

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO
MOVIMENTO HUMANO**

FÁBIO CANTO DA SILVA

Caracterização do torque externo a partir das características
músculo-esqueléticas dos flexores do cotovelo

PORTO ALEGRE
2007

FÁBIO CANTO DA SILVA

**CARACTERIZAÇÃO DO TORQUE EXTERNO A PARTIR DAS
CARACTERÍSTICAS MÚSCULO-ESQUELÉTICAS DOS FLEXORES
DO COTOVELO**

Documento apresentado como requisito parcial
para obtenção do grau de Mestre em Ciências do
Movimento Humano
Universidade Federal do Rio Grande do Sul.
Programa de Pós-Graduação em Ciências do
Movimento Humano

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre
2007

Sumário

Resumo	7
Abstract	8
Definição de Termos	9
Introdução	10
1. Problema de Pesquisa	13
2. Hipótese	13
3. Objetivos	13
3.1 Objetivo Geral	13
3.2 Objetivos Específicos	13
4. Referencial Teórico	14
4.1 Produção de Força	14
4.1.1 Relação Força-Comprimento (Força Ativa)	15
4.1.2 Tipos de Fibras	17
4.1.3 Força Passiva	18
4.2 Capacidade de Torque	20
4.2.1 Distância Perpendicular	21
4.3 Relações Força-Velocidade e Torque-Velocidade	22
4.4 Flexores do Cotovelo	24
4.4.1 Área de Secção Transversa	25
4.4.2 Distância Perpendicular dos Flexores do Cotovelo	26
4.4.3 Relações Torque x Ângulo e Força x Comprimento/Ângulo	30
4.4.4 Tensão Específica	33
4.4.5 Estratégias de Ativação	33
4.5 Outras Considerações	35
5. Metodologia	36
5.1 População e Amostra	36
5.2 Design da Pesquisa	36
5.3 Instrumentação da Coleta de Dados	37
5.4 Definição Operacional das Variáveis	37
5.5 Procedimentos Metodológicos	39
5.6 Tratamento dos Dados	40
5.7 Determinação do Torque Externo.....	41
5.8 Comparação entre Torque Externo e Torque Muscular Resultante	44
5.9 Tratamento Estatístico	45
6. Resultados	47
6.1 Determinação do Torque Externo.....	47
6.2 Capacidade Máxima de Produção de Torque	49
6.2.1 Rádio-ulnar Neutra	49
6.2.2 Rádio-ulnar Supinada	53
6.2.3 Rádio-ulnar Pronada	57
6.3 Comparações Estatísticas	61
6.3.1 Ângulo de Pico	61
6.3.2 Taxa de Acréscimo	62
6.3.3 Taxa de Decréscimo	62

6.3.4 Torque Final	63
6.3.5 Torque Absoluto	64
6.4 Comparação entre Torque Externo e Torque Muscular Resultante	64
6.4.1 Rosca Direta	64
6.4.2 Rosca Scott	65
6.4.3 Rosca Banco Inclinado	65
6.4.4 Rosca Polia	65
6.4.5 Torque Externo Ideal	66
7. Discussão	68
Conclusão	72
Referências Bibliográficas	75

Lista de Figuras

Figura 1. Modelo esquemático de sarcômero.....	15
Figura 2. Relação força-comprimento. Sarcômeros esquemáticos.....	16
Figura 3. Ciclos A-E e E-A	17
Figura 4. Relações força-comprimento	18
Figura 5a. Relação força-comprimento ativa (A) e passiva (P), em fibras isoladas.....	19
Figura 5b. Relação força-comprimento ativa (A) e passiva (P), em músculos inteiros	19
Figura 6. Relações força-comprimento ativa (a), passiva (p) e total (t)	20
Figura 7. Relação Força-velocidade, descrita por Hill (1938).	23
Figura 8. Relação Torque-velocidade.....	24
Figura 9. Picos de torque em diferentes velocidades	25
Figura 10a. Distância perpendicular de músculos do braço. Espécime masculino	29
Figura 10b. Distância perpendicular de músculos do braço. Espécime feminino.....	29
Figura 11a. Distância perpendicular do bíceps braquial nas diferentes posições do antebraço. Espécime masculino	30
Figura 11b. Distância perpendicular do bíceps braquial nas diferentes posições do antebraço. Espécime feminino	30
Figura 12. Relação Torque-ângulo de flexores e extensores do cotovelo.....	32
Figura 13. Relação torque-ângulo isométrico	32
Figura 14. Dinamômetro isocinético.	37
Figura 15. Rosca Direta.....	42
Figura 16. Rosca Scott.....	42
Figura 17. Rosca Banco Inclinado.....	43
Figura 18. Rosca Polia.....	44
Figura 19. Torque externo dos 4 exercícios	47
Figura 20. Torque dos 7 sujeitos ativos em posição neutra.....	50
Figura 21. Torque médio do grupo ativos. Posição neutra. Comparação com TE.....	51
Figura 22. Torque dos 13 sujeitos sedentários em posição neutra	52
Figura 23. Torque médio do grupo sedentários. Posição neutra. Comparação com TE	53
Figura 24. Torque dos 7 sujeitos ativos em posição supinada.....	54
Figura 25. Torque médio do grupo ativos. Posição supinada. Comparação com TE.....	55
Figura 26. Torque dos 13 sujeitos sedentários em posição supinada	56
Figura 27. Torque médio do grupo sedentários. Posição supinada. Comparação com TE	57

Figura 28. Torque dos 7 sujeitos ativos em posição pronada.....	58
Figura 29. Torque médio do grupo ativos. Posição pronada. Comparação com TE.....	59
Figura 30. Torque dos 13 sujeitos sedentários em posição pronada	60
Figura 31. Torque médio do grupo sedentários. Posição pronada. Comparação com TE.....	61

Lista de Tabelas

Tabela 1. PCSA dos flexores do cotovelo	26
Tabela 2. Distâncias perpendiculares dos três flexores do cotovelo, segundo An et al. (1981) e Kawakami et al. (1994).	28
Tabela 3. Distância perpendicular dos três flexores do cotovelo, segundo Ettema et al. (1998).	28
Tabela 4. Torque flexor do cotovelo. Isométrico e isocinético	31
Tabela 5. Intervalos de confiança. Posição neutra.....	50
Tabela 6. Intervalos de confiança. Posição supinada	54
Tabela 7. Intervalos de confiança. Posição pronada.....	58
Tabela 8. Comparações de ângulo de pico	62
Tabela 9. Comparações de taxa de acréscimo	62
Tabela 10. Comparações de taxa de decréscimo	63
Tabela 11. Comparações de torque final	63
Tabela 12. Comparações de torque absoluto	64
Tabela 13. Distância perpendicular da força externa – Raio da polia.	67

Resumo

Atualmente são utilizados diversos equipamentos e implementos para treinamento de força. Os flexores do cotovelo apresentam enorme variedade de exercícios, cada qual apresentando diferentes características de torque externo. Na maioria dos casos, a escolha dessa característica aparenta não seguir nenhum critério pré-estabelecido para sua determinação, sendo que a variação desse torque externo é fator causador de grande influência na adaptação do músculo ao treinamento imposto. Com isso, a escolha de um exercício demanda conhecimento dos objetivos de treino, além do conhecimento das características musculares, no que diz respeito à possibilidade de produção de força e torque musculares.

Esse estudo objetivou verificar o comportamento do torque muscular de flexão do cotovelo de indivíduos ativos e sedentários, comparando-os com a característica de torque externo de quatro exercícios usuais de flexão do cotovelo (Rosca Direta, Rosca Scott, Rosca Banco Inclinado e Rosca Polia). Além disso, visou-se comparar a capacidade de produção de torque entre as três posições da articulação rádio-ulnar. Assim, foi avaliado o torque concêntrico máximo de flexão do cotovelo, numa velocidade de 45°/s, num dinamômetro isocinético. A amostra contou com 20 universitários jovens e saudáveis, divididos nos dois grupos.

As relações torque-ângulo encontradas para o grupo de ativos não apresentaram pico de torque e, sim, um platô que se prolonga por grande parte da relação. As relações torque-ângulo encontradas para o grupo de sedentários apresentam um pico definido, ocorrendo, em média, entre 32° e 43° de flexão do cotovelo, porém com grande variabilidade. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as posições da articulação rádio-ulnar com relação à: ângulo de pico, taxa de acréscimo, taxa de decréscimo, torque final (sedentários) e torque absoluto. Apenas o grupo de ativos apresentou diferenças significativas entre as posições com relação ao torque final. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos com relação à: taxa de acréscimo e torque final. Houve diferenças significativas entre os grupos com relação à taxa de decréscimo, em todas as posições da articulação rádio-ulnar.

Nenhum dos exercícios avaliados parece apresentar uma característica de torque externo condizente com quaisquer relações torque-ângulo encontradas nesse estudo. Assim, foi sugerida uma polia assimétrica, com raio variando de acordo com as taxas de variação média de torque encontradas na amostra, produzindo, assim, um torque externo que acompanha as características de produção de torque muscular.

Nesse estudo, foi possível concluir que existe grande variabilidade com relação às variáveis inerentes às características de produção máxima de torque flexor do cotovelo. Assim, é possível que se faça inferências com relação à adaptação funcional obtida com o treinamento, o qual levaria a musculatura a apresentar um pico de torque mais bem definido e próximo aos 90° de flexão do cotovelo. Por outro lado, o sedentarismo faria com que o ângulo de maior produção de torque muscular se aproxime da extensão do cotovelo, numa característica de produção de força condizente com o trecho ascendente da relação força-comprimento, atuando num ciclo alongamento-encurtamento.

Palavras-chave: flexores do cotovelo, torque máximo, adaptação funcional.

Abstract

Nowadays there are many types of equipment used to strength training. Especially the elbow flexors present great variety of exercises, each one with different resistance moment characteristics. In the majority of the cases, this characteristic of resistance moment does not seem to follow any criterion for its determination and its variation is a causing factor of great influence in the muscle adaptation to the imposed training. Thus, the exercise choice demands to know the objectives of the training and muscle characteristics, in respect to the possibility of muscle force and moment production.

This aim of this study was to verify the elbow flexor muscle moment profile of actives and sedentary subjects, comparing it with resistance moment characteristics of four usual exercises of elbow flexion (Barbell Biceps Curl, Scott Biceps Curl, Lying Dumbbell Curl and Standing Cable Curl). Moreover, it was aimed to compare the moment production capacity between three forearm positions. Thus, it was measured maximal concentric elbow flexion moment, at 45°/s, on an isokinetic dynamometer. The sample was composed by 20 young and healthy students, divided in two groups.

The moment-angle relationship founded in the active group did not show a moment peak, but a plateau that prolongs for great part of the relationship. The moment-angle relationship founded in the sedentary group showed a defined peak, occurring, on average, between 32° and 43° of elbow flexion, however with great variability. It was not founded statistic differences between forearm positions in relation to: moment peak angle, moment increase rate, moment decrease rate, final moment (sedentary) and absolute moment. Only the active group shown statistic differences between positions in relation to final moment. It was not founded statistic differences between groups in relation to: moment increase rate and final moment. There was statistic difference between groups in relation to moment decrease rate, in all forearm positions.

None of the evaluated exercises seems to show an external moment characteristic suitable with any moment-angle relationship founded on this study. Thus, it was suggested an asymmetrical pulley, whose radius variation fit well with increase and decrease rates founded at this sample, producing, in this way, an external moment suitable with the capacity of muscle moment production.

In this study, it was possible to conclude that occur great variability in respect to the variables inherent to the characteristics of maximal elbow moment flexion production. Thus, it was possible to infer in relation to functional adaptation gotten with the training, which would lead the muscle to present a most defined moment peak and closer to 90° of elbow flexion. Nevertheless, the sedentary would lead the moment peak angle closer to elbow extension, which force production characteristic would be suitable with the ascending limb of force-length relationship, undergoing a stretch-shortening cycle.

Keywords: elbow flexors, maximal moment, functional adaptation.

Definição de Termos

- **Adaptação Funcional:** mudança que ocorre devido à adaptação de acordo com a demanda exigida. Exemplo: adaptação funcional de um músculo seria uma melhora de desempenho do músculo para determinada função ou em determinada situação a partir de uma exigência para tal função ou situação;
- **Carga Externa:** toda e qualquer resistência a determinado movimento, proveniente do meio externo ao corpo. Pode ser aplicada através de pesos livres, bandas elásticas, equipamentos de musculação, entre outros;
- **Contração Isocinética:** movimentação articular gerada por contração muscular com velocidade angular constante e predeterminada durante toda a amplitude de movimento, contando, para isso, com resistência passiva em igual magnitude e direção, porém em sentido oposto;
- **Dinamômetro Isocinético:** sistema que permite que o músculo exerça sua máxima força em todos os ângulos da amplitude de movimento. Possui sistema servo motor que devolve a força aplicada em igual magnitude e direção, porém em sentidos opostos, de modo a manter a velocidade do movimento constante;
- **Linha de Ação da Força:** direção do vetor força;
- **Torque Resultante:** resultado da soma vetorial dos torques atuantes sobre determinado eixo de rotação;
- **Torque Muscular:** torque gerado por um único músculo, sendo o produto da força gerada por esse músculo e a distância perpendicular do mesmo com relação ao eixo articular em torno do qual acontece o movimento;
- **Torque Externo:** torque gerado por uma carga externa sobre o segmento de interesse;
- **Torque Voluntário Máximo:** máximo torque gerado por contração muscular voluntária.

