

**Estudo do Sinal Eletromiográfico em Exercícios
Isométricos em Diferentes Velocidades de Contração**

Isabela Soares Kishi Fioramonte



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Presidente Prudente

Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

Estudo do Sinal Eletromiográfico em Exercícios Isométricos em Diferentes Velocidades de Contração

Isabela Soares Kishi Fioramonte

Dissertação apresentada à Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista – Unesp, para obtenção do Título de Mestre em Fisioterapia.

Orientador: Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho

Presidente Prudente

2011



Fioramonte, Isabela Soares Kishi.
F546e Estudo do sinal eletromiográfico em exercícios isométricos em
diferentes velocidades de contração / Isabela Soares Kishi
Fioramonte. - Presidente Prudente : [s.n], 2011
63 f.

Orientador: Rúben de Faria Negrão Filho
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Ciências e Tecnologia
Inclui bibliografia

1. Eletromiografia. 2. Rampa - Degrau. I. Negrão Filho, Rúben
Faria. II. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Ciências e
Tecnologia. III. Título.

CDD 615.8

Dedico esse trabalho a meu esposo “**Ricardo Fioramonte**”, pessoa que me apoiou em todos os momentos, me incentivando a sempre continuar mesmo com todas as dificuldades. Aos meus pais “**Marcia Sueli Soares Kishi**” e “**Armando Massayosi Kishi**”, que me deram todo o carinho e apoio para finalizar esta etapa da minha vida. Obrigado por tudo! Amo vocês!!!

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço a **Deus**, que me iluminou e me deu forças nos momentos difíceis para que eu concluísse esse trabalho!!!

Ao Professor coordenador do Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano (FCT – UNESP) **Dr. Fábio Mícolis de Azevedo** que sempre esteve à disposição orientando e contribuindo para melhorias no trabalho.

A minha amiga, que posteriormente ao início da minha participação no laboratório descobri que era minha prima "**Luciana Sanae Ota Takahashi**". Meu muito obrigado pela colaboração, sugestões e apoio para o desenvolvimento da pesquisa.

A minha amiga "**Emanuele Moraes Mello**" que sempre me incentivou me dando apoio e todo seu carinho.

As minhas irmãs "**Juliana Soares Kishi**" e "**Mariana Soares Kishi**" que sempre estiveram presentes me dando todo o amor e companheirismo. Valeu!

A todas as pessoas que participam do laboratório de fisioterapia aplicada ao movimento humano. Obrigado pela solidariedade e amizade.

A todos aqueles que de alguma forma contribuíram para a realização desse trabalho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador **Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho** pela dedicação, orientação, sugestões e por acreditar em minhas idéias sempre tentando melhorá-las. Pela paciência, compreensão, amizade, conselhos que me incentivaram a terminar esse trabalho. Obrigado por tudo!

Ao **Prof. Dr. Neri Alves** que sugeriu a idéia central do trabalho, participou e sempre esteve presente quando alguma dúvida surgia. Meus sinceros agradecimentos também pela amizade, exemplo de humildade e sabedoria.

*O estudo em geral, a busca da verdade e da beleza são domínios em que
nos é consentido ficar crianças toda a vida.*

Albert Einstein

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO.....	01
2. RELAÇÃO EMG E FORÇA MUSCULAR.....	05
3. CONSIDERAÇÕES SOBRE A INFLUÊNCIA DA VELOCIDADE DE CONTRAÇÃO MUSCULAR E A RELAÇÃO EMG X FORÇA.....	19
4. CONTEXTUALIZAÇÃO DO ESTUDO.....	32
5. METODOLOGIA.....	33
5.1. Materiais e Método.....	33
5.2. Sujeitos.....	33
5.3. Instrumentação.....	33
5.4. Delineamento Experimental.....	36
5.5. Protocolo Isométrico Submáximo.....	39
5.6. Processamento de Sinais.....	40
5.7. Análise Estatística.....	43

6. RESULTADOS.....	43
7. DISCUSSÃO.....	47
8. CONCLUSÃO.....	52
9. REFERÊNCIAS	
BIBLIOGRÁFICAS.....	53

10. APÊNDICES

APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido para a participação no trabalho de pesquisa.

APÊNDICE B – Aprovação do comitê de ética em pesquisa da FCT/UNESP de Presidente Prudente.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Valores de RMS versus força demonstrando relação não linear para o bíceps e deltóide, e uma relação quase linear para os interósseos dorsais..... 07
- Figura 2 - Gráfico da força normalizada versus valor absoluto pela média da eletromiografia, demonstrando relação não linear para o bíceps braquial..... 08
- Figura 3 - Gráfico da relação EMG x força sendo linear para 50% da CVM e não linear de 60 a 100% da CVM..... 09
- Figura 4 - Gráfico da relação EMG x força não linear para os músculos vasto lateral, medial, intermédio e retofemoral..... 16
- Figura 5 - Eletrodo bipolar ativo de superfície para captação de sinal eletromiográfico (Lynx)..... 34
- Figura 6 - Célula de carga modelo MM da Kratos Dinanômetros..... 35
- Figura 7 - Módulo condicionador de sinais analógicos, modelo MCS-1000-V2, marca Lynx com 16 canais de entrada..... 35
- Figura 8 - Conjunto formado pelo computador Pentium 233 MHz com Aqdados 5 (A), e o condicionador de sinais com eletrodos e eletrogoniômetro conectados (B)..... 36
- Figura 9 - Posicionamento dos eletrodos de superfície no músculo bíceps braquial, conforme as recomendações do SENIAM (Hermens, 1999)..... 37
- Figura 10 - Posicionamento do voluntário durante o experimento..... 38
- Figura 11 - Períodos do sinal de força e eletromiografia em

rampa.....	41
Figura 12 - Períodos do sinal de força e eletromiografia em	
degrau.....	42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-	Características antropométricas dos sujeitos.....	33
Tabela 2-	Valores de média, desvio padrão e nível de significância do RMS nas comparações dos exercícios em rampa x rampa.....	45
Tabela 3-	Análise do RMS normalizado do degrau x degrau com valores de média, desvio padrão e nível de significância.....	46
Tabela 4-	Comparações dos valores de RMS normalizados dos exercícios em rampa x degrau.....	47

LISTA DE ABREVIATURAS

CIVM Contração isométrica voluntária máxima

CVM Contração voluntária máxima

EMG Eletromiografia

FMed Freqüência Mediana

RMS Root Means Square

UM Unidade Motora

VL Vasto - lateral

RESUMO

FIORAMONTE, I.S.K. (2011). Estudo do sinal eletromiográfico em exercícios isométricos em diferentes velocidades de contração. Dissertação (Mestrado). Programa de Pós-graduação em Fisioterapia (FCT/UNESP), Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista "Júlio Mesquita Filho", Presidente Prudente, 2011.

A velocidade de contração é um importante fator de interferência na relação entre força e eletromiografia. O presente trabalho visa promover uma melhor compreensão da relação EMG x força no quesito velocidade de contração. Foi coletado o sinal eletromiográfico de superfície do músculo bíceps braquial de dez voluntários. Os sujeitos realizaram três CIVM, onde a média das três foi considerada a capacidade máxima de força gerada pelo indivíduo sendo utilizada para a normalização dos valores de RMS. Em seguida os sujeitos foram orientados a realizar 10 contrações isométricas em rampa e 10 contrações isométricas em degrau de maneira aleatória com sobrecarga de 40% da CVM. Nos exercícios em rampa a força era incrementada de maneira gradativa de 0 a 40% da CVM, e nos exercícios em degrau o indivíduo era orientado a incrementar a força em sua máxima velocidade de contração, em ambas as velocidades de contração o voluntário realizava os exercícios com encorajamento verbal e "*feedback*" visual na tela do computador. Resultados: o tempo de subida em degrau variou significativamente, o aumento dos valores de RMS em rampa e em degrau foi gradativo, porém em rampa foi maior do que em degrau. O resultado neste trabalho nos permite concluir que há diferenças quando se aplica diferentes velocidades de contração. Sendo que essas diferenças podem indicar um maior recrutamento de fibras do tipo II e ativação muscular nos exercícios em rampa e que esse recrutamento pode ser gradativo.

Palavras-chave: eletromiografia, rampa, degrau.

ABSTRACT

FIORAMONTE, I.S.K. (2011). Study of the electromyographic signal in isometrics exercises contraction at different speeds. Thesis (Masters). Postgraduate Program in Physical Therapy (FCT / UNESP), Faculty of Science and Technology, Universidade Estadual Paulista Júlio Mesquita Filho, Presidente Prudente, 2011.

The speed of contraction is an important factor that influences the relationship between strength and electromyography. The present work aims to promote a better understanding of the relation x EMG power in the issue of contraction speed. We collected surface electromyographic signal of the biceps brachii ten volunteers. The subjects performed three MVC, where the average of the three was considered the maximum force generated by person being used for the normalization of the RMS values. Then the subjects were instructed to perform 10 isometric ramps and step isometric 10 randomly loaded with 40% of MVC. In the exercise on ramp the force was increased will gradually from 0 to 40% of MVC, and exercises on step the individual was instructed to increase the force at its maximum speed of contraction in both the voluntary contraction speeds perform the exercises with verbal encouragement and visual feedback on the computer screen. Results: the ascent time in step varied significantly, the increase of RMS values in step and ramp were gradual, but a ramp was higher than in step. The result of this work allows us to conclude that there are differences when applying different speeds of contraction. Since these differences may indicate a higher recruitment of type II fibers and muscle activation exercises ramp and that recruitment may be gradual.

Keywords: electromyography, ramp, step.

1. Introdução

Diversas pesquisas têm estudado a relação eletromiografia e força muscular, porém essa relação não está elucidada na literatura. Muitos autores têm demonstrado uma relação linear (1, 13, 16, 18, 20, 21, 22, 23, 24), porém há outra vertente que afirma que tal relação é não linear (1, 12, 14, 18, 22, 23, 24).

A relação EMG e força não são rígidas, ou seja, o sinal eletromiográfico varia com a produção de força. Um evento que pode ocorrer é a força muscular aumentar e o sinal eletromiográfico não. Isso acontece porque a área de captação do eletrodo é pequena e o número de unidades motoras ativas no músculo é bem maior. Outra situação que pode acontecer é a amplitude da EMG aumentar e a força muscular não. Durante a contração isométrica há um momento que a produção de força muscular satura com o recrutamento de todas as unidades motoras do músculo, mas ocorre o aumento na taxa de disparo, dessa forma o músculo continua produzindo energia para o sinal eletromiográfico e assim, a amplitude do sinal eletromiográfico aumenta e a produção de força muscular não (11).

Existem vários fatores que podem afetar a relação EMG versus força influenciando para que a relação seja linear ou não linear (1, 2).

O recrutamento de unidades motoras e propriedades de taxa de disparo é um importante fator que interfere na relação EMG versus força muscular. Os estudos afirmam que quando todas as unidades motoras são recrutadas ao redor do eletrodo a relação é linear, porém se as unidades motoras forem recrutadas de maneira gradual ao redor do eletrodo a relação torna-se não linear. Outros afirmam ainda que, o recrutamento gerado até 60% da CVM produz uma relação linear, mas acima de 60% da CVM a relação é não linear. A variação no

recrutamento de unidades motoras gera maiores amplitudes eletromiográficas para uma dada força e produz uma relação altamente não linear entre força e EMG (1,2).

O conteúdo de fibras de contração rápidas ou lentas dentro dos músculos também interfere na relação EMG versus força. Os trabalhos reportam que se o músculo estudado for composto por maior quantidade de unidades motoras rápidas a relação será não linear, mas se a composição do músculo for com maior quantidade de fibras de contração lenta a relação será linear. As pesquisas ainda afirmam que a frequência mediana do sinal eletromiográfico é sensível a quantidade de fibras de contração rápida, sendo que quando ocorre maior recrutamento de unidades motoras rápidas a frequência mediana aumenta (1,16).

A distância entre as fibras ativas e a gravação dos eletrodos é outro fator que influencia a relação. Se as unidades motoras ativas estiverem distantes da área de captação dos eletrodos a amplitude do sinal eletromiográfico será menor. Assim, se o tecido subcutâneo tiver uma espessura muito larga ocorrerá à atenuação do sinal eletromiográfico (32).

O sinergismo muscular, ou seja, a ativação do músculo antagonista é um importante fator que interfere na relação, pois estudos relatam que quando ocorre ação do músculo antagonista conseqüentemente a frequência mediana diminui e a relação EMG x força torna-se linear (3,4).

O comprimento muscular é também um fator que interfere na relação EMG versus força, pois há estudos que afirmam que quanto mais encurtado o músculo, maior a velocidade de condução conseqüentemente mais linear se torna a relação (8).

A posição angular do membro também afeta a relação EMG x força, pois os estudos têm relatado que conforme se muda a posição angular do membro ocorre maior ou menor capacidade de geração de força, porém a mudança articular do membro, não acarreta alterações significativas na amplitude eletromiográfica (5, 6, 7,8).

A porcentagem da geração de força também interfere na relação EMG x força. Em um estudo foi relatado que a força sendo gerada de 10 a 90% da CVM a relação é não linear (9).

A velocidade de contração é um dos fatores que afeta a relação força e EMG (10), pois conforme se alteram a velocidade de contração diferentes estratégias de controle motor, recrutamento de unidades motoras e ativação muscular são empregados. Diversos estudos têm analisado duas velocidades de contração, sendo rampa quando a força muscular é incrementada de maneira gradativa, e degrau, quando a força é incrementada em sua maior velocidade de contração. Os trabalhos têm demonstrado que quando se aplica a contração em rampa e em degrau de 0 a 100% da CVM, a amplitude eletromiográfica aumenta linearmente com o aumento na produção de força, porém, outros afirmam que não ocorrem diferenças (21,25, 27, 28, 32,40).

