

Universidade Federal do Rio Grande do Sul
ESEF/UFRGS

Ativação do Bíceps Braquial no
exercício remada baixa com diferentes
pegadas

Rodrigo de Figueiredo

Porto Alegre
Junho de 2011

Universidade Federal do Rio Grande do Sul
ESEF/UFRGS

Ativação do Bíceps Braquial no exercício remada baixa com diferentes pegadas

Autor: Rodrigo de Figueiredo

Análise de revisão sobre o
comportamento do sinal
eletromiográfico (EMG) do
músculo Bíceps Braquial na
remada Baixa com a radioulnar em
posições supinada, neutra e
pronada.

Orientador: Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto

Porto Alegre
Junho de 2011

Rodrigo de Figueiredo

Ativação do Bíceps Braquial no
exercício remada baixa com diferentes
pegadas

Monografia apresentada como pré-
requisito para conclusão do curso
de Educação Física sob orientação
do Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto

Universidade Federal do Rio Grande do Sul
ESEF/UFRGS, 2011

Esta monografia, apresentada por Rodrigo de Figueiredo, intitulada *Ativação do Bíceps Braquial no exercício remada baixa com diferentes pegadas*, foi apresentada à COMGRAD da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (ESEF/UFRGS) no dia 21 de 11 de 2011 como pré-requisito para conclusão do curso de Educação Física.

Porto Alegre, 21 de novembro de 2011

Formando Rodrigo de Figueiredo

Orientador Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto

Dedico este trabalho à todas as pessoas que passaram em minha vida, acrescentaram e me ajudaram a me tornar uma pessoa melhor. Obrigado.

Agradeço o carinho e a estrutura que minha família me ofereceu, bem como a paciência e disposição que meu orientador Professor e Doutor Ronei Silveira Pinto apresentou e a atenção fornecida pelo professor e Doutor Marcelo Francisco da Silva Cardoso.
Finalmente, agradeço a oportunidade que este curso me ofereceu de crescer como pessoa

Lista de Figuras

Figura 1 - Desenho ilustrativo da remada com barra em T.....	13
Figura 2 - Desenho ilustrativo da remada sentado no aparelho de polias.....	14
Figura 3 - Desenho ilustrativo da remada sentado com elástico.....	14
Figura 4 - Desenho ilustrativo da pegada neutra (NTR).....	15
Figura 5 - Desenho ilustrativo da pegada supinada (SUP).....	16
Figura 6 - Desenho ilustrativo da pegada pronada (PRO).....	16
Figura 7 - Análise cinesiológica da remada baixa (LIMA e PINTO, 2006, p.38).....	17
Figura 8 - Movimentos da escápula.....	19
Figura 9 - Cavidade glenóide da escápula.....	20
Figura 10 - Ângulos de flexão e extensão de acordo com SACCO e TANAKA (2008).....	22
Figura 11 - Ângulo no plano frontal - eixo do úmero com o eixo do antebraço.....	22
Figura 12 - Vista superior da articulação radioulnar proximal na supinação.....	24
Figura 13 - Vista superior da articulação radioulnar proximal na pronação.....	24
Figura 14 - Vista superior da articulação radioulnar distal na supinação.....	25
Figura 15 - Vista superior da articulação radioulnar distal na pronação.....	25
Figura 16 - Pronação e supinação.....	26
Figura 17 - Bíceps Braquial.....	28
Figura 18 - Bíceps Braquial com mudanças da radioulnar.....	32

Sumário

RESUMO	9
1 INTRODUÇÃO	10
2 OBJETIVOS	11
2.1 Objetivo Geral.....	11
2.2 Objetivo específico.....	11
3 MÉTODOS	11
3.1 Tipos de estudo.....	12
3.2 Estratégia de busca para identificação dos estudos.....	12
3.3 A importância deste estudo (Justifica).....	12
3.4 Tipo de estudo.....	12
4 REVISÃO DE LITERATURA	13
4.1 Remada Baixa.....	13
4.2 Articulações.....	18
4.2.1 Articulação do cotovelo.....	21
4.2.2 Articulação radioulnar.....	23
4.3 Músculos das articulações envolvidas na remada baixa.....	26
4.3.1 Bíceps Braquial.....	27
4.4 Eletromiografia.....	34
5 CONCLUSÃO	36
6 REFERÊNCIAS	38

RESUMO

A remada baixa é um exercício com o objetivo de trabalhar os músculos dorsais, no entanto, outros músculos, como os flexores do cotovelo, têm participação significativa. A variação do exercício ocorre apenas na posição do antebraço, podendo ser supinada, neutra e pronada. Estudos têm mostrado que o músculo Bíceps Braquial (BB) é sensível às modificações de posição do antebraço, ele é um dos músculos que executa a flexão do cotovelo, no entanto apresenta uma ativação elétrica diferente da dos outros músculos que também fazem a flexão, isso ocorre porque o BB possui função de flexor e supinador nas articulações do cotovelo e radioulnar respectivamente, além de ter sido apresentada em alguns estudos a função de abdutor na articulação do ombro. O presente estudo, através de uma revisão de literatura científica investiga o nível de ativação do músculo bíceps braquial no exercício remada baixa utilizando as pegadas, supinada, neutra e pronada. Tem como objetivo verificar na literatura científica os efeitos das diferentes pegadas (supinada, neutra e pronada) no exercício remada baixa na ativação do músculo BB. Inclui uma pesquisa de revisão bibliográfica e apresentação de informações retiradas de referências de cunho científico. Apresenta descrição da execução e variação do exercício, uma análise cinesiológica da remada baixa, uma revisão das articulações e músculos envolvidos e a implicância na mudança da posição da radioulnar na ativação do bíceps braquial através das pesquisas científicas atuais. Demonstra através de referências a função do bíceps braquial e a importância deste no exercício. Apresenta a função do músculo no exercício através do uso da eletromiografia num estudo descritivo. O estudo pode concluir que ao se executar o exercício com a pegada supinada, o BB terá maior nível de ativação e, conseqüentemente, sua posição mais favorável para a produção de força. Na posição neutra sua ativação é pouco mais baixa que na anterior, já na pegada com o antebraço pronado terá seu nível de ativação muito reduzido, exigindo assim, uma compensação dos outros flexores do cotovelo no exercício.

PALAVRAS-CHAVE:

Remada baixa, Bíceps braquial, Eletromiografia.

1 INTRODUÇÃO

O exercício de remada baixa é comumente utilizado em academias de musculação, como é um exercício multiarticular, envolvendo as articulações do ombro, cintura escapular e cotovelo; sua prescrição é freqüente, fazendo deste um dos exercícios favoritos dos instrutores de academias na organização de um programa de treino de força. Muitas vezes se observa na evolução de um treino pegadas diferentes na remada baixa, alguns instrutores defendem que é apenas uma variação do exercício para não deixar o treino monótono sem maiores diferenças, outros defendem que são exercícios semelhantes com particularidades e resultados diferentes. Por este motivo acredita-se que se faça necessário uma pesquisa sobre o exercício e suas possíveis variações e implicações destas.

A remada baixa geralmente é executada em aparelhos específicos, muitas vezes consistindo de um assento, um sistema de polia e alça ou polia e barra. Quanto à pegada ela pode variar na posição da radioulnar, ela pode ser supinada (com as palmas das mãos voltadas para cima), pronada (com as palmas das mãos voltadas para baixo) ou mesmo neutra (com as palmas das mãos voltadas para a linha medial). Os sistemas de pegadas podem apresentar alças separadas para cada mão, como é o caso do exercício apresentado pelo autor AABERG (2006) ou com uma peça única para a pegada de duas mãos como os autores KRAMER e FLECK (2001), BAECHLE (1994), BAECHLE e EARLE (1995), ANDRADA (1998), BAECHLE e GROVE (2000) e NSCA(2010) apresentam. KRAMER e FLECK (2001) ainda trazem a remada baixa como “remada sentada com corda elástica”; o exercício é o mesmo, porém mudam as forças de resistência por serem derivadas de uma componente elástica.

Segundo LIMA e PINTO (2006), o exercício de remada baixa tem sua variação somente na articulação da radioulnar, podendo ser mantida supinada ou pronada. De acordo com os autores esta mudança irá interferir somente na ativação dos flexores do cotovelo, não tendo grandes mudanças nos outros grupos musculares envolvidos. Os autores KRAMER e FLECK (2001) apresentam a remada baixa como um exercício que fortalece os músculos da parte superior das costas, como o trapézio e rombóides, além dos extensores de ombro, como o latíssimo do dorso e a região posterior do ombro, como o deltóide parte espinal. Os autores ainda salientam que este exercício trabalha os flexores do cotovelo, braquial e o bíceps braquial, também envolvendo os flexores dos dedos.

A melhor maneira para determinar os músculos que contraem em determinado exercício e os movimentos que obrigam músculos específicos a entrar em ação é estudar o corpo vivo em condição normal. “Quaisquer que sejam as conclusões obtidas através de outros métodos, é este que proporciona a decisão final”, (RASCH e BURKE, 1977, p.86). As observações realizadas num esqueleto, mesmo num cadáver ou mesmo dados obtidos por estimulação elétrica não possibilita informar o que um músculo irá fazer, embora isso informe o que um músculo pode fazer. Nesta perspectiva, deve-se considerar a importância de estudar a ação muscular em situações reais para saber o que o sistema nervoso o obriga a fazer e quando lhe permite permanecer inativo.

No estudo “Os Exercícios de Força Mais Eficientes Para o Músculo Latissimus Dorsi” feito por SÁ (2007), o pesquisador aponta a importância da eletromiografia e conclui a pesquisa afirmando que os resultados indicam que a eletromiografia pode fornecer uma base científica para a seleção dos exercícios de força.

A eletromiografia tem sido uma escolha muito usada em artigos científicos (AZEVEDO et al., 2001; CARPENTER et al., 2007; CORREIA, SANTOS, VELOSO et al., 1993; GORDON et al., 2004; KOSSEL et al., 2009; De LUCA, 1997; NAITO, 2004; NAITO et al., 1998; NARICI et al., 1989; PORTO et al., 2005; RUDROFF et al., 2010), pois permite resultados fidedignos; além de fácil aplicação. Para este estudo a revisão de estudos eletromiográficos é adequada já que permite a observação do recrutamento das unidades motoras durante o exercício, além de ser um método seguro.

Estudos eletromiográficos têm apresentando dados sobre a ativação do músculo bíceps braquial. A atividade do flexor do cotovelo difere de acordo com a posição da radioulnar, segundo Basmijian e Deluca, 1989 *apud* NAITO *et al.*, 1998. Na pesquisa os autores reportam que o bíceps braquial se encontrou ativado na posição supinada e inativado na posição pronada. Deste modo é interessante saber como as diferentes pegadas podem interferir na remada baixa.

Este trabalho propõe, descrever o que é apresentado na literatura científica sobre a ativação do bíceps braquial para esclarecer o exercício remada baixa nas diferentes pegadas com o intuito de que estas informações possam auxiliar na elaboração de programas de treino em que este exercício é incluído entre os exercícios de força à serem utilizados.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral:

O objetivo do presente estudo foi de verificar na literatura científica os efeitos das diferentes pegadas no exercício remada baixa na ativação do músculo bíceps braquial.

2.2 Objetivo específico:

- Apresentar descrição da execução e variação do exercício remada baixa.
- Demonstrar a função do bíceps braquial no exercício remada baixa.
- Saber como se comporta o nível de ativação do músculo bíceps braquial nas diferentes posições da articulação radioulnar através de referências eletromiográficas.
- Verificar se textos relacionados à implicação das diferentes pegadas no exercício remada baixa na ativação do músculo bíceps braquial já foram publicados e conhecer a forma como esse assunto é abordado e analisado.

3 MÉTODOS

Desenvolveu-se o seguinte método para o levantamento da revisão de literatura deste trabalho:

3.1 Tipos de estudo:

Ensaio clínicos prospectivos e randomizados, artigos e livros publicados em datas compreendidas de 1970 a 2011, que apresentaram informações relevantes ao assunto proposto nesta pesquisa. Se teve a preocupação em trazer materiais mais atuais, no entanto estudos antigos como RASCH e BURKE (1977) se mostraram valiosos para melhor entendimento dos conceitos fundamentais para atingir os objetivos deste trabalho.

3.2 Estratégia de busca para identificação dos estudos:

Utilização de meios eletrônicos, incluindo os sistemas de busca e bases de dados: Google acadêmico, Pubmed, Scopus, Web of Knowledge, Capes e Scielo; também foi feita uma busca do material disponível na biblioteca da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (ESEF/UFRGS). Somente estudos passíveis de serem obtidos em sua íntegra foram analisados e acrescentados nesta revisão. A busca foi feita nas línguas portuguesa, inglesa e espanhola. Os termos científicos, palavras chave, utilizados individualmente ou de forma combinada foram: “bíceps braquial”, “eletromiografia”, “remada baixa”, “flexores do cotovelo”, “pronação”, “supinação”, “ativação do bíceps”, “biceps braquii”, “electromyography”, “flexion”, “elbow”, “shoulder”, “low row”, “supination”, “pronation” e “radioulnar”. A pesquisa totalizou quarenta e sete referências incluídas na revisão. Todos os estudos obtidos através das diferentes estratégias de busca foram avaliados e classificados em:

- a) Elegíveis: estudos que apresentam relevância e têm possibilidade de ser incluídos na revisão ou podem contribuir na estruturação deste trabalho.
- b) Não elegíveis: estudos sem relevância, sem a possibilidade de inclusão na revisão sistemática e que em nada acrescentam à este trabalho.