Introdução

Nas academias de musculação, atualmente, são utilizados diversos equipamentos e implementos diferentes, visando o treinamento de força dos mais diversos grupos musculares. Especialmente, os grupos de flexores de cotovelo apresentam uma enorme variedade de exercícios, cada qual impondo diferentes esforços ao grupo muscular, ao longo da amplitude de execução do movimento. Esses diferentes esforços podem ser avaliados pela característica do torque externo. É fato que os diversos modelos de equipamentos e as diversas possibilidades de exercícios com pesos livres e bandas elásticas apresentam características de torque externo completamente diferentes entre si, mesmo entre equipamentos e exercícios para o mesmo grupo muscular. Na maioria dos casos, a escolha dessa característica de torque externo, aparenta não seguir nenhum critério pré-estabelecido para sua determinação.

Normalmente, o torque externo dos exercícios é dos seguintes tipos: (1) constantes – no qual o torque não varia ao longo da execução do exercício, normalmente induzido por uma polia simétrica (de raio constante); (2) crescente – no qual o torque aumenta do início ao fim do exercício, podendo variar, normalmente, em função de uma polia assimétrica, pesos livres, bandas elásticas, etc.; (3) decrescente – no qual o torque diminui do início ao fim do exercício, variando, normalmente, em função de uma polia assimétrica, pesos livres, etc.; (4) misto – no qual o torque varia de forma crescente-decrescente ou decrescente-crescente, sendo a primeira mais usual, normalmente induzido por uma polia assimétrica, pesos livres, bandas elásticas, etc..

A variação do torque externo é um fator causador de grande influência na adaptação do músculo ao treinamento imposto. Com isso, para a escolha de um exercício, com determinada variação de torque externo, é extremamente importante o conhecimento dos objetivos de treinamento da população a qual se destina este exercício. Além disso, é necessário também o conhecimento das características musculares, no que diz respeito à possibilidade de produção de força e torque desses músculos (Kulig et al., 1984; Herzog e ter Keurs, 1988).

Para obtenção destas informações acerca do comportamento muscular é necessário levar em consideração variáveis como: relação força-comprimento muscular; relação força-velocidade de encurtamento de sarcômero; e distância perpendicular do músculo.

Até a primeira metade do século XX, era universalmente aceita a teoria de que o músculo se encurtava por meio de um mecanismo que fazia as proteínas se enrolarem ou se

dobrarem. Acreditava-se que esse mecanismo seria provocado pela produção de ácido láctico, em que seus íons de hidrogênio combinariam com grupos negativos das cadeias de proteínas, assim neutralizando cargas negativas que mantinham, por mútua repulsão, um estado estendido até a ativação muscular (Huxley, 2000). Lundsgaard (1930, *apud* Huxley, 2000) demonstrou que músculos são capazes de produzir diversas contrações normais sem qualquer produção de ácido láctico. Esse importante estudo pôs fim à teoria vigente até àquele momento.

Em 1954, dois estudos independentes, porém publicados conjuntamente, mostraram concordância entre dois importantes grupos de pesquisadores. H. E. Huxley e Hanson (1954) e A. F. Huxley e Niedergerke (1954), com diferentes abordagens microscópicas, atingiram conclusões similares, introduzindo algumas premissas aceitas até os dias de hoje, tal como a provável interação entre os miofilamentos. Posteriormente, A. F. Huxley (1957) propôs os possíveis mecanismos que explicam a capacidade de geração de força a partir da Teoria dos Filamentos Deslizantes, onde os miofilamentos deslizam um sobre o outro através de possíveis interações químicas. Essas interações foram denominadas “pontes cruzadas” e seriam geradores de força independentes, originados nos filamentos de miosina e que se fixam em sítios ativos localizados nos filamentos de actina (Huxley, 1957; Huxley e Simmons, 1971; Rassier et al., 1999).

A partir daí, Gordon et al. (1966), em experimentos com fibra isolada de músculo estriado de rã, determinaram uma relação entre o comprimento do sarcômero e a força produzida pela fibra. Essa relação foi denominada relação força-comprimento muscular.

Paralelamente a isso, tem-se a chamada relação força-velocidade em que a força muscular diminui de forma exponencial com o aumento da velocidade de encurtamento, denominada taxa de alteração do comprimento muscular (Hill, 1938; Fenn e Marsh, 1935).

Além da capacidade de produção de força muscular, o outro aspecto que influencia a produção de torque, sendo fundamental na avaliação de forças e torques musculares, é a distância perpendicular do músculo até o eixo de rotação articular. (Hoy et al., 1990; Spoor et al., 1990; Visser et al., 1990; Lieber e Shoemaker, 1992; Murray et al., 1995, 2002; Nemoto et al., 1996; Wretenberg et al., 1996; Ettema et al., 1998; Kellis e Baltzopoulos, 1999; Kuechle et al., 2000; Arnold e Delp, 2001; Bufford et al., 2001; Tang et al., 2002). Segundo Lieber e Shoemaker (1992), a variação da distância perpendicular da linha de ação do músculo é responsável por 74% da alteração da capacidade de produção de torque deste músculo.

Para exemplificar a importância dessa variável pode-se utilizar o estudo de Nemoto et al. (1996), em que foram verificados grandes ganhos na possibilidade de produção de torque

para flexão de cotovelo, em pacientes que sofreram cirurgia com reinserção do tendão do bíceps braquial 2 cm mais distal ao ponto de origem.

Muitos estudos foram realizados com o intuito de avaliar a distância perpendicular de diversos grupos musculares ao longo da amplitude articular, tais como: extensores do joelho (Visser et al., 1990; Kellis e Baltzopoulos, 1999); flexores do joelho (Wretenberg et al., 1996; Kellis e Baltzopoulos, 1999; Arnold e Delp, 2001; Bufford et al., 2001); musculatura que cruza a articulação do ombro nos diferentes planos de movimento (Kuechle et al., 2000; Tang et al., 2002); e do cotovelo, tanto para a flexão como para a extensão (An et al, 1981, Murray et al., 1995, 2000, 2002; Ettema et al., 1998).

A partir da determinação da relação torque muscular-ângulo articular é possível verificar se a variação de torque externo dos exercícios mais usuais atualmente é coerente com as características do grupo muscular ao qual eles se destinam. Da mesma forma, é possível comparar os diferentes torques externos dos exercícios citados com as características mecânicas e fisiológicas dos principais músculos flexores do cotovelo.

1. Problema de Pesquisa

Qual a característica de produção de torque muscular dos flexores do cotovelo ao longo de sua amplitude articular em situação dinâmica?

2. Hipótese

A característica de variação de torque muscular deve ser similar à característica de variação de torque externo de, pelo menos, um dos quatro exercícios avaliados.

3. Objetivos

3.1 Objetivo Geral

Verificar o comportamento do torque muscular de flexão do cotovelo, de indivíduos ativos e sedentários quanto às suas possibilidades máximas a cada ângulo durante sua ação articular dinâmica, em três diferentes posições da articulação rádio-ulnar: pronada, neutra e supinada.

3.2 Objetivos Específicos

- a) Avaliar a característica de torque externo de 4 exercícios usuais de flexores do cotovelo, quais sejam: Rosca Direta, Rosca Scott, Rosca Polia e Rosca Banco Inclinado;
- b) Comparar cada um desses exercícios citados com as capacidades de produção de torque do grupo muscular avaliado, de cada grupo de indivíduos;
- c) Comparar a capacidade de produção de torque de flexores do cotovelo entre as diferentes posições da articulação rádio-ulnar, para os diferentes grupos.

4. Referencial Teórico

Na revisão de literatura estão apresentados diferentes estudos que abordaram temas sobre capacidade de geração de força e torque, relações força-comprimento, força-velocidade, distância perpendicular, caracterização do grupo muscular a ser pesquisado (flexores do cotovelo), bem como as metodologias utilizadas em estudos dessa natureza.

Segundo Rassier et al. (1999) as forças exercidas por músculos criam um torque nas articulações. Os torques articulares produzidos por um músculo são determinados pelas propriedades de força-comprimento do músculo e a variação da distância perpendicular deste músculo. Dependendo da exata relação entre propriedades de força-comprimento do músculo e da correspondente distância perpendicular, o ângulo articular de máxima força muscular não necessariamente corresponde ao ângulo articular de máximo torque (Rassier et al., 1999).

Babault et al. (2003) afirmam que o tipo de contração, a velocidade angular e a posição angular da articulação (comprimento muscular) são fatores que influenciam a capacidade de produção de torque do músculo. No caso de músculos biarticulares, a posição angular da outra articulação envolvida também causa influência, por variar o comprimento desse músculo.

4.1 Produção de Força

A geração de força por um músculo, hoje em dia, é descrita por algumas teorias, sendo a mais aceita a Teoria das Pontes Cruzadas. Essa teoria começou a ser introduzida por A. F. Huxley e Niedergerke (1954) e H. E. Huxley e Hanson (1954), onde é demonstrada uma possível interação entre os miofilamentos de actina e miosina, que deslizam um pelo outro durante o encurtamento ou alongamento. No trabalho de A. F. Huxley (1957), são reunidas séries de evidências históricas que levam o autor a propor a Teoria das Pontes Cruzadas, segundo a qual as pontes cruzadas são estruturas provenientes de uma interação química entre os filamentos grossos (miosina) e os filamentos finos (actina) durante a contração. Os movimentos dessas pontes cruzadas seriam responsáveis por ocasionar o deslizamento dos filamentos de actina sobre os filamentos de miosina de modo a provocar o encurtamento das bandas *I* dos sarcômeros e, conseqüentemente, de todo o músculo (Huxley, 1957; Huxley e Simmons, 1971; Herzog et al., 1991; Granzier et al., 1991; Rassier et al., 1999). (Figura 1) A teoria pressupõe que tais pontes cruzadas sejam uniformemente distribuídas ao longo do filamento de miosina, assim como os filamentos de actina devem possuir sítios de ligação

uniformemente distribuídos ao longo do seu comprimento. Cada ponte cruzada exerce, em média, a mesma quantidade de força como qualquer outra ponte cruzada.

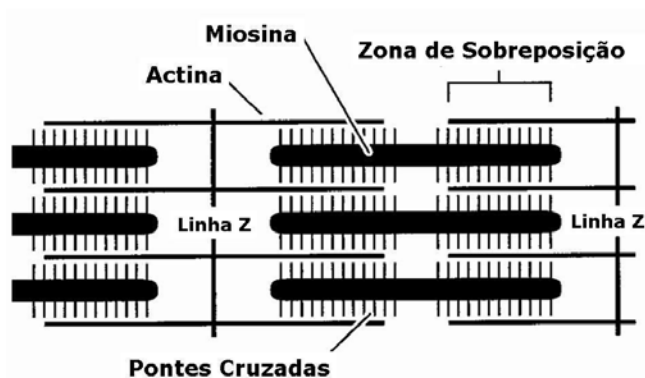


Figura 1. Modelo esquemático de sarcômero, com formação de pontes cruzadas entre actina e miosina. Extraído de Rassier et al. (1999).

4.1.1 Relação Força-Comprimento (Força Ativa)

Desde o século XIX já havia evidências de que o comprimento muscular influencia a produção de força do músculo. Blix (1891, 1893, 1894 *apud* Rassier et al., 1999) propôs um mecanismo de produção de força baseado no encurtamento de filamentos de proteínas arranjados longitudinalmente. Esse mecanismo foi teorizado a partir de seus achados, em que a força variou em função do comprimento muscular, aumentando até atingir um platô e decrescendo, a partir daí, à medida que o comprimento do músculo aumentava. Após o estabelecimento da Teoria das Pontes Cruzadas, parece evidente que o grau de sobreposição entre os filamentos finos e grossos determina o número de possíveis pontes cruzadas a serem formadas e, desta forma, a força total que pode ser gerada (Huxley, 1957; Gordon et al., 1966; Huxley e Simmons, 1971; Rassier et al., 1999).

Rassier et al. (1999) propõe dois conceitos distintos, apesar de relacionados:

Relação Força-Comprimento – descreve a máxima força isométrica ativa que um determinado músculo pode exercer em função do comprimento de seus elementos contráteis; *Dependência do Comprimento para a Produção de Força* – descreve a força muscular em função do comprimento muscular em situações submáximas, ou seja, na qual não foi atingida a ativação máxima.