Segundo Ota (10), a relação eletromiografia e força dependem de quatro variáveis: a força interna gerada pelo músculo, a posição angular do membro, a velocidade angular e da velocidade de contração. Se estas quatro variáveis são mantidas constantes elas exercem relação direta na relação EMG e força muscular. No presente estudo será abordado o quesito velocidade de contração, visto que é um importante fator que interfere na relação força e EMG, sendo estudados exercícios em rampa e em degrau em exercícios isométricos para o músculo bíceps braquial com 40% da contração voluntária máxima. Nos

exercícios em rampa a força muscular será empregada de maneira gradativa e nos exercícios em degrau a força será incrementada em sua máxima velocidade de contração. A principal razão desse estudo é tentar promover uma maior compreensão da relação EMG e força muscular quando alterada a velocidade de contração, verificando se quando mudamos a velocidade ocorrem diferenças na ativação muscular, estratégia de controle motor ou ainda diferenças de recrutamento de unidades motoras.

2. Relação Eletromiografia e Força Muscular

A relação EMG x Força está sujeita a variações intersujeitos, variações musculares, e a variação devido ao nível de treinamento.

Diversos são os fatores que influenciam essa relação. Em exercícios isométricos a relação EMG x Força é dependente do músculo. Sendo essa dependência muscular resultado das diferenças entre recrutamento de unidades motoras e propriedades da taxa de disparo; conteúdo de fibras de contração rápida dentro do músculo e com respeito aos eletrodos de detecção; cross talk de músculos adjacentes, interação de músculos agonistas-antagonistas e propriedades viscoelásticas. Nas contrações isotônicas a relação EMG x Força é complicada devido à modulação do sinal eletromiográfico causada pelo movimento relativo dos eletrodos com relação a fibras ativas; relação comprimento-força do músculo alvo devido à possível atividade reflexa; mudança instantânea no centro de rotação da articulação e no momento de força. (11,12).

Há estudos que relatam que conforme ocorre o aumento da força há um aumento linear do sinal eletromiográfico, mas cada músculo tem suas propriedades anatômicas e fisiológicas, sendo controlados por diferentes estratégias de controle motor. Além disso, o grau de sinergismo de outros grupos musculares e a variação entre a co-contração de músculos antagonistas pode alterar a contribuição da força. Sendo estes também fatores que influenciam a relação EMG x Força (12).

De acordo com De Luca o fato da relação força e EMG não ser rígida, ou seja, a amplitude do sinal aumentar ou diminuir com a força é devido a dois fatores (11):

i) o volume de detecção do eletrodo na maioria dos músculos é menor que seu volume, dessa forma, o número de potenciais de ação detectado pelo eletrodo na unidade motora é menor que o número ativo no músculo, e a possibilidade de uma nova unidade motora ser recrutada distante da área de captação do eletrodo é grande, e assim, a força aumentaria, mas a amplitude do sinal EMG não.

ii) a amplitude do sinal EMG aumenta mais que a produção de força muscular. Como o produto de força aumenta além do recrutamento de uma nova unidade motora, a taxa de disparo da unidade motora recrutada poderá aumentar, mas sua contribuição de força irá saturar, ou seja, cada unidade motora poderá continuar a promover energia para o sinal EMG, enquanto a produção de força satura a um valor próximo do constante.

Em um estudo foi afirmado que a relação EMG-força também depende da estratégia de controle muscular, onde é relatado que se as unidades motoras ao redor do eletrodo são totalmente recrutadas em um nível baixo de força, a relação EMG-força pode ser linear, mas pelo contrário se as unidades motoras ao redor do eletrodo são recrutadas gradualmente, tal relação pode não ser linear. Entretanto, conseguir esse tipo de controle muscular é uma tarefa difícil que exigiria um longo treinamento do indivíduo (1). Bernard em 1997 em estudos realizou um treino de habilidades para essa estratégia e relatou não obter resultado satisfatório devido o treino ter sido insuficiente (13).

Em Lawrence e De Luca (12) foi analisado se a eletromiografia versus a força normalizada varia em diferentes músculos e se é dependente do nível de exercício no músculo interósseo dorsal, bíceps braquial e deltóide. Foi obtido como resultado uma relação quase linear para os músculos interósseos dorsais e uma relação não linear para o bíceps e o deltóide. Observa-se na figura 1.

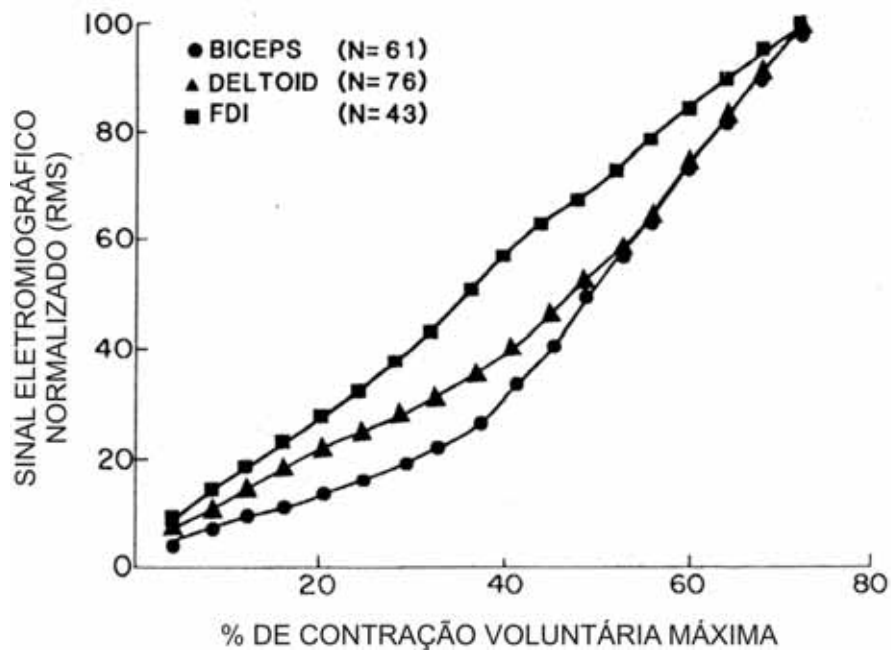


Figura 1. Valores de RMS versus força demonstrando relação não linear para o bíceps e deltóide, e uma relação quase linear para os interósseos dorsais. (Adaptada de De Luca 1983).

Esses resultados ocorreram devido aos fatores supracitados que interferem na relação EMG x Força. A quantidade e localização de fibras de contração rápidas e lentas dentro do músculo podem também interferir na relação. As fibras de contração rápidas que são de maior quantidade nos músculos interósseos dorsais e bíceps braquial do que no deltóide, tem um diâmetro mais largo, gerando um maior potencial de ação de unidades motoras, ocasionando maiores valores de RMS. De acordo com a distância entre as fibras ativas e a gravação dos eletrodos são obtidos diferentes resultados. Quanto maior a distância das fibras ativas, menor a amplitude do sinal eletromiográfico. As fibras de contração rápidas possuem maiores diâmetros sendo recrutadas em maiores níveis de força (12).

Em Solomonow foi investigado o efeito da taxa de disparo de unidades motoras e estratégias de recrutamento na relação EMG x força. Foi concluído

que a relação EMG x força é mais linear para os músculos de contração lenta do que para os músculos que possuem maior quantidade de fibras de contração rápida. O músculo bíceps braquial tem maior quantidade de fibras de contração rápida justificando o fato da relação não ser linear (1). Observa-se relação na figura 2:

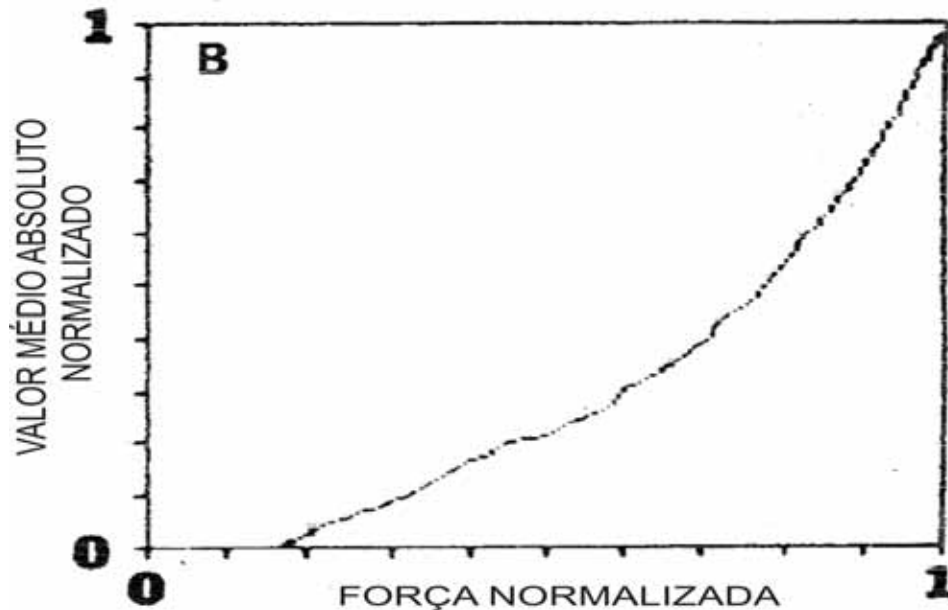


Figura 2. Gráfico da força normalizada versus valor absoluto pela média da eletromiografia, demonstrando relação não linear para o bíceps braquial. (Adaptada de Solomonow 1990).

A relação EMG x força depende do recrutamento de unidades motoras e taxa de disparo empregado pelos músculos. Sendo que, estratégias de controle onde recrutam todas as unidades motoras de 0 a 50% da contração voluntária máxima (CVM) geram uma relação linear. O recrutamento gerado acima de 60 a 100% da CVM a relação torna-se não linear (1). Observam-se os resultados na figura 3:

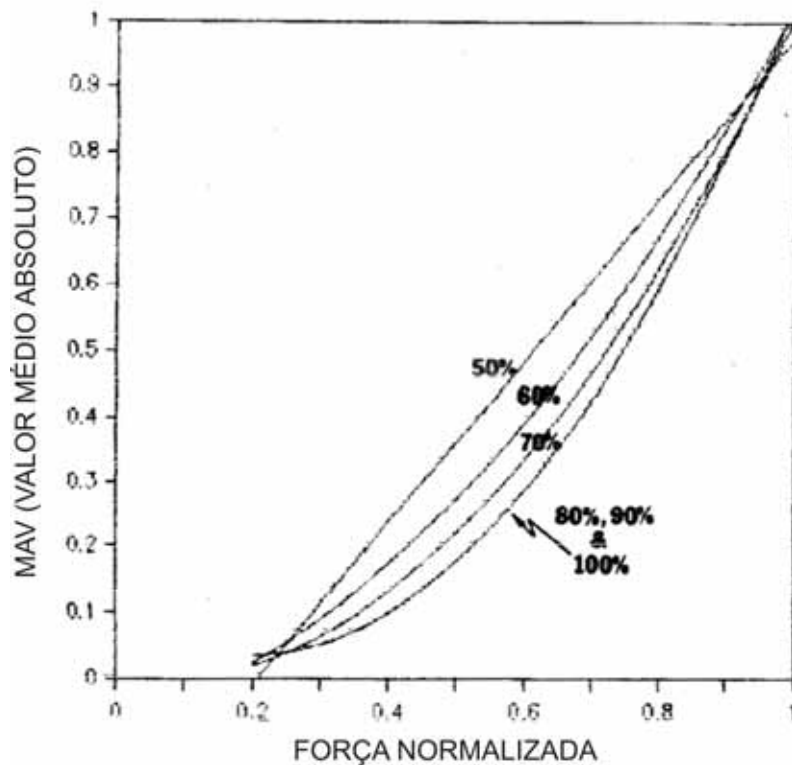


Figura 3. Gráfico da relação EMG x força sendo linear para 50% da CVM e não linear de 60 a 100% da CVM. (Adaptada de Solomonow 1990).

De acordo com Solomonow o fato de a relação ser linear ou não, depende dos filtros usados para o processamento do sinal, tipos de eletrodos (de superfície, intramuscular, monopolar ou bipolar), estratégia de controle muscular empregada, porcentagem da geração de força, comprimento muscular de acordo com a posição angular do membro, a relação agonista-antagonista, sendo que, a ativação do músculo antagonista depende do nível de força, posição angular do membro e da velocidade de contração (1).

Em Madeleine (14), foi relatada relação não linear entre eletromiografia e força, sendo que essa relação depende do tipo e do nível de contração juntamente com a velocidade angular. Foi realizada a gravação da eletromiografia em contrações concêntricas, excêntricas e isométricas a 25, 50, 75 e 100 % CVM no músculo primeiro interósseo dorsal, onde foi encontrados valores de RMS mais baixos em contrações excêntricas do que isométricas e

valores similares de RMS em contrações concêntricas e isométricas. Os valores de RMS aumentaram de 0 a 50% da CVM durante o exercício concêntrico e isométrico, e houve um aumento do RMS a partir de 75% durante as contrações excêntricas. Foi concluído que quanto mais alto o nível de contração ocorre diminuição do aumento linear na amplitude da EMG e conforme o nível de força aumenta a velocidade angular diminui. Outro fator que contribui para a relação EMG x força ser linear ou não é a composição, distribuição do tipo de fibra e a orientação das fibras.

