à FACP e 43,75% em relação à FASP, considerando os valores da CIVM.

5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Um dos resultados do presente estudo indicou que para a força isométrica máxima (CIVM) da flexão de cotovelo a 90° não houve diferenças significativas entre as condições experimentais dentro e fora da água e com e sem proteção do eletrodo. Estes resultados estão de acordo com o estudo de Pöyhönen et al. (1999) que verificaram força isométrica semelhante para os músculos extensores do joelho, tanto na água quanto no solo.

Os resultados encontrados neste trabalho em relação à EMGS tanto dentro da água quanto fora com e sem proteção indicam que é necessário colocar uma proteção extra sobre os eletrodos quando são utilizados dentro da água, estando de acordo com os estudos de Pöyhönen et al. (1999), Rainoldi et al. (2004) e Veneziano et al. (2006). Verificou-se que, quando os eletrodos não tiveram uma proteção extra sobre eles, houve uma diminuição significativa do sinal eletromiográfico, estando de acordo com PÖYHÖNEN et al., 1999 e RAINOLDI et al., 2004, para a CIVM. Embora Abbiss et al. (2006) não tenham verificado diferenças significativas entre a contração isométrica do músculo vasto lateral dentro e fora da água com e sem proteção, seus resultados discordam deste estudo. A discordância pode estar relacionada ao tipo de eletrodo utilizado nos estudos: eletrodos descartáveis no estudo de Abbiss et al. (2006) e eletrodos permanentes de barra no presente estudo. Outro dado é que a proteção extra não influenciou nos resultados de EMGS, portanto, não havendo diferença significativa entre a EMGS fora da água com e sem proteção, estando de acordo com os resultados de Abbiss et al. (2006).

A diferença percentual dos valores de EMGS neste estudo entre as condições DASP com as DACP, FACP e FASP para a CIVM foi menor entre 37,04 a 55,81% para o sinal eletromiográfico na condição DASP, enquanto no estudo de Rainoldi et al. (2004) a diferença chegou a 10%. A hipótese para essa diferença entre os percentuais pode estar relacionada ao tipo de eletrodo utilizado. No estudo de Rainoldi et al. (2004), foi utilizado um eletrodo descartável, enquanto neste estudo o eletrodo era do tipo barra não descartável. Devido a essa diferença de fixação, pode ser que os eletrodos em

barra necessitem de uma atenção maior no procedimento de fixação, em especial na EMGS subaquática.

Por outro lado, estudos que avaliaram a ativação muscular de movimentos dinâmicos (FUJISAWA et al., 1998; KELLY et al., 2000; PÖYHÖNEN et al., 2001; MIYOSHI et al., 2006; SHONO et al., 2007; MASUMOTO et al., 2007; BARELA e DUARTE, 2006), dentro e fora da água mesmo com proteção sobre os eletrodos, evidenciaram uma ativação menor dentro da água em relação à ativação fora da água. Isso ocorreu devido à influência dos princípios físicos da água (empuxo, força de arrasto) durante a execução dos exercícios. Portanto, não podem ser comparados resultados de ativação muscular entre estudos que verificaram a CIV (PÖYHÖNEN et al., 1999, RAINOLDI et al., 2004; ABBISS et al., 2006; VENEZIANO et al., 2006) dentro e fora da água com estudos que verificaram movimentos dinâmicos. Nos estudos de CIV, os procedimentos são mais cuidadosos para tentar atenuar ou eliminar a influência do meio aquático sobre a ativação muscular. Embora no estudo de Sugajima et al. (1996) as CIV tenham sido realizadas a favor do empuxo com isso houve uma diminuição do sinal eletromiográfico em relação à mesma CIV realizada fora da água.

6 CONCLUSÃO

Conclui-se que foi necessária a utilização de uma fita resistente à água como proteção extra sobre o eletrodo quando foi realizada a aquisição do sinal eletromiográfico subaquático, sendo a amplitude do sinal EMGS subaquático significativamente menor dentro da água sem proteção. Outra conclusão é que fora da água a proteção extra não influenciou significativamente o sinal de EMGS.

7 RECOMENDAÇÕES

Após essa discussão, vem um questionamento sobre a forma de normalização do sinal eletromiográfico para exercícios dinâmicos realizados dentro da água: Qual seria a equivalência de uma normalização feita pela CIVM realizada dentro ou fora da água e o quanto poderia influenciar nos resultados? Estes questionamentos devem ser investigados em estudos futuros.