No estudo clássico de Gordon et al. (1966), uma fibra isolada do músculo semitendíneo de uma rã foi estimulada em diferentes comprimentos de sarcômero e a força produzida era mensurada. Os resultados obtidos caracterizaram três fases da relação força-comprimento do sarcômero: ascendente, platô e descendente. (Figura 2)

- Ascendente: partindo da posição mais encurtada do sarcômero ($1,27 \mu\text{m}$ - força produzida igual a zero), há um rápido aumento da força seguido por um aumento mais lento da força ($1,70 \mu\text{m}$) à medida que aumenta o comprimento do sarcômero, até atingir o platô ($2,0 \mu\text{m}$);
- Platô: correspondia à área onde a sobreposição entre os filamentos finos e grossos era máxima ($2,0 \mu\text{m}$ - $2,2 \mu\text{m}$);
- Descendente: queda da produção de força à medida que o sarcômero era estirado, quando a área de sobreposição dos filamentos era diminuída até o ponto onde não havia mais sobreposição e a força era igual a zero ($3,6 \mu\text{m}$).

Essa relação determinada por Gordon et al. (1966) mostrou-se extremamente coerente com a Teoria das Pontes Cruzadas, sendo logo aceita como referência na relação entre comprimento de sarcômero e capacidade de produção de força muscular.

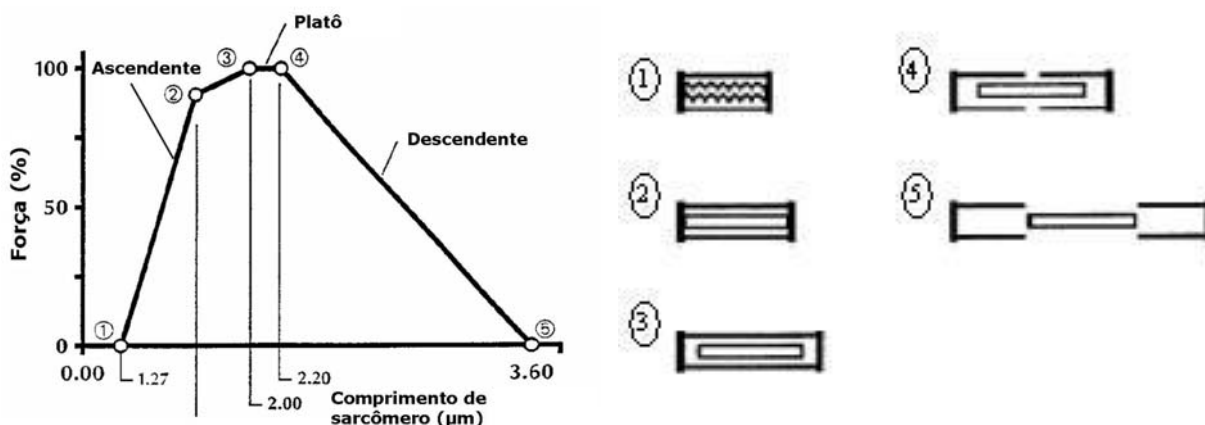


Figura 2. Relação força-comprimento do músculo semitendíneo da rã, por Gordon (1966). Sarcômeros esquemáticos 1-5, extraído de Rassier et al. (1999).

Rassier et al. (1999) afirma que, usualmente, os músculos não possuem amplitude funcional que compreenda toda a amplitude da relação força-comprimento apresentada acima, atuando em chamados ciclos alongamento-encurtamento (A-E) e encurtamento-alongamento (E-A). Músculos que atuam em um ciclo A-E aumentam sua possibilidade de força à medida que sofrem alongamento, perdendo capacidade de força com o encurtamento. Tal função segue uma curva “força-comprimento” com inclinação positiva, similar ao trecho ascendente da relação força-comprimento. Músculos que atuam em ciclos E-A aumentam sua capacidade de gerar força à medida que sofrem encurtamento, perdendo capacidade de força com o alongamento. Essa função segue uma curva “força-comprimento” com inclinação negativa, similar ao trecho descendente da relação força-comprimento. (Figura 3)

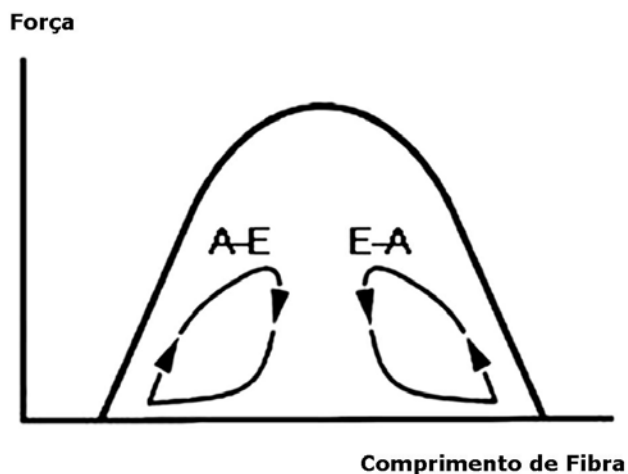


Figura 3. Ciclo A-E – O músculo é inicialmente alongado para aumentar a produção de força e, em seguida, é encurtado. Característico do trecho ascendente da curva comprimento-tensão.

Ciclo E-A – O músculo é inicialmente encurtado para aumentar a produção de força e, em seguida, é encurtado. Característico do trecho descendente da curva comprimento-tensão.

Adaptada de Rassier et al., 1999.

De acordo com a Teoria dos Filamentos Deslizantes (pontes cruzadas), propriedades de força-comprimento de fibras músculo-esqueléticas devem ser preditas adequadamente se os comprimentos de miofilamentos finos e grossos e o comprimento médio do sarcômero para um dado comprimento da fibra sejam conhecidos (Granzier et al., 1991; Herzog et al., 1992). Para músculos inteiros, propriedades força-comprimento parecem depender do arranjo das fibras dentro do músculo (Huxley e Simmons, 1971; Harrington, 1971, apud Herzog et al., 1991).

Herzog et al (1992) determinou a relação força-comprimento do músculo gastrocnêmio do gato, de acordo com o comprimento do filamento de actina mensurado, baseado nas predições da Teoria dos Filamentos Deslizantes. O comprimento do filamento de miosina tem sido citado na literatura como constante em torno de 1,6 μm . Juntamente com seus resultados, são apresentadas, sobrepostas, as relações força-comprimento do semitendíneo de rã (Gordon et al., 1966) e de humano (Walker e Schrodt, 1973 apud Herzog et al., 1992). (Figura 4)

4.1.2 Tipos de Fibras

De acordo com Wallinga-de Jonge et al. (1980), o desenvolvimento de força de mamíferos depende fortemente do comprimento muscular, havendo um comprimento ótimo onde a amplitude de força é máxima. Porém, os efeitos do comprimento muscular não devem ser creditados apenas por mudanças na sobreposição de actina e miosina, mas também na diferença entre os tipos de fibras.

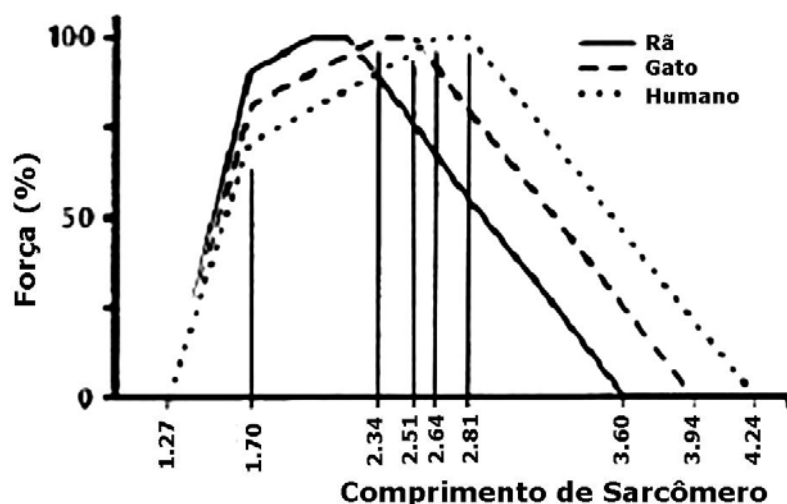


Figura 4. Relação força-comprimento de sarcômero em músculos esqueléticos de rã, gato e humano. Extraído de Herzog et al. (1992).

Close (1964) mostrou evidências de que todas as fibras são predominantemente lentas ao nascer. Porém, com o desenvolvimento e maturação do indivíduo, as fibras se diferenciam, tornando-se predominantemente rápidas, mistas ou mantendo a característica de predominância lenta. Ou seja, ao nascer as fibras são similares, apresentando um maior tempo de ativação e, à medida que ocorre a diferenciação em fibras rápidas, o tempo de contração dessas fibras diminui, porém, elas são capazes de atingir maiores velocidades de encurtamento.

No estudo de Granzier et al. (1991) foram medidas as relações força-comprimento de sarcômero de dois tipos de fibras (lentas e rápidas) de peixe, que possuem diferentes comprimentos de filamentos finos (actina). Foi encontrado que, para ambos os tipos de fibras, o trecho descendente das curvas dessas relações são lineares, similares com o resultado esperado, segundo as previsões da Teoria dos Filamentos Deslizantes.

4.1.3 Força Passiva

Um elemento importante na produção de força muscular é a chamada força passiva. Esta força passiva é produzida em maiores comprimentos musculares, podendo ser, primeiramente, atribuída às estruturas associadas ao tecido conectivo muscular (aponeuroses, epimísio, perimísio e endomísio) e às fibras (sarcolema e estruturas internas do sarcômero como a titina) (van Eijden et al., 2002).

No estudo de ter Keurs et al. (1978) foi mostrado, entre outras coisas, o desenvolvimento de força passiva com o aumento do comprimento do sarcômero. Na Figura

5a é possível identificar, no canto direito do gráfico, o aumento da força passiva com o aumento do comprimento de sarcômero em uma fibra muscular isolada. O início do desenvolvimento da força passiva ocorreu no comprimento de sarcômero 3,3 μm e, em 3,65 μm , a força passiva atingiu aproximadamente 10% da máxima força ativa. Porém, na Figura 5b, pode-se identificar, agora num músculo inteiro, o desenvolvimento da força passiva a partir de um comprimento de sarcômero de 2,8 μm e um aumento muito mais íngreme, quando comparado à fibras isoladas, atingindo 100% da máxima força ativa num comprimento de sarcômero de 3,2 μm .

Rassier et al. (1999), descreve que músculos que operam na parte ascendente da relação força-comprimento (Figura 3) tendem a apresentar força passiva em comprimentos musculares mais curtos, enquanto músculos que operam na parte descendente da relação (Figura 3) tendem a apresentar força passiva em longos comprimentos musculares. Na Figura 6, utilizando os resultados de Wilkie (1968, apud Rassier et al., 1999), pode-se ter um exemplo das diferentes contribuições passivas e das forças musculares resultantes em diferentes músculos de rã.

É bem descrito na literatura um aumento da força após um estiramento ativo do músculo (Abbott e Aubert, 1952; Edman et al., 1978, 1982; Proske e Morgan, 1999; Lee e Herzog, 2002; van Eijden, 2002; Herzog et al., 2003; Rassier et al., 2003; Rassier e Herzog, 2004). Uma das primeiras hipóteses para explicar esse fenômeno foi formulada por Edman et al. (1978, 1982) em que explica que o aumento de força residual após o estiramento é compatível com o recrutamento de elementos elásticos passivos dispostos em paralelo com o sistema contrátil.

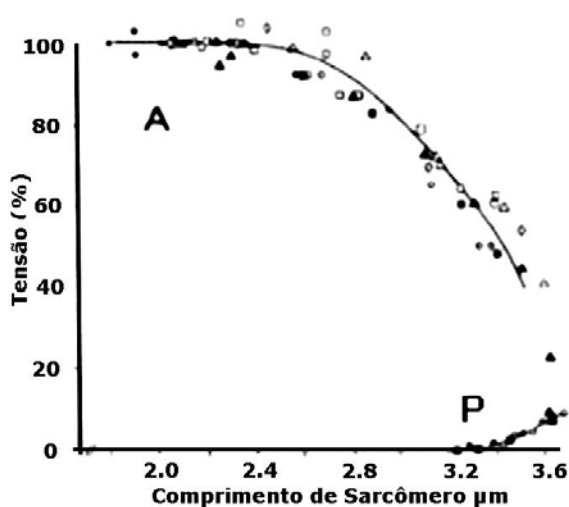


Figura 5a. Relação força-comprimento ativa (A) e passiva (P), em fibras isoladas. Extraído de ter Keurs et al. (1978).