Em Farina foi utilizado dois métodos para mediar à força da CVM do músculo bíceps braquial. Um método foi suspender o braço com cabos elásticos e o outro fixar o braço em uma mesa. Foram encontradas diferenças significativas nos dois métodos na fadiga, sendo diferenças na frequência média e mediana. Na tarefa suspensa houve diminuição da frequência mediana, podendo essa diminuição ser devido ao sinergismo do tríceps, ou seja, devido à ação do músculo antagonista (3).

Em Linamo foi realizado uma pré-ativação com exercícios isométricos para o bíceps braquial com 20, 40, 60 e 80 % da CVM, em seguida os sujeitos foram instruídos a manter o nível de força nas contrações excêntricas e concêntricas. Nos exercícios isométricos a amplitude foi mais baixa e a frequência mais alta do que nos exercícios concêntricos e excêntricos. Foi concluído que os modos de ativação podem ser diferentes em exercícios concêntricos, excêntricos e isométricos. O limiar de recrutamento pode ser mais baixo em ações dinâmicas do que isométricas, mostrando valores de amplitude mais altos para ações concêntricas e excêntricas. O recrutamento de unidades motoras rápidas ocorre nas três ações em altos níveis de força, podendo depender do aumento na taxa de disparo quando a força aumenta. Quando foi

realizada a pré-ativação, a amplitude foi mais alta nas ações excêntricas do que concêntricas, sugerindo maior ativação de fibras de contração rápida (15).

Em Gerdle foi realizado um experimento para verificar se amplitude e a frequência mediana da eletromiografia era dependente da força e do tipo de fibra. Foi encontrado que conforme o aumento gradual da força ocorreu um aumento linear da frequência mediana, sendo que a frequência mediana também é dependente da proporção do tipo de fibra do tipo II. Portanto, quanto maior a quantidade de unidades motoras do tipo II maior a frequência mediana (16).

No estudo de Gerdle foi encontrada ainda, uma relação linear entre a frequência mediana e a velocidade de condução da fibra muscular nos exercícios em rampa. A velocidade de condução de um músculo é dependente da força como também do diâmetro do músculo. Quanto menor o diâmetro de um músculo menor a velocidade de condução, e menor a frequência mediana. Quanto mais encurtado o músculo maior a capacidade de geração de força, maior a velocidade de condução, conseqüentemente maior a frequência mediana (16).

Em Akasaki foi relatado que abaixo 25% da CVM ocorreram recrutamento de unidades motoras lentas, e acima, ou seja, de 28-78% e 24-76% da CVM foi recrutado mais fibras de contração rápidas, por isso a relação EMG e força muscular foi mais estável (17).

Em Bernardi e colaboradores foi realizado um estudo para confirmar que nos músculos dos joelhos e das mãos as estratégias de recrutamento podem variar em um mesmo músculo quando realizam função de agonista e antagonista. Foram realizadas 5 rampas e observado que dependendo a ação como agonista ou antagonista, a estratégia de recrutamento muda. Foi encontrado que quando os músculos das mãos e o quadríceps agiram como

agonista obteve-se um recrutamento de unidades motoras maior, tendo um aumento linear acima de 60% da CVM. Quando a ação foi antagonista o quadríceps foi recrutado acima de 40% da CVM e os músculos das mãos foram recrutados acima de 60% da CVM (13).

Em Milner-Brown foi estudado o recrutamento e taxa de disparo de unidades motoras no músculo interósseo dorsal. Foi observado que o maior recrutamento ocorreu em baixos níveis de força e o aumento da taxa de disparo foi mais significativo em altos níveis de força. Foi encontrado que em exercícios isométricos ocorre o aumento linear entre eletromiografia e força conforme a força aumenta, porém essa relação torna-se não linear em altos níveis de força (18).

Em Wong foi feito exercícios de musculação com repetições com cargas moderadas, exercícios com alta carga e baixo número de repetições e o grupo controle não realizou nenhum treinamento. Foram realizadas oito semanas de treinamento em dias alternados totalizando 24 sessões para cada indivíduo, os músculos analisados foram o vasto medial e lateral. Ambos os indivíduos dos dois grupos apresentaram diminuição no tempo de on-set e amplitude mais alta para o músculo vasto medial obliquo do que para o vasto lateral. Foi concluído que o controle neuromotor do músculo vasto poderia ser alterado com treinamento regular com carga (19).

Em Oliveira foi avaliado a influência da posição do braço na relação EMG-força dos músculos bíceps braquial, braquiorradial e tríceps braquial. Foram estudadas três tarefas, sendo com o braço em flexão, abdução e posição neutra. Foi encontrado que a posição do braço não influenciou a relação EMG-força dos músculos avaliados, com exceção do tríceps braquial cuja atividade eletromiográfica foi maior durante a posição neutra. Concluiu-se que, em

isometria as tarefas podem ser empregadas para ativar o bíceps braquial e o braquiorradial, e a tarefa de posição neutra é a mais indicada para ativar o tríceps braquial (5).

Em Onishi, foi descrito a relação entre força muscular e eletromiografia detectada por oito eletrodos bipolares de agulha inseridos no músculo vasto lateral em condições isométricas. Seis indivíduos do sexo masculino foram orientados a realizar rampas de 0 a 80% da CVM durante cinco segundos. Nos resultados os dados da integral da eletromiografia foram influenciados pela localização dos eletrodos inseridos no músculo. A média da força e da integral EMG sobre os sujeitos detectados pelos oito eletrodos mostraram correlação linear ao contrário das diferentes localizações dos eletrodos. Nenhuma correlação linear foi observada entre a potência de densidade espectral e a força de extensão de joelho. Os resultados sugeriram que, se todas as fibras musculares participam em uma mesma ação em um mesmo tempo, a média da integral normalizada de alguns lugares usando eletrodos de agulha poderia refletir a atividade total do músculo até mesmo se o músculo é grande (6).

Em Del Santo, foi examinado o impacto da mudança da posição articular do ombro na relação entre a amplitude da eletromiografia de superfície e a produção de força isométrica do músculo abductor digital mínimo. A relação EMG-força do abductor digital mínimo foi examinada em duas posições: 30 graus de abdução e 30 graus de adução de ombro em plano horizontal. A relação foi estudada em séries de exercícios incrementando de 10 a 100% da força máxima. Foi encontrado na posição de abdução relação RMS-força significativamente mais alta do que na adução, como também uma relação linear. A média da frequência mediana foi significativamente mais alta em abdução do que adução. Foi concluído que a descarga dos receptores sensoriais

sinaliza a posição do ombro, que pode agir para regular o ganho da excitabilidade da relação de motoneurônios para compensar a eficiência reduzida do recrutamento de unidades motoras (7).

Em Doheny, foi examinado o efeito da posição angular na relação entre força muscular e eletromiografia, sendo investigada a amplitude e a frequência mediana dos músculos bíceps, braquiorradial e tríceps. Foram coletadas contrações isométricas máximas e submáximas em oito ângulos entre 10 e 120 graus de flexão e extensão de cotovelo. A posição angular teve um efeito significativo na força da CVM, mas não na amplitude eletromiográfica na CVM em todos os músculos examinados. A frequência mediana do bíceps e tríceps diminuiu com o aumento no comprimento muscular possivelmente devido a mudanças relativas na posição dos eletrodos ou a diminuição da fibra muscular. A relação entre a amplitude e a força normalizada com respeito à força máxima para cada ângulo não variaram com a posição angular no bíceps ou braquiorradial sobre todos os ângulos ou no tríceps entre 45 e 120 graus de flexão. A dependência da força muscular máxima produzida no comprimento muscular é determinada pelas propriedades mecânicas do músculo, para eliminar os efeitos dessas propriedades a relação EMG-força deve ser normalizada com a respectiva força da CVM do ângulo de interesse (8).

Em Brown, foi revisitado a relação eletromiografia e os músculos do tronco em atividade dos músculos antagonistas, onde oito participantes geraram uma série de rampas isométricas para os músculos flexores e extensores do tronco. A EMG foi gravada e os momentos resistidos foram calculados. O momento agonista dos flexores e extensores do tronco foi estimado através de um detalhado modelo biomecânico da espinha, onde o momento externo foi calculado sozinho, e o momento combinado foi calculado com o momento do

músculo antagonista. Foi encontrado que quando a atividade do músculo antagonista foi ignorada, a relação EMG-momento foi não linear. Contudo, quando o torque dos músculos adicionais gerado pelo grupo muscular antagonista age, a relação torna-se mais linear. Portanto, foi concluído que a co-ativação dos músculos antagonistas deve ser incluída quando for determinar a relação momento-EMG dos músculos do tronco e que as prévias impressões de não linearidade da relação EMG-força deveria ser revisitadas (4).

Em Zhou, foi realizado modelos de simulações aproximadas para identificar somação temporal de potencial de ação, força muscular e eletromiografia de superfície para verificar mudanças em motoneurônios e propriedades musculares na relação força e EMG. Os resultados das simulações indicaram que vários fatores contribuem potencialmente em mudanças na relação EMG-força em músculos paréticos acometidos por alguma doença. A variação no recrutamento de unidades motoras gera maiores amplitudes eletromiográficas para uma dada força e produz uma relação altamente não linear entre força e EMG. Com a redução da média de disparo de unidades motoras o slope da relação EMG-força tendeu a aumentar, especialmente quando a média da taxa de disparo diminuiu abaixo da frequência de unidades motoras. Efeitos similares também foram encontrados com a redução no número de unidades motoras, e com a variação das propriedades contráteis de unidades motoras, que também alteram a relação EMG-força. Os encontrados forneceram uma nova compreensão entre a relação força-EMG em indivíduos normais e patológicos (2).

Em Watanabe (9), foi investigada a relação entre o torque e a EMG dos músculos vasto lateral, medial, intermédio e retofemoral. Onde treze indivíduos saudáveis, do sexo masculino realizaram contrações voluntárias máximas e

submáximas durante a extensão isométrica do joelho de 10 a 90% da CVM, sendo detectado a EMG dos quatro músculos. A ativação muscular normalizada do vasto intermédio foi significativamente mais baixa do que no músculo vasto lateral nos torques de 20 a 40% da CVM e significativamente mais baixo comparado com o retofemoral para altos níveis de torque de 60 a 90% da CVM. A relação torque-EMG foi não linear para todos os componentes do grupo muscular quadríceps em todos os níveis de força, observa-se na figura 4. Os resultados sugerem que a ativação neuromuscular no vasto intermédio não é consistente de acordo com os outros componentes do grupo muscular quadríceps durante as contrações submáximas de extensão de joelho.

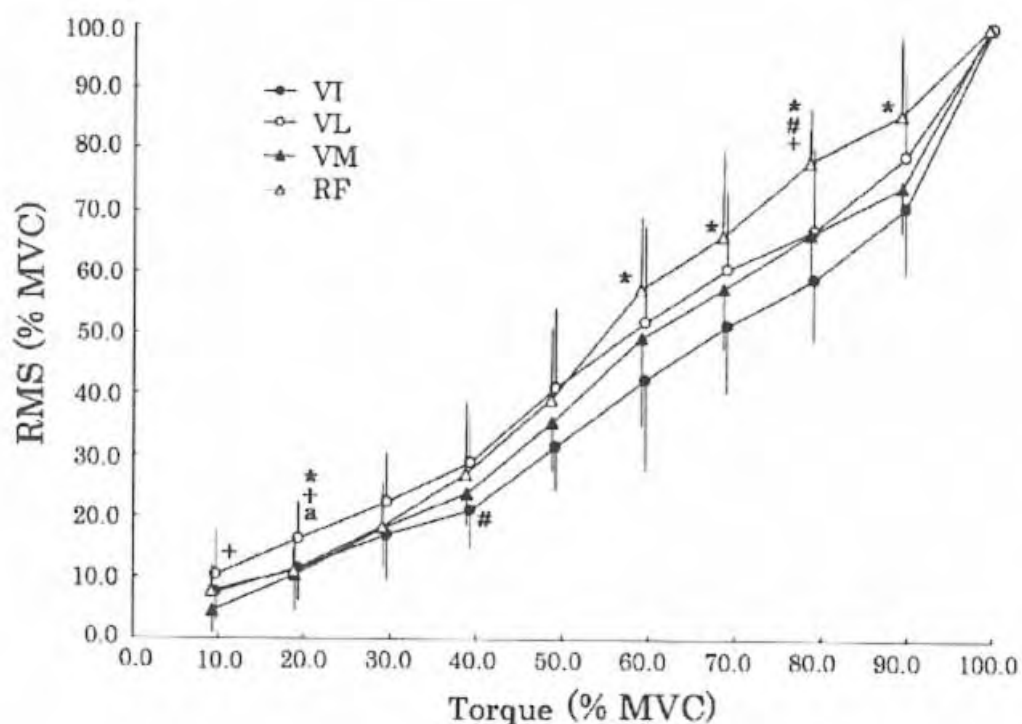


Figura 4. Gráfico da relação EMG x força não linear para os músculos vasto lateral, medial, intermédio e retofemoral.

Segundo Ota (10) a intensidade de EMG está relacionada ao módulo da força (F), pois o sinal eletromiográfico é gerado independentemente da direção e

do sentido da força. Sendo que, a relação entre eletromiografia e força muscular para um músculo qualquer pode ser descrita pela seguinte equação:

$$\beta(\theta, F, v, \omega) = \frac{EMG}{F}$$

Onde a relação eletromiografia e força são dependentes das variáveis de $\beta(\theta, F, v, \omega)$ que é a função que relaciona a eletromiografia com a força total do quadríceps. Nesta expressão considera-se a dependência explícita de β com quatro variáveis: θ , a posição angular; ω , a velocidade de deslocamento angular do membro; F , a intensidade de força muscular; e v , a velocidade de contração que está relacionada com a variação temporal da força. A dependência com essas variáveis foram constatadas a partir das discussões precedentes, verificações experimentais dos autores e estudos da bibliografia. A capacidade de o músculo gerar força depende do seu comprimento, e este varia com a posição angular, por isso a dependência com θ e com ω . Os resultados experimentais comprovam que, mesmo mantendo outras variáveis constantes, há uma dependência com o nível de força F . Também se constata que a velocidade de contração representada por v é um fator importante. A velocidade de contração está relacionada com o tempo que é necessário para a força variar até o nível considerado (10).