3.3 A importância deste estudo (Justificativa):

O conhecimento sobre a temática encontra-se disperso, necessitando por isso reuni-lo e tratá-lo de uma forma científica para a construção de uma síntese final. O estudo surge para esclarecer o que existe de informação sobre as modificações no exercício remada baixa, implicação na modificação da pegada na atividade do bíceps braquial e auxiliar na prescrição do treinamento de força.

3.4 Tipo de estudo:

O estudo é caracterizado como uma revisão de literatura.

4 REVISÃO DE LITERATURA

4.1 Remada Baixa:

A remada baixa é um exercício utilizado no ambiente de academias, percebe-se que é um exercício que aparece em muitos treinos. Ao navegar pela internet e ao ler manuais de exercícios também podemos observar que é um exercício muito divulgado e recomendado para o trabalho dos músculos dorsais. Buscando na literatura científica, encontramos a remada baixa com diversas particularidades diferentes de execução, são pequenos detalhes na postura e pegada.

No Livro “*El entrenamiento com pesas*” construído por SOLÉ e colaboradores (1996), traz que as academias quase sempre apresentam aparelhos para trabalhar a musculatura dorsal, principalmente o latíssimo do dorso; os autores comentam que dentre os exercícios mais adequados para trabalhar esta musculatura estão a remada baixa num aparelho de polias e a remada com a barra em T. A remada com barra em T é apenas uma variação da Remada, utilizando-se pesos colocados numa extremidade da barra e um aparato para auxiliar na pegada, podendo ser um triângulo metálico, que se prende na barra. A figura 1 mostra como o autor traz o exercício.

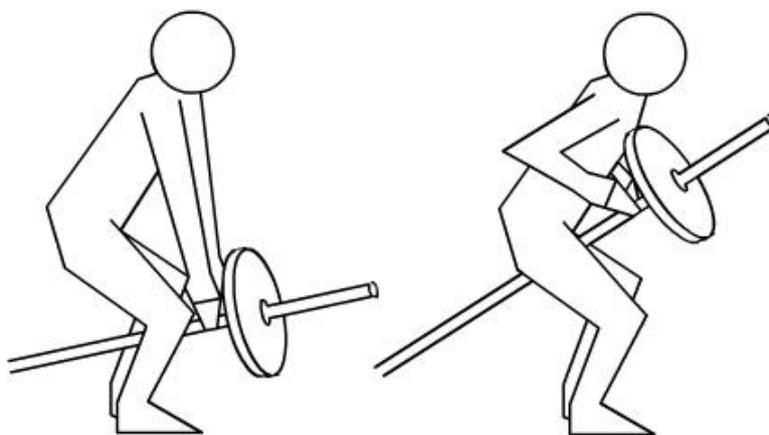


Figura 1 - Desenho ilustrativo da remada com barra em T

Já a remada baixa no aparelho de polias o executante fica na posição sentado como o da figura 2 mostra.

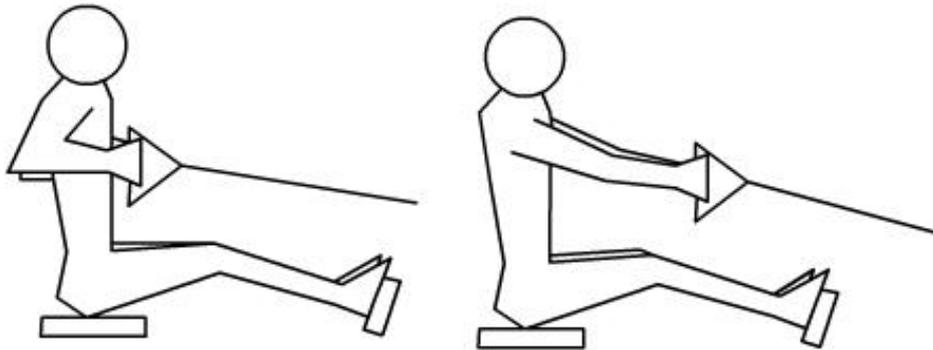


Figura 2 - Desenho ilustrativo da remada sentado no aparelho de polias

Os autores KRAMER e FLECK (2006, p.59) propõem a possibilidade da remada baixa ser executada com um elástico, como o exemplo abaixo na figura 3 demonstra. A execução se assemelha muito com a remada da figura 2, porém os membros inferiores estão posicionados de maneira diferente, já que na figura 2 o executante se encontra num banco com os pés apoiados um pouco abaixo da linha do quadril; na figura 3 o executante se encontra sentado no chão ou numa superfície plana. Existe também uma diferença na força de resistência nos exercícios, sendo que em um é movimentado por pesos e polias, no outro a força é derivada duma componente elástica.

Uma pesquisa feita por AZEVEDO *et al.* (2001), se comparou a ativação eletromiográfica do bíceps braquial fazendo uma força de flexão contra uma componente elástica e a força de resistência de um halter. Apenas três indivíduos do sexo masculino com idade igual a 20 anos fizeram parte da amostra. No estudo foi utilizado corda elástica, tubos de látex novos com um coeficiente de elasticidade igual a 20N. A conclusão dos autores foi de que embora não exista diferença estatisticamente significativa entre os sinais EMG dos indivíduos que exercitaram com resistência elástica e fixa, se pode evidenciar tendências de comportamento elétrico diferentes nos resultados do bíceps braquial ao se utilizar forças de resistência diferentes como as derivadas de pesos e elásticos. Um aspecto interessante observado pelos pesquisadores é de que no exercício com a resistência elástica se evidenciou mais suavidade nos traçados EMG.

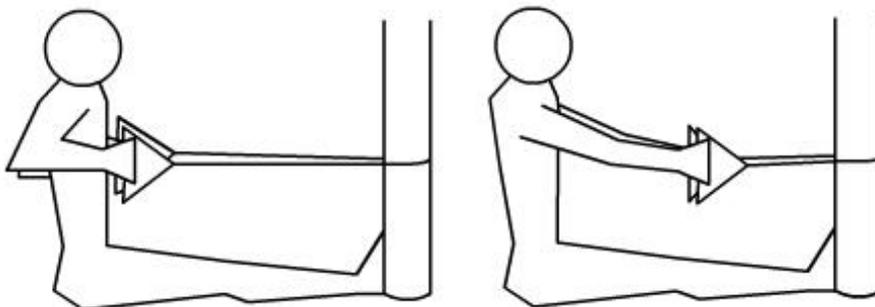


Figura 3 - Desenho ilustrativo da remada sentado com elástico.

Como se pode observar existe várias maneiras que a literatura apresenta para executar a remada e muitas se assemelham em posições e ângulos. No entanto, para evitar comparações inapropriadas, se terá o cuidado de utilizar apenas os exemplos que as referências citadas aqui trouxeram respectivas à remada baixa executada sentado num

aparelho de polias. Os autores BAECHLE (1994, p.357), BAECHLE e EARLE (1995, p.146), BAECHLE e GROVE (2000, p.76) apresentam a remada baixa num aparelho de polias, porém com a posição dos membros inferiores semelhantes à figura 3, ou seja sentado numa superfície plana. Já SOLÉ *et al.*, (1996, p.98), AABERG (2002, p.169) e AABERG (2006, p.163) apresentam a remada baixa mais semelhante ao exemplo da figura 2. Utilizar-se-á estes autores como referência na execução do exercício, pois apresentam posição e execução bem clara do exercício e não se considerará que essa pequena diferença de posicionamento de membros inferiores possa causar grandes modificações na resposta e recrutamento dos grupos musculares envolvidos no exercício. Por isso fica claro que a figura 2 traz o exercício mais próximo que se tem visto em academias e nas referências, portanto será a posição estudada neste trabalho. Embora possam ser válidas, quaisquer comparações com os resultados trazidos neste exercício específico, através deste estudo, com os semelhantes apresentados acima, estas devem ser feitas pelo leitor através de seu próprio julgamento e responsabilidade nos conceitos.

Quanto à execução do exercício, SOLÉ (1996) a descreve a seguinte forma:

[...] sentar na frente da máquina de polias, os pés no apoio para os pés. Mantendo os joelhos e os cotovelos ligeiramente fletidos, pela frente, pegue a alça e aplique tensão suficiente para levantar os pesos. Em seguida puxe as alças para trás até a altura do peito. Retorne à posição inicial. Mantenha o controle da sequencia de modo que os pesos não sofram uma pancada ao retornar à posição inicial estendida. (SOLÉ *et al.*, 1996, p.98)

Inclusive BAECHLE e GROVES (2000, p.76-77) exemplificam a execução e de modo mais detalhado. Desta maneira não ficam dúvidas de como o exercício deverá ser executado.

Já tendo uma boa definição do que é o exercício remada baixa, deve-se conhecer as variações das pegadas que serão estudadas neste trabalho, são elas: a pegada em neutro (NTR), a pegada supinada (SUP) e a pegada pronada (PRO). As figuras 4,5 e 6 ilustram estas posições respectivamente:

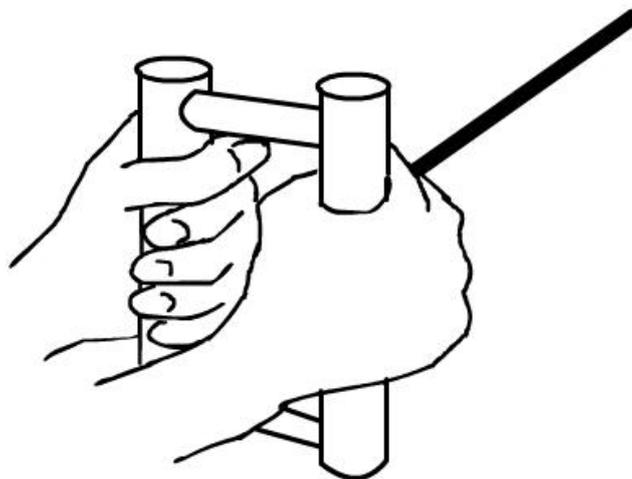


Figura 4 - Desenho ilustrativo da pegada neutra (NTR).

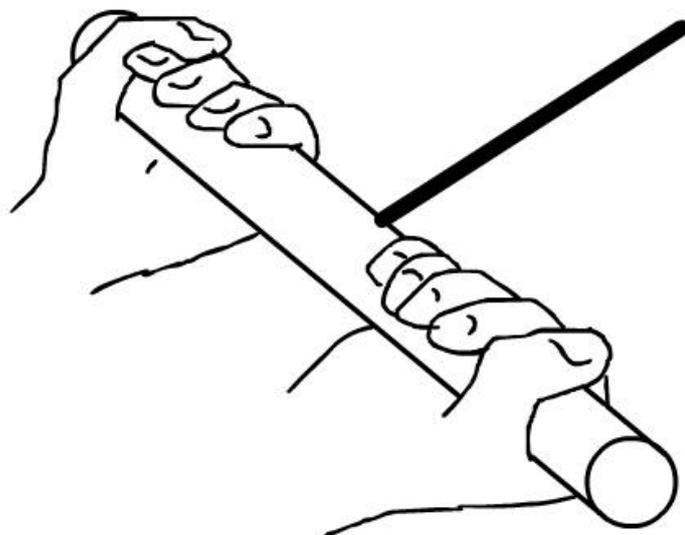


Figura 5 - Desenho ilustrativo da pegada supinada (SUP).

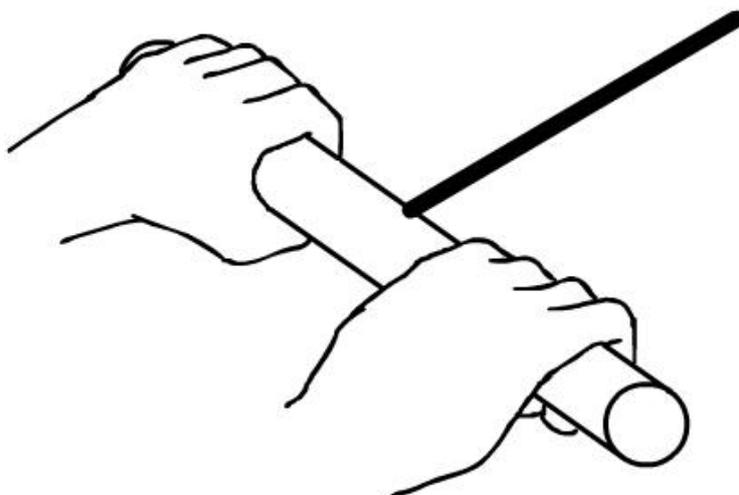


Figura 6 - Desenho ilustrativo da pegada pronada (PRO).

Os três tipos de pegadas da remada baixa modificam apenas o posicionamento da radioulnar, não tendo modificações nas posições iniciais e finais do exercício, nem na sua execução. Estas variações de pegadas têm se mostrado comum dentro do planejamento dos treinos de forças das academias. Os pesquisadores LIMA e PINTO (2006) apresentaram um trabalho em que foram coletadas respostas da ativação eletromiográfica de vários grupos musculares em inúmeros exercícios, sendo que um deles foi a remada baixa.