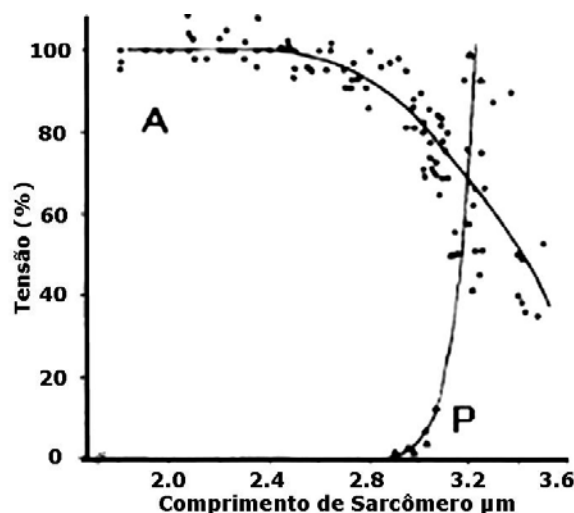


Figura 5b. Relação força-comprimento ativa (A) e passiva (P), em músculos inteiros. Extraído de ter Keurs et al. (1978).

Outra teoria que explica esse ganho de força após o estiramento ativo é proposta por Julian e Morgan (1979) e denominado *comprimento de sarcômero não-uniforme e instável*. Eles observaram que, durante o estiramento de fibras simples no trecho descendente da relação força-comprimento, o comprimento dos sarcômeros muda não-uniformemente. Os sarcômeros próximos ao centro da fibra estiram mais que a média, enquanto sarcômeros próximos às extremidades da fibra estiram menos que a média. Então, os sarcômeros menos estirados produzem mais força ativa, enquanto os sarcômeros mais estirados, num comprimento em que não existe mais sobreposição dos filamentos, são inteiramente amparados por elementos passivos. Ao final, a soma das forças produzidas por estas duas “populações” de sarcômeros resulta numa força maior que a força produzida durante uma contração isométrica no correspondente comprimento muscular (Morgan, 1994).

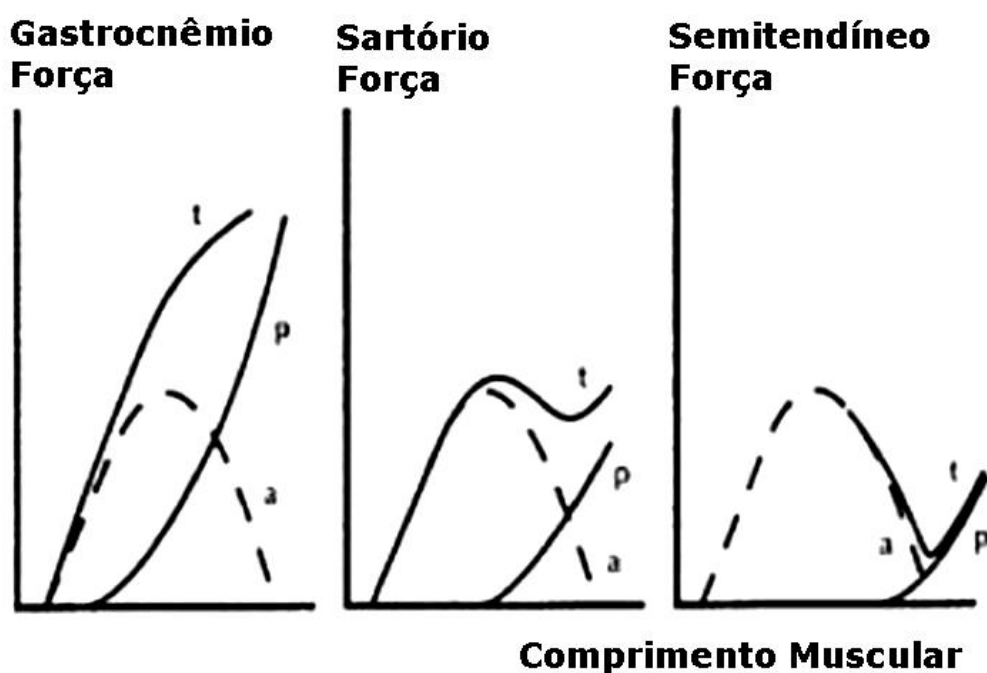


Figura 6. Relações força-comprimento ativa (a), passiva (p) e total (t) para gastrocnêmio, sartório e semitendíneo de rã. Adaptado de Wilkie (1968).

4.2 Capacidade de Torque

Quando se avalia o potencial de um músculo em produzir movimento, dois fatores devem ser levados em consideração: a capacidade de força muscular, através da relação força-comprimento, e a distância perpendicular deste músculo com relação à articulação de interesse. A distância perpendicular do músculo até o eixo de rotação articular determina o

torque produzido sobre uma articulação através de uma contração muscular. A equação para obter-se o torque produzido sobre a articulação é:

$$M = d \times F \quad (1)$$

onde,

M é o torque (momento) sobre a articulação;

d é a distância perpendicular da linha de ação da força muscular até uma linha paralela que passe pelo centro do eixo articular (braço de alavanca);

F é a magnitude da força muscular.

Babault (2002) afirma que o torque que um músculo pode produzir também depende de condições de contração, ou seja, tipo de contração, velocidade de contração e posição angular da articulação (comprimento muscular). Todos esses fatores alteram a capacidade de produção de força muscular e, conseqüentemente, influenciam a produção de torque.

Segundo Hoy et al. (1990), o ângulo articular onde um músculo produz o pico de torque não necessariamente coincide com o ângulo onde ocorre o pico de força muscular ou o pico de distância perpendicular.

4.2.1 Distância Perpendicular

Distâncias perpendiculares de forças musculares com relação às articulações são parâmetros usuais em análises de função muscular (Spoor, 1990). Com um músculo semitendíneo de rã, Lieber e Shoemaker (1992), buscaram determinar a contribuição relativa da força muscular, distância perpendicular e variações do tendão, como uma função do ângulo articular para o perfil de torque do quadril. A variação da distância perpendicular foi responsável por 74% da variabilidade observada no perfil de torque do quadril.

Muitos estudos visam estimar as distâncias perpendiculares de determinados músculos ou grupos musculares por diversos métodos. Alguns estudos utilizam a dissecação de cadáveres para a estimativa de distâncias perpendiculares (Visser et al., 1990; Spoor et al., 1990; Murray et al., 1995, 2002; Kuechle et al., 2000; Bufford et al., 2001; Tang et al., 2002). Porém, estudos anteriores já utilizavam o raio-x para determinação de distâncias perpendiculares (Nisell et al., 1985; Smidt, 1973; *apud* Wretenberg et al., 1996). Atualmente, também têm se utilizado métodos mais modernos como videofluoroscopia, tomografia computadorizada e imagem de ressonância magnética para obtenção desses dados (Moga et al., 1993; Wretenberg et al., 1996; Kellis e Baltzopoulos, 1999).

Visser et al. (1990) encontrou valores de distância perpendicular do reto femoral, vasto lateral, vasto medial, vasto intermédio, bíceps da coxa e gastrocnêmio medindo comprimento do complexo músculo-tendíneo em membros inferiores de cadáveres humanos separados do tronco. Wretenberg et al. (1996) utilizaram ressonância magnética para medir *in vivo* a distância perpendicular do tendão patelar e de diversos flexores do joelho (bíceps da coxa, semitendíneo, semimembráceo, grácil, sartório e as porções lateral e medial do gastrocnêmio), nos planos frontal e sagital, de indivíduos sem lesão no joelho, em três diferentes ângulos de flexão do joelho (0°, 30° e 60°) em modo passivo (sem contração muscular). Moga et al. (1993), para estimar distâncias perpendiculares de músculos intervertebrais, utilizou tomografia computadorizada, tomando a distância do centro do músculo até o centro do corpo vertebral para cada músculo nos vários níveis espinhais. Murray et al. (1995), na tentativa de validar seu modelo matemático de predição de distâncias perpendiculares dos músculos que cruzam a articulação do cotovelo em função do ângulo articular do cotovelo, mensuraram a distância perpendicular desses grupos musculares em dois cadáveres, sendo um masculino e outro feminino.

4.3 Relações Força-Velocidade e Torque-Velocidade

Nigg e Herzog (1994) definem a relação força-velocidade como a relação existente entre a força máxima de um músculo e sua taxa instantânea de alteração de comprimento.

Fenn e Marsh (1935), em duas séries de experimentos com músculos de sapos e gatos submetidos a diferentes cargas, mostraram que à medida que a velocidade aumenta a força diminui não de forma linear, mas sim de forma exponencial. Esta relação exponencial estaria ligada ao processo de energia extra para o encurtamento. Os autores também afirmam que o sistema músculo-esquelético não pode ser simplificado meramente como um sistema mecânico, pois ele também possui características elásticas.

No estudo clássico de Hill (1938), foi encontrada uma relação hiperbólica entre a capacidade de produção de força e a velocidade de encurtamento de uma fibra muscular (Figura 7), mostrando que a força muscular diminui de maneira exponencial com o aumento da velocidade de encurtamento.

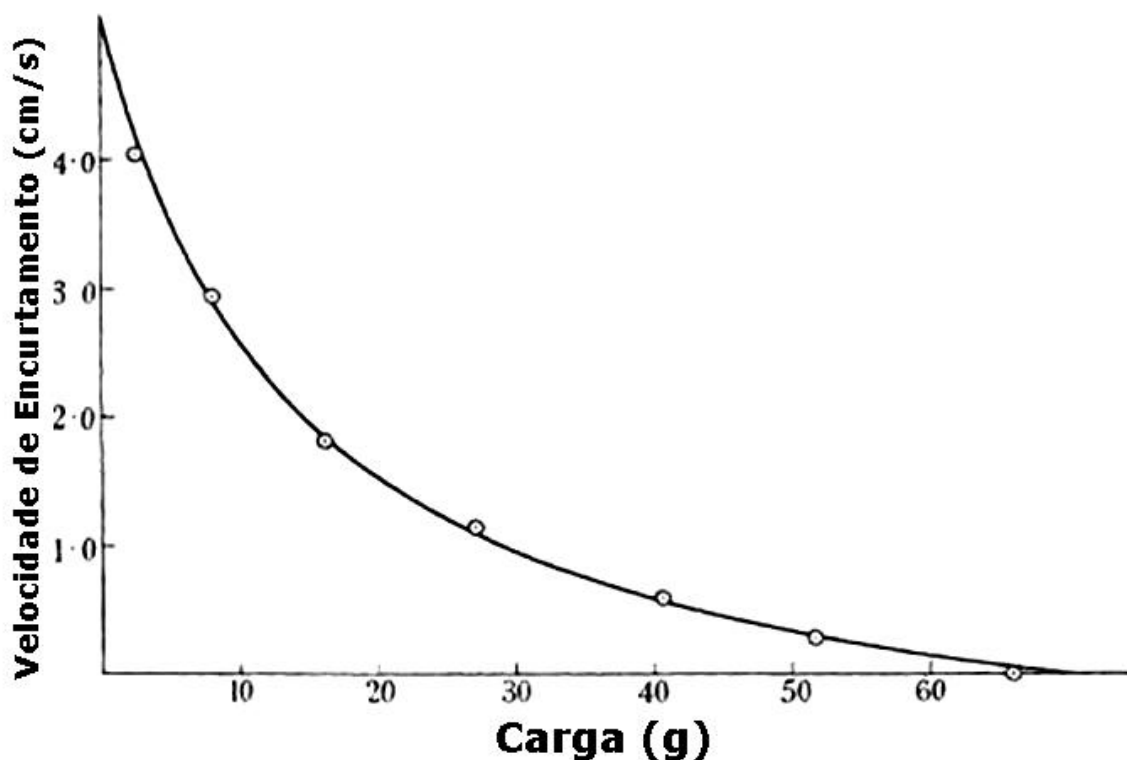


Figura 7. Relação Força-velocidade, descrita por Hill (1938).

No ano de 1967, Hislop e Perrine introduzem o conceito de exercício isocinético. Este conceito foi corroborado por Moffroid et al. (1969, *apud* Thorstensson et al. (1976); Svetlize, 1991). O exercício isocinético é um tipo de exercício de força caracterizado por dois elementos:

- a) Velocidade angular constante e pré-determinada durante quase toda a amplitude de movimento, necessitando apenas de aceleração para iniciar e finalizar o movimento quando a velocidade é igual a zero;
- b) Resistência passiva e de acordo com a força aplicada (força = resistência) (Svetlize, 1991).

A utilização de dinamômetros isocinéticos permite obter um método objetivo de medição de torque muscular. O sistema permite que o músculo exerça sua máxima força em todos os ângulos da amplitude de movimento. Ao impedir-se a aceleração do movimento, toda a energia produzida não se dissipa em acelerar o movimento e, sim, em produzir força que é devolvida exatamente igual, porém em sentido oposto, por um sistema servomotor. Assim, é possível que os músculos desenvolvam seu torque máximo em cada ângulo da amplitude de movimento (Davies et al., 1981; Morris et al., 1983; Nicholas e Horshmann, 1986; Perrine, 1968; Thistle et al., 1966; *apud* Thorstensson et al. (1976); Svetlize, 1991).

Thorstensson et al. (1976), num dos primeiros estudos a utilizar um dinamômetro isocinético, mostra uma relação Torque-velocidade para extensores do joelho (Figura 8). Foi encontrado que os valores de pico de torque diminuía à medida que eram testadas maiores velocidades de contração.