Diante do exposto é possível afirmar que, numa situação experimental em que as grandezas θ , F , v e ω são conhecidas e mantidas constantes, há uma relação direta entre EMG e força dada por β (10).

Observa-se que a relação força e eletromiografia ainda não estão bem esclarecidas na literatura, pois enquanto alguns autores afirmam que essa

relação é linear (1, 13, 16, 18, 20, 21, 22, 23,24) outros negam essa proporção (1, 12, 14, 18, 22, 23,24).

O fato de a relação ser linear ou não está relacionado ao recrutamento de unidades motoras e propriedades de taxa de disparo, constituição do músculo em relação às fibras de contração lenta e fibras de contração rápida, “*cross talk*” do sinal eletromiográfico de músculos adjacentes, interação de músculo agonista-antagonista e propriedades viscoelásticas (11,12).

3. Considerações sobre a influência da velocidade de contração muscular e a relação EMG x Força.

A velocidade de contração é um importante fator que influencia a relação EMG x Força. Diversos estudos têm citado que, conforme se alteram a velocidade de contração diferentes estratégias de recrutamento, controle motor e de ativação muscular são empregadas.

Em Akataki (25) foi realizado exercícios em rampa de 5 a 80% da CVM para obter informações sobre a ativação de unidades motoras em relação com os níveis submáximos de força aplicada. Foi observado que a amplitude aumentou com o número de unidades motoras recrutadas, enquanto que reduziu com taxas de disparo mais altas, sendo aumentado então a frequência mediana, pois a frequência mediana reflete a taxa de disparo de unidades motoras. De 30 a 50% da CVM o RMS aumentou e a Frequência mediana aumentou lentamente, sendo recrutadas as unidades motoras predominantemente rápidas. Como a frequência mediana reflete a taxa de disparo, o aumento lento do RMS foi devido à maior potência mecânica e taxa de disparo de unidades motoras lentas. De 50 a 60% teve uma redução na frequência mediana e um aumento no RMS. No bíceps braquial o número de unidades motoras recentemente recrutadas diminuiu acima de 50% da CVM. Para exercer um nível de força acima de 50% uma maior tensão é produzida para cada unidade motora recrutada. Podendo ser unidades motoras do tipo IIb. Para apoiar essa afirmação houve uma aceleração no aumento do RMS. Se as unidades motoras com baixa taxa de disparo são recrutadas os limiares de recrutamento mais altos são ativados, a média da taxa de disparo de todas as unidades motoras é reduzida, ocasionando diminuição da frequência mediana. Acima de 60% houve uma diminuição

progressiva do RMS e a frequência mediana aumentou. O aumento na taxa de disparo faz com que aumente a produção de força. O número de unidades motoras recrutadas diminuiu por isso o RMS também diminuiu.

Em Akasaka foi investigado o comportamento da integral e da frequência mediana do sinal eletromiográfico em cada cabeça dos músculos gastrocnêmios, aumentando níveis de força com eletrodos intramuscular em exercícios em rampa e em degrau. Conforme o aumento da força houve aumento linear da integral e da frequência mediana. Sendo que, o aumento da integral era esperado, pois a eletromiografia capta a somação temporal de trens de pulso de potencial de ação. A frequência mediana é sensível a porcentagem de fibras do tipo II, sendo esperado que a frequência mediana tivesse um aumento menos significativo para o músculo sóleo que tem maior proporção de fibras do tipo I do que para os gastrocnêmios (26).

Em Ryan foi feita uma comparação entre a transformada de Fourier e Wavelet analisando no domínio do tempo e da frequência em contrações isométricas em rampa. De acordo com o trabalho através da eletromiografia foi possível observar estratégias de recrutamento, taxa de disparo, fadiga, estratégia de controle motor que a força produz em exercícios isométricos. As contrações em rampa geraram através do espectro da eletromiografia resoluções curvilíneas e mais altas com menor susceptibilidade a fadiga do que as contrações em degrau. Neste experimento foi possível observar que o RMS aumentou rapidamente para o músculo reto femoral de 76-78% da CVM podendo estar relacionado à arquitetura muscular que é penado. De 76-78% ocorreu recrutamento total. Não foram encontradas diferenças significativas comparando os dois tipos de transformada (21).

Em Sanchez foi estudado se havia ou não mudança na estratégia de recrutamento quando se realizou exercícios em rampa e em degrau quando o músculo agia como antagonista. Foi encontrado que o músculo bíceps e tríceps mudam de estratégia de recrutamento conforme muda a velocidade de contração. Em degrau ambos os músculos recrutaram unidades motoras acima de 50% da CVM, em rampa ambos recrutaram acima de 70% da CVM. Em rampa foi observado aumento linear da frequência mediana e em degrau o aumento não foi linear (22).

Em Linamo (27) foi estudado duas velocidades de contração com diferentes cargas, em condições normais e na fadiga. A velocidade rápida foi imposta uma sobrecarga de 40% da CVM e na velocidade mais lenta uma sobrecarga de 70% da CVM, sendo chamados de exercícios explosivos, o rápido, e exercícios de resistência, o mais lento. Embora a carga imposta nos exercícios de resistência tenha sido mais alta, a frequência mediana foi mais alta nos exercícios explosivos. Isso ocorreu devido ao maior uso de unidades motoras rápidas em situações explosivas. Na fadiga em exercícios de resistência ocorreu diminuição da frequência mediana, pois houve diminuição na velocidade de condução.

Em Dupont foi estudado o comportamento do bíceps cabeça longa e curta durante contrações em rampa não fadigantes em supino e flexão. Em supino foi encontrado maiores valores de frequência mediana, indicando maior recrutamento de fibras de tipo II. A maior ativação muscular ocorreu quando foi combinado flexão com supinação. O RMS teve aumento linear nas rampas (20).

Em Ryan e colaboradores foi comparada a amplitude e a frequência mediana da mecanomiografia durante contrações isométricas em rampa e em degrau nos músculos vasto lateral e reto femoral. Os valores de RMS

normalizados foram maiores em rampa do que em degrau na maioria das porcentagens da CVM. Apenas em um sujeito foi exibido às mesmas respostas para rampa e degrau na frequência mediana. Os valores de frequência mediana do retofemoral foram maiores para rampa do que para degrau, sendo sugerido que a taxa de disparo poderia ser mais alta durante as contrações em rampa do que em degrau. Os resultados apoiaram que a produção de força muscular poderia ter sido controlada por diferentes estratégias de controle motor durante rampa x degrau (21).

Em Larivière foi comparado à frequência mediana da eletromiografia de contrações em rampa e em degrau em diferentes níveis de força de oito músculos das costas. O RMS das contrações em rampa foi significativamente mais alto do que as contrações em degrau em 6 músculos, obedecendo ao princípio do tamanho. Geralmente a frequência mediana aumenta com a força, devido ao aumento da velocidade de condução, devido ao aumento progressivo no recrutamento de unidades motoras mais largas e rápidas; porém nesse estudo a frequência mediana manteve-se estável ou até mesmo diminuiu sobre os níveis de força, pois o músculo eretor espinhal tem predominância de fibras do tipo I (28).

Em Sogaard (29) foi realizado exercícios em rampa de 0 a 60% da CVM e degrau com 10, 20 e 40% da CVM, sendo aplicada uma pressão externa para rampa de 0 a 50 mmHg e para degrau 0, 20, 40, 60 e 100 mmHg. Foi gravado a eletromiografia e mecanomiografia do músculo bíceps braquial. A eletromiografia não reduziu em decorrência da pressão intramuscular, houve aumento linear da mecanomiografia acima de 60% da CVM e com o aumento da pressão intramuscular não houve atenuação do sinal.

Em Bilodeau (30), foi determinado o efeito do gênero em mudanças das características eletromiográficas do músculo quadríceps com o aumento da força e com a fadiga. Os sujeitos realizaram contrações isométricas em rampa para os extensores do joelho com a força aumentando de 0 a 100% da CVM em seis segundos. Em seguida foi realizada uma tarefa de fadiga, consistindo de uma CVM até a força diminuir abaixo de 50% da CVM. Após o sujeito realizou mais uma rampa. O RMS e a frequência mediana foram obtidos do vasto lateral, vasto medial e retofemoral sendo calculados para nove diferentes níveis de força de 10 a 90% da CVM em situações normais como também na tarefa de fadiga. Foi obtido como resultado um aumento mais pronunciado do RMS para os três músculos e a frequência mediana para o vasto lateral com a força em homens comparado com as mulheres. Com a fadiga nenhum efeito de gênero foi significativo. O aumento mais pronunciado da frequência mediana do vasto lateral pode ter ocorrido devido a um maior recrutamento de unidades motoras rápidas (tipo II) em homens, como também um maior diâmetro do vasto lateral, pois quanto maior diâmetro maior a velocidade de condução e maior a frequência mediana comparado com as fibras do tipo I.

Em Sbriccoli (31), foi avaliada a influência da velocidade de condução na interação entre recrutamento e taxa de disparo de unidades motoras. A EMG de superfície de nove sujeitos, no músculo bíceps braquial, foi registrada durante contrações em rampa de 0 a 100% da CVM; a 5, 10 e 20% da CVM/seg, seguido por 10 segundos de CVM mantida (fase mantida). A 5% da CVM/seg o recrutamento completo de unidades motoras foi alcançado a 52.3% da CVM. A 10% da CVM/seg o recrutamento total foi alcançado a 58% da CVM. Enquanto que a 20% da CVM/seg o recrutamento total foi localizado a 77% da CVM. Sendo estatisticamente diferentes as rampas de 5 a 10% da CVM/seg. A

decadência da frequência mediana foi íngreme para as velocidades mais altas. O RMS aumentou de maneira curvilínea e os valores de máxima foram sempre atingidos durante a fase mantida. Os encontrados sugerem que estratégias de recrutamento são significativamente relacionadas nas velocidades de contração até mesmo em um único músculo.

Em Christie (32), foi examinada a relação entre taxa de disparo de unidades motoras e RMS e frequência mediana do sinal eletromiográfico no músculo bíceps braquial. Onze sujeitos realizaram três flexões isométricas máximas de cotovelo e 10 repetições em rampa de 0 a 100% da CVM com 10 segundos de contração e a EMG de superfície foi gravada. O grupo mostrou uma forte relação entre taxa de disparo e RMS, mas uma fraca relação entre a Frequência mediana (FMed) e taxa de disparo. Em todos os sujeitos a relação entre a amplitude-taxa de disparo e a FMed-taxa de disparo foram fracas e vulneráveis. Houve o aumento do RMS e da FMed nas rampas. De acordo com alguns trabalhos esse aumento do RMS não ocorreu devido ao aumento da taxa de disparo e sim devido à distância entre o músculo e o eletrodo de gravação, mudanças na velocidade de condução na fibra muscular, recrutamento e sincronismo de unidades motoras. O aumento da frequência mediana pode ter sido devido ao aumento da velocidade de condução de unidade motora na área de detecção do eletrodo, resultando no recrutamento de fibras de diâmetro mais largas, fibras do tipo II.

Em Oya (33), foi estudado o limiar de recrutamento e propriedades de taxa de disparo de unidades motoras (UM) do músculo sóleo sobre uma série total de força na contração de flexão plantar. Foi registrada atividade eletromiográfica do músculo sóleo por eletrodos intramusculares durante rampas. Quarenta e duas UM de cinco sujeitos revelaram que as UM do sóleo

são recrutadas progressivamente do descanso para contrações perto de capacidades de 95% da CVM. Foi concluído que o comportamento de descarga entre as UM parece ser relatadas por uma variação das propriedades intrínsecas do músculo.

Em Merlo (34), foi comparada a velocidade de condução com a frequência mediana da EMG com a força sendo incrementada de maneira gradativa de 0 a 100% da CVM, e em exercícios com contrações dinâmicas explosivas estendendo as pernas em sua máxima velocidade de contração. Os músculos investigados foram o vasto medial e vasto lateral em ambas as coxas de doze sujeitos. A velocidade de condução foi calculada através de um algoritmo. A frequência mediana não revelou nenhuma mudança nas propriedades espectrais do sinal com a força, nem nos exercícios isométricos e nem nas contrações explosivas. Pelo contrário, a velocidade de condução aumentou significativamente com a força nos exercícios isométricos para o VM e VL como também para os exercícios explosivos, refletindo recrutamento de unidades motoras em ambos os tipos de exercícios. Os resultados indicaram que a FMed não é determinante da velocidade de condução e que fatores como estratégia de controle de unidades motoras e efeito de volume de condução determinam as diferenças encontradas na FMed e tendência da velocidade de condução.