A possibilidade de variação ocorre somente na articulação radioulnar, que pode ser mantida pronada ou supinada. Essa mudança irá interferir na ativação dos flexores do cotovelo, não ocasionando maior

influência nos demais grupos musculares envolvidos [...] (LIMA e PINTO, 2006, p.38)

No entanto, não foram feitas análises comparando a resposta do sinal eletromiográfico nas diferentes pegadas. Os autores ainda fazem uma análise cinesiológica bem extensa e organizada do exercício. (Figura 7)

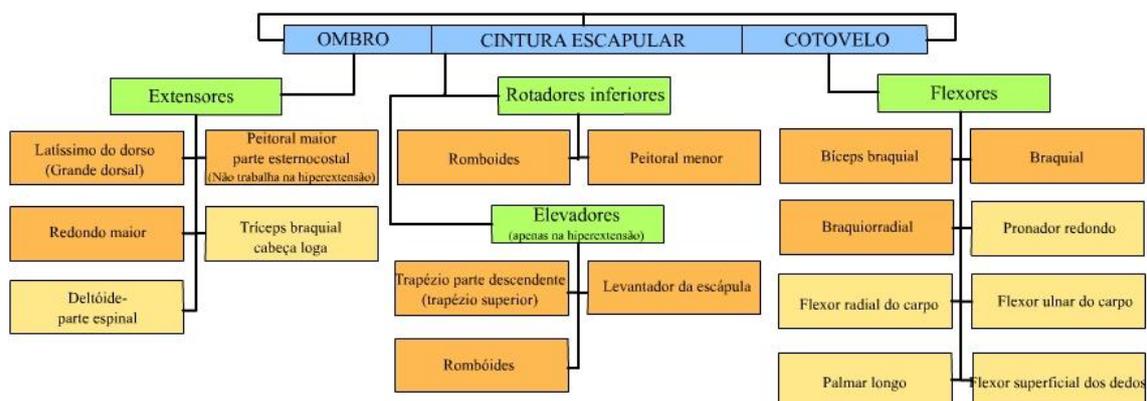


Figura 7 - Análise cinesiológica da remada baixa

Fonte: (LIMA e PINTO, 2006, p.38)

No livro *Muscle Mechanics*, AABERG (2006) apresenta a remada baixa como um exercício que faz uma retração da escápula, uma extensão de ombros e uma flexão de cotovelos. De acordo com o autor, os músculos alvo neste exercício são o Latíssimo do dorso, deltóide espinal, os retratores da escápula e os extensores espinhais. Já KRAMER e FLECK (2001) fazem uma leitura mais extensa dos músculos fortalecidos no exercício.

[...] Os músculos da parte superior das costas (trapézio, rombóides), os extensores do ombro (grande dorsal) e a região posterior do ombro (deltóide posterior) são desenvolvidos por esse exercício. Os músculos flexores do cotovelo (bíceps do braço, braquial) e os flexores dos dedos também são envolvidos nesse exercício. (KRAMER e FLECK, 2001, p. 122)

Os autores ainda alertam que a coluna não deve ser usada no início do movimento já que o esforço poderia causar uma lesão na região lombar. A remada baixa tem sido apresentada pelos estudiosos sempre acompanhada com os alertas e devidos cuidados para a coluna vertebral, pois é um exercício que traz um certo esforço lombar e se mal executado pode trazer problemas.

De acordo com a literatura, pode-se encontrar um censo comum em que a remada baixa se enquadra num exercício de fortalecimento da musculatura dorsal e que envolve articulações da escápula, ombros e cotovelos. As modificações nas pegadas têm sido pouco estudadas, pois não parecem causar grandes alterações nos grandes grupos

musculares. Porém, não deve-se desconsiderar a influência dos flexores do cotovelo já que estão fazendo um trabalho significativo no exercício.

4.2 Articulações:

A remada baixa é um exercício que envolve forças de resistência contra os movimentos de retração da escápula, extensão medial dos ombros e flexão do cotovelo (AABERG, 2006).

As articulações envolvidas no exercício são a cintura escapular, ombros e cotovelos, assim como apresenta AABERG (2006). Será realizada então uma apresentação breve destas articulações. O complexo do ombro apresentado por HAMILL e KNUTZEN (1999) foi a mais clara, simples e objetiva, das referências encontradas, então através destes autores será apresentado brevemente o complexo do ombro. Existem várias articulações no complexo do ombro, a esternoclavicular e a acromioclavicular são duas articulações fáceis de identificar pelo movimento da escápula. Os movimentos do braço ocorrem através da articulação glenoumeral.

[...] Apesar de ser possível criar uma pequena quantidade de movimento em qualquer uma dessas articulações isoladamente, geralmente o movimento é gerado pelas três articulações concomitantemente quando o braço é levantado, abaixado ou quando é produzida qualquer outra ação significativa (HAMILL e KNUTZEN, 1999, p. 148).

Existe um único ponto onde o membro superior se liga ao tronco, isso ocorre na articulação esternoclavicular, sendo que os movimentos nesta articulação ocorrem em três direções, sendo assim, dando à esta articulação 3 graus de liberdade. A clavícula pode se mover para baixo e para cima, executando os movimentos de elevação e depressão respectivamente. É entre a clavícula e o menisco na articulação esternoclavicular que este movimento ocorre, tendo uma amplitude de 30 a 40 graus aproximadamente; já nos movimentos de protração e retração, que são os movimentos anterior e posterior respectivamente, ocorrem entre o esterno e o menisco na articulação numa amplitude aproximadamente de 30 graus. A clavícula também, em seu eixo longo, pode rodar anteriormente e posteriormente em ângulos próximos de 40 e 50 graus. (HAMILL e KNUTZEN, 1999, p. 148).

A articulação acromioclavicular é uma articulação sinovial deslizante e pequena, e é nela que a clavícula conecta-se à escápula. Esta articulação se encontra no topo da cabeça do úmero e pode fazer a restrição óssea para os movimentos do braço acima da cabeça (HAMILL e KNUTZEN, 1999, p.149).

Quanto à escápula, são três direções diferentes que os movimentos escapulares ocorrem na articulação acrômio-clavicular: movimentos de protração ou abdução, e retração ou adução, que são movimentos anteriores, e posteriores, respectivamente, sobre o eixo vertical. Estes movimentos ocorrem com o movimento do acrômio sobre o menisco enquanto a escápula gira sobre o ligamento coracoclavicular medial, é neste local que os movimentos de protração e retração da escápula podem chegar a aproximadamente 30 e 50 graus respectivamente. O outro movimento escapular é para fora e para dentro do plano frontal, um movimento alar denominado

rotação para cima e rotação para baixo respectivamente. São movimentos que ocorrem à medida que a clavícula se move sobre o menisco no mesmo momento que a escápula gira sobre o ligamento coracoclavicular lateral, a amplitude deste movimento pode chegar à 60 graus aproximadamente. O último movimento escapular é o movimento para baixo e para cima, conhecido como depressão e elevação, respectivamente. São movimentos que ocorrem na articulação acrômio-clavicular, porém não são acompanhados pelas rotações que ocorrem sobre o ligamento coracoclavicular. Para elevação e depressão a amplitude do movimento articular fica em torno de 30 graus. A articulação fisiológica escapulotorácica é a que faz o contato da escápula com o tórax, esta se encontra apoiada sobre o serrátil anterior e o subescapular. (HAMILL e KNUTZEN, 1999, p. 149). (Figura 8)

[...] a escápula não está ligada ao tórax por uma articulação, mas somente por músculos. (GERMAIN e LAMOTTE, 1992, p. 109).

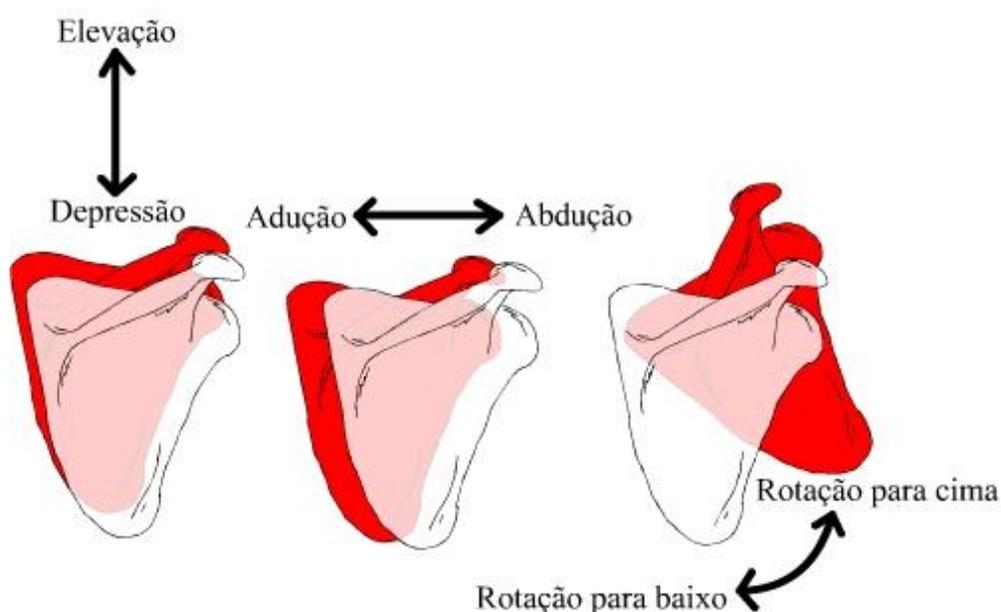


Figura 8 - Movimentos da escápula: elevação, depressão, adução, abdução, rotação para baixo e rotação para cima.

A outra articulação do complexo do ombro é a articulação glenoumeral, ou mesmo chamada de articulação do ombro (articulação escapulo-umeral). Esta articulação (Figura 9), formada pela cabeça do úmero e a cavidade glenóide da escápula, é a articulação de maior mobilidade, devido às grandes diferenças nas dimensões da superfície articular do úmero e da superfície articular da escápula, ou seja, a relação entre as duas superfícies fica na ordem de 1:4. (WEINECK, 1990).

[...] Como há mínimo contato entre a cavidade glenóide e a cabeça do úmero, a articulação do ombro depende de estruturas ligamentares e musculares para ter estabilidade. [...] (HAMILL e KNUTZEN, 1999, p. 151).

Os movimentos de flexão e abdução do ombro são os únicos limitados pelas saliências ósseas, que dão forma ao teto da articulação, isso quando o braço se encontra na posição horizontal, no entanto, esta limitação em grande parte é compensada pela rotação da escápula que possibilita o levantamento do braço próximo do plano vertical (WEINECK, 1990).



Figura 9 - Cavidade glenóide da escápula

A articulação do ombro permite o movimento de flexão do braço por aproximadamente 180° e na hiperextensão 60° no plano sagital, lembrando que com a articulação com a máxima rotação externa o braço pode somente executar uma flexão até 30° aproximadamente. Na abdução o braço pode mover-se em ângulos de até 180° aproximadamente, porém, se a articulação for girada internamente ao máximo, o braço só conseguirá executar 60° de abdução aproximadamente. Abduzindo o ombro para a posição neutra, o movimento pode continuar além da posição neutra executando uma hiperadução de aproximadamente 75° pelo corpo. As rotações externas e internas podem ocorrer ambas em 90° , somando 180° de liberdade no movimento; mas isso apenas na posição neutra, quando o braço está em 90° de abdução ele apenas terá a capacidade de rodar 90° . O braço ainda pode mover-se pelo corpo em movimentos elevados por 130° de flexão horizontal ou adução, já na extensão horizontal ou abdução 45° (HAMILL e KNUTZEN, 1999, p. 152).

As articulações que envolvem o ombro são muito exigidas no exercício de remada baixa, é importante que se compreenda o conjunto de funções que estas articulações fazem, para então compreender as funções dos músculos e poder juntar bagagem suficiente para confrontar com os estudos obtidos na pesquisa deste.

4.2.1 Articulação do cotovelo:

A articulação do cotovelo é uma articulação em dobradiça ou um gínglimo duplo, apresentando duas superfícies articulares; de acordo com os autores RASCH e BURKE (1977), estas são: 1ª articulação a incisura troclear da ulna (se articulando com a tróclea do úmero, portanto ela suporta a maior parte do peso) e 2ª articulação a superfície proximal da cabeça do rádio (esta é a que se articula com o *capítulo* do úmero). ZATSIORSKY (1998) trás as nomenclaturas da primeira de articulação umeroulnar e da segunda de umeroradial respectivamente. Segundo o pesquisador estas se tratam de duas articulações que trabalham como se fossem uma só, a articulação do cotovelo, no seu todo, é uma dobradiça conjunta e as articulações radioulnares são os pivôs direcionando os movimentos em um só grau de liberdade (extensão e flexão). No livro “*Cinesiologia e Anatomia Aplicada*” mais detalhes ainda são colocados pelos autores:

[...] A cápsula e a membrana sinovial envolvem esses dois pares articulares e, também, a articulação proximal entre o rádio e a ulna. Os espessamentos longitudinais desta cápsula são designados como ligamentos anterior, posterior, colateral e colateral ulnar. (RASCH e BURKE, 1977, p. 210)

A flexão é um movimento que leva o antebraço anteriormente de encontro com a face anterior do braço, o movimento de extensão segue no sentido inverso, afastando as faces. RASCH e BURKE (1977) ainda citam uma amplitude articular de 150° aproximadamente para a extensão e flexão da articulação do cotovelo, variando de acordo com as condições biomecânicas de cada indivíduo. Segundo os autores a limitação nas amplitudes ocorre na extensão pelo contato do olecrano da ulna com o úmero e na flexão os próprios tecidos moles e seu próprio volume à impedem em determinados ângulos.