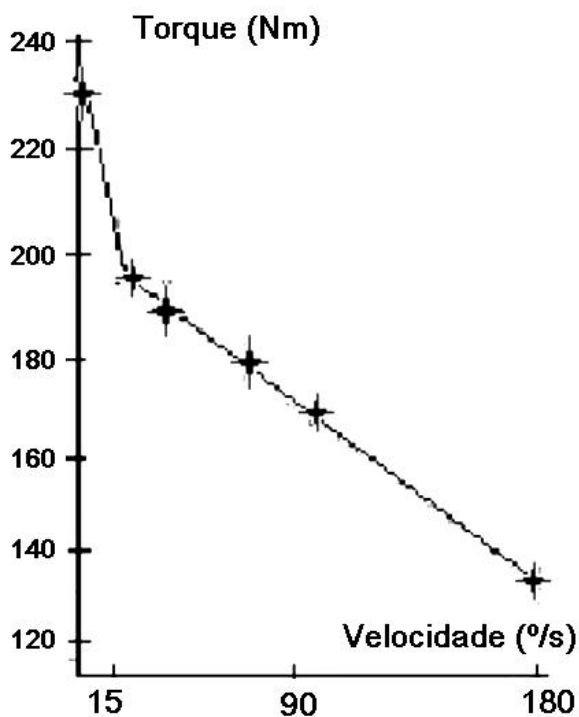


Figura 8. Relação Torque-velocidade determinada para extensores do joelho em dinamômetro isocinético. Adaptado de Thorstensson et al. (1976).

Pousson et al. (1999), visando demonstrar que o treinamento específico de velocidade pode implicar em modificações nos níveis de coativação de músculos agonistas e antagonistas, mensurou os níveis de torque após treinamento de velocidade em dinamômetro isocinético. Na Figura 9, pode-se visualizar os resultados de torque máximo de flexores do cotovelo pré-treino e pós-treino.

4.4 Flexores do Cotovelo

Foram encontrados diversos trabalhos que têm como foco principal o grupo muscular de flexores do cotovelo, avaliando área de secção transversa (An et al., 1981; An et al., 1984; Kawakami et al., 1994; Chang et al., 1999), distância perpendicular (An et al., 1981; Kawakami et al., 1994; Murray et al., 1995, 2002; Ettema et al., 1998), capacidade de geração de força e torque (Kawakami et al., 1994; Buchanan, 1995; Pousson et al., 1999; Chang et al.,

1999;), tensão específica (Buchanan, 1995; Chang et al, 1999) e estratégias de ativação (Buchanan et al., 1989; Kasprisin e Grabiner, 2000; Beck et al., 2004), entre outros.

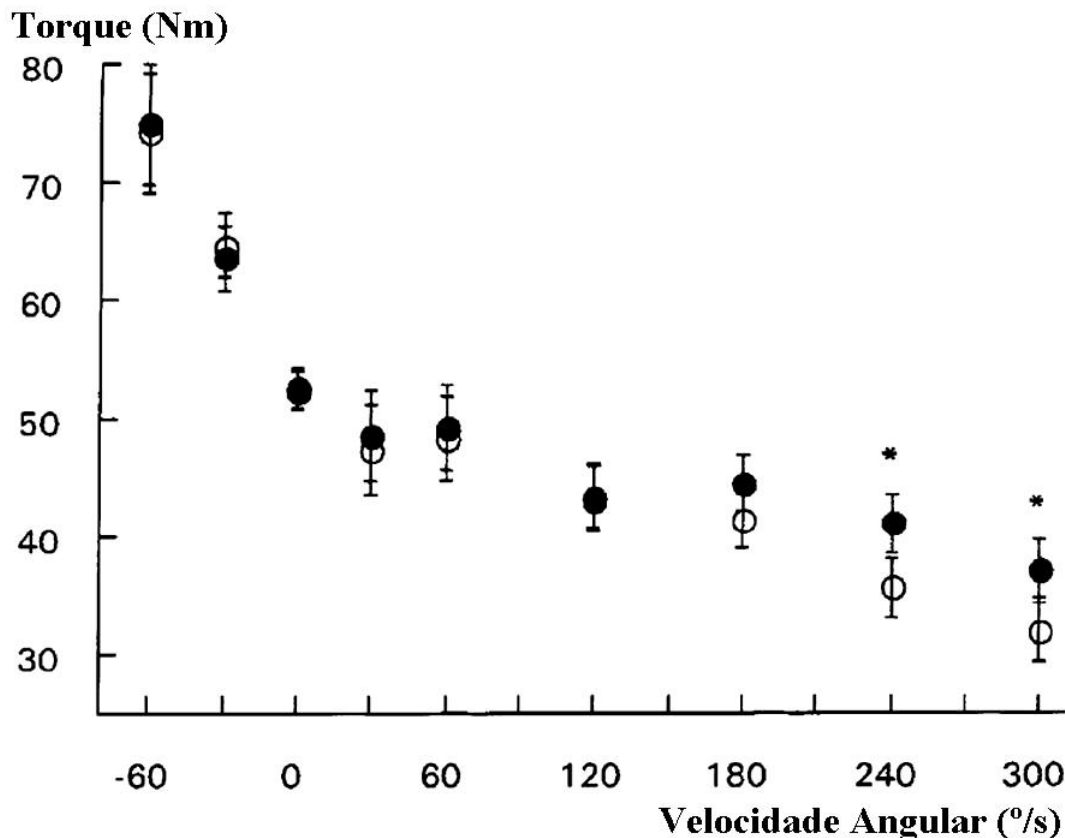


Figura 9. Picos de torque em diferentes velocidades. Pré-treino (círculos abertos) e pós-treino (círculos fechados). Extraído de Pousson et al. (1999).

4.4.1 Área de Secção Transversa

A área de secção transversa de um músculo é um importante indicador da capacidade máxima de geração de força desse músculo (An et al., 1981; Kawakami et al., 1994; Chang et al., 1999). Assim, An et al. (1981) realizaram um importante estudo a respeito de parâmetros biomecânicos da musculatura que cruza a articulação do cotovelo. Dentre outras coisas, os autores mediram, nesse trabalho, a área de secção transversa fisiológica (PCSA) desses músculos, de forma a poder prever ou deduzir o máximo torque potencial dos mesmos. A PCSA foi calculada através da divisão do volume muscular pelo seu comprimento de fibra, em 6 cadáveres. Os resultados desse estudo para o cálculo de PCSA dos três flexores do cotovelo (bíceps braquial, braquial e braquiorradial) estão expostos na Tabela 1.

Chang et al. (1999) propõe um cálculo que possibilitaria estimar, para qualquer indivíduo, a PCSA dos três músculos flexores do cotovelo, a partir dos valores encontrados

por An et al. (1981). A PCSA individual poderia então ser normalizada pela área de secção transversa do braço, através da seguinte equação:

$$PCSA_i = PCSA_{An} \times \frac{A_i}{A_m} \quad (2)$$

onde, $PCSA_i$ é a área de secção transversa fisiológica para cada sujeito, $PCSA_{An}$ é a área de secção transversa fisiológica calculada por An et al. (1981), A_i é a área de secção transversa do braço para cada sujeito e A_m é a média da área de secção transversa para todos os sujeitos. A área de secção transversa do braço (A_i) é calculada através da circunferência do braço (C_i), medida com o braço relaxado, segundo a equação 3:

$$A_i = \frac{C_i^2}{4\Pi} \quad (3)$$

Kawakami et al. (1994), buscando investigar as características de geração de força de músculos humanos *in vivo*, utilizaram imagens de ressonância magnética de 4 indivíduos do sexo masculino, obtendo a PCSA de flexores e extensores do cotovelo desses indivíduos. Seus resultados também estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1. PCSA dos flexores do cotovelo, em cm^2 , segundo os resultados de An et al. (1981), em cadáveres, e Kawakami et al. (1994), *in vivo*.

Músculos	An et al. (1981)	Kawakami et al. (1994)
Bíceps Braquial	4,6 (\pm 0,5)	9,1 (\pm 1,0)
Braquial	7,0 (\pm 1,9)	12,7 (\pm 2,7)
Braquiorradial	1,5 (\pm 0,5)	3,2 (\pm 1,0)
Total flexores	13,1	25

4.4.2 Distância Perpendicular dos Flexores do Cotovelo

A distância perpendicular dos músculos é um parâmetro necessário para se calcular com precisão forças e torques gerados por músculos (Murray et al., 1995). Além disso, descrições quantitativas de distância perpendicular são essenciais para o entendimento das funções musculares. A distância perpendicular transforma a força gerada pelos músculos em

momentos rotacionais que geram movimentos (Murray et al., 2002), determinando a variação no comprimento músculo-tendíneo (An et al., 1984) e velocidade da unidade músculo-tendínea (Delp and Loan, 1995 *apud* Murray et al., 2002) durante a rotação articular.

An et al. (1981), no estudo citado anteriormente, com 6 cadáveres, determinaram as distâncias perpendiculares de vários músculos que cruzam a articulação do cotovelo, dentre eles os 3 principais flexores, em 3 diferentes ângulos de flexão do cotovelo (0°, 50° e 100°), com 3 diferentes posições da articulação rádio-ulnar (supinada, neutra e pronada). Seus resultados estão apresentados na Tabela 2.

Kawakami et al. (1994), com a utilização de imagens de ressonância magnética no plano sagital, definiu a distância perpendicular dos músculos do braço de 4 homens saudáveis a partir da distância entre a linha de ação da força muscular e o centro de rotação do cotovelo. A linha de ação da força muscular foi tomada como a linha no meio do músculo e do tendão com a maior área entre as séries de secções sagitais. O centro de rotação do cotovelo foi definido como o centro do epicôndilo do úmero. Nesse experimento, a articulação do cotovelo foi mantida fixa num ângulo de 90°. Seus resultados estão apresentados na Tabela 2.

Ettema et al. (1998), mensurou as distâncias perpendiculares de todos os músculos que cruzam a articulação do cotovelo, com o intuito de identificar as funções sinergistas dos músculos como uma base anatômica para o estudo do controle motor do cotovelo. Com relação aos três principais flexores do cotovelo, esses autores apresentam dados de distância perpendicular para as duas porções do bíceps braquial (cabeça longa e cabeça curta), três porções do músculo braquial (proximal, intermédia e distal) e duas porções do músculo braquiorradial (proximal e distal). Essa divisão foi realizada nos músculos que apresentaram uma grande área de inserção. Então, a porção mais proximal indica o fascículo mais proximamente localizado. O estudo foi realizado em 3 cadáveres dissecados, medindo as distâncias perpendiculares em três posições angulares do cotovelo. Seus resultados estão apresentados na Tabela 3.

Murray et al. (1995) utilizaram dois cadáveres (1 homem e 1 mulher) na tentativa de validar seu modelo matemático de predição da distância perpendicular de músculos do braço, com relação aos movimentos de flexão/extensão e supinação/pronação. A distância perpendicular desses músculos, segundo Murray et al. (1995), foi calculada a partir de medidas de variação de comprimento do sistema músculo-tendíneo e ângulo do cotovelo, mais precisamente, a derivada parcial do comprimento músculo-tendíneo com respeito ao ângulo articular:

$$d = \frac{\partial l}{\partial \theta} \quad (4)$$

Nessa equação, ∂l é o comprimento músculo-tendíneo e $\partial \theta$ é o ângulo articular.

Tabela 2. Distâncias perpendiculares, em centímetros (cm), dos três principais flexores do cotovelo, em diferentes graus e posições da articulação rádio-ulnar, segundo An et al. (1981) e Kawakami et al. (1994).