Em Orizio, foi estudado se estratégia de ativação de unidades motoras em músculos fadigados podiam refletir na análise no domínio do tempo e da frequência da EMG e mecanomiografia. Foi examinado a EMG e mecanomiografia em rampas de 0 a 90% da CVM em situações normais e na fadiga. O RMS da EMG aumentou com o aumento da força em ambas as situações, sugerindo que não houve mudanças na estratégia de ativação de

unidade motoras (UM) nas duas situações. O valor máximo da FMed da EMG alcançados em situações normais foi a 65% da CVM, sugerindo que pode ter ocorrido maior recrutamento de UM com maior velocidade de condução e localizadas mais superficialmente. Em ambos os exercícios ocorreu leve redução da FMed-EMG perto dos valores máximos da CVM, podendo ser devido a um de-recrutamento de UM mais fadigáveis, compensado por um aumento da taxa de disparo ou por sincronismo de unidades motoras. Foi concluído que nos exercícios em rampa nas duas situações eles mudam a estratégia de ativação de UM na EMG x mecanomiografia, devido ao enfraquecido recrutamento de UM rápidas e mais fadigáveis (35).

Em Herda (36), foi examinado a confiabilidade do RMS da mecanomiografia e a FMed do músculo vasto lateral em contrações isométricas em rampa de 0 a 100% da CVM e em degrau a 5, 15, 25, 35, 45, 55, 65, 75, 85 e 95% da CVM. O coeficiente de correlação intraclasse, medidas de erro padrão, e a diferença mínima foram usados para o teste de confiança enquanto teste 1 ANOVA foi usado para quantificar a variabilidade. Sistemáticamente a variabilidade foi somente presente a 5 % da CVM durante RMS em degrau e a 35% da CVM na FMed durante as rampas. A confiabilidade foi levemente mais alta em degrau do que em rampa, sendo mais alta em altos níveis de força do que em baixos níveis. A mecanomiografia do RMS e da FMed em degrau e rampa mostrou aceitável confiabilidade.

Em Altenburg (37), foi investigada a atividade eletromiográfica de uma unidade motora (UM) do grupo extensor de joelho em diferentes ângulos exercendo rampas de 10 a 50% da CVM em dez segundos. Quarenta e seis UM do vasto lateral foram registradas a 20.7% da CVM junto com a EMG retificada do vasto lateral (VL). Devido à capacidade de torque máximo mais baixo para as

posições flexionadas e estendidas foi esperada uma diminuição do limiar de recrutamento de UM e um aumento da taxa de descarga sobre os ângulos acima e abaixo. Inesperadamente o limiar de recrutamento foi mais alto para os ângulos de 10 graus mais estendidos e não diferentes para os ângulos de 10 graus mais flexionados comparado com o limiar de recrutamento de outros ângulos. A taxa de descarga foi similar para todos os ângulos. O limiar de recrutamento somente diminuiu para os ângulos mais flexionados. Similar limiar de recrutamento e comportamento de descarga de UM do VL durante a produção de torque isométrico submáximo sugere que a ativação não muda muito na relação de ascendência do torque do membro com o ângulo do joelho. Vários fatores tais como potenciação da contração muscular comprimento-dependente, podem contribuir para esse inesperado aspecto de controle motor.

Em Ricard (38), foi comparada a amplitude e a freqüência eletromiográfica dos músculos gastrocnêmios, durante exercícios em rampa e exercícios balísticos em atletas altamente treinados em corrida. Dezesesseis voluntárias corredoras perfizeram rampas e contrações isométricas sobre um dinamômetro. O RMS e a freqüência mediana (FMed) dos gastrocnêmios foram obtidos dos torques de 25, 50, 75 e 100% da CVM. Nas contrações em rampa a amplitude eletromiográfica aumentou em função do torque. Nas contrações balísticas a amplitude da eletromiografia (EMG) diminuiu de 25 a 100% da CVM. A média do desenvolvimento de força foi gerada nas contrações balísticas com modelo de ativação com alta amplitude eletromiográfica e baixa freqüência a 25% da CVM. Os encontrados sugerem que o sistema nervoso central utiliza diferentes modelos de ativação muscular para modular a taxa de desenvolvimento de força em contrações em rampa e contrações balísticas. Em rampa a amplitude aumentou linearmente com a força, devido ao assincronismo

de unidades motoras. Nas contrações balísticas um alto desenvolvimento de força é gerado com o modelo de ativação muscular consistindo de alta amplitude e baixa frequência no início da contração. O trabalho sugere que a FMed não muda com o aumento da força.

Em Guo (39), foi coletado e comparado eletromiografia, mecanomiografia e imagens de ultra-som (sonomiografia) durante rampas de 0 a 90% da CVM e degrau a 15, 30, 45, 60, 75 e 90% da CVM, para investigar diferenças em estratégia de controle motor no músculo retofemoral. Os resultados mostraram que a área de secção transversa do retofemoral diminuiu quando o torque mudou de 0 a 90% da CVM, podendo ser devido a uma diminuição de unidades motoras. Os dados indicaram diferenças significativas nas mudanças na área de secção transversa entre degrau e rampa aumentando e diminuindo com as contrações, podendo sugerir diferentes estratégias de ativação de unidades motoras como de controle motor. O valor de RMS da eletromiografia normalizada aumentando em rampa foi mais alto do que em degrau. O RMS da mecanomiografia das contrações em degrau foi significativamente mais baixo do que em rampa. Os maiores valores de RMS em rampa do que em degrau podem indicar que mais unidades motoras foram recrutadas com o torque e que as fibras musculares de contração rápidas podem ter sido mais ativadas em rampa do que em degrau. Foi encontrado um aumento curvilíneo no RMS da eletromiografia e mecanomiografia versus o torque.

Em Lavrière (40), foi estudada a amplitude da eletromiografia (EMG) para avaliar a coordenação dos músculos das costas em indivíduos com dor lombar crônica, e em normais, realizando exercícios em rampa de 0 a 100% da CVM e em degrau a 10, 20, 40, 60 e 80% da CVM. A EMG foi afetada pelo nível de força e tipo de contração. Sendo encontradas diferenças significativas entre

os dois tipos de contração em 10 e 20% da CVM e diferenças moderadas para altos níveis de força a 40, 60, e 80% da CVM. A EMG para baixos níveis de força pode ser afetada por ruídos, podendo ser uma das causas das diferenças entre rampa e degrau em 10 e 20% da CVM. Outro fator pode ter sido, devido a pequenas mudanças na atividade muscular. Nenhuma diferença foi encontrada entre os indivíduos saudáveis e com dor lombar. Foi concluído que a EMG pode apresentar boa confiabilidade nos resultados, sendo que eles são afetados pelo nível de força e tipo de contração, particularmente por baixos níveis de força. A EMG também demonstrou ser afetada pela distribuição da espessura do tecido subcutâneo entre os indivíduos, mostrando a necessidade de a amplitude ser ajustada por valores de atenuação da espessura do tecido subcutâneo.

Em Ryan (41), foi examinado a variabilidade entre os indivíduos para modelos de respostas da amplitude e frequência mediana (FMed) da mecanomiografia versus torque isométrico em baixa força e alta força. Foram realizadas contrações isométricas em degrau a 15, 25, 35, 45, 55, 65, 75, 85 e 95% da CVM para o músculo vasto lateral (VL). A amplitude foi obtida para cada porcentagem da CVM. Apenas 66% dos indivíduos apresentaram a mesma amplitude linear da mecanomiografia para o grupo de baixa força, sendo que 33% dos indivíduos a relação foi cúbica para o grupo de alta força. Somente um sujeito exibiu uma relação linear positiva para a FMed versus o torque isométrico para o grupo de baixa força ou alta força. Os resultados sugerem que há diferenças entre os sujeitos para a amplitude e a FMed versus o torque para o músculo VL. Sendo possível que fatores morfológicos como diferenças na composição/tipo de fibras contidas no músculo, diferenças na força ou no controle motor possam contribuir para essas diferenças entre os indivíduos na relação torque e amplitude. O trabalho sugeriu que futuros estudos deveriam

examinar a influência da composição e tipo de fibra na variabilidade entre os sujeitos na relação torque versus amplitude e FMed.

Em Kellis (42), foi investigado o teste-reteste de confiabilidade da potência do espectro e amplitude eletromiográfica de superfície dos músculos semitendinoso e bíceps femoral durante contrações isométricas em rampa. Foram aplicados o coeficiente de correlação intra-classe e medidas de erro padrão para avaliar o teste-reteste da média de confiabilidade da eletromiografia (EMG) e frequência mediana (FMed) sobre os dez níveis de força de 0 a 100% da CVM. Houve o aumento do índice de correlação intra-classe para a amplitude e para a FMed. Os resultados indicaram confiabilidade mais baixa para a amplitude da EMG para os níveis de força máxima. Para a FMed foi encontrado moderada confiabilidade para ambos os músculos avaliados. A confiabilidade comparada foi mais alta para a EMG do semitendinoso. Foi concluído que a amplitude e a FMed da EMG de superfície medidas sobre os dias usando contrações em rampa dos isquiotibiais demonstra moderada confiabilidade, sendo que, as contrações em rampa podem ser usadas para examinar a EMG com aceitável confiabilidade.

Em Farina (43), foi investigada a potência e as limitações de análise espectral do sinal da eletromiografia (EMG) de superfície, como uma técnica para investigar o controle de força muscular e estratégia de recrutamento de unidades motoras. O estudo foi baseado em aproximações de simulações, e em uma investigação experimental das propriedades do sinal eletromiográfico de superfície, detectado no músculo bíceps braquial, durante o aumento linear do torque, em contrações em rampa de 0 a 80% da CVM. Ambos as simulações e dados experimentais indicam que o volume de condução é um fator importante que pode mascarar a relação entre as variáveis espectrais eletromiográficas e a

velocidade de condução nas contrações em rampa. Os resultados não apoiaram uma relação geral entre as variáveis espectrais e torque ou estratégia de recrutamento. A principal conclusão do estudo foi que as variáveis da EMG de superfície demonstraram pobres indicações sobre recrutamento de unidades motoras (UM). O recrutamento de muitas UM profundas pode aumentar o torque com mudanças não significativas na FMed ou velocidade de condução, sendo mostrado um coeficiente de correlação baixo entre a velocidade de condução e a FMed durante as contrações sustentadas. O uso da EMG de superfície para investigar estratégia de controle muscular pelo sistema nervoso central requer um processamento de sinal mais avançado e técnicas de detecção de uma única UM.

4. Contextualização do Estudo

Diversos são os fatores que podem influenciar a relação EMG x Força, porém a comparação de duas velocidades de contração na literatura é pouco utilizada, mas estudos variando a velocidade em rampa é freqüentemente encontrada.

O presente trabalho visa contribuir para melhor compreensão e entendimento da relação entre força muscular e eletromiografia, no quesito velocidade de contração. Foram estudadas duas velocidades de contração, sendo rampa quando a força muscular no exercício isométrico para o músculo bíceps braquial era incrementada de maneira gradativa, e degrau quando a força no exercício isométrico para o bíceps braquial era incrementada em sua máxima velocidade de contração.

Foi então analisado, se quando alteramos a velocidade de contração encontramos diferentes estratégias de recrutamento de unidades motoras, do controle motor e se há diferenças na ativação muscular.

5. Metodologia

5.1. Materiais e Métodos

5.2. Sujeitos

Participaram desse estudo 10 sujeitos jovens do sexo masculino, saudáveis, fisicamente ativos e sem comprometimento osteoarticular do membro analisado. Na Tabela 1 podem-se observar seus dados antropométricos. Todos leram e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido e receberam informações sobre sua participação na pesquisa, conforme a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FCT/UNESP – Presidente Prudente (processo No. 20/2009).

Tabela 1: Características Antropométricas dos sujeitos

Sujeitos	Idade (anos)	Altura (cm)	Peso (kg)	Prega Bimetal (mm)
A	22	175	80	4
B	25	186	96	4
C	20	186	80	5
D	23	163	64	2
E	23	172	77	5
F	19	185	93	4
G	21	173	83	5
H	20	171	64	3
I	32	181	64	3
J	20	172	60	3
Média±SD	22.5 ± 3.80	176.4 ± 7.74	76.1 ± 12.73	3.8 ± 1.03

5.3. Instrumentação

Para a realização da coleta dos dados, foi utilizado um sistema de aquisição de sinais (marca Lynx¹). Este sistema foi composto por um eletrodo bipolar ativo de superfície, constituído cada um de duas barras de prata de 10

¹ Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.: Rua Sales Júnior, 476. São Paulo – SP – Brasil

mm de comprimento por 1 mm de largura cada, posicionadas paralelamente e separadas entre si em 10 mm, sendo encapsuladas num molde retangular de poliuretano (20 mm de largura, 33 mm de comprimento e 5 mm de espessura) (Figura 5). Os eletrodos apresentam junto ao encapsulamento, um circuito pré-amplificado com ganho de 20 ($\pm 20\%$), CMRR (“*common mode rejection ratio*”) > 80 dB, impedância de $10^{12} \Omega$, corrente de polarização de entrada de $30 \times 10^{-12} \text{ A}$ e taxa de ruído do sinal < $5\mu\text{V pp}$.



Figura 5. Eletrodo bipolar ativo de superfície para captação de sinal eletromiográfico (Lynx).

Uma célula de carga, modelo MM da Kratos Dinamômetros², com capacidade nominal para até 100 Kg, sinal de saída de mV/V, construída em alumínio anodizado (Figura 6).

² Kratos Dinamômetros Ltda. Rua Dr. João Marques Maurício, 360, Embú, S.P. - Brasil



FIGURA 6. Célula de carga modelo MM da Kratos Dinanômetros.

Os eletrodos e a célula de carga foram conectados a um módulo condicionador de sinais, modelo MCS 1000 – V2, da Lynx, com 16 canais de entrada (Figura 7).



Figura 7. Módulo condicionador de sinais analógicos, modelo MCS-1000-V2, marca Lynx com 16 canais de entrada.