[...] Em geral, a extensão não ultrapassa a posição horizontal dos dois ossos um contra o outro. Este movimento está limitado por um fator ósseo: a protuberância do olecrano na parte posterior da base do úmero (fossa olecraneana). [...] (GERMAIN e LAMOTTE, 1992, p. 139).

Para os autores SACCO e TANAKA (2008) a amplitude máxima calculada para os movimentos passivos de cotovelo é de 5° na hiperextensão (-5°) e na flexão de 160°, já na flexão ativa pode alcançar até 145°, levando em conta que o arco utilizado para as atividades de vida diária geralmente não ultrapassam ângulos entre 30-130°. (Figura 10)

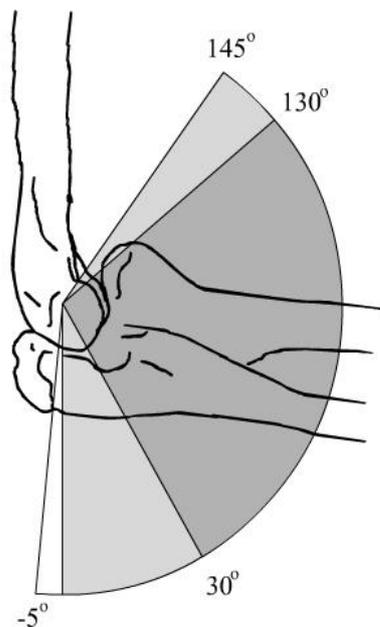


Figura 10 - Ângulos de flexão e extensão de acordo com SACCO e TANAKA (2008)

Quando o cotovelo é trazido para uma flexão de 20° ou mais, a estabilidade óssea muda e se torna um pouco destravada, permitindo maior frouxidão de um lado para o outro como trazem FLOYD e THOMPSON (2002). Durante a flexão e extensão, na obra de ZATSIORSKY (1998), é apresentada uma variação de deslocamento da articulação inferior à 3 mm em relação ao centro de rotação, além disso, se constata que com a articulação do cotovelo completamente estendida e com a rádioulnar totalmente supinada, forma-se um ângulo que se abre para a linha lateral. Este ângulo é formado pelo eixo do úmero com o eixo do antebraço e varia de acordo com o sexo, no geral, para homens adultos em torno de 11° e para mulheres adultas 14° como segue o exemplo na figura 11.

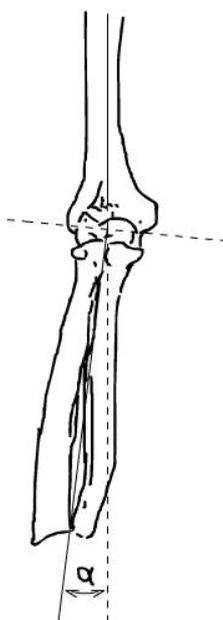


Figura 11 - Ângulo no plano frontal - eixo do úmero com o eixo do antebraço

Toma-se consciência da diferença sexual do esqueleto, como RASCH e BURKE (1977) pautam em seu trabalho, de que a maioria das mulheres possa hiperestender a articulação do cotovelo, no entanto esta característica que pode ser observada e as demais diferenças entre sexos não serão consideradas suficiente para causar diferença na resposta biomecânica e neurofisiológica frente ao exercício remada baixa entre os sexos.

4.2.2 Articulação radioulnar:

Pode-se observar três articulações radioulnares distintas: a articulação radioulnar proximal, a articulação radioulnar média e a articulação radioulnar distal RASCH e BURKE (1977).

[...] A articulação radioulnar proximal é uma articulação em pivô, situada entre a cabeça do rádio e a incisura radial da ulna e compartilha da membrana sinovial e da cápsula da articulação do cotovelo. [...] A articulação radioulnar média é uma articulação ligamentosa, ligeiramente móvel, sem uma cavidade. As bordas médias das diáfises do rádio e da ulna estão ligados por uma lâmina ligamentosa (a membrana interóssea) e pelo pequeno cordão oblíquo. [...] A articulação radioulnar distal é uma articulação em pivô, entre a cabeça (distal) da ulna e a incisura ulnar do rádio. [...] (RASCH e BURKE, 1977, p. 210, 211 e 212)

O movimento de pronação e supinação ocorrem através da rotação do rádio em torno da ulna, para que estes movimentos ocorram, duas articulações estão envolvidas; SACCO e TANAKA (2008) as identificam como radioulnares proximal (cilíndrica) e distal (cilíndrica). Primeiramente, as articulações radioulnares, assim como a articulação do cotovelo, possuem apenas um grau de liberdade, neste caso será o movimento de pronosupinação. Este movimento é descrito pelos autores como um movimento que ocorre no plano transversal e no eixo longitudinal do antebraço (NORKIN e LEVANGIE, 2001 apud SACCO e TANAKA, 2008, p. 69). O principal movimento da articulação radioulnar de acordo com WEINECK (1984, 94) é “[...] a cabeça do rádio girando em torno do próprio eixo, dentro da incisura correspondente da ulna (incisura radial da ulna).

A descrição que foi feita, novamente por SACCO e TANAKA (2008), em que os autores separam e explicam os movimentos da articulação radioulnar proximal falando da rotação da cabeça do rádio em torno do seu eixo no interior do ligamento anular. Já o movimento secundário desta articulação, eles comentam, ocorre com a rotação da cabeça do rádio no capítulo umeral. As figuras 12 e 13 trazem o exemplo que os autores fornecem (p.71-72).

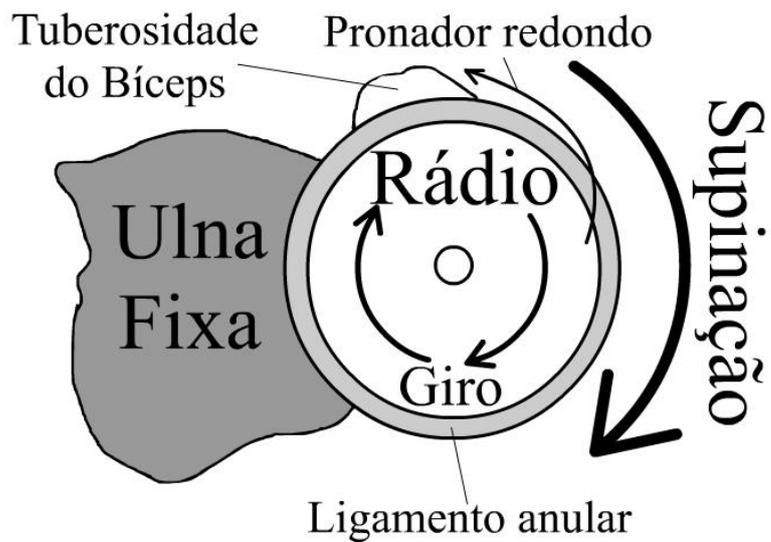


Figura 12 - Vista superior da articulação radioulnar proximal na supinação.

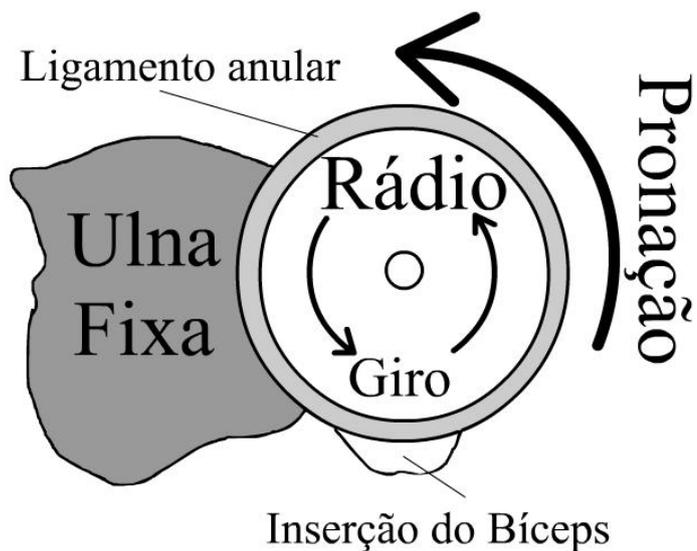


Figura 13 - Vista superior da articulação radioulnar proximal na pronação.

Sobre a articulação distal, é dito pelos autores que o movimento principal é um giro translacional da extremidade inferior do rádio em torno da ulna.

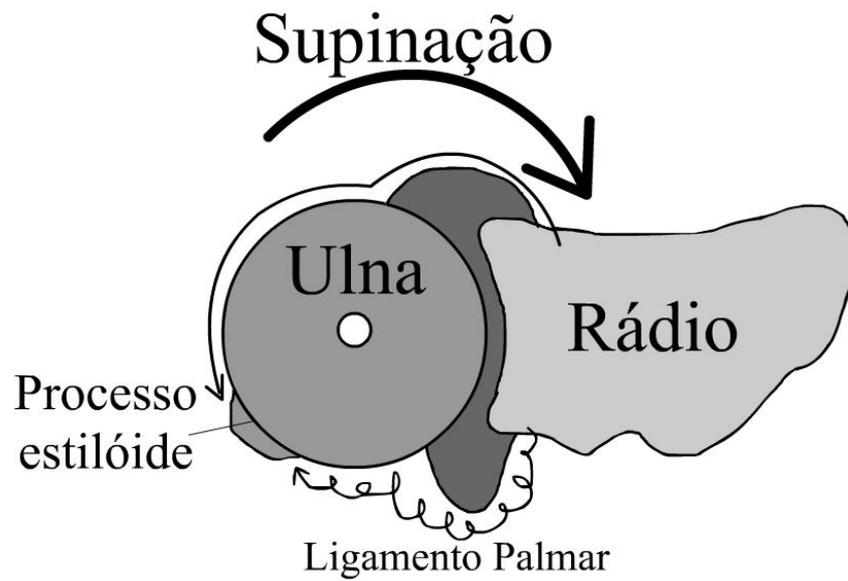


Figura 14 - Vista superior da articulação radioulnar distal na supinação.

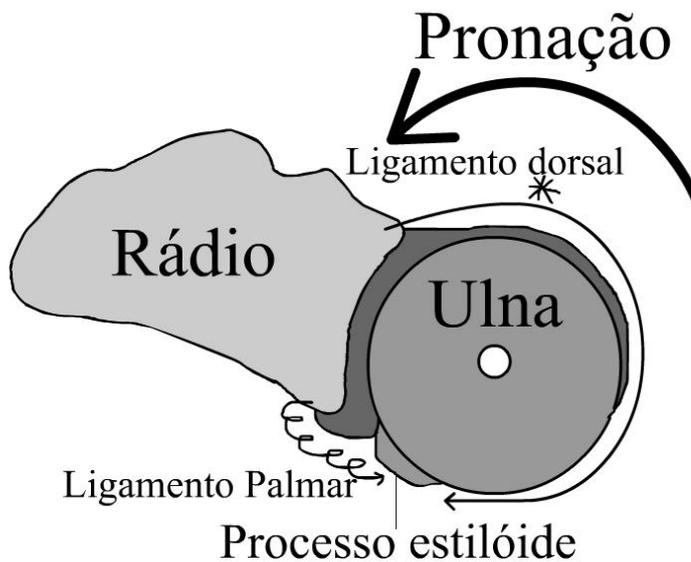


Figura 15 - Vista superior da articulação radioulnar distal na pronação.

Com o cotovelo flexionado em 90° , (CARRET *et al.*, 1976 *apud* ZATSIORSKY, 1998, p. 359), a angulação máxima na pronação é aproximadamente 70° e na supinação fica próxima de 85° como visto na figura 16. Se o cotovelo não estiver flexionado, neste caso completamente estendido, os movimentos de supinação e pronação vão ocorrer em conjunto com a rotação interna e externa da articulação do ombro.

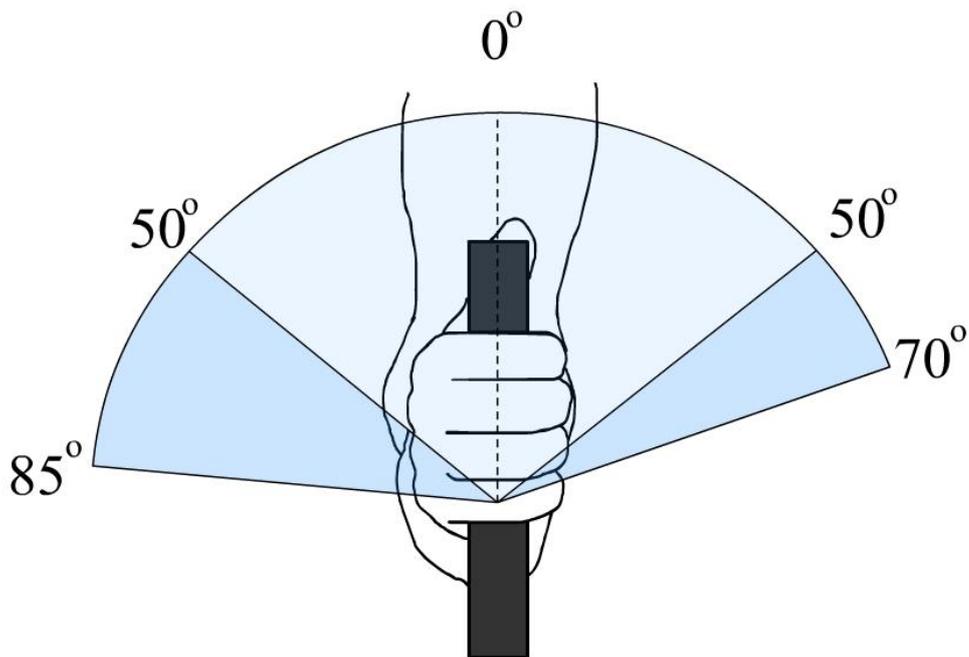


Figura 16 - Pronação e supinação.