	Bíceps Braquial	Braquial	Braquiorradial	
An (1981)	0° supinado	1,964	0,869	2,565
	0° neutro	1,468	0,592	2,467
	0° pronado	1,271	1,098	2,502
	50° neutro	2,674	1,292	3,697
	100° supinado	3,203	1,977	5,188
	100° neutro	3,431	2,052	4,164
Kawakami (1994)	90° supinado	4,2	2,2	5,0

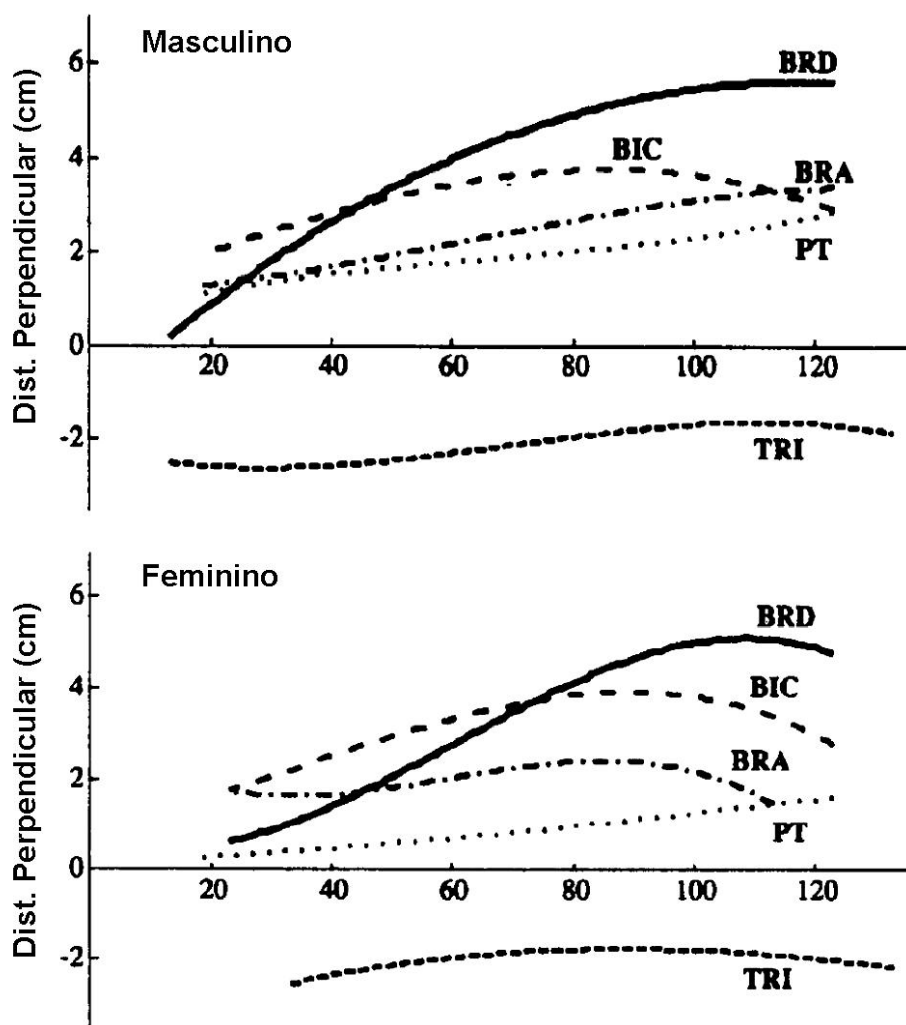
Tabela 3. Distância perpendicular, em centímetros (cm), dos três principais flexores do cotovelo em 3 ângulos articulares diferentes, segundo Ettema et al. (1998).

Músculo/porção	Ângulo (graus)		
	70	95	120
Bíceps Longo	5,15 (± 1,2)	5,28 (± 0,9)	4,19 (± 1,3)
Bíceps Curto	4,97 (± 1,1)	5,15 (± 0,7)	4,31 (± 1,6)
Braquial Distal	2,34 (± 1,0)	2,15 (± 0,4)	1,95 (± 0,9)
Braquial Intermediário	3,99 (± 1,7)	3,38 (± 0,5)	2,45 (± 0,9)
Braquial Proximal	5,0 (± 1,1)	4,47 (± 1,1)	2,97 (± 1,3)
Braquiorradial Distal	6,62 (± 2,1)	6,13 (± 1,3)	4,35 (± 1,8)
Braquiorradial Proximal	10,76 (± 5,9)	9,43 (± 2,0)	6,55 (± 1,2)

Van Zuylen et al. (1988) desenvolveram um modelo biomecânico baseado na anatomia humana, estrutura muscular e relações comprimento-tensão, de forma a obter a relação de torque dos diferentes músculos do braço em função do ângulo do cotovelo. Esse modelo utiliza relações trigonométricas para estimar a distância perpendicular dos músculos que cruzam o cotovelo. Os resultados são ligeiramente diferentes dos obtidos por Murray et

al. (1995). Segundo o modelo, o pico de distância perpendicular do bíceps braquial ocorre em torno de 90° de flexão do cotovelo, o braquial atinge o pico em torno de 70° e o braquiorradial atingiria o pico próximo de 80° de flexão do cotovelo.

Na Figura 10 pode-se visualizar os resultados de Murray et al. (1995) para os dois espécimes utilizados (masculino e feminino). Esse cálculo foi realizado para todos os músculos do braço em 3 diferentes posições do antebraço (supinada, neutra e pronada). Foram encontradas diferenças com relação ao ângulo de pico de distância perpendicular do bíceps braquial entre as diferentes posições de antebraço. Na Figura 11 nota-se que para o espécime masculino a diferença foi em torno de 20°, da posição supinada para a pronada, com o valor de pico de distância perpendicular em torno de 5 mm maior na posição mais supinada. No espécime feminino a diferença foi em torno de 15° e 7 mm entre os picos de distância perpendicular nas duas posições de antebraço.



BIC – bíceps braquial;
BRD – braquiorradial;
BRA – braquial;
PT – pronador redondo;
TRI – tríceps.

Figura 10a. Distância perpendicular de músculos do braço, segundo Murray et al (1995). Espécime masculino.

BIC – bíceps braquial;
BRD – braquiorradial;
BRA – braquial;
PT – pronador redondo;
TRI – tríceps.

Figura 10b. Distância perpendicular de músculos do braço, segundo Murray et al (1995). Espécime feminino.

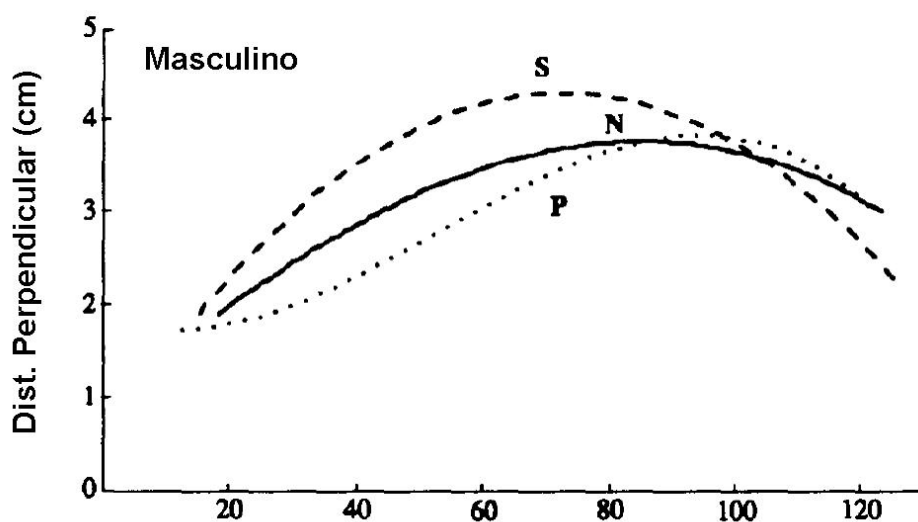


Figura 11a. Distância perpendicular do bíceps braquial nas diferentes posições do antebraço, segundo Murray et al. (1995). Espécime masculino.

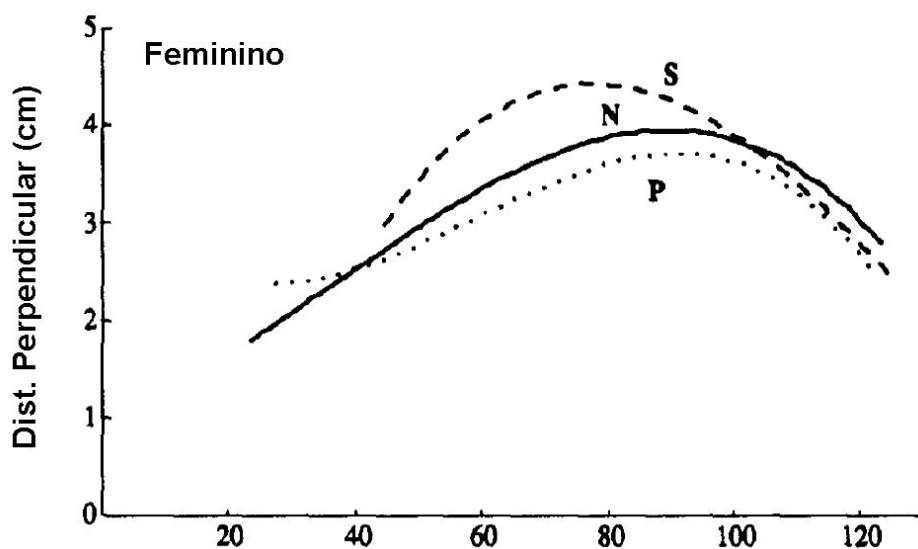


Figura 11b. Distância perpendicular do bíceps braquial nas diferentes posições do antebraço, segundo Murray et al. (1995). Espécime feminino.

4.4.3 Relações Torque x Ângulo e Força x Comprimento/Ângulo

Kawakami et al. (1994), utilizando um dinamômetro isocinético, mensurou o máximo torque flexor do cotovelo produzido por 4 sujeitos que realizaram contrações isométricas e contrações concêntricas e excêntricas em 3 velocidades diferentes (30°/s, 90°/s e 180°/s). Seus resultados estão apresentados na Tabela 4.

Buchanan (1995) mensurou o máximo torque flexor isométrico em diversos ângulos do cotovelo, utilizando um transdutor de torque. Seu estudo visava testar a hipótese de que a tensão específica é constante entre os diferentes músculos. Para isso, ele calculou a tensão específica de flexores e extensores do cotovelo a partir da relação torque-ângulo encontrada.

Essa relação pode ser vista na Figura 12, que expressa a média de 11 sujeitos. O pico de torque foi encontrado ocorrer em 90° de flexão do cotovelo.

Tabela 4. Resultados de torque flexor do cotovelo em condições isométricas e isocinéticas (concêntrica e excêntrica), segundo Kawakami et al. (1994).

Ação Muscular	Velocidade (°/s)	Torque flexor (Nm)
Isométrica	0	59,9 (± 14,5)
	30	50,5 (± 12,0)
Concêntrica	90	47,0 (± 11,4)
	180	36,6 (± 11,1)
	30	67,5 (± 16,4)
Excêntrica	90	69,4 (± 15,6)
	180	70,5 (± 16,5)

Chang et al. (1999), visando desenvolver um modelo matemático para se determinar o comprimento muscular ótimo dos três principais flexores do cotovelo a partir de dados fisiológicos e biomecânicos mensuráveis, utilizou um dinamômetro isocinético para medir o torque flexor isométrico em 8 ângulos do cotovelo de 7 sujeitos. Os comprimentos musculares ótimos encontrados para bíceps braquial, braquial e braquiorradial foram 14,05 cm, 6,53 cm e 17,24 cm, respectivamente. Os ângulos de flexão do cotovelo correspondentes a esses comprimentos ótimos são 107,49°, 97,88° e 48,49° respectivamente. Na Figura 13, pode-se ver a relação torque-ângulo encontrada por esses autores.

Uchiyama et al. (1998) avaliou 6 indivíduos normais, na posição sentada, realizando esforço de flexão isométrica do cotovelo no plano horizontal, com o ombro flexionado em 90°. Nesse estudo, foi desenvolvido um modelo para relacionar torque e ângulo com ativação muscular constante. Dos 6 indivíduos avaliados, 4 atingiram o pico de torque em torno de 90°, enquanto os outros 2 atingiram o pico em torno de 60° de flexão do cotovelo.

Linnamo et al. (2006) avaliou a capacidade de produção isométrica e excêntrica de torque, em 10 homens, num dinamômetro isocinético. As contrações excêntricas foram realizadas em 3 velocidades diferentes: 1, 2 e 4 radianos por segundo (rad/s – equivalentes 57.3, 114.6 e 229.1°/s, respectivamente). O pico de torque isométrico e o pico de torque em 1 rad/s ocorreram em 90° de flexão do cotovelo, enquanto o pico de torque em 2 e 4 rad/s ocorreu em 70°.