8 REFERÊNCIAS

ABBISS, C. R.; PEIFFER, J. J.; NETTO, K. J.; LAURSEN, P. B. Reliability of surface EMG measurements of the quadriceps during maximal isometric contractions following water immersion. *J Musculoskeletal Research* 2006; 10 (4): 197-203.

BARELA, A.M.F.; DUARTE M. Biomechanical characteristics of elderly individuals walking on land and in water. *J Electromyogr Kines* 2008; 18 (3): 446-454.

BARELA, A. M.F.; STOLF, S. F.; DUARTE, M. Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land. *J Electromyogr Kines* 2006; 16 (3): 250-256.

BISHOP, M. D.; TRIMBLE, M. H.; BAUER, J. A.; KAMINSKI, T. W. Differential control during maximal concentric and eccentric loading revealed by characteristics of the electromyogram. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10: 399-405, 2000.

BOTTINELLI, R.; REGGIANI, C. Human skeletal fibres: molecular and functional diversity. *Progresses in Biophysics and Molecular Biology* 73: 195-262, 2000.

BOUCHARD, C.; DIONNE, F.; SIMONEAU, J.; BOULAY, M. Genetics of aerobic and anaerobic performance. *Exercise and Sport Sciences Review* 20: 27-58, 1992.

BRAY, J. J.; CRAGG, P. A.; MACKNIGHT, A. D. C.; MILLS, R. G. *Human Physiology*. Oxford: Blackwell Publishing, 2003.

CALAKOS, N.; SCHELLER, R. H. Synaptic vesicle biogenesis, docking, and fusion: a molecular description. *Physiol. Rev.* 76: 1-29, 1996.

CARINS, S. Role of extracellular $[Ca^{++}]$ in fatigue of isolated mammalian skeletal muscle. *Journal of Appl. Physiol.* 84: 1393-1401, 1998.

CLARYS, J. P. Hydrodynamics and electromyography: ergonomics aspects in aquatics. *Appl Ergon* 1985; 16 (1): 11-24.

CATY, V.; AUJOUANNET, Y.; HINTZY, F.; BONIFAZI, M.; CLARYS, J. J.; ROUARD, A. H. Wrist stabilization and forearm muscle coactivation during freestyle swimming. *J Electromyogr Kines* 2007; 17 (3): 285-291.

CHAGAS, M. H.; CAMPOS, E. .C; MENZEL, H. J. Treinamento específico de força para jogadores de voleibol. In: GARCIA, E. S.; LEMOS, K. L. M. (org.) *Temas Atuais VI – Educação Física e Esportes*. Belo Horizonte: Ed. Health, 2002, p.57-68.

CHEVUTSCHI, A.; LENSEL, G.; VAAST, D.; THEVENON, A. An electromyographic study of human gait both in water and on dry ground. *J Physiol Anthropol* 2007; 26 (4): 467-473.

DE HUITER, C. J.; DE HAAN, A. Shortening-induced depression of the voluntary force I unfatigued and fatigued human adductor pollicis muscle. *Journal of Physiol.* 94: 69-74, 2003.

DE HUITER, C. J.; DE HAAN, A.; JONES, D.A.; SARGEAMMENT, A. J. Shortening-induced force depression in human adductor pollicis muscle. *Journal of Physiol.* 507 (2): 583-591, 1998.

DE LUCA, C.; LeFEVER, L.; McCUE, M.; XENAKIS, A. Behavior of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *Journal of Physiol*, 329: 13-128, 1982.

DIETZ, D.; NOTH, J.; SCHMIDTBLEICHER, D. Interaction between pre-activity and stretch reflex in human triceps brachii during landing from forwards falls. *Journal of Physiol.* 311, 1981.

ENOKA, R. M. Bases neuromecânicas da cinesiologia. São Paulo: Manole, 2000.

FAULKNER, J. A.; BROOKS, S. V.; OPITECK, J. A. Injury to skeletal muscle fibers during contractions: conditions of occurrence and prevention. *Phys. Ther.* 73: 911-21, 1993.

FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. Fundamentos do treinamento de força muscular. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 1999.

FOOS, L. M.; KETAYIAN, S. J. Fox. Bases fisiológicas do exercício e do esporte. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

FUJISAWA, H.; SUENAGA, N.; MINAMI, A. Electromyographic study during isometric exercise of the shoulder in head-out water immersion. *J Shoulder Elbow Surg* 1998; 7 (5): 491-494.

GANDEVIA, S.; MACEFIELD, D.; BURKE, D.; MCKENZIE, D. Voluntary activation of human moto axons in the absence of muscle afferent feedback. *Brain* 113: 1563-1581, 1990.