No condicionador, os sinais analógicos foram filtrados com faixa de frequência de corte de 20 Hz a 500 Hz, através de filtro analógico (tipo Butterworth, de dois pólos) e amplificado para um ganho final de 1000 Hz. O sistema ainda continha uma placa de conversão de sinal analógico para digital

(A/D) modelo CAD 12/36 da Lynx de 12 bites de resolução, com 16 entradas analógicas, suporte DMA (Direct Memory Access), permitindo a velocidade máxima de coleta de sinais independente da unidade central de processamento do microcomputador, da marca Lynx, versão 4 para MS – DOS, que permite aquisição de até 32 canais analógicos, com frequência de amostragem de 4.000 Hz duração de ensaio programável. O programa de aquisição de sinais AQDADOS, versão 5 da Lynx, serviu como software integrador do sistema de medidas dos sinais em um computador Pentium 233 MHz (Figura 8), permitindo a apresentação de até 8 canais simultaneamente na tela durante aquisição e tratamento dos dados além da compatibilidade com formatos mais universais.



Figura 8. Conjunto formado pelo computador Pentium 233 MHz com Aqdados 5 (A), e o condicionador de sinais com eletrodos e eletrogoniômetro conectados (B).

5.4. Delineamento Experimental

Os voluntários foram recebidos no laboratório antes da coleta para realizar a familiarização com o ambiente e treinamentos prévios ao protocolo experimental.

Em seguida foram submetidos à tricotomia, abrasão e limpeza dos locais de acoplamento dos eletrodos de captação de EMG. O eletrodo para captação da atividade mioelétrica foi posicionado no bíceps braquial (cabeça longa) e seguiu as normas do SENIAM (44), sendo fixado no terço médio entre o acrômio da escápula e a fossa cubital (Figura 9).



Figura 9. Posicionamento dos eletrodos de superfície no músculo bíceps braquial, conforme as recomendações do SENIAM (Hermens, 1999).

Após a colocação dos eletrodos, o voluntário foi posicionado adequadamente ao sistema de exercício, composto de uma cadeira com regulagem de inclinação do encosto, altura e tamanho do assento (figura 10).



Figura 10. Posicionamento do voluntário durante o experimento

Para assegurar que os ruídos externos não interferissem nos experimentos, o sinal de EMG foi registrado no repouso e analisado antes da continuidade dos experimentos.

O eletrodo de referência foi fixado no processo estilóide do membro contralateral ao membro que foi analisado.

Primeiramente foram obtidos os valores de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) com o cotovelo posicionado a 90° de flexão. O indivíduo realizou três séries de CIVM num tempo de 3 segundos com repouso de 5 minutos entre cada contração, realizadas com encorajamento verbal e “*feedback*” visual contínuo na tela do computador. A média dos valores de RMS das 3 CIVM, após o tratamento do sinal obtido foi considerada a capacidade máxima de força que o indivíduo conseguiu realizar. Onde posteriormente foi levado em consideração para que fosse realizada a normalização, pois de acordo com Doheny (8), é interessante que a normalização dos dados seja feita através da CIVM encontrada na respectiva angulação.

Dando continuidade, foram coletados os protocolos em degrau e em rampa.

Os exercícios foram realizados com o auxílio de uma célula de carga e um goniômetro. Permitindo padronizar a execução tanto em exercícios isométricos em “rampa” como em “degrau”, ou seja, em diferentes velocidades de contração e monitoração da posição articular desejada que fossem 90 graus de flexão de cotovelo com antebraço em supinação.

Durante o ensaio foram coletados dados como força aplicada, tempo de contração, eletromiografia (EMG) do músculo bíceps braquial, todos os dados em função da posição angular do braço e do tempo de contração.

5.5. Protocolo isométrico submáximo em rampa e em degrau

Nos exercícios isométricos “em rampa” o indivíduo foi orientado a incrementar a força de forma gradativa de 0 até 40% da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) através de feedback visual do registro da célula de carga no computador. Nos exercícios em “degrau”, o indivíduo realizou contrações isométricas com 40% da CIVM de maneira rápida, com a articulação também posicionada a 90 graus, visto que é a posição de maior vantagem mecânica, para o cotovelo. Foram coletados dez repetições em rampa, com doze segundos de duração e dez repetições em degrau com seis segundos de duração. O tempo de repouso entre cada repetição foi de dois minutos, sendo também realizadas de maneira aleatória.

No final do protocolo em rampa e degrau foi coletado mais uma CIVM, sendo que, se o valor da CIVM final variasse mais do que 5% da média da CIVM inicial, o teste seria invalidado. Pois de acordo com Raynold, Taylor e Mottram se

ocorrer essa variabilidade demonstra indícios de fadiga muscular localizada (45,46,47).

5.6. Processamento de Sinais

Os sinais eletromiográficos de cada exercício em rampa e em degrau foram divididos em quatro períodos através do registro da célula de carga. Nos exercícios em rampa, o primeiro período foi uma janela de tempo variável com média de seis segundos de duração, em que o indivíduo disparava a força de 0 até chegar a 40% da CVM, sendo chamado de RS, subida em rampa. O segundo período era uma janela de 3 segundos a partir do momento em que a linha de força da célula de carga estivesse estável, sendo chamado de RS1, sustentação 1 em rampa. O terceiro período era mais uma janela de 3 segundos após o RS1, sendo chamado de RS2, sustentação 2 em rampa, e o quarto período em rampa consistia da somatória dos dois períodos, o RS1 com o RS2, ou seja, uma janela de seis segundos sendo chamada de RST, sustentação total em rampa. Observa-se na figura 11, o esboço do sinal eletromiográfico em azul, e a linha de força do registro da célula de carga em vermelho, durante uma contração muscular em rampa de 0 a 40% da CIVM, note como foi realizado a divisão dos períodos do sinal eletromiográfico para a análise na base de tempo em um exercício em rampa.

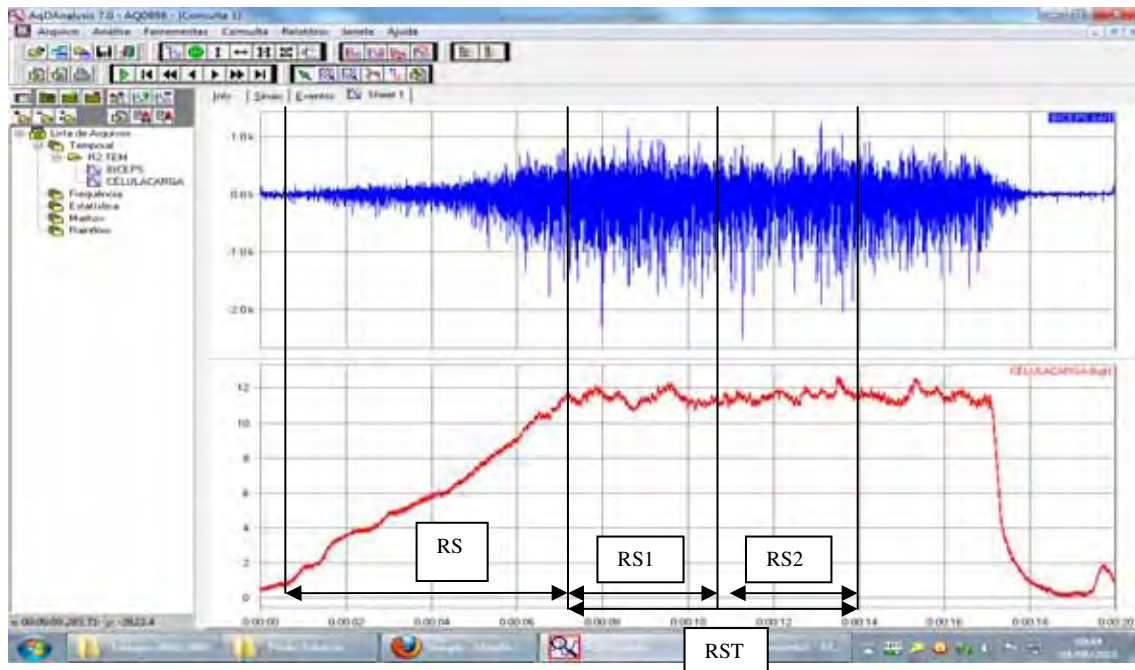


Figura 11. Períodos do sinal de força e eletromiografia em rampa.

O sinal eletromiográfico e o registro da célula de carga dos exercícios em degrau também foram divididos em quatro períodos. Sendo o primeiro período, uma janela de tempo variável em que o indivíduo disparava a força muscular de 0 a um pico de força, sendo chamado de DS, subida em degrau. O segundo período, consistia de uma janela de 3 segundos a partir do momento que o registro da linha de força da célula de carga se mantinha estável em aproximadamente 40% da CVM, sendo este período chamado de DS1, sustentação 1 em degrau. O terceiro período era uma janela de 3 segundos após o DS1, sendo chamado de DS2, sustentação 2 em degrau. O quarto período consistia da somatória do segundo e do terceiro período, ou seja, a somatória do DS1 com o DS2, uma janela de seis segundos que foi chamada de DST, sustentação total em degrau. Na figura 12 observa-se o comportamento do sinal eletromiográfico e o registro da linha de força da célula de carga durante uma contração em degrau, no qual foi dividido em quatro períodos.

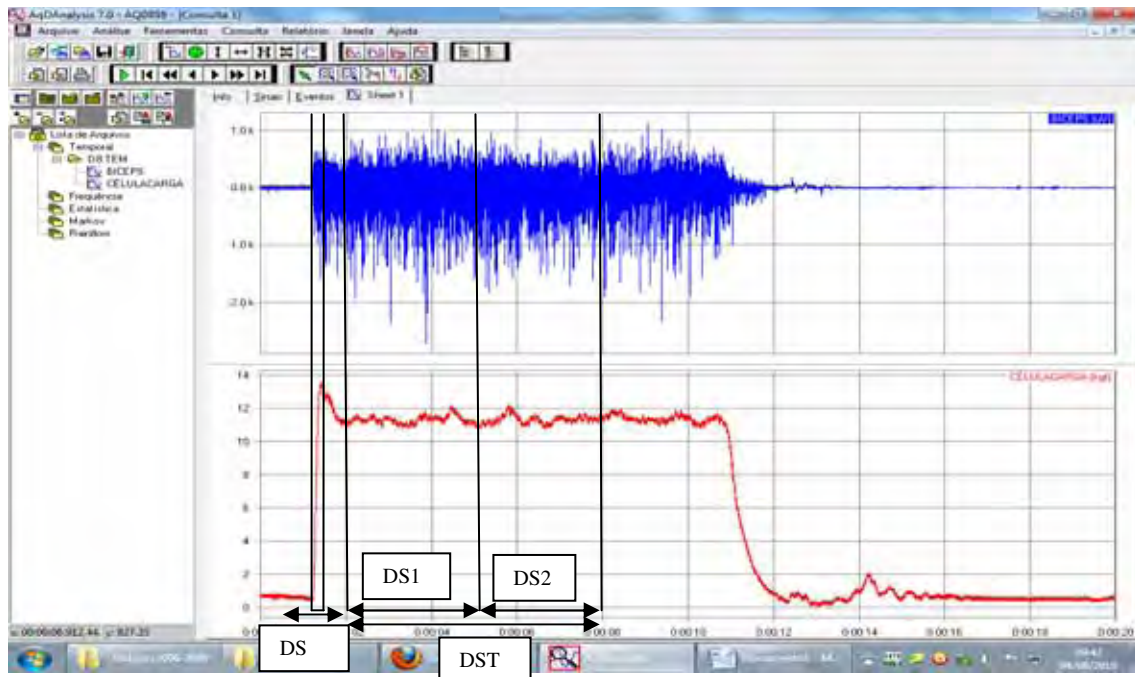


Figura 12. Períodos do sinal de força e eletromiografia em degrau.

Após a divisão de cada exercício em rampa e de cada exercício em degrau em quatro períodos, para análise no domínio do tempo foram obtidos os valores de RMS (root means square), para avaliar o nível de atividade muscular (48). Esse valor é definido por:

$$RMS[x] = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x^2(i)}$$

Após a obtenção dos valores de RMS, eles foram normalizados pelo valor da média das três CIVM e em seguida foi realizado a análise estatística dos dados.

5.7. Análise Estatística

Foi realizado nos dados de RMS normalizados um teste de normalidade Ryan-Joiner no software MINITAB e foi observado que os mesmos são normais. Logo foi aplicado o Teste de Wilcoxon no software Instat, sendo considerado como nível de significância $p \leq 0.05$. Foram comparados os valores de RMS normalizados dos quatro períodos em rampa com rampa; degrau com os quatro períodos em degrau, depois os quatro períodos de rampa com degrau.

6. Resultados

a. Valores dos períodos em degrau

Os valores de tempo dos respectivos janelamentos do sinal eletromiográfico em degrau obtiveram os seguintes valores: para o tempo de subida, o TS, a média foi de $X=0.021s$ com DP consideravelmente alto de $DP=0.14s$, com um valor alto de $CV=666$. Com esses resultados é possível observar que alguns indivíduos demoraram menos tempo para atingir a força que foi estabelecida que fosse 40% da CVM. Já nos outros períodos como TS1, tempo de sustentação 1 e o TS2, tempo de sustentação 2, apresentaram uma média de $X=3$ segundos, e nos períodos do TST, tempo de sustentação total uma média de $X=6$ segundos.

b. Valores dos períodos em rampa

Nos períodos em rampa o tempo de subida (TS) não foi o mesmo para todas as rampas e nem para todos os indivíduos. O TS apresentou uma média de $X=6.38$ segundos, com um desvio padrão de $DP=2.52s$ e $CV=39$. Apesar do TS não ter sido o mesmo para todos os voluntários essa variação não foi muito significativa, pois apresentou um baixo coeficiente de variação. Já os valores de tempo para o tempo de sustentação 1 e 2 se mantiveram estável com média de $X=3$ segundos. Os períodos do tempo de sustentação total apresentaram uma média de $X=6$ segundos.

c. Comparação dos valores de RMS normalizados dos exercícios em rampa versus rampa.