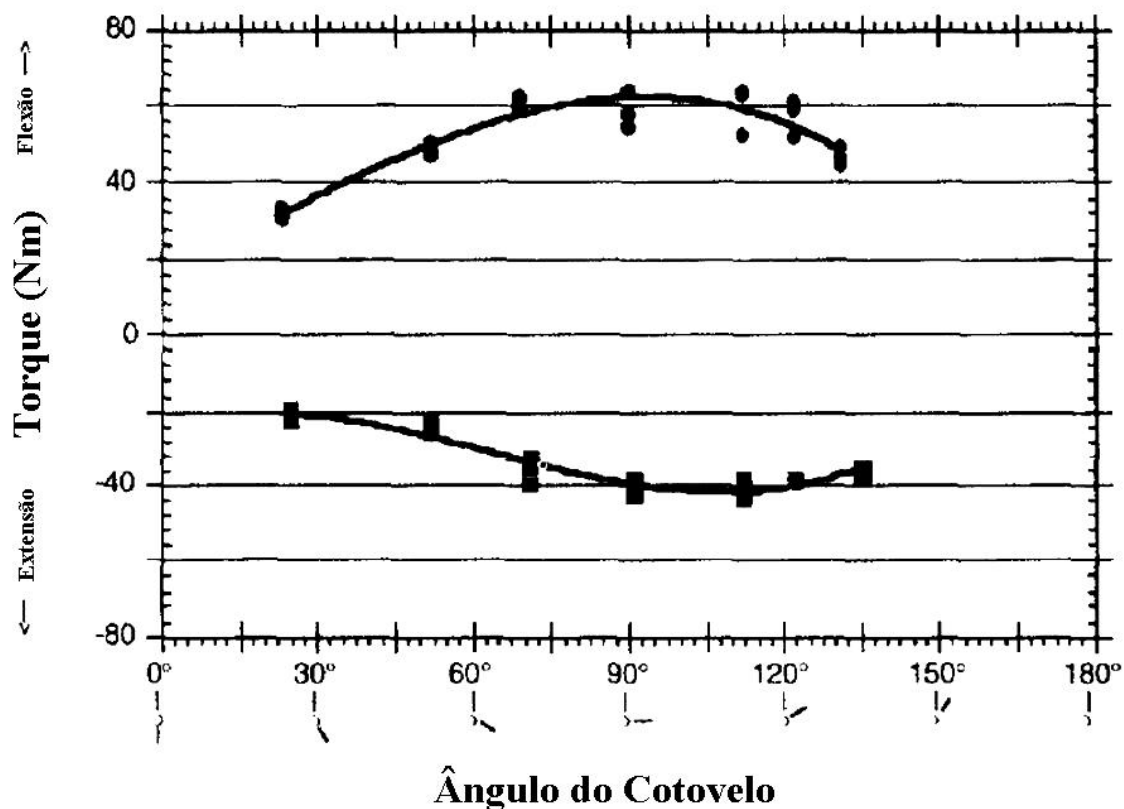


Figura 12. Relação Torque-ângulo de flexores (superior) e extensores (inferior) do cotovelo, segundo Buchanan (1995).

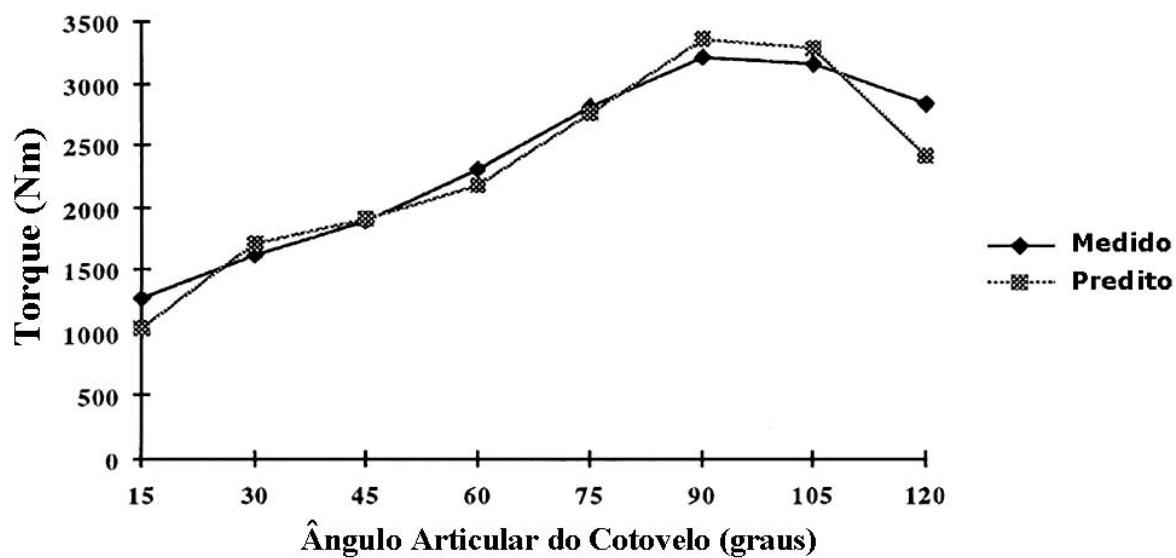


Figura 13. Relação torque-ângulo isométrico, medido no dinamômetro isocinético e predito pelo modelo, segundo Chang et al. (1999).

O modelo de Van Zuylen et al. (1988), já citado anteriormente, permitiu o cálculo do torque isométrico máximo de 4 indivíduos. Esse cálculo forneceu uma relação torque-ângulo similar às relações já vistas, atingindo o pico de torque em torno de 80° de flexão do cotovelo.

4.4.4 Tensão Específica

O conceito de tensão específica pode ser entendido como a constante de proporcionalidade entre a máxima força muscular e a área de secção transversa fisiológica (Buchanan, 1995; Chang et al, 1999), sendo um parâmetro muito importante para definir a limitação da força muscular individual (Chang et al, 1999). Esta constante também é conhecida como stress muscular e seu valor vem sendo reportado na literatura variando entre 35 e 137 N/cm² (Buchanan, 1995).

Buchanan (1995), no estudo já citado anteriormente, testou a hipótese de que a tensão muscular específica é constante entre os diferentes músculos, calculando a tensão específica de flexores e extensores do cotovelo a partir de uma relação torque-ângulo determinada. Sua análise indicou que a máxima tensão específica não é a mesma para flexores e extensores do cotovelo, o que explica algumas das vastas diferenças encontradas em estudos anteriores. Porém, as razões exatas por trás dessas diferenças não são claras. A tensão específica é freqüentemente usada em modelos matemáticos e biomecânicos para estimativa de força muscular. Normalmente, nesses modelos, são atribuídos valores constantes de tensão específica para todos os músculos. Pelo que o autor coloca nesse estudo, modelos que utilizam esse valor constante podem introduzir erros de até 50%.

Chang et al. (1999), num estudo também já citado anteriormente, visaram prever o comprimento muscular ótimo, o correspondente ângulo articular e a tensão específica dos 3 principais flexores do cotovelo, a partir de modelos matemáticos, procedimentos experimentais e otimização computacional. O torque flexor máximo de cotovelo foi usado para prever esses parâmetros. Baseado nos resultados de 7 sujeitos, a tensão específica encontrada foi 109,14 N/cm². O autor indica que a posição do antebraço influencia o torque de flexão do cotovelo medido e, conseqüentemente, a tensão específica predita.

4.4.5 Estratégias de Ativação

Beck et al. (2004) buscava determinar a amplitude mecanomiográfica e eletromiográfica e a freqüência de potência média em função do torque em ações isocinéticas

do bíceps braquial. Para isso, os autores utilizaram um dinamômetro isocinético, onde 12 indivíduos realizaram esforço máximo de flexão do cotovelo numa velocidade de 30°/s, em posição neutra da articulação rádio-ulnar. A partir do valor de pico de torque, os indivíduos realizaram ações isocinéticas submáximas progressivas, com incremento de 20%, partindo de 20% até 80% do pico de torque. Tanto mecanomiografia quanto eletromiografia apresentaram aumento com aumento do torque produzido. Esses resultados sugerem que a produção dinâmica de torque pode ser modulada mais por recrutamento que por aumento na taxa global de excitação de unidades motoras.

Buchanan et al. (1989), num estudo sobre padrão de ativação eletromiográfica em músculos que cruzam o cotovelo de 14 sujeitos normais, registrou a atividade elétrica de cinco músculos durante produção voluntária de torque isométrico de flexão-extensão e de supinação-pronação. Quando foram sobrepostos os torques de flexão e supinação a atividade do bíceps braquial aumentou significativamente, enquanto as atividades de braquial e braquiorradial diminuem modestamente. Os autores concluem afirmando que, pelo menos para a articulação do cotovelo, a fixação dos músculos sinergistas é um tanto incomum e que as relações entre as atividades musculares são dependentes da situação. A união de torques articulares produzidos por músculos multiarticulares, como o bíceps braquial, frequentemente produzirá torques indesejáveis que podem ser contrabalançados por outros músculos.

Kasprisin e Grabiner (2000), buscaram investigar a influência do ângulo articular do cotovelo e do tipo de contração sobre os níveis de ativação de bíceps braquial e braquiorradial durante contrações isométricas e isocinéticas máximas. Para isso, 10 sujeitos realizaram contrações voluntárias máximas dos tipos concêntrica, excêntrica e isométrica, num dinamômetro isocinético, com monitoração de eletromiografia de superfície. A ativação do bíceps braquial foi significativamente afetada pelo ângulo articular durante contração concêntrica e durante contração isométrica. A ativação de braquiorradial foi significativamente afetada pelo ângulo articular somente durante a contração excêntrica.

Colson et al. (1999), visando determinar os efeitos do treinamento excêntrico sobre a capacidade de torque muscular de flexores do cotovelo e os níveis de ativação e coativação de bíceps braquial e tríceps braquial, respectivamente, avaliaram 17 homens saudáveis que realizaram esforços de flexão do cotovelo de formas concêntrica e excêntrica, em diversas velocidades de execução (30°/s, 60°/s e 120°/s – excêntrica, 30°/s, 60°/s, 120°/s, 180°/s e 240°/s – concêntrica). Todas as formas de ação muscular apresentaram aumento do torque voluntário máximo após o treinamento excêntrico. O aumento do nível de ativação do agonista explica parcialmente esse aumento de torque máximo nas contrações excêntricas, isométricas e

concêntricas de altas velocidades. Nas contrações excêntricas, o aumento de torque máximo pode ser explicado parcialmente também pela redução na inibição da unidade motora.

4.5 Outras Considerações

Babault et al. (2001), encontraram resultados que indicam que o torque voluntário máximo não depende somente de propriedades mecânicas e sugerem que o nível de ativação muscular pode reprimir o máximo torque concêntrico e/ou excêntrico. Babault et al. (2002), avaliando torque isocinético máximo de extensores do joelho em 60 e 120°/s e torque isométrico, encontraram resultados que sugerem uma menor ativação de unidades motoras em tarefas realizadas em menor velocidade.

Svetlize (1991) observou ausência de diferença significativa com relação a pico de torque, ângulo de pico de torque e relação agonista/antagonista entre segmentos dominantes e não-dominantes, em extensores do joelho.

No presente trabalho estão revisados alguns estudos que tratam das características e perfis de torque dos mais diversos grupos musculares. Foi possível perceber ao longo da pesquisa de revisão que poucos desses estudos fazem qualquer inferência a situações de treinamento. Portanto, parece interessante uma abordagem da mecânica muscular e da capacidade máxima de produção de torque muscular voltada para a sua aplicação em treinamento de força.

Da mesma forma, a literatura revisada carece de informações acerca da capacidade dinâmica de produção de torque de flexores do cotovelo. Diversos estudos apontam resultados da produção de torque em situações isométricas, mesmo utilizando dinamômetros isocinéticos. Porém, não são encontrados resultados quanto à produção concêntrica de torque, independente da velocidade de execução.

5. Metodologia

Foi analisado o torque concêntrico de flexão do cotovelo do membro superior dominante, em baixa velocidade angular ($45^\circ/\text{seg}$). Cada indivíduo realizou o movimento dentro da maior amplitude possível, ou seja, a partir dos maiores ângulos de alongamento até os maiores ângulos de encurtamento muscular para cada movimento articular. Está sendo considerada a máxima amplitude a qual todos os integrantes da amostra puderam desenvolver torque.

5.1 População e Amostra

A amostra utilizada é do tipo não-aleatória intencional e voluntária, composta por 20 universitários saudáveis (12 homens e 8 mulheres), com idade média 26,8 anos ($DP = 7,1$). Todos os integrantes da amostra são acadêmicos ou mestrandos das áreas de Educação Física e Fisioterapia.

Esses indivíduos foram divididos em 2 grupos, denominados: 1) ativos – são indivíduos com, no mínimo, 1 ano de atividade física regular para membro superior; e 2) sedentários – são indivíduos que não realizam qualquer atividade física há, no mínimo 1 ano. O grupo 1 (ativos) englobou 7 indivíduos da amostra total (5 homens e 2 mulheres), com idade média 26,7 anos ($DP = 7,5$). Enquanto o grupo 2 (sedentários) foi formado por 13 indivíduos (7 homens e 6 mulheres), com idade média 26,8 anos ($DP = 7,2$).

A separação da amostra em 2 grupos (ativos e sedentários) foi realizada com o objetivo de identificar uma possível mudança nos padrões de capacidade de produção de torque em virtude de efeitos de treinamento ou de atividade física regular do grupo muscular em questão. Em função das áreas de atuação profissional dos indivíduos da amostra, é presumível que todos, inclusive os aqui denominados sedentários, apresentem uma atividade de vida diária mais intensa que a média da população em geral.

5.2 Design da Pesquisa

O estudo é Ex Post Facto do tipo descritivo-exploratório.

5.3 Instrumentação da Coleta de Dados

A coleta de dados foi realizada num dinamômetro isocinético, modelo Kin Com® (Chattanooga Group, Inc., Harrison Tennessee, USA), mostrado na Figura 14. O dinamômetro isocinético registra dados de torque gerados sobre um braço mecânico sensível às forças de contato atuantes sobre ele, numa taxa de aquisição equivalente a 100 Hz. Esses dados de torque em função do ângulo articular, para as diferentes execuções do indivíduo foram exportados, no formato de arquivos de dados (.dat) através do software específico do equipamento (Kin Com®). Posteriormente, esses arquivos de dados foram transformados em planilhas do software Excel.