Fazendo, então, uma revisão breve da estrutura destas articulações e seus movimentos, pode-se seguir numa revisão bem simples de alguns músculos que atuam nestas articulações e que têm função no exercício de remada baixa, focando no trabalho que o bíceps braquial apresenta no exercício. É uma apresentação curta, mas ela é necessária e facilita o entendimento e a capacidade de reflexão e crítica do leitor.

4.3 Músculos das articulações envolvidas na remada baixa:

Os músculos envolvidos nas articulações do ombro, cotovelo e radioulnar e que devem ter alguma participação significativa no exercício seja executando uma contração concêntrica, excêntrica, isométrica ou mesmo produzindo uma resistência significativa e que são importantes para a articulação e auxílio na ação de outros músculos, são:

O Peitoral Maior, Peitoral Menor, Subclávio, Bíceps Braquial, Braquial, Trapézio, Latíssimo do Dorso, Levantador da Escápula, Rombóide Menor, Rombóide Menor, Deltóide, Redondo Maior e Pronador Redondo. Estes músculos estão muito bem catalogados com apresentação de suas origens, inserções e ação nas obras dos autores RASCH e BURKE (1977), LACÔTE *et al.* (1987) BEHNKE (1990), GERMAIN e LAMOTTE (1992), CLARKSON (2001), STONE e STONE (2006) e KENDALL e KENDALL (2007). Por isso não será feita uma apresentação de cada músculo, apenas será comentado quando necessário e ocorrer alguma ação muscular significativa à ser descrita. Para a análise cinesiológica e uma visão da ação direta dos músculos no exercício remada baixa, basta retornar à figura 7, apresentada por LIMA e PINTO (2006), já mencionada anteriormente.

Em muitos estudos o bíceps braquial tem sido estudado junto ao braquiorradial, pois este também é um flexor da articulação do cotovelo, porém não é um músculo tão profundo quanto o braquial, facilitando o acesso para a eletromiografia. É um músculo que atua simultaneamente ao bíceps braquial na remada baixa, deste modo vale apresentar um estudo feito por MICHAEL e SPIGELMAN (2007) onde se verifica a função primária e secundária do músculo braquiorradial. Dez indivíduos saudáveis (nove homens e uma mulher; idade 34 ± 10 anos; altura 175 ± 7 cm; peso 76 ± 13 Kg) executaram a flexão do cotovelo nas posições do antebraço pronado, neutro e supinado com quatro forças de resistência diferentes (0, 22, 45 e 67N). O Cotovelo foi flexionado a 90° onde os voluntários executaram dois movimentos diferentes (o primeiro da supinação total até a posição neutra; o segundo da posição totalmente pronada até a posição neutra) usando quatro diferentes cargas (0, 9, 18 e 27N). Cada movimento começava e acabava com a posição da radioulnar supinada e pronada respectivamente. O sinal eletromiográfico do braquiorradial foi obtido assim como dados cinemáticos de movimento. Não foi encontrado diferenças no nível de ativação do braquiorradial na flexão do cotovelo nas três diferentes posições do antebraço, na entanto, na conclusão dos pesquisadores a maior ativação eletromiográfica do músculo apresentada durante a flexão do cotovelo indicou uma função primária de estabilizador durante a flexão. No eixo pronação-supinação o nível de ativação do músculo foi mais alto no movimento de pronação, levando os autoras à concluir que o músculo tem como função secundária a pronação. Estes resultados valorizam a função do supinador e bíceps braquial como supinadores e mostram que o braquiorradial é muito menos sensível que o bíceps braquial na mudança de posição do antebraço ao gerar o momento de flexão.

Dos músculos acima descritos e dentre os que são mais recrutados no exercício, se aprofundará a visão para o músculo Bíceps Braquial para posteriormente ter uma base de discussão.

4.3.1 Bíceps Braquial:

A questão levantada é o quanto o músculo bíceps braquial trabalha no exercício da remada baixa, como se comporta sua ativação e que interferência ele sofre nas modificações da pegada. Sabe-se que existe um trabalho significativo dos flexores do cotovelo no exercício, agora será apresentado o que a literatura tem fornecido de conhecimento sobre o papel do bíceps braquial, importantíssimo flexor, na atuação desta articulação e como ele é sensível à mudanças de posição do antebraço.

Basmajian e Latif (1957) *apud* NAITO (2004) demonstraram em pesquisa que durante a flexão do cotovelo com uma carga de 1 Kg, o músculo braquiorradial se encontrava moderadamente ativado na posição pronada ou semipronada, mas pouco ativo na posição supinada. Durante a manutenção da flexão, o braquial se encontrava ativo e o braquiorradial inativo em todas as posições do antebraço, já o bíceps braquial estava ativo na posição supinada e inativo na posição pronada. Isso demonstra como a posição das pegadas do exercício pode interferir na ativação do músculo.

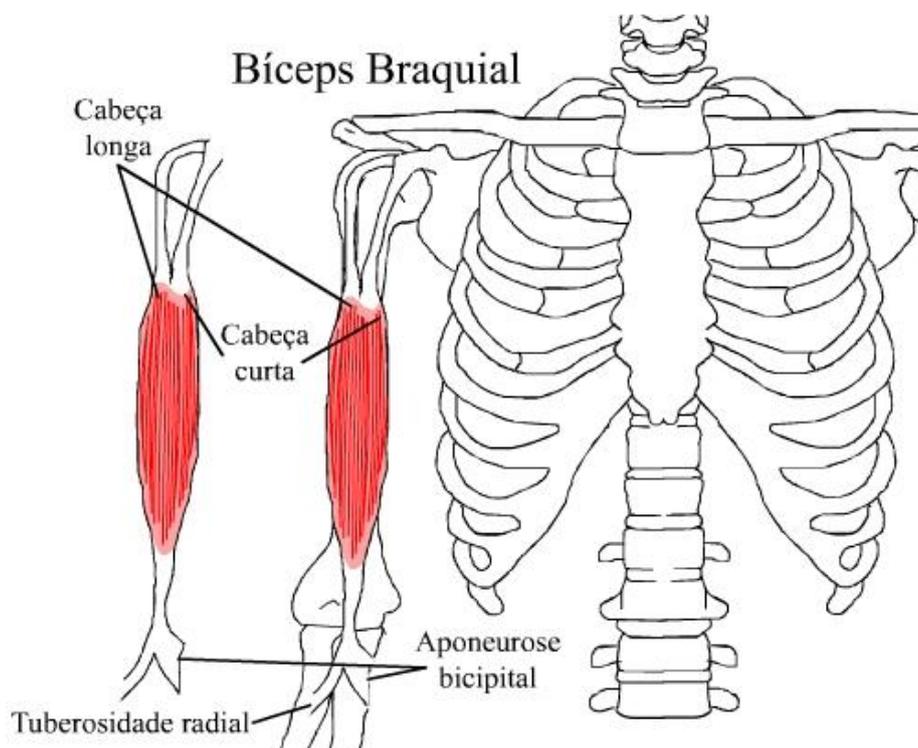


Figura 17 - Bíceps Braquial.

O músculo bíceps braquial é innervado pelo nervo musculocutâneo (C5, 6) (STONE e STONE, 2006); ele é comumente considerado um simples flexor do cotovelo, mas não é tão simples assim, o bíceps também interfere nos movimentos da articulação do ombro (BEHNKE, 1990). Embora este músculo seja considerado biarticular (ombro e cotovelo), tecnicamente este músculo deve ser considerado de três articulações (multiarticular), atuando nas três articulações anteriormente explicadas, articulação do ombro, cotovelo e radioulnar (FLOYD e THOMPSON, 2002).

Por se tratar de um músculo que age em mais de uma articulação, sua atividade é considerada diferente da dos outros flexores do cotovelo como o braquial e o braquiorradial (NAITO e Akiro, 2004). Para entender melhor a função deste músculo é necessário conseguir visualizar sua inserção e origem. O músculo Bíceps Braquial (BB) é um músculo fusiforme que possui duas cabeças, ou seja, a cabeça longa se origina no tubérculo supraglenoidal e borda da cavidade glenóide. Já a cabeça curta se origina no ápice da apófise coracóide da escápula, através de um tendão comum córac. Por fim, a inserção do músculo ocorre sobre a tuberosidade bicipital do rádio, e expansão para a parte medial da aponeurose do antebraço como apresenta LACÔTE *et al.* (1987).

Os Autores KENDALL *et al.* (2007) trazem que a cabeça curta do bíceps braquial é responsável numa parcela de ajuda para a adução do ombro, já a cabeça longa pode auxiliar na abdução se o úmero for rodado lateralmente. A análise biomecânica dos autores justifica que com a origem fixada, flexiona-se a articulação do cotovelo, movendo o antebraço em direção ao úmero e supinando o antebraço; agora, fixando a inserção, flexiona-se a articulação do cotovelo, movendo o úmero em direção ao antebraço.

O Bíceps Braquial flexiona o ombro, mas é fraco nas ações sobre a articulação, porém faz uma importante função de fornecer a estabilidade anterior dinâmica para manter a cabeça umeral na fossa glenóide (FLOYD e THOMPSON, 2002). Em um estudo (KOSSEL *et al.*, 2009) foi verificada a porção longa do bíceps

braquial através do sinal eletromiográfico, o resultado indica que a contração do bíceps elimina o sinal de apreensão anterior do ombro. Existe evidência também de que a porção longa do bíceps gere uma compressão entre a cabeça umeral e a cavidade glenóide, semelhante à gerada pelos músculos do manguito rotador (SAKURAI *et al.*, 1998 *apud* KOSSEL *et al.* 2009). Porém existem estudos que não encontram funções estabilizadoras para a porção longa do bíceps braquial (YAMAGUCHI *et al.*, 1997; LEVY *et al.*, 2001 *apud* KOSSEL *et al.* 2009). No entanto, estes estudo foram realizados sem a contração dos músculos que cruzam a articulação do cotovelo enquanto se executava os movimentos de ombro. Na conclusão do estudo de KOSSEL *et al.* (2009), os autores apresentam que, a partir dos resultados do estudo, é proporcionada uma maior atividade muscular da porção longa do bíceps braquial nas posições em flexão e abdução do ombro que nas posições neutras, também acrescentam que uma contração simultânea do bíceps braquial no ombro e cotovelo só resultará numa ativação maior quando existir a rotação lateral e abdução de ombro. Em outro estudo, os pesquisadores LEVY *et al.*, (2001), apresentaram dados de que a cabeça longa do bíceps braquial não é ativada com o ombro isolado quando as articulações do cotovelo e radioulnar estiverem controladas, o que vai contra a literatura atual. Os autores comentam que ao rever as técnicas empregadas em estudos recentes, percebem que a metodologia não tem sido bem aplicada para isolar a atividade na articulação apenas do ombro. No estudo executado, os pesquisadores tiveram ênfase em manter de maneira rígida e controlada o cotovelo e antebraço dos sujeitos para remover a influencia da função bicipital ao recolher os dados e justificam deste modo, os resultados diferenciados.

Para ajudar no maior entendimento dos flexores do cotovelo e principalmente no do bíceps braquial, comparações entre as posições pronadas e supinadas indicam que o nível de contração e o ganho na posição do antebraço supinado são maiores que os encontrados na posição pronada, respectivamente, no bíceps braquial, e onde o inverso é verdadeiro para o braquial e o braquiorradial (NAITO, 2004). Para o pesquisador, as propriedades de contração do bíceps braquial são consideravelmente diferentes das dos outros flexores.

Na articulação do cotovelo o músculo realiza a flexão do antebraço sobre o braço e na articulação radioulnar ele executa a passagem do antebraço da posição de pronação para a supinação (WEINECK, 1984). Em NAITO (2004) é sugerido pelo pesquisador que a modulação da contração entre o bíceps braquial e o braquiorradial através da estimulação elétrica neuromuscular deve fornecer força na supinação mantendo constante a força na flexão. Este resultado está de acordo com a teoria de que existem contrações recíprocas entre o bíceps braquial e os outros flexores para manter a força de flexão constante durante os movimentos de pronação para a supinação nos ângulos estudados 30°, 60° e 90° de flexão do cotovelo (NAITO *et al.*, 1998).