GULLICH, A.; SCHMIDTBLEICHER, D. Struktur der Krafftahigkeiten und Ihrer trainingsmethoden. *Deutsche Zeitschrift fur sportmedizin* 50: 223-34, 1999.

GUYTON, A. C. Tratado de Fisiologia Médica. Rio de Janeiro: Guanabara koogan, 2000.

HAKKINEN, K.; KOMI, P. V. Changes in electrical and mechanical behavior of leg extensor muscles during heavy resistance strength training. *Scand J Sports Sci* 1985; 7 (2): 55-64.

- HALL, S. J. Biomecânica Básica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
- HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. Bases biomecânicas do movimento humano. São Paulo: Manole, 1999.
- HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; MERLETTI, R.; STEGERMAN, D.; BLOCK, J.; RAU, G.; DISSELHORST-KLUG, C.; HÄGG, G. SENIAM : European recommendations for surface
- HERZOG, W.; AIT-HADDOU, R. Considerations of muscle contraction. Journal of Electromyography and Kinesiology 12: 425-433, 2002.
- HERZOG, W.; HASLER, E.; ABRAHAMSE, S. K. A comparison of knee extensor strength curves obtained theoretically and experimentally. Med. Sci. Sports Exerc 23: 108-14, 1997.
- ISHIKAWA, T.; O-UCHI, J.; MOCHIZUKI, S.; KURIHARA, S. Evaluation of the cross-bridge-dependent change in the Ca^{2+} affinity of the troponin C in aequorin-injected ferret ventricular muscles. Cell Calcium 37: 153-162, 2005.
- IVANOVA, T.; GARLAND, S.; MILLER, K. Motor unit recruitment and discharge behavior in movements and isometric contractions. Muscle and Nerve 20:867-874, 1997.
- KANEDA, K.; WAKABAYASHI, H.; SATO, D.; NOMURA, T. Lower extremity muscle activity during different types and speeds of underwater movement. J Physiol Anthropol 2007; 26 (2): 197-200.
- KELLY, B. T.; ROSKIN, L. A.; KIRKENDALL, D. T.; SPEER, K. P. Shoulder muscle activation during aquatic and dry land exercises in nonimpaired subjects. J Orthop Sports Phys Therapy 2000; 30 (4): 204-210.,
- KNUTTGEN, H. G.; KRAEMER, W. J. Terminology and measurement in exercise performance. J. of Appl. Sports Science Research. 1: 1-10, 1987.
- KOMI, P. V. Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction under concentric and eccentric work. In: New developments in electromyography and clinical Neurophysiology. Basel: karger, J. E. Desmedt, 1973.
- KOMI, P. V.; NICOL, C. Stretch-shortening cycle fatigue. In: NIGG, M. B.; MacINTOSH, B. R.; MESTER, J. (ed) Biomechanics and biology of movement. Champaign: Human Kinetics, 2000.
- LEE, H. D.; HERZOG, W. Force depression following muscle shortening of voluntary activated and electrically stimulated human adductor pollicis. Journal of Physiol. 551: 993-1003, 2003.

LINDSTEDT, S. L.; MCGLOTHLIN, T.; PERCY, E.; PIFER, J. Task-specific design of skeletal muscle: balancing muscle structural composition.

LINNAMO, V.; MORITANI, T.; NICOL, C.; KOMI, P. V. Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13: 93-101, 2003.

LUTZ, M. G. J.; LIEBE, R. L. Skeletal muscle myosin II structure and function. *Exerc. Sport and Sci. Rev.* 27: 61-68, 1999.

MACEFIELD, V.; GANDEVIA, S.; BIGLAND-RITCHIE, B.; GORMAN, D.; BURKE, D. The firing rates of human motoneurons voluntarily activated in the absence of muscle afferent feedback. *Journal Physiol.* 471: 497-512, 1993.

MASUMOTO, K.; TAKASUGI, S.; HOTTA, N.; FUJISHIMA, K.; IWAMOTO, Y. Electromyographic analysis of walking in water in healthy humans. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci* 2004; 23 (4): 119-127.

MASUMOTO, K.; TAKASUGI, S.; HOTTA, N.; FUJISHIMA, K.; IWAMOTO, Y. Muscle activity and heart rate response during backward walking in water and on dry land. *Eur J Appl Physiol* 2005; 94 (1-2): 54-61.