Comparando os exercícios em rampa versus rampa observam-se diferenças extremamente significantes nas comparações de $RS \times RS1$, $RS \times RS2$ e $RS \times RST$. Na tabela 5 estão expostos os valores de média, desvio padrão e nível de significância dos valores de RMS, comparando essa modalidade de exercício em seus quatro períodos.

Tabela 2. Valores de média, desvio padrão e nível de significância do RMS normalizado nas comparações dos exercícios em rampa x rampa.

	Média±DP	Média±DP	Valor de P
RSXRS1	0.266±0.13	0.428±0.18	≤ 0.05
RSXRS2	0.226±0.13	0.445±0.18	≤ 0.05
RSXRST	0.267±0.13	0.439±0.17	≤ 0.05
RS1XRS2	0.428±0.18	0.445±0.18	NS
RS1XRST	0.428±0.18	0.439±0.17	NS
RS2XRST	0.445±0.17	0.439±0.17	NS

d. Comparação dos valores de RMS normalizados dos exercícios em degrau versus degrau.

Nas comparações dos exercícios em degrau com o mesmo nos quatro períodos observa-se diferenças significantes nas comparações de DS1xDS2, DS1xDST e DS2xDST, mas nas comparações de DSxDS1, DSxDS2 e DSxDST os resultados não foram significantes. Na tabela 3 serão expostos os valores de média, desvio padrão e nível de significância do RMS normalizado nos respectivos exercícios.

Tabela 3. Análise do RMS normalizado do degrau x degrau com valores de média, desvio padrão e nível de significância.

	Média/DP	Média/DP	Valor de P
DSXDS1	0.473±0.25	0.413±0.18	NS
DSXDS2	0.473±0.25	0.436±0.25	NS
DSXDST	0.473±0.25	0.427±0.18	NS
DS1XDS2	0.413±0.18	0.436±0.18	≤ 0.05
DS1XDST	0.413±0.18	0.427±0.18	≤ 0.05
DS2XDST	0.436±0.18	0.427±0.18	≤ 0.05

e. Comparação dos valores de RMS normalizados dos exercícios em rampa versus degrau.

Nas comparações de rampa versus degrau é possível observar diferença significativa na comparação RSxDS, mas nas outras, as diferenças não são significantes. Observa-se ainda, que os valores de RMS aumentam gradativamente do tempo de subida ao tempo de sustentação 2 nos exercícios em rampa e nos exercícios em degrau, e que os valores de RMS comparados entre rampa e degrau são maiores em rampa, porém o valor de RMS no tempo de subida é maior em degrau do que em rampa. Na tabela 4 serão demonstrados os valores de RMS normalizados nas comparações de rampa versus degrau.

Tabela 4. Comparações dos valores de RMS normalizados dos exercícios em rampa versus os exercícios em degrau.

	Média±DP	Media±DP	Valor de P
RSXDS	0.259±0.13	0.473±0.25	≤ 0.05
RS1XDS1	0.428±0.18	0.413±0.18	NS
RS2XDS2	0.445±0.18	0.436±0.18	NS
RSTXDST	0.439±0.17	0.427±0.18	NS

7. Discussão

É evidente a distinção entre os exercícios em rampa e degrau, sendo que isso pode ser confirmado pelo valor de tempo do RS e do DS. Em rampa a média da RS foi de 6.38 segundos, e em degrau a média foi de 0.021 segundos, confirmando que para realizar os exercícios em rampa e em degrau são empregadas diferentes estratégias de controle motor, embora isso ocorra, é interessante ressaltar que existe uma variabilidade no tempo de subida em degrau, como também em rampa. O desvio padrão para a DS foi de DP=0.14s, com um valor alto de CV=666, já nas rampas o desvio padrão da RS foi de DP=2.52s, com um CV=39, sendo considerado baixo. Com esses resultados é possível observar que alguns indivíduos demoraram menos tempo para atingir a força que foi estabelecida que fosse 40% da CVM. Isso pode ter ocorrido devido aos indivíduos não terem realizado um treino de habilidades motoras. Talvez se

os voluntários tivessem realizado esse treinamento por alguns dias a RS e a DS apresentaria valores mais constantes. Pois, de acordo com Wong e NG (19); o controle neuromotor pode ser alterado por treinamento regular com carga. Outro fator que pode ter influenciado essa variabilidade da RS e da DS pode ter sido ruídos, espessura do tecido subcutâneo, ordem de recrutamento de unidades motoras, “*crosstalk*” de músculos adjacentes, a forma como os dados podem ter sido agrupados, pois na DS foi estabelecido o valor de RMS do período do início que a célula de carga disparou até alcançar o pico de 40% da CVM. Talvez a média de um período maior, com um tempo pré-estabelecido poderia demonstrar mais consistências nos resultados.

Nas comparações em rampa versus rampa foi possível observar diferenças significativas entre RSxRS1, RSxRS2, RSxRST. Essas diferenças demonstram que, os valores de RMS normalizados conforme vai passando do início da contração para o final vão aumentando, afirmando assim, que o recrutamento de unidades motoras pode ter sido gradativo. Esse aumento pode ser fundamentado pela lei que obedece ao princípio do tamanho, ou seja, de acordo com a teoria do tamanho, o aumento gradual da força em contrações estáticas (isométricas) é regulado por dois mecanismos; recrutamento e frequência de disparo. Sendo que, existe uma ordem de recrutamento, onde as unidades motoras menores, ou seja, as do tipo I são recrutadas, seguidas pelo recrutamento das maiores, sendo as do tipo IIa e com mais altos níveis de força são recrutadas as do tipo IIb (16,27).

Nas comparações em degrau versus degrau, as diferenças foram significativas apenas nas comparações de DS1xDS2, DS1xDST, DS2xDST. Sendo que, os valores de RMS normalizados foram maiores em DS1 do que DS2, e em DS1 do que em DST. Isso pode ter ocorrido devido à lei do princípio

do tamanho. É interessante observar que os valores de RMS do DS foram maiores que o DS1, DS2 e DST, podendo demonstrar uma maior ativação muscular no DS.

Comparando a RS com DS, foi possível observar que na subida em degrau (DS) os valores de RMS normalizados foram maiores. Quando se altera a velocidade de contração a teoria do princípio do tamanho pode se modificar, ou seja, pode haver o recrutamento primeiramente de unidades motoras maiores, do tipo II, e depois as menores, do tipo I, justificando os valores de RMS ter sido maiores no DS do que no RS.

Em Linamo (27) foi estudado duas velocidades de movimento para observar se havia diferença no modelo de ativação em situações normais e na fadiga, onde foi encontrado que quando se aplica a velocidade de encurtamento do músculo rápido, de maneira explosiva, ocorre maior ativação muscular e recrutamento de fibras de contração rápida. Com este estudo pode-se afirmar que há diferença quando se aplica diferentes velocidades, ou seja, foi observado que há maior recrutamento de unidades motoras rápidas no exercício explosivo de acordo com a biópsia. Podendo também apoiar o encontrado do presente estudo, onde os valores de RMS do período da subida em degrau são maiores que os outros períodos da contração em degrau.

Os resultados do presente estudo foram semelhantes aos estudos de Ryan (21). Neste trabalho foi comparada a amplitude (RMS) e a frequência durante as contrações isométricas em rampa e em degrau do músculo vasto-lateral e reto-femoral. Os valores de RMS foram mais altos para rampa do que em degrau, como no presente estudo. O trabalho sugere que a taxa de disparo pode ter sido mais alta durante as contrações em rampa. Os resultados apoiaram que a produção de força muscular pode ser controlada por diferentes

estratégias de controle motor. Em Bilodeau (30) foi observado um aumento do RMS nas contrações isométricas em rampa como nos encontrados deste trabalho. Eles afirmam que a composição e o tamanho da fibra podem contribuir para ocorrer diferenças na amplitude da eletromiografia, e que esse aumento da amplitude do sinal nas rampas pode ser explicado pela presença de fibras mais largas, ou seja, do tipo II. Larivière (40) sugere que essas diferenças na amplitude do sinal entre rampa e degrau podem ser devido a pequenas mudanças na atividade muscular. Eles relatam que a eletromiografia também pode ser afetada pela espessura do tecido subcutâneo entre os indivíduos e que seria interessante a amplitude do sinal ser ajustada por valores de atenuação da espessura do tecido subcutâneo. Nesse estudo os valores de RMS em rampa também foram maiores do que em degrau. Em Ryan (21) também observaram diferenças entre rampa e degrau, e afirmam que, essas diferenças podem ter ocorrido devido ao emprego de diferentes estratégias de controle motor na produção de força muscular. Os autores ainda sugerem que, os valores de RMS podem ter sido mais alto para rampa devido a uma taxa de disparo mais alta nessa modalidade de exercício. Em Larivière (28) relatam que o recrutamento de UM pode influenciar os dois modos de contração e que diferentes posicionamentos do membro em rampa em degrau poderiam ter afetado os resultados, pois haveria mudança no comprimento do músculo. Eles apoiaram o fato que uma alteração na ordem de recrutamento ou no limiar de recrutamento explicaria as diferenças observadas entre os dois tipos de contração.

Segundo Akataki (25) a amplitude (RMS) aumentou com o número de unidades motoras recrutadas e reduziu com taxas de disparo mais altas aumentando a frequência mediana. Se a amplitude aumentou com o número de unidades motoras recrutadas, o fato de o RMS ter sido maior na rampa do que

degrau pode ter ocorrido devido a um maior recrutamento de unidades motoras em rampa. Em Guo, Zheng, Xie, Chen (39) foi estudado exercícios em rampa e em degrau, sendo observados resultados iguais do presente estudo, ou seja, um aumento progressivo do RMS com o aumento do torque em rampas e em degrau. Os autores sugerem que esse aumento progressivo pode ter ocorrido devido um maior recrutamento de UM com o aumento do torque. Foi encontrado também maior valores de RMS em rampa do que em degrau, sendo esclarecido pelos autores que pode ter ocorrido maior ativação de fibras de contração rápida em rampa do que em degrau, pois as UM de contração rápida são controladas por neurônios motores largos, que são recrutados em limiares mais altos conforme o aumento gradual da força. Em Christie, Inglis, Kamen, Gabriel (32) também ocorreu o aumento do RMS nas rampas, mas os autores afirmam que esse aumento não aconteceu devido ao aumento na taxa de disparo e sim devido à distância entre o músculo e a gravação do eletrodo, mudanças na velocidade de condução na fibra muscular, recrutamento de UM e sincronismo de UM.

Mesmo sendo observadas diferenças entre os dois tipos de contrações, elas não foram muito significativas nas comparações de RS1xDS1, RS2xDS2 e RSTxDST, mas se fosse realizado um treinamento por um tempo prolongado essas diferenças poderiam ser mais discrepantes. Em um estudo, Wong e Ng (19) um grupo realizou um treinamento de musculação com carga moderada, e o outro, baixo número de repetições com altas cargas, durante oito semanas totalizando 24 sessões. Os dois grupos apresentaram diminuição do tempo de “*on-set*” e amplitude mais alta para o vasto medial oblíquo, concluindo que o controle neuromotor pode ser alterado por treinamento regular com carga.

O presente trabalho apresentou uma significativa limitação, que foi não ter sido possível controlar a velocidade de contração de uma maneira quantitativa, porém o exercício isométrico é freqüentemente usado em clínica nas duas velocidades. Apesar dessa limitação, foi possível identificar diferenças importantes entre essas duas modalidades de exercício.

Como proposta para continuidade do trabalho seria interessante que os voluntários realizassem um treino de controle motor, para observar se os valores da DS continuam com muita variabilidade, como também, observar se com esse treinamento os valores da RS continua variando pouco. Analisar os dados não somente no domínio do tempo como também no da freqüência seria muito interessante para ser mais bem interpretado o comportamento de recrutamento de unidades motoras, como o tipo de fibras recrutadas.

8. Conclusão

Os resultados encontrados neste trabalho nos permitem concluir que há diferenças quando se aplica diferentes velocidades de contração. Sendo que essas diferenças podem indicar um maior recrutamento de fibras do tipo II e ativação muscular nos exercícios em rampa, e que esse recrutamento pode ser gradativo. Provavelmente devido a essa estratégia de recrutamento e controle motor, pode ser que um treinamento por período prolongado produza mudanças, como o tempo de subida mais estável.

9. Referências Bibliográficas

- (1). Solomonow M, Baratta R, Shoji H, D'Ambrosia R. The EMG-force relationship of skeletal muscle dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyography Clinical Neurophysiology* 1990; 30:141-152.
- (2). Zhou P, Suresh NL, Rymer W. Model based sensitivity analysis of EMG-force relation with respect to motor unit properties: Applications to muscle paresis stroke. *Annals of Biomedical Engineering* 2007; 35:1521-1531.
- (3). Farina D, Merletti R, Rainoldi A, Buonocore M, Casale R. Two methods for the measurement of voluntary contraction torque in the biceps braquii muscle. *Medical Engineering & Physics* 1999; 21:533-540.
- (4). Brown SHM, McGill SM. Co-activation alters the linear versus non-linear impression of the EMG-torque relationship of trunk muscles. *Journal of Biomechanics* 2008; 41:491-497.
- (5). Oliveira AS, Tucci HT, Verri ED, Vitti M, Regalo SCH. Influência da posição do braço na relação EMG-força em músculos do braço. *Fisioterapia e pesquisa* 2008; 15:222-7.
- (6). Onishi H, Yagi R, Akasaka K, Momose K, Ihashi K, Handa Y. Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000; 10:59-67.
- (7). Del Santo F, Gelli F, Ginanneschi F, Popa T, Rossi A. Relation between isometric muscle force and surface EMG in intrinsic hand muscles as function of the arm geometry. *Brain Research* 2007; 1163:79-85.