No estudo de GORDON *et al.*, (2004), foi comparado a EMG relativa de quatro músculos durante a resistência de rotação da radioulnar. Foram incluídos na pesquisa catorze sujeitos, sendo onze do sexo masculino e três do sexo feminino (30,2 ± 6,3 anos). A atividade elétrica dos músculos pronador quadrado – cabeça profunda e superficial, pronador redondo, supinador e cabeça longa do bíceps braquial foram coletadas. Um aparato customizado foi desenvolvido especialmente para a pesquisa, com a função de fornecer em vivo as forças de rotação impostas pelo antebraço. Os sujeitos da amostra colocaram o antebraço do membro não dominante na aparelhagem em forma de roda capaz de medir o torque produzido nos eixos de supinação e pronação da radioulnar. O cotovelo foi mantido em 90° de flexão e os ombros estavam abduzidos em ângulos próximos à 5° ou 10° durante o experimento. Os sujeitos executaram três

supinações e três pronações em contrações isométricas voluntárias máximas, tendo um tempo de descanso de dois minutos entre as contrações com um tempo de contração entre 3-5 segundos para gerar o máximo de força e manter esta força por mais três segundos. As contrações ocorreram em cinco posições diferentes da radioulnar: supinação total, supinação média, neutro, pronação média e pronação total. Os autores tiveram o cuidado de randomizar a ordem dos testes para evitar que a fadiga influenciasse nos resultados do estudo, já que ao todo eram 30 tarefas à serem executadas. Uma célula de força e o sinal eletromiográfico foram captados digitalmente para os resultados. Os pesquisadores concluíram que a magnitude do torque da pronação e supinação foi afetado pela modificação da posição do antebraço. A maior força de supinação ocorreu na posição de pronação média enquanto que o torque de pronação mais alto foi encontrado na posição de supinação média. Os resultados apontaram para uma força de torque maior para os supinadores. O resultado do sinal eletromiográfico de cada músculo mostrou que tanto o bíceps braquial quanto o supinador estavam altamente ativados durante os testes que envolviam a supinação, em quanto os músculos pronador redondo e pronador quadrado estavam altamente ativados nas forças de pronação. Também foi observado uma atividade mais elevada do supinador em relação ao bíceps braquial, especialmente quando o antebraço se encontrava na posição neutra e na posição de pronação média. Durante o torque de supinação, a atividade do bíceps braquial estava aumentada na posição de supinação média, quando o comprimento do músculo estava menor e o torque produzido estava comparativamente menor. Este mesmo comportamento foi observado no músculo supinador. Segundo os autores isso se deve ao comprimento-força do músculo, onde é necessário uma atividade maior para produzir uma mesma força de torque já que o músculo se encontra mais encurtado. Nas observações anatômicas das revisões científicas dos pesquisadores era esperado que dentre os quatro músculos analisados, o bíceps braquial é o que deveria ser mais influente agonista durante a supinação e o pronador redondo o agonista dominante na pronação, no entanto esta informação foi contraditória às bases eletromiográficas, onde o supinador e o pronador são os agonistas nos respectivos movimentos de acordo com os estudos eletromiográficos.

A ação de supinação, quando o músculo supinador está paralisado, ainda é possível graças ao músculo Bíceps Braquial, sendo que sua ação é mais significativa com o cotovelo fletido a 90°; já na ação de flexão do cotovelo, a ação do músculo fica mais significativa com ângulos de 90° aproximadamente, é neste momento que a força do bíceps fica confundida com a força tangencial (LACÔTE *et al.*, 1987).

É justamente na posição de supinação com a flexão em ângulo reto que o Bíceps Braquial desenvolve sua força máxima e isso ocorre porque, segundo WEINECK (1984), é nesta posição que o tendão final deste músculo, que contorna a ulna, se insere em linha reta, é essa a posição ideal que traz o autor, pois segundo ele, o músculo antes torcido em espiral, agora se encontra na posição ideal para produzir tração.

[...] significa que o atleta é obrigado a exercitar o músculo bíceps braquial nas duas pegadas, inferior e superior, afim de estar bem preparado para a ginástica de aparelhos com as duas técnicas de pega, as quais solicitam grupos diferentes de fibras deste mesmo músculo. [...](WEINECK, p. 96, 1984)

Os autores HAMILL e KNUTZEN (1999) trazem ângulos mais precisos quanto a produção de força do músculo e propõem que a força máxima de flexão do cotovelo ocorre em ângulos próximos de 90° com a posição da radioulnar supinada. A contribuição do músculo ainda pode ser aumentada se o braço for estendido ou hiperestendido na articulação do ombro, isso ocorreria, pois, segundo os autores, é quando a inserção da cabeça longa do bíceps braquial o torna tensionado. Estes dados devem estar apresentados, pois serão importantíssimos para discutir posteriormente os resultados do estudo, já que a remada baixa vai modificar os ângulos das articulações do ombro e cotovelo simultaneamente durante a execução do exercício. É importante também considerar que não só o bíceps braquial, mas todos os flexores do cotovelo apresentam uma melhor produção de força próximo dos 90° (SACCO e TANAKA, 2008).

Através de um estudo eletromiográfico dos músculos flexores do cotovelo sobre efeitos da fadiga, resultados interessantes acabaram surgindo (STAUDENMANN et al., 2009). Dez homens saudáveis (idade, $28,2 \pm 3,6$ anos; massa, $72,5 \pm 8,6$ Kg; altura, $1,8 \pm 0,1$ m) executaram com os músculos que fazem a flexão e extensão do cotovelo e supinação e pronação da radioulnar de duas à três contrações voluntárias máximas de cada grupo muscular. Para tanto, cada sujeito sentou numa cadeira com o membro superior esquerdo flexionado na articulação do cotovelo de modo que o antebraço se encontrava alinhado verticalmente. O cotovelo foi apoiado num suporte que restringia os movimentos anteriores e posteriores do braço. O antebraço foi fixado à um aparato que capturava as forças de supinação, pronação e flexão. Cada tentativa compreendeu três segundos para atingir a força máxima e manter por mais dois à três segundos, o tempo de descanso entre as tentativas foi de sessenta segundos. A maior força encontrada foi considerada a contração voluntária máxima e o pico encontrado com os flexores do cotovelo foi usado para calcular a força alvo para o nível de contração da fadiga. Então os sujeitos executaram uma contração isométrica a 20% da contração voluntária máxima até a fadiga. O critério para terminar o teste foi a redução de no mínimo 5% da carga determinada por mais de 5 segundos. Após o teste, foi solicitado aos sujeitos relaxar, e após executar uma contração voluntária máxima com os flexores do cotovelo por mais de dois segundos. O interessante nos resultados do estudo foi de que a duração do tempo de um indivíduo poder sustentar o torque de flexão do cotovelo sob força submáxima aparentemente não foi prejudicada pelas ações associadas ao redor do eixo pronação e supinação do antebraço. Estes resultados parecem estar de acordo com a teoria de NAITO *et al.*, (1998), comentada anteriormente, de que para manter a força de flexão constante durante os movimentos de pronação e supinação existem contrações recíprocas dos flexores para manter a força de flexão. Nos resultados do estudo também foi encontrado uma mudança no torque do eixo pronação-supinação associada à amplitude do sinal EMG da cabeça longa do bíceps braquial (STAUDENMANN et al., 2009).

Em outro estudo, PRAAGMAN et al., (2010) executam dois experimentos que foram conduzidos com o objetivo de estudar o recrutamento muscular dos músculos do membro superior para os movimentos de extensão e flexão do cotovelo. O primeiro estudo traz dados que contribuem para esta pesquisa; possuindo um n de seis sujeitos, se obteve a eletromiografia (EMG) dos músculos flexores do cotovelo (cabeça longa e curta do bíceps braquial, braquiorradial, braquial) e extensores (cabeça longa e curta do tríceps braquial e ancônio) ao executar a flexão e a extensão com as modificações de posição da radioulnar (supinação-pronação) em quatro ângulos na articulação do cotovelo (50°, 70°, 90° e 110°). Nos resultados, ficou visível que todos os flexores aumentaram o nível da ativação junto com um aumento no momento de flexão. A

cabeça curta do bíceps braquial, assim como a cabeça longa tiveram sua capacidade de força e nível de ativação aumentados na flexão do cotovelo quando o antebraço se aproximava da posição supinada. Segundo os pesquisadores isso já era esperado já que ambos são supinadores da articulação. Um ponto muito interessante na pesquisa foi que o nível de ativação dos músculos extensores do cotovelo também aumentou quando se fazia a supinação. O fato intrigante é que nenhum dos flexores analisados é capaz de executar momentos de supinação ou mesmo pronação. Segundo os pesquisadores, isso ocorre porque deve existir uma compensação ao momento de flexão gerado pelas cabeças longa e curta do bíceps braquial, que é gerado quando contribuem para a geração dum momento de supinação. Esse comportamento provavelmente não é observado na execução da remada baixa, pois não existe momentos de supinação nem pronação requeridos, apenas a força de flexão, na qual seria indesejado a atuação dos antagonistas dos flexores. Ainda sim é uma compensação neuro motora muito interessante encontrada pelos autores e vale a pena comentar por envolver a articulação e músculos importantes no exercício da remada baixa.

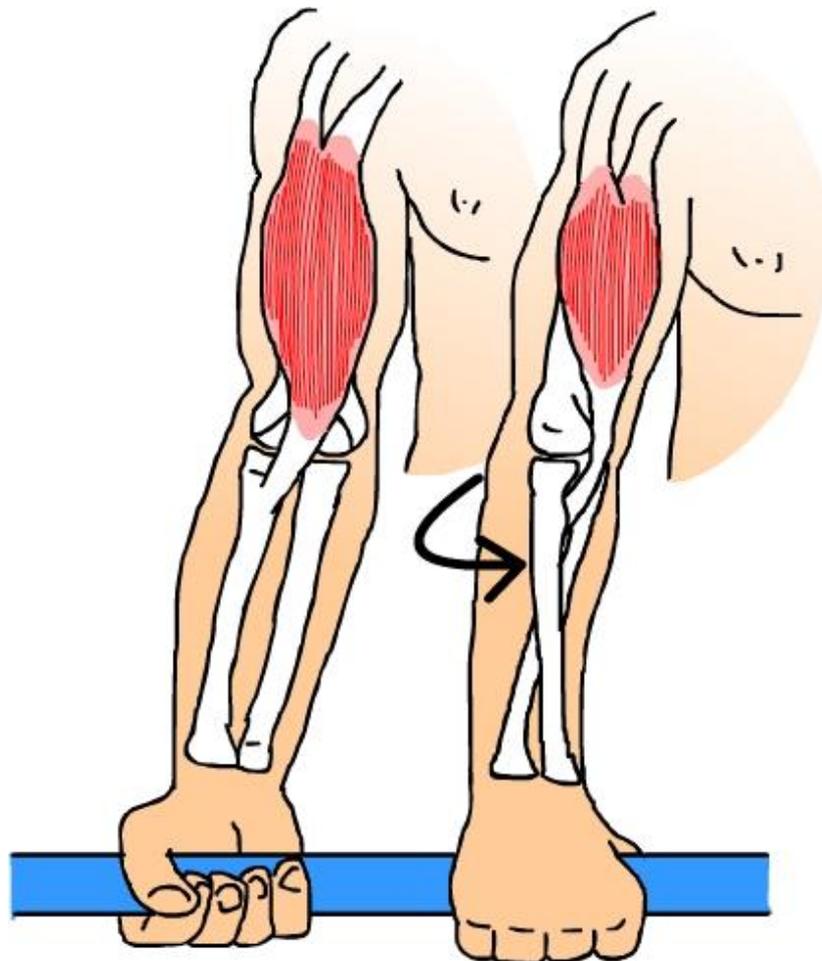


Figura 18 - Bíceps Braquial com mudanças da radioulnar.

De acordo com HAMILL e KNUTZEN (1999), podemos observar, ilustrado na figura 18, que quando o antebraço está prona, a inserção do bíceps braquial que se localiza no rádio acaba ficando torcida embaixo. De acordo com os autores essa posição

acaba interferindo com a produção de força na flexão do músculo. Por isso que o bíceps braquial fica mais eficiente para produzir a flexão quando o antebraço está supinado e o tendão não se encontra torcido sob o rádio.

Esse comportamento peculiar do músculo bíceps braquial vai ser a base à ser considerada na pesquisa, afinal esse é o ponto chave que vai influenciar diretamente nos resultados. O interessante sobre esse ponto é que acabam se formando duas correntes na literatura científica. Embora muitos autores têm defendido que existe uma desvantagem biomecânica do bíceps braquial, pois como apresentado anteriormente, quando a articulação do cotovelo se encontra com a radioulnar pronada, a musculatura flexora do cotovelo se encontra em desvantagem. De acordo com essa teoria, o músculo fica anatomicamente desfavorecido já que a tuberosidade do rádio, onde se insere o tendão do bíceps, fica rodada medialmente, produzindo um giro do tendão em torno do osso, fazendo com que, então, o bíceps braquial não esteja em condições ideais para a produção de força (Hamill, Knutzen, 1999; Lima, Pinto, 2006 apud LOSS *et al.*, 2010). Outra corrente surge falando de uma possível inibição do sistema nervoso central entre os flexores do cotovelo nos movimentos da articulação, NAITO (2004), RUDROFF *et al.* (2010), LOSS *et al.* (2010).