MASUMOTO, K.; TAKASUGI, S.; HOTTA, N.; FUJISHIMA, K.; IWAMOTO, Y. A comparison of muscle activity and heart rate response during backward and forward walking on an underwater treadmill. *Gait Posture* 2007a; 25 (2): 222-228.

MASUMOTO, K.; SHONO, T.; TAKASUGI, S.; HOTTA, N.; FUJISHIMA, K.; IWAMOTO, Y. Age-related differences in muscle activity, stride frequency and heart rate response during walking in water. *J Electromyogr Kines* 2007b; 17 (5): 596-604.

MASUMOTO, K.; SHONO, T.; HOTTA, N.; FUJISHIMA, K. Muscle activation, cardiorespiratory response, and rating of perceived exertion in older subjects while walking in water and on dry land. *J Electromyogr Kines* 2008; 18 (4): 581-590.

MATTHEWS, G.G. Cellular physiology of nerve and muscle. 4 ed. Oxford: Blackwell Publishing, 2003.

MATVEIEV, L. P. Fundamentos do treinamento desportivo. Lisboa: Livros Horizonte, 1986.

McARDLE, W.D.; KATCH, V.L.; KATCH, F.I. Fisiologia do Exercício – Energia, Nutrição e Desempenho Humano. 5.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

MEIJER, K. History dependence of force production in submaximal stimulated rat medial gastrocnemius muscle, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 12: 463-470, 2002.

MEIJER, K.; GROOTENBOER, H. J.; KOOPMAN, B. F. J.; VAN DER LINDEN, B. J. J.; HUIJING, P. A Hill type model of rat medial gastrocnemius muscle that accounts for shortening history effects. *Journal of Biomechanics* 31: 555-563, 1998.

MERLETTI, R. Standards for reporting EMG data. *J Electromyogr Kines* 1997; 7 (2): 1-2.

MERLETTI, R.; SABBAHI, M. A.; DE LUCA, C. J. Median frequency of the myoelectric signal Effects of muscle ischemia and cooling. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1984; 52 (3): 258-265.

MIYOSHI, T.; SHIROTA, T.; YAMAMOTO, S.; NAKAZAWA, K.; AKAI, M. Effect of the walking speed to the lower limb joint angular displacements, joint moments and ground reaction forces during walking in water. *Disabil Rehabil* 2004; 26 (12): 724-732.

MIYOSHI, T.; SHIROTA, T.; YAMAMOTO, S.; NAKAZAWA, K.; AKAI, M. Functional roles of lower-limb joint moments while walking in water. *Clin Biomech* 2005; 20 (2): 194-201.

MIYOSHI, T.; NAKAZAWA, K.; TANIZAKI, M.; SATO, T.; AKAI, M. Altered activation pattern *Posture* 2006; 24 (1): 94-99.

MORITANI, T.; DE VRIES, H. A. Potential for gross hypertrophy in older men. *J Gerontol* 1980; 35 (5): 672-682.

MORITANI, T.; MURO, M. Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *Eur. J. Appl. Physiology* 56: 260-265, 1987.

MORITANI, T.; YOSHITAKE, Y. ISEK congress keynote lecture: the use of electromyography in applied physiology. *J Electromyogr. Kines* 1998; 8 (6): 363-381.

MÜLLER, E. S. M.; BLACK, G. L.; FIGUEIREDO, P. P.; KRUEL, L. F. M.; HANISCH, C.; APPELL, H. J. Comparação eletromiográfica do exercício abdominal dentro e fora da água. *Rev Port Cien Desp* 2005; 5 (3): 255-265.

NIELSEN, O. B.; CLAUSEN, T. The Na⁺/K⁺ -pump protects muscle excitability and contractility during exercise. *Exerc. Sport. Sci. Rev.* 28: 159-166, 2000.

PÖYHÖNEN, T.; KESKINEN, K. L.; HAUTALA, A.; SAVOLAINEN, J.; MÄLKIÄ, E. Human isometric force production and electromyogram activity of knee extensor muscles in water and dry land. *Eur J Appl Physiol* 1999; 80 (1): 52-56.

PÖYHÖNEN, T.; KESKINEN, K. L.; KYRÖLÄINEN, H.; HAUTALA, A.; SAVOLAINEN, J.; MÄLKIÄ, E. Neuromuscular function during therapeutic knee exercise under water and on dry land. *Arch Phys Med Rehabil* 2001a; 82 (10): 1446-1452.

PÖYHÖNEN, T.; KYRÖLÄINEN, H.; KESKINEN, K. L.; HAUTALA, A.; SAVOLAINEN, J.; MÄLKIÄ, E. Electromyographic and kinematic analysis of therapeutic knee exercises under water. *Clin Biomech* 2001b; 16 (6): 496-504.