- (8). Doheny EP, Lowery MM, FitzPatrick DP, O'Malley. Effect of elbow joint angle on force-EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18:760-770.
- (9). Watanabe K, Akima H. Normalized EMG to normalized torque relationship of vastus intermedius muscle during isometric knee extension. *Eur J Appl Physiol* 2009; 106:665-673.
- (10). OTA, LS. Análise da relação entre eletromiografia e força do músculo quadríceps em exercícios resistidos [dissertação]. São Carlos (SP): Universidade de São Paulo; 2006.
- (11). De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 1997; 13:135-163.
- (12). Lawrence JH, De Luca CJ. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J. Appl. Physiol.:Respirat. Environ. Exercise Physiol* 1983; 54:1653-1659.
- (13). Bernardi M, Solomonow M, Baratta RV. Motor unit recruitment of antagonist muscle pair during linearly increasing contraction. *Electromyogr. Clin. Neurophysiology* 1997; 37: 3-12.
- (14). Medeleine P, Bajaj P, Soggard K, Arendt-Nielsen L. Mechanomyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2001; 11:113-121.
- (15). Linamo V, Moritani T, Nicol C, Komi PV. Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force. *Journal of electromyography and Kinesiology* 2003; 13: 93-101.
- (16). Gerdle B, Henriksson-Larsén K, Lorentzon R, Wretting ML. Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on the muscle force and fiber type. *Acta physiol Scand* 1991; 142:457-465.

- (17). Akataki K, Mita K, Watakabe M. Electromyography and mechanomyographic estimation of motor unit activation strategy in voluntary force production. *Electromyogr Clin Neurophysiology* 2004; 44:489-96.
- (18). Milner-Brown HS, Stein RB. The relation between the surface eletromyogram and muscular force. *Journal Physiol* 1975;246:549-569.
- (19). Wong YM, Ng G. Resistance training alters the sensorimotor control of vasti mucle. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010; 20:180-184.
- (20). Dupont L, Gamet D, Perót C. Motor unit recruitment and EMG power spectra during ramp contractions of bifunctional muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000; 10:217-224.
- (21). Ryan ED, Cramer JT, Egan AD, Hartman MJ, Herda TJ. Time and frequency domain response of the mechanomyogram and electromyogram during isometric ramp contraction: A comparison of the short-time Fourier and continuous wavelet transforms. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18:54-67.
- (22). Sanchez JH, Solomonow M, Baratta RV, D'Ambrosia R. Control strategies of the elbow antagonist muscle pair during linearly and stepwise increasing contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1993; 391:33-40.
- (23). Woods JJ, Bigland-Ritchie B. Linear and non-linear surface EMG/Force relationships in human muscles. *American Journal of Physical Medicine* 1983; 62: 287-299.
- (24). Farina D, Fattorini L, Felici F, Filigoi G. Nonlinear surface EMG analysis to detect changes of motor unit conduction velocity and synchronization. *J. Appl Physiol* 2002; 93:1753-1763.

- (25). Akataki K, Mita K, Watanabe M, Itoh K. Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps braqui muscle. *Eur J Appl Physiol* 2001; 84:19-25.
- (26). Akasaka K, Onishi H, Momose K, Ihashi K, Yagi R, Handa Y, Hoshimiya N. EMG power spectrum and integrated EMG of ankle planteflexors during stepwise and ramp contractions. *Tohoku J Exp Med* 1997; 182:207-216.
- (27). Linamo V, Newton RU, Hakknem K, Komi PV, Davie A, McGuigan M, Triplett-McBride T. Neuromuscular responses to explosive and heavy resistance loading. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000; 10:417-424.
- (28). Larivière C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P. Effect of step and ramp static contractions on the median frequency of electromyograms of back muscles in humans. *Eur Appl Physiol* 2001, 85:552-559.
- (29). Sogaard K, Orizio C, Sogaard G. Surface mechanomyogram amplitude is not attenuated b y intramuscular pressure. *Eur J Appl Physiol* 2006; 96:178-184.
- (30). Bilodeau M, Schindler-Ivens S, Williams DM, Chandran R, Sharma SS EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003; 13:83-92.
- (31). Sbriccoli P, Bazzucchi I, Bernardi M, De Vito G, Felici F. Amplitude and spectral characteristics of bíceps brachii sEMG depend upon speed of isometric force generation. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003; 13:139-147.
- (32). Christie A, Inglis JG, Kamen G, Gabriel DA. Relationship between surface EMG variables and motor unit firing rates. *Eur J Appl Physiol* 2009; 107:177-85.

- (33). Oya T, Riek S, Cresswell AG. Recruitment and rate coding organization for soleus motor units across entire range of voluntary isometric plantar flexions. *J Physiol* 2009; 587:4737-4748.
- (34). Merlo E, Pozzo M, Antonutto G, Di Prampero PE, Merletti R, Farina D. Time-frequency analyses and estimation of muscle fiber conduction velocity from surface EMG signals during explosive dynamic contractions. *Journal Neuroscience Methods* 2005; 142:267-274.
- (35). Orizio C, Gobbo M, Diemont B, Esposito F, Veicsteinas A. The surface mechanomyogram as tool to describe the influence of fatigue on biceps brachii motor unit activation strategy. Historical basis and novel evidence. *Eur J Appl Physiol* 2003; 90:326-336.
- (36). Herda TJ, Ryan ED, Beck TW, Costa PB, DeFreitas JM, Stout JR, Cramer JT. Reliability of mechanomyographic amplitude and mean power frequency during isometric step and ramp muscle actions. *Journal Neuroscience Methods* 2008; 171:104-109.
- (37). Altenburg TM, De Haan A, Verdijk PWL, Mechelen WV, Ruiters CJ. Vastus lateralis single motor unit EMG at the same absolute torque production at different knee angles. *J Appl Physiol* 2009; 107:80-89.
- (38). Ricard MD, Ugrinowitsch C, Parcell AC, Hilton S, Rubley MD, Sawyer R, et al. Effects of rate of force development on EMG amplitude and frequency. *Int J Sports Med* 2005; 26:66-70.
- (39). Guo J-Yi, Zheng Y-P, Xie H-B, Chen X. Continuous monitoring of electromyography (EMG), mechanomyography (MMG), sonomyography (SMG) and torque output during ramp and step isometric contractions. *Medical Engineering & Physics*. No prelo 2010.

- (40). Larivière C, Arsenault AB. On the use of EMG-ratios to assess the coordination of back muscles. *Clinical Biomechanics* 2008; 23:1209-1219.
- (41). Ryan ED, Cramer JT, Housh TJ, Beck TW, Herda TJ, Hartman MJ. Inter-individual variability in the torque-related patterns of responses for mechanomyographic amplitude and mean power frequency. *Journal of Neuroscience Methods* 2007; 161: 212-219.
- (42). Kellis E, Katis A. Reliability of EMG Power-spectrum and amplitude of the semitendinosus and biceps femoris muscles during ramp isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2008; 18:351-358.
- (43). Farina D, Fosci M, Merletti R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *J Appl Physiol* 2002; 92:235-247.
- (44). Hermens HJ, et al. European recommendations for surface electromyography: results of the Senian. Roessingh Research and Development. 1999. p.121.
- (45). Raynold A, Galard G, Maderna L, Comi G, Lo Conte L, Merletti R. Repeability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *Journal of Eletromyography and Kinesiology* 1999; 9:105-119.
- (46). Taylor AM, Christou EA, Enoka RM. Multiple Features of Motor-Unit Activity Influence Force Flutuation During Isometric Contractions. *Journal Neurophysiol* 2003; 90:1350-1361.
- (47). Mottram CJ. et al. Frequency modulation Motor Unit Discharge Has Task-Dependent Effects on Fluctuations in Motor Output. *Journal Neurophysiol* 2005; 94:2878-2887.
- (48). AMADIO AC. Fundamentos biomecânicos para análises do movimento humano. São Paulo: Laboratório de Biomecânica / USP; 1996.

APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para a Participação no Trabalho de Pesquisa.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da Pesquisa: **“Estudo da relação entre força muscular e eletromiografia em exercícios isométricos em diferentes velocidades de contração”**.

Nome da Pesquisadora: Isabela Soares Kishi Fioramonte

Nome do Orientador: Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho

1. Você está sendo convidado a participar desta pesquisa que tem como finalidade captar o sinal do músculo com eletrodo fixado na pele, durante contrações musculares, no músculo bíceps braquial com pesos e velocidades de contrações diferentes. O seu antebraço ficará posicionado a 90 graus de flexão de cotovelo e você realizará uma força que será medida num dinamômetro (aparelho que mede a força). Em um primeiro momento, a força realizada por você será a força máxima, depois com diferentes porcentagens da carga variando a velocidade de contração. Após você será solicitado a realizar uma contração máxima até onde você agüentar.
2. O número de participantes deste trabalho serão 15 (quinze) indivíduos, sendo do sexo masculino, sem patologias relacionados com o cotovelo, onde todos deverão praticar atividade para o músculo bíceps braquial no mínimo duas vezes por semana. Os indivíduos deverão ter entre 18 e 22 anos.
3. Ao participar deste estudo você deverá permitir que a pesquisadora fixe eletrodos sobre sua pele, onde você permanecerá sentado em uma cadeira confortável com encosto ajustável. Durante a experiência você não correrá nenhum risco para sua saúde, podendo sentir apenas cansaço muscular no braço. Você terá a liberdade de recusar a participar e ainda recusar a continuar participando em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer prejuízo para o mesmo. Sempre que quiser poderá pedir mais informações sobre a pesquisa através do meu telefone e se necessário através do telefone do Comitê de Ética em Pesquisa.

4. A participação nesta pesquisa não traz complicações legais. A pesquisa não oferece risco e nem desconforto para o voluntário, uma vez que a eletromiografia utilizada é de superfície, a qual o eletrodo é fixado sobre a pele, não provocando dor. Os procedimentos adotados nesta pesquisa obedecem aos Critérios da Ética em Pesquisa com Seres Humanos conforme Resolução no. 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. Nenhum dos procedimentos usados oferece riscos à sua dignidade.
5. Todas as informações coletadas neste estudo são estritamente confidenciais. Somente a pesquisadora e orientador terão conhecimento dos dados.
6. Ao participar desta pesquisa o voluntário não terá nenhum benefício direto. Entretanto, esperamos que este estudo nos fornecesse informações importantes sobre a relação entre força muscular e eletromiografia, de forma que o conhecimento que será construído a partir desta pesquisa possa ajudar a caracterizar o esforço a que o músculo é submetido, onde a pesquisadora se compromete a divulgar os resultados obtidos.
7. O voluntário não terá nenhum tipo de despesa para participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação.

Após estes esclarecimentos, solicitamos o seu consentimento de forma livre para participar desta pesquisa. Portanto preencha, por favor, os itens que se seguem: Confiro que recebi uma cópia deste termo de consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo.

Obs.: Não assine esse termo se ainda tiver dúvida a respeito.

Consentimento Livre e Esclarecido

Tendo em vista os itens acima apresentados, eu, de forma livre e esclarecida, manifesto meu consentimento em participar da pesquisa

Nome do Participante da Pesquisa

Assinatura do Participante da Pesquisa

Assinatura do Pesquisador

Assinatura do Orientador

Pesquisadora: ISABELA SOARES KISHI FIORAMONTE

FONE: (18)97022758/ (18) 32791236

Orientador: DR. RÚBEN DE FARIA NEGRÃO FILHO

FONE: (18) 81260488/ (18) 32211977

Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa: Profa. Dra. Edna Maria do Carmo

Vice-Coodenadora: Profa. Dra. Regina Coeli Vasques de Miranda Burneiko

Telefone do Comitê: 3229-5388 ramal 5466 – 3229-5365 ramal 202

E-mail cep@fct.unesp.br

**APÊNDICE B – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da FCT/UNESP-
Presidente Prudente.**



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de Presidente Prudente

Parecer Assessor

PARECER DO CEP -UNESP
Protocolo de Pesquisa referente ao Projeto nº 20/2009

Título do Projeto de Pesquisa: “Estudo da relação entre EMG e Força Muscular em Exercícios Isométricos com Diferentes Velocidades de Contração”
Orientador: Prof. Dr. Rúben de Faria Negrão Filho
Orientada: Isabela Soares Hishi Fioramonte

Análise e parecer do relator (com resumo do projeto):

O trabalho tem como objetivo geral Desenvolver estudos teóricos e experimentais para comparar a relação entre Eletromiografia, EMG, e força muscular durante exercícios isométricos em duas diferentes velocidades de contração.

Parecer

O projeto de pesquisa é de grande importância do ponto de vista clínico para a reabilitação de lesões musculares. A folha de rosto esta presente assim como o Termo de Compromisso do responsável pela instituição. Estão presentes devidamente assinados: termo de compromisso do orientador e Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

De acordo com o disposto acima e estando o projeto dentro das normas de ética de pesquisa envolvendo seres humanos sugiro que o projeto seja **APROVADO**.

Aprovado.

Aprovado com recomendação (o projeto poderá ser iniciado não necessitando retornar ao CEP para reavaliação).

Pendente (o pesquisador deve responder aos questionamentos do CEP no máximo 60 dias após a data de emissão deste parecer. O protocolo retornará à reunião do comitê).

Não aprovado.