Estudando o comportamento dos flexores do cotovelo em isometria com posições diferentes da radioulnar, RUDROFF *et al.*, (2010), apresentaram resultados interessantes sobre o recrutamento do músculo bíceps braquial. Para a pesquisa, vinte e três jovens (21 ± 6 anos) saudáveis, sendo 20 homens, integraram a amostra da pesquisa. No experimento os participantes foram colocados sentados em uma cadeira (semelhante à de dentistas) adaptada de modo que o membro não dominante permanecesse com uma flexão de ombro, trazendo o braço na posição horizontal e o antebraço na posição vertical, formando 90° na articulação do cotovelo. O cotovelo se encontrava fixo por um apoio enquanto o antebraço estava preso na posição desejada por um aparato que envolvia o punho do sujeito, deste modo um sensor foi colocado para medir o momento da força de flexão do cotovelo. A atividade EMG foi captada da cabeça longa e curta do bíceps braquial, da cabeça lateral do tríceps e do braquiorradial durante as tarefas e contrações voluntárias máximas através de eletrodos de superfície. Também foi captada a atividade muscular através de fios finos. Cada sessão do experimento compreendeu cinco mensurações que seguiram a seguinte ordem: (1) Contração voluntária máxima e EMG dos flexores do cotovelo; (2) máximo EMG para o tríceps braquial; (3) limiar de recrutamento de uma única unidade motora no bíceps braquial; (4) descarga da unidade motora durante a execução das tarefas na posição supinada e subsequente contração voluntária máxima; (5) descarga da unidade motora durante a execução das tarefas na posição neutra e subsequente contração voluntária máxima. O estudo também fez a comparação da frequência de descarga das unidades motoras do bíceps braquial, para isso se obteve o sinal de vinte unidades motoras com a posição da radioulnar supinada frente às tarefas exigidas e novamente as mesmas vinte unidades motoras com a radioulnar em neutro repetindo as mesmas tarefas. Os resultados dos estudos apresentaram diferenças significantes nas mudanças de amplitude do sinal EMG e atividade das unidades motoras nas quatro condições. Uma das grandes diferenças ocorreu na ativação das unidades motoras do bíceps braquial, exibindo um maior declínio na taxa de descarga média e apresentando, assim, uma maior variabilidade da descarga na posição do antebraço supinada. Os autores também observaram que o sinal EMG do braquiorradial teve um ganho maior que do bíceps braquial quando as tarefas foram solicitadas com a radioulnar na posição neutra. Deste modo, pode-se concluir que as variações de posição do antebraço estão associadas à mudanças na atividade das unidades motoras dos flexores do cotovelo.

Em pesquisa, LOSS *et al.* (2010) estudando os flexores do cotovelo, se utilizando de uma amostra de sete sujeitos, três homens e quatro mulheres, submetidos à dois exercícios que envolviam a flexão de cotovelo mantendo a radioulnar pronada, concluíram que não concordam com a teoria da desvantagem mecânica anteriormente descrita. Para LOSS *et al.* (2010), apesar de não haver o movimento de supinação, a solicitação voluntária do movimento executado permitiu que o músculo bíceps braquial participasse significativamente na flexão do cotovelo. Os pesquisadores ainda complementam a conclusão de que o fato de o bíceps braquial não participar efetivamente da flexão do cotovelo quando a radioulnar se encontra em posição pronada, é porque existe uma estratégia do sistema nervoso central (SNC) em não recrutar esse músculo, pois assim impede que a articulação radioulnar seja supinada.

Essa corrente presente na literatura não é tão nova assim, já em 1977, os autores RASCH e BURKE apresentaram um material em que já trazem este assunto à tona. Eles trazem uma crítica à, embora brilhante, porém por vezes equivocadamente mal interpretada, obra de Duchenne (*apud* RASCH e BURKE, 1977), quando os resultados de sua pesquisa mediante estimulação elétrica em cadáveres são transportados para o corpo vivo. O problema que os autores levantam é que num caso real, ou seja, num ser vivo, devido à ação e oportunidade, o SNC é responsável por obrigar o músculo à agir ou permanecer inativo.

[...] a observação do corpo vivo demonstra que, certos músculos que deveriam contribuir, consideravelmente, na execução de um movimento, na realidade nunca o fazem. Um exemplo disto é o glúteo máximo, que poderia participar na extensão da perna durante a marcha, mas não o faz. [...] (RASCH e BURKE, p. 86, 1977).

Essa teoria, que tem ganhado forças, contribui para tentar explicar a redução na ativação do músculo bíceps braquial quando na posição do antebraço pronada. Em pesquisa, inibições e facilitações neurais entre o bíceps braquial, braquiorradial e pronador redondo foram observadas em humanos e gatos respectivamente. A partir dos estudos EMG de NAITO (2004), a inibição deve funcionar durante os movimentos de pronação/supinação e a facilitação deve ocorrer durante os movimentos de locomoção. Por em quanto 21 inibidores e 16 facilitadores de conexões neurais entre 13 músculos foram identificadas, porém existem mais de 40 músculos no membro superior; portanto, há muito ainda para se pesquisar.

4.4 Eletromiografia:

Aqui é feita uma revisão breve dos conceitos básicos sobre a eletromiografia. Já que este é o método utilizado em quase todos os estudos referidos nesta pesquisa, é importante que alguns conceitos estejam apresentados, facilitando o entendimento do leitor nesta revisão e que se possa entender os métodos aplicados nos estudos referidos.

Existem duas maneiras bem distintas de se observar o funcionamento dos músculos em indivíduos em condições normais. A primeira, e mais simples, consiste em determinar a ação dos músculos em um determinado exercício, vendo ou sentindo, realmente o músculo contrair-se; no entanto este não é um método confiável, pois não

oferece resultados seguros. A outra maneira, com certos conhecimentos técnicos, pode se fazer uso da eletromiografia (RASCH e BURKE, 1977). A representação gráfica da atividade elétrica do músculo é uma maneira muito bem aceita de se registrar a atividade neuromuscular, pois permite fácil acesso ao processo fisiológico, na produção de força, responsável pela contração muscular, LUCA, (1997).

O sinal de ativação, crucial para o sistema neuromotor, é baseado em quatro conceitos: diferença de potencial, corrente, condutividade e capacidade. Uma vez entendidos estes conceitos, será então possível descrever o fluxo da corrente elétrica e apreciar as respostas da ativação muscular feitas pelo sistema nervoso (ENOKA, 2008).

Quando em estado de repouso, a célula muscular caracteriza-se por uma diferente distribuição iônica no interior e exterior de sua membrana celular. O que ocorre é que, devido às características dos sistemas de transporte da membrana, pode-se observar uma maior concentração de íons de sódio e cloreto no exterior da membrana, em quanto que no interior estão predominando as concentrações de íons de potássio e os grandes íons protéicos. Justamente esta diferença de concentração atribui a característica à célula de manter conter cargas positivas no meio extracelular, criado no estado de repouso (CORREIA, SANTOS, VELOSO, 1993). É no moto neurônio alfa que se inicia a excitação da célula muscular culminando na contração do músculo. As alterações químicas são responsáveis pelos potenciais de ação, que se propagam nos dois sentidos da membrana. Todas essas alterações no conteúdo intracelular e extracelular culminam em diferentes cargas, gerando, assim um conjunto de fenômenos eletroquímicos. Portanto, a entrada de uma fibra muscular é sempre antecedida de uma corrente eletroquímica que percorre a membrana, gerando a diferença entre as zonas ativas e inativas. São justamente as propriedades condutivas das estruturas biológicas que permitem que esta corrente se difunda e possa ser detectada por eletrodos. É muito importante saber que o sinal registrado, não é o verdadeiro potencial de ação, mas sim um fenômeno elétrico consecutivo à sua passagem (CORREIA, SANTOS, VELOSO, 1993).

[...] É preciso considerar o *delay* entre as ativações do músculo detectadas e a ativação do músculo determinada pela geração de força [...](De LUCA, 1997).

Como indicador da iniciação da atividade muscular, o sinal EMG pode fornecer a seqüência do tempo de um ou mais músculos envolvidos numa tarefa, como a da marcha ou na manutenção da posição ereta. Outra importante função do sinal EMG é o de fornecer informação sobre a produção de força e contribuição de um músculo individual, assim como de grupos musculares (De LUCA, 1997).

O sinal eletromiográfico pode ser detectado através de EMG de profundidade ou de superfície.

O EMG de profundidade: Baseia-se na colocação de eletrodos intra-muscular, por ficarem em contato direto com as fibras, o registro acaba sendo o resultados dos potenciais de ação (PA) do conjunto de fibras próximas ao eletrodo. Neste tipo de EMG, o sinal recolhido não corresponde ao potencial de uma unidade motora histológica, mas sim a soma de variações de potencial de um conjunto de fibras que Buchtal designou por sub-unidades (Hamonet et al., 1973, *apud* CORREIA, SANTOS, VELOSO, 1993).

O EMG de superfície: A coleta via eletrodos de superfície, como não envolve agulhas e sim eletrodos de superfície (o material mais utilizado é a prata), não existe agressão ao

organismo, ela é mais fácil de fazer e não apresenta grandes incômodos para o sujeito analisado. O que ocorre é que os potenciais de ação são conduzidos pelos tecidos e fluídos até a superfície da pele. Por isso que colocando-se eletrodos sobre a pele, tem-se o registro da soma da atividade elétrica de todas as fibras musculares ativas (CORREIA, SANTOS, VELOSO, 1993).

O sinal EMG de superfície é sensível à vários fatores e podem ser mal interpretados se estes não forem levados em conta. Aqui vão alguns cuidados à serem tomados: os fatores extrínsecos que afetam o sinal são a área e formato da superfície do eletrodo, que determina o número de unidades motoras ativas detectadas em virtude do número de fibras musculares ao redor, a distância entre os eletrodos de superfície, que determina a largura da faixa do diferencial da configuração do eletrodo. Também é importante o local dos eletrodos com respeito aos pontos motores no músculo e a junção miotendinosa, pois influencia as características da amplitude e frequência do sinal detectado. A locação dos eletrodos na superfície do músculo com respeito ao limite lateral do músculo, que determina o número de *crosstalk* que será captada pelo eletrodo e a orientação das superfícies detectoras com respeito às fibras musculares, que afetam os valores da velocidade de condução dos potenciais de ação e, conseqüentemente, a amplitude e frequência do sinal devem ser levadas em conta (De LUCA, 1997).

É importante ter-se em consideração as propriedades elétricas da pele, já que sua resistência quando não está preparada é grande. Para um sinal mais fidedigno é necessário preparar a pele adequadamente de forma a reduzir a impedância do conjunto eletrodo/pele (Winter, 1979, *apud* CORREIA, SANTOS, VELOSO, p. 21, 1993).

Para contrações dinâmicas Zuniga *et al.* (1970) *apud* CORREIA, SANTOS e VELOSO (p. 23, 1993), aconselham para músculos fusiformes, o que é o caso do músculo Bíceps Braquial, a colocação das superfícies detectoras o mais próximas do ventre do músculo para obter um sinal mais estável. O pesquisador ainda fala que outro aspecto à ser levado em conta é como é processado o sinal EMG. No atual domínio existem dois parâmetros comumente utilizados: um é através da raiz-média-quadrática (RMS) e o outro é através da média corrigida. Segundo o pesquisador, ambas são apropriadas, no entanto para os sinais EMG durante a contração voluntária, talvez a RMS seja mais adequada, pois representa a força do sinal que tem relação com o funcionamento físico. Por outro lado, a média corrigida é a medida da área ao redor do sinal, portanto não tem uma clareza física.

Se um músculo adjacente além do que está abaixo do eletrodo, é ativado, um sinal *crosstalk* pode ser detectado e mal interpretado como originário do músculo de interesse. O *crosstalk* pode ser reduzido colocando o eletrodo no meio do ventre do músculo, mas mesmo assim não garante que um sinal não será pego além do músculo de interesse, para resolver da melhor maneira este problema, De LUCA (1997) propõe uma maneira de reduzir e, possivelmente, eliminar o *crosstalk* no sinal EMG detectado com eletrodos de superfície. Basta utilizar a técnica de dois diferenciais. Esta técnica consiste em utilizar três eletrodos em diferentes partes de detecção do corpo. Dois sinais diferenciais são obtidos, um da superfície de detecção 1 e 2 e o outro da 2 e 3; então o sinal diferencial é obtido desses dois.

5 CONCLUSÃO

Obteve-se com sucesso encontrar obras que relatavam a execução do exercício remada baixa, inclusive análises cinesiológicas completas auxiliaram neste

trabalho, no entanto nenhuma pesquisa foi encontrada que avaliava o nível de ativação eletromiográfica do bíceps braquial especificamente nas mudanças de pegadas (supinada, neutra e pronada) no exercício de remada baixa. Por isso foi necessário procurar estudos que fornecessem informação do comportamento do sinal do músculo e seu nível de ativação com as mudanças na posição da radioulnar na função de flexor do cotovelo, sendo esta justamente a função exercida do músculo no exercício pesquisado.

Sabe-se também que o bíceps braquial pode ter uma função importante na articulação do ombro, KENDALL *et al.* (2007) atribuem ao músculo uma parcela de ajuda na abdução, FLOYD e THOMPSON (2002) falam que o músculo tem uma importante função na estabilização dinâmica da articulação do ombro, KOSSEL *et al.* (2009) também relatam uma possível função estabilizadora do músculo, encontrando assim uma maior ativação na porção longa nas posições em flexão e abdução do ombro. Portanto deve-se levar em consideração que o exercício de remada baixa trabalha diretamente as articulações de cotovelo e ombro, tendo assim, uma possível interferência do movimento simultâneo destas articulações na ativação do músculo.

Através do material pesquisado, pode-se observar que as modificações de pegada no exercício remada baixa têm implicação direta na ativação do músculo bíceps braquial. Segundo os autores a posição mais favorável para o músculo é a posição da radioulnar supinada, onde se identifica maiores níveis de ativação eletromiográfica, e no entanto, fica muito desfavorecido na posição pronada. Pode-se identificar também duas correntes tentando explicar a ativação do músculo frente às modificações de posição do antebraço. Ao ler os trabalhos aqui apresentados, pode-se observar que os trabalhos eletromiográficos recentes têm apresentado dados apoiados na teoria de que existe um inibidor neuronal do bíceps braquial semelhante ao que teoriza NAITO, 2004 e o que sugere LOSS *et al.*, 2010. No entanto não se pode deixar de levar em conta as condições biomecânicas que demonstram a posição da radioulnar pronada desfavorável para o bíceps braquial como flexor do cotovelo (NAITO *et al.*, 1998; NAITO, 2004; STONE e STONE, 2006; BEHNKE, 1990; FLOYD e THOMPSON, 2002; LACÔTE *et al.*, 1987; KENDALL *et al.*, 2007; KOSSEL *et al.* 2009; WEINECK, 1984; GORDON *et al.*, 2004; HAMILLE e KNUTZEN, 1999; SACCO e TANAKA, 2008; LIMA e PINTO, 2006).