POWERS, S. K.; HOWLEY, E. T. *Fisiologia do exercício: teoria e aplicação ao condicionamento e desempenho*. São Paulo: Manole, 2000.

RAINOLDI, A.; CESCO, C.; BOTTIN, A.; CASALE, R.; CARUSO, I. Surface EMG alterations induced by underwater recording. *J Electromyogr Kines* 2004; 14 (3): 325-331.

ROUARD, A. H.; CLARYS, J. P. Cocontraction in the elbow and shoulder muscles during rapid cyclic movements in an aquatic environment. *J Electromyogr Kines* 1995; 5 (3): 177-183.

RASSIER, D. E.; HERZOG, W.; WAKELING, J.; SYME, D. Stretch-induced, steady-state force enhancement in single skeletal muscle fibers exceed the isometric force at optimal fiber length. *Journal of Biomechanics* 36: 1309-1316, 2003.

SCHMIDTBLEICHER, D. *Strukturanalyse der motorischen Eigenschaft Kraft*. *Lehre der Leichtathletik* 30: 1785-92, 1984.

SCHMIDTBLEICHER, D. Training of power events. In: KOMI, P. (ed.): *Strength and power*. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1992.

SHONO, T.; MASUMOTO, K.; FUJISHIMA, K.; HOTTA, N.; OGAKI, T.; ADACHI, T. Gait patterns and muscles activity in the lower extremities of elderly women underwater treadmill walking against water flow. *J Physiol Anthropol* 2007; 26 (6): 579-586.

SINGH, M.; KARPOVICK, P. V. Isotonic and isometric forces of forearm flexors and extensors. *Journal of Appl. Physiol.* 21: 1435-37, 1966.

SORRENTINO, V. Molecular determinants of the structural and functional organization of the sarcoplasmic reticulum. *Biochimica et Biophysica Acta* 1742: 113-118, 2004.

STALBERG, E.; FALCK, B. The role of electromyography in neurology. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 103: 579-598, 1997.

STEGEMAN, D. F.; BLOK, J. H.; HERMENS, H. J.; ROELEVELD, K. Surface EMG models: properties and applications. *Journal do Electromyography and Kinesiology* 10: 313-326, 2000.

SUGAJIMA, S.; MITARAI, G.; KOEDA, M.; MORITANI, T. Characteristic changes of motor unit activity in hip joint flexor muscles during voluntary isometric contraction during water immersion. *J Electromyogr Kines* 1996; 6 (2): 83-95.

SZMUCHROWSKI, L. A.; VIDIGAL, J. M. S. Saltos no diagnóstico e prescrição das cargas de treinamento. In: SILVA, F. M. (org.): *Treinamento Desportivo-Atualidades e perspectivas*. João Pessoa: Editora Universitária/UFPB, 1999.

TAX, A.; DENIER VON DER GON, J.; GIELEN, C.; VAN DEN TEMPEL, C. Differences in the activation of m. biceps brachii in the control of slow isotonic movements and isometric contractions. *Exp. Brain Res.* 76 (1): 55-63, 1989.

VENEZIANO, W. H.; ROCHA, A. F.; GONÇALVES, C. A.; PENA, A. G.; CARMO, J. C.; NASCIMENTO, F. A. L.; RAINOLDI, A. Confounding factors in water EMG recordings: an approach to a definitive standard. *Med Biol Eng Comput* 2006; 44 (4): 348-351.

WEINECK, J. *Treinamento Ideal*. 9ed. São Paulo: Manole, 1999.

WESTING, S. H.; SEGER, J.Y.; THORSTENSSON, A. Effects of electrical stimulation on eccentric and concentric torque-velocity relationships during knee extension in man. *Acta Physiol. Scand.* 140:17-22, 1990.

WICKHAM, J. B.; BROWN, J. M. Muscle within muscles: the neuromotor control of intra-muscular segments. *Eur. J. Appl. Physiol.* 78: 219-226, 1998.

WILLIAMS, J. Contractile apparatus and sarcoplasmic reticulum function: effects of fatigue, recovery and elevated Ca^{2+} . *Journal of Appl. Physiol.* 83: 439-448, 1997.

WILMORE, J.; COSTILL, D. *Fisiologia do Esporte e do Exercício*. São Paulo: Manole, 2001.

WOOD, J.; SLATER, C. R. Safety factor at the neuromuscular junction. *Progress in Neurobiology*, 2000. p. 64, 393-429.