Pode-se concluir que o músculo bíceps braquial é um importante flexor do cotovelo e executa uma grande participação no exercício de remada baixa. Deste modo podemos considerar que ao se executar o exercício com a pegada supinada, o músculo terá maior nível de ativação e, conseqüentemente, sua posição mais favorável para a produção de força. Na posição neutra sua ativação é pouco mais baixa que na anterior, já na pegada com o antebraço pronado terá seu nível de ativação muito reduzido, exigindo assim, uma compensação dos outros flexores do cotovelo. Fica ainda a dúvida sobre a participação dos músculos que interferem nas outras articulações envolvidas no exercício e se as mudanças na posição do antebraço realmente interferem apenas na produção de força do músculo bíceps braquial e na sua ativação, embora LIMA e PINTO, 2006 sugerem que as modificações de pegada no exercício apenas afetam os flexores do cotovelo e nenhuma obra que indicasse do contrário foi encontrada na pesquisa. Seria interessante para pesquisas futuras coletar a eletromiografia dos músculos flexores do cotovelo bem como dos extensores do ombro durante a execução dinâmica do exercício nas diferentes pegadas para, assim, encontrar mais dados que ajudariam a esclarecer o assunto.

6 REFERÊNCIAS

AABERG, Everett. **Conceitos e Técnicas para o Treinamento Resistido**. Barueri, São Paulo: Editora: Manole, 2002.

AABERG, Everett. **Muscle Mechanics**. Segunda edição. United States of America: Editora: Human Kinetics, 2006.

ANDRADA, Marcos. **Musculação: Manual do Profissional**. Rio de Janeiro – RJ: Editora: Sprint, 1998.

ANJOS, Luiz A. Índice de massa corporal (massa corporal.estatura-2) como indicador do estado nutricional de adultos: revisão da literatura. **Revista de Saúde Pública**, São Paulo – SP, v. 26, n. 6, p. 431-6,1992.

AZEVEDO, F; ALVES, N; CARVALHO, R; NEGRÃO, R. Filho. **Avaliação da atividade elétrica do músculo bíceps braquial durante o exercício com uma resistência elástica, comparado ao exercício com uma resistência fixa**. Universidade Estadual Paulista – Faculdade de Ciências e Tecnologia/ Departamento de Fisioterapia. Cuba, Habana. Memórias II Congresso Latinoamericano de Ingenieria Biomédica, 23 de maio de 2001.

BAECHLE, Thomas, R.; EARLE, Roger W.. **Fitness Weight Training**. Greighton University, Omaha, Nebraska: Editora: Human Kinetics, 1995.

BAECHLE, Thomas R.; GROVE, Barney R.. **Treinamento de Força “Passos para o sucesso”**. Segunda edição. Porto Alegre – RS: Editora: Artmed, 2000.

BAECHLE, Thomas R.. **Essential of Strength Training and Conditioning**. United States of America: Editora: Human Kinetics, 1994.

BEHNKE, Robert S.. **Kinetic Anatomy**. Unites States of America. Editora: Human Kinetics, 1990.

CARPENTER, Carlos Sandro Coelho; NOVAES, Jefferson; BATISTA, Luiz Alberto. **Comparação entre a puxada por trás e a puxada pela frente de acordo com a ativação eletromiográfica**. Universidade Castelo Branco – Rio de Janeiro – RJ: Revista de Educação Física, n. 136, março, 2007.

CLARKSON, Hazel M.. **Avaliação Músculo Esquelética: Amplitude de Movimento**. 2 edição. Rio de Janeiro – RJ: Editora: Guanabara Loogan, 2002.

CORREIA, Pedro Pazarat; SANTOS, Pedro Mil-Homens; VELOSO, António. **Eletromiografia: Fundamentação fisiológica, Métodos de recolha, Aplicações cinesiológicas**. Universidade Técnica de Lisboa Faculdade de Motricidade Humana. Editora: Cruz Quebrada, Lisboa, Dezembro,1993.

El entrenamiento com pesas: Cuerpos esculturales II. Dirección: SOLÉ, Julián Viñuales; Coordinador da coleção: BELVER, Arturo; Coordinación editorial: MORA,

Pilar; Coordenação técnica: ROIG, Miguel Ángel; Barcelona, Espanha: Editora: Rambo, 1996.

ENOKA, Roger M.. **Neuromechanics of Human Movement**. 4ª Edição. United States of America: Editora: Human Kinetics, 2008.

FLOYD, R. T.; THOMPSON, Clem W.. **Manual de cinesiologia estrutural**. Décima quarta edição; edição brasileira. Editora: Manole, 2002.

GAYA, Adroaldo; GARLIPP, Daniel Carlos; SILVA, Marcelo Faria; MOREIRA, Rodrigo Baptista. **Ciências do movimento humano**: Introdução à metodologia da pesquisa. Porto Alegre – RS: Editora: Artmed, 2008.

GERMAIN, Blandine Calais; LAMOTTE, Andrée. **Anatomia para o movimento**. São Paulo – SP: Editora: Manole, 1992.

GORDON, Karen D.; PARDO, Richard D.; JOHNSON, James A.; KING, Graham J.W.; MILLER, Thomas A.. **Electromyographic activity and strength during maximum isometric pronation and supination efforts in healthy adults**. Journal of Orthopaedic Research n. 22, p. 208-213, 2004.

HAMILL, Joseph; KNUTZEN, Kathleen M.. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. 1ª edição brasileira. São Paulo: Editora: Manole, 1999.

HEYWARD, Vivian H e STOLARCZYK, Lisa M. **Applies Body Composition Assesment**. 1ª Edição Brasileira. São Paulo – SP: Editora: Manole, 2000.

KENDALL, Florence Peterson; KENDALL, Elizabeth McCreary; PROVANCE, Patricia Geise; RODGERS, Mary, McIntyre; ROMANI, William Anthony. **Músculos Provas e Funções**: Com postura e dor. Quinta edição. Barueri – SP: Editora: Manole, 2007.

KOSSEL, Markus Von; CASTRO, Flávio de Souza; CRUZ, Daniel; FLEIG, Tânia. **Análise eletromiográfica da porção longa do bíceps braquial em diferentes posições do ombro**. Universidade de Santa Cruz do Sul (UNISC) e Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) – RS, 2009.

KRAMER, William J.; FLECK, Steven J.. **Treinamento de Força para Jovens Atletas**. Edição Brasileira - São Paulo – SP: Editora: Manole, 2001.

LACÔTE, M.; CHEVALIER, A. M.; MIRANDA, A.; BLETON, J. P.; STEVENINI, P.. **Avaliação Clínica da Função Muscular**. São Paulo – SP: Editora: Manole, 1987.

LEVY, Andrew S.; KELLY, Bryan T.; LINTNER, Scott A.; OSBAHR, Daryl C.; SPEER, Kevin P.. Function of the long head of the biceps at the shoulder: Electromyographic analysis. **Journal Shoulder Elbow Surg**, v.10, n.3, p. 250-255, 2001.

LIMA, Cláudia Silveira; PINTO, Ronei Silveira. **Cinesiologia e Musculação**. Porto Alegre - RS: Editora: Artmed, 2006.

LOSS, Jefferson Fagundes; MAURMANN, Solon Boito; SOARES, Denise Paschoal; MORAES, Luiz Fernando Ribeiro; CASTRO, Flávio Antônio de Souza Castro. **Função do bíceps braquial durante flexão de cotovelo com radioulnar em pronação**. Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). Revista Brasileira de Ciências do Esporte, Campinas, v. 31, n. 2, p. 31-44, janeiro, 2010.

LUCA, Carlo J. De. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal of applied biomechanics**. Editora: Human Kinetics, n. 13, p. 135-163, 1997.

MARFELL-JONES, Michael; OLDS, Tim; STEWART, Arthur; CARTER, JE Linday. **International Standards for Anthropometric Assessment (ISAK)**. Editora: International Society for the Advancement of Kinanthropometry, 2006.

MICHAEL, R. Boland; SPIGELMAN Tracy. **The Function of Brachioradialis**. Department of Orthopaedic Surgery, University of Kentucky, 2007. J. Hand Surg., n. 33, p. 1853-1859, 2008.

NAITO, Akiro. **Electrophysiological studies of muscles in the human upper limb: The biceps brachii**. Department of Anatomy, Yamagata University School of Medicine, Yamagata, Japan. Anatomical Science International. n. 79, p. 11-20, 2004.

NAITO, Akiro; SUN, Ying-Jie; YAJIMA, Michihiro; FUKAMACHI, Hidehiko; UNSHIKOSHI, Koji. Electromyographic Study of the Elbow Flexors and Extensors in a Motion of Forearm Pronation/Supination while Maintaining Elbow Flexion in Humans. **Jornal: Tohoku J. Exp. Med.** – Japão -,v. 186, n. 4, p. 267-277, 1998.

NARICI, M. V.; ROI, G. S.; LANDONI, L.; MINETTI, A. E.; CERRETELLI, P.. Changes in force, cross-section área and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. **European Journal of applied physiology and occupation physiology**, v. 59, n. 4, p. 310-319, 1989.

NSCA (National Strength and Conditioning Association). **Manual de Técnicas de Exercício para Treinamento de Força**: Checklists com o passo de 57 exercícios. 2ª Edição. Porto Alegre – RS: Editora: Artmed, 2010.

PORTO, Flávia; GURGEL, Jonas; RUNGE, Alexandre; RUSSOMANO, Thais; GUIMARÃES, Antônio Carlos Stringuini; VAZ, Marco Aurélio. **Replicabilidade da EMGs do exercício Rosca Bíceps após período de 10 minutos**. Núcleo de Pesquisa em Biomecânica Aeroespacial/ Laboratório de Microgravidade/IPCT/ PUCRS; Laboratório de Pesquisa em Atividade Física/ FEFID/ PUCRS; Laboratório de Pesquisa do Exercício/ ESEF/ UFRGS. Porto Alegre, 2005.

PRAAGMAN, M.; CHADWICK, E. K. J.; HELM, F. C. T.; VEEGER, H. E. J..The effect of elbow angle and external moment on load sharing of elbow muscles. Elsevier, 2010. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, n. 20, p. 912-922, 2010.

RASCH, Philip J.; BURKE, Roger K.. **Cinesiologia e Anatomia Aplicada**. Quinta edição. F.A.C.S.M.. Rio de Janeiro – RJ: Editora: Guanabara Koogan, 1977.

RATAMES, Nicholas A.; ALVAR, Brent A.; EVETOCH, Tammy K.; HOUSH, Terry J.; KIBLER, W. Bem; KRAEMER, William J.; TRIPLETT, N. Travis. Position stand: Progression models in resistance training for healthy adults. American College of Sports Medicine. **Medicine and Science in Sports Exercise**, v.41, n. 3, p. 687 – 708, Março de 2009.

RUDROFF, Thorsten; JORDAN, Kimberlee; ENOKA, Joel A.; METTHEWS, Stephen D.; BAUDRY, Stéphane; ENOKA, Roger M.. **Discharge of biceps brachii motor units is modulated by load compliance and forearm posture**. Springer-Verlag 2009. Exp Brain Res, n. 202, p. 111–120, 2010.

SACCO, Isabel de Camargo Neves e TANAKA, Clarice. **Fisioterapia: Teoria e prática Clínica**: Cinesiologia e biomecânica dos complexos articulares. Rio de Janeiro: Editora: Guanabara Koogan, 2008.

SÁ, Kleber Brum. **Os Exercícios de Força Mais Eficientes Para o Músculo Latissimus Dorsi**. São Leopoldo: UNISINOS (Universidade do Vale dos Sinos) e República Federal da Alemanha, Institut für Sportwissenschaft - Universität Bayreuth, 2007.

SIMÃO, Roberto; MIRANDA, Humberto; AGUIAR, Rogério Santos; MAIOR, Alex Souto. Treinamento de Força: A influência de distintos intervalos de recuperação entre séries nos exercícios resistidos. **Fitness e Performance Journal**, Rio de Janeiro, v. 5, n. 3, p. 138, Maio/Junho 2006.

SIMÃO, Roberto; POLITO, Marcos Doederlein; LUÍS, Viveirso; FARINATTI, Paulo de Tarso. Influência da manipulação na ordem dos exercícios de força em mulheres treinadas sobre o número de repetições e percepção de força. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, v.7, n.2, p. 53-61, 2002.

STAUDENMANN, Didier; RUDROFF, Thorsten; ENOKA, Roger M.. **Pronation-supination torque and associated electromyographic activity varies during a sustained elbow flexor contraction but does not influence the time to task failure**. University of Colorado, 2008, Boulder, Colorado, USA. Muscle e Nerve, v.40, n.2, p.231-239, Agosto de 2009.

STONE, Robert J.; STONE, Judith A.. **Atlas Musculoesquelético**. 5ª Edição. Porto Alegre, RS: Editora: Artmed, 2006.

WEINECK, J.. **Anatomia aplicada ao esporte**. Terceira edição. São Paulo – SP: Editora: Manole, 1984.

WEINECK, J.. **Anatomia aplicada ao esporte**. São Paulo – SP: Editora: Manole, 1990.