Figura 14. Dinamômetro isocinético.

5.4 Definição Operacional das Variáveis

Variável independente

- Posição angular do cotovelo: diz respeito ao ângulo de flexão do cotovelo, o qual se modifica ao longo da execução do exercício. Essa variável foi mensurada e controlada pelo dinamômetro isocinético.

Variável dependente

- Máxima produção de torque muscular: é a capacidade máxima de produção de torque muscular, que varia durante o movimento articular, em função da variação do ângulo articular

em esforço máximo. Essa variável foi obtida a partir de contrações voluntárias máximas exigidas dos indivíduos componentes da amostra;

- Ângulo de pico: é o ângulo no qual ocorre o pico de torque muscular resultante, ou ângulo de maior capacidade de geração de torque muscular. Foi obtido a partir da verificação, nos dados coletados, do ângulo no qual a produção de torque de cada indivíduo foi 100% do seu torque máximo individual;
- Taxa de Acréscimo: é a variação da produção de torque muscular em função da variação angular, do início do movimento até o pico de produção de torque muscular ou até o início de um platô. Foi calculada através da razão entre a variação de torque do início ao pico/platô e a variação de ângulo do início ao pico/platô;
- Taxa de Decréscimo: é a variação da produção de torque muscular em função da variação angular, do pico da produção de torque muscular ou do final de um platô até o final do movimento. Foi calculada através da razão entre a variação de torque do pico/platô ao final e a variação de ângulo do pico/platô ao final;
- Torque Final: é o valor de torque muscular resultante encontrado ao final do movimento, ou seja, em 100% da flexão do cotovelo.

Variáveis de controle

- Velocidade de execução: é a taxa de variação da posição angular. Altera a capacidade máxima de geração de força e torque muscular em função da velocidade de contração, segundo a relação força-velocidade (ver seção 4.1.4). Essa variável foi controlada pelo dinamômetro isocinético e fixada em 45°/s;
- Posição angular do ombro: diz respeito aos ângulos de flexão/extensão e adução/abdução do ombro. Nesse estudo, o ângulo articular de ombro de todos os indivíduos foi mantido em 10° de abdução e 0° de flexão;
- Posição da articulação rádio-ulnar: diz respeito ao ângulo de supinação da articulação rádio-ulnar. Nesse estudo, as 3 diferentes posições da articulação rádio-ulnar foram testadas – supinada (180° de supinação), neutra (90° de supinação) e pronada (0° de supinação);
- Patologia ósteo-articular e/ou muscular: diz respeito a qualquer lesão e/ou patologia no membro superior. A seleção da amostra desse estudo incluiu como critério a não-ocorrência de qualquer patologia ósteo-articular e/ou muscular diagnosticadas.

Variáveis intervenientes

- Fadiga muscular: processo inerente a qualquer prática de atividade física, decorrente da depleção de substratos energéticos para a produção de energia. Para amenizar possíveis efeitos da fadiga sobre a média da amostra, a escolha da ordem de execução dos testes foi randômica, conforme explicitado na seção seguinte.

Variáveis Estranhas

- Distância perpendicular: é a distância, tomada perpendicularmente, entre a linha de ação do vetor força muscular e uma linha paralela a essa que cruza o eixo de rotação articular. As distâncias perpendiculares dos músculos de interesse do presente estudo estão citadas na seção 4.4.2;
- Comprimento muscular: diz respeito à variação da possibilidade de produção de força do músculo de acordo com o comprimento muscular, segundo a relação força-comprimento (ver seção 4.1.1).

5.5 Procedimentos Metodológicos

O protocolo de testes foi composto das seguintes etapas:

1. Preparação: Os indivíduos foram instruídos detalhadamente sobre a natureza e a exigência do teste. Após, realizaram exercícios de alongamento e aquecimento articular de curta duração (de 5 a 10 segundos), estáticos e dinâmicos, para musculatura flexora e extensora do cotovelo. Também foram realizadas algumas execuções em cargas submáximas, prescritas de forma subjetiva para familiarização com o equipamento e o teste;
2. Teste: Cada indivíduo realizou 3 séries compostas cada uma por 5 contrações concêntricas máximas de flexores e extensores do cotovelo, com diferentes posições da articulação rádio-ulnar, conforme descritas abaixo. A ordem das séries foi definida aleatoriamente, de forma a amenizar os efeitos da fadiga. O intervalo entre as séries foi de 120 segundos.
 - Flexão/extensão do cotovelo, com posição supinada da articulação rádio-ulnar;
 - Flexão/extensão do cotovelo, com posição neutra da articulação rádio-ulnar;
 - Flexão/extensão do cotovelo, com posição pronada da articulação rádio-ulnar;

Os indivíduos realizaram os testes devidamente posicionados e fixados ao equipamento através de cintas, de acordo com o posicionamento previsto no manual de utilização do dinamômetro isocinético, qual seja, na posição sentado (em torno de 85° de flexão do quadril) com o ombro estendido (0° de flexão) e abduzido em aproximadamente 10°. O antebraço dos indivíduos foi afixado ao braço mecânico do dinamômetro através de amarras com velcro, de forma que a movimentação da articulação do punho (flexão/extensão e adução/abdução) não interferisse no torque de flexão/extensão do cotovelo. Um suporte próprio do equipamento também foi utilizado no antebraço, próximo ao cotovelo, com o intuito de limitar a movimentação do braço, mantendo, assim, a posição do ombro.

Todas as execuções de todos os indivíduos exigiam um torque mínimo de 50Nm para que o braço mecânico fosse liberado a conduzir o movimento na velocidade pré-determinada. Assim, o esforço era do tipo isométrico até que esse limiar de 50Nm fosse atingido. Durante cada execução também havia uma exigência mínima de 20Nm para que o braço mecânico do dinamômetro mantivesse o movimento isocinético e constante. Se, por acaso, o indivíduo não atingisse essa carga durante algum ângulo da execução, o equipamento travava o movimento. Nos casos em que ocorreu um problema desse tipo, a execução foi anulada. Sempre, durante as execuções, os indivíduos eram estimulados verbalmente, de forma a manter a máxima produção de força durante toda a amplitude de movimento.

5.6 Tratamento dos Dados

Os dados extraídos do dinamômetro isocinético, pelo software próprio do Kin Com® foram exportados para o software Excel. No Excel foram formatadas as planilhas com as informações de torque e ângulo de todos os indivíduos. Essas planilhas formaram os arquivos de texto que levaram os dados para processamento em um software desenvolvido em ambiente Matlab® (versão 5.3 1999 - The MathWorks, Inc. Massachusetts-USA) especialmente para esta situação. Através do software as curvas de torque de todos os indivíduos foram interpoladas, de forma a conter o mesmo número de pontos. Esse procedimento serviu para calcular a curva de torque médio das 5 execuções, em função do ângulo articular do cotovelo para cada indivíduo, de acordo com a posição da articulação rádio-ulnar.

Como se trata de um movimento articular gerado por mais de um músculo, é muito difícil definir a exata contribuição de cada um desses músculos, já que é mensurado o torque

muscular resultante que, de fato, é o resultado da contribuição de todos os músculos envolvidos.

Os dados de torque muscular em função do ângulo articular foram normalizados a partir dos respectivos valores de pico de torque de cada indivíduo, obtendo-se assim dados de torque muscular em percentual do torque máximo. Da mesma forma, os valores de ângulo também foram normalizados, em função da amplitude máxima angular de execução. Os dados de todos os indivíduos apresentam ângulos iniciais e finais muito próximos, mas nem sempre iguais, com diferenças que chegaram a, no máximo, 1° no ângulo inicial e 3° no ângulo final. Os dados de ângulo, na posição neutra estão compreendidos numa faixa entre 11,2° e 110,5°. Na posição supinada, os dados situam-se entre 11,0° e 112,7°. E, na posição pronada, os dados estão compreendidos entre 11,0° e 112,5°.

Foram verificadas as seguintes variáveis: ângulo de pico, taxa de acréscimo, taxa de decréscimo e torque final.

A partir desses resultados, foi possível realizar a comparação entre os grupos componentes da amostra, nas diferentes posições da articulação rádio-ulnar.

5.7 Determinação do Torque Externo

Os torques externos de alguns exercícios de musculação para flexores do cotovelo foram determinados. Os exercícios escolhidos foram: Rosca Direta, Rosca Scott, Rosca Banco Inclinado e Rosca Polia. Para melhor entendimento, os exercícios podem ser descritos da seguinte maneira:

- Rosca Direta – com o indivíduo em pé, realiza a flexão do cotovelo (com peso livre), com o ombro em 15° de flexão e a amplitude de movimento do cotovelo variando de 0° até a máxima flexão individual de cada um. Nesse estudo, foi considerado o ângulo de máxima flexão do cotovelo em 150°. Na Figura 15 está apresentado um diagrama ilustrativo do membro superior, mostrando a linha de ação da força externa, durante a execução desse exercício em 3 fases distintas;

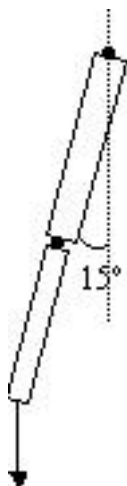


Figura 15a. Início do movimento.
Cotovelo em 0° de flexão;

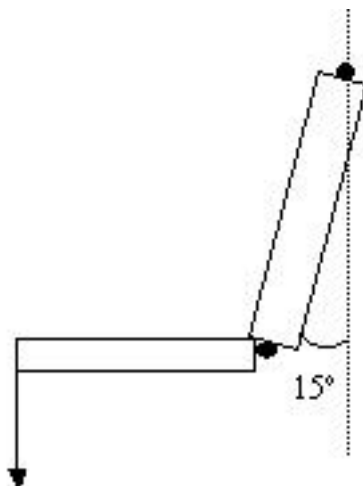


Figura 15b. Ângulo de maior torque
externo. Cotovelo em 75°;

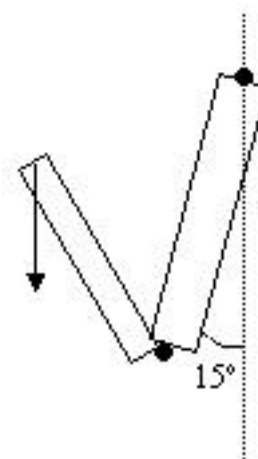


Figura 15c. Final do movimento.
Cotovelo em 150° de flexão;

- Rosca Scott – com o indivíduo sentado, realiza a flexão do cotovelo (peso livre) com os braços apoiados sobre uma mesa inclinada, formando um ângulo de flexão do ombro de 30°. A amplitude de movimento do cotovelo varia de 0° até a 150°. Na Figura 16 está apresentado um diagrama ilustrativo do membro superior, mostrando a linha de ação da força externa, durante a execução desse exercício em 3 fases distintas;

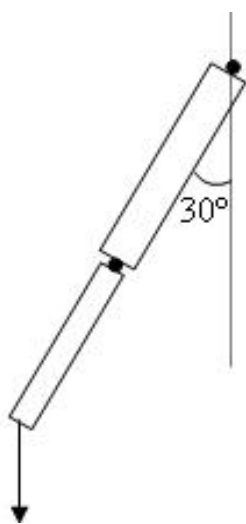


Figura 16a. Início do movimento.
Cotovelo em 0° de flexão;

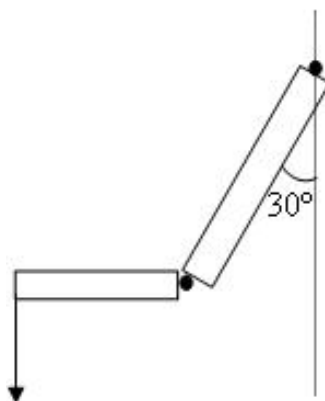


Figura 16b. Ângulo de maior torque
externo. Cotovelo em 60°;

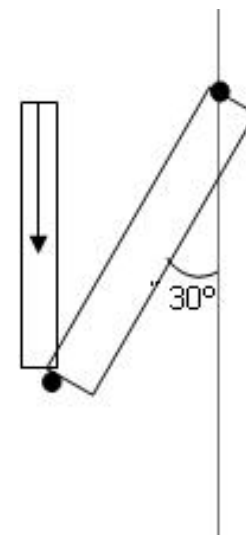


Figura 16c. Final do movimento.
Cotovelo em 150° de flexão;

- Rosca Banco Inclinado - com o indivíduo sentado, realiza a flexão do cotovelo (peso livre) com as costas apoiadas sobre o encosto de um banco reclinável (banco com encosto regulável ou banco de supino). Nessa posição, os braços ficam posicionados perpendicularmente ao

so, com o ombro hiperextendido. Dependendo da inclinação do encosto do banco modifica-se o ângulo de extensão do ombro. Na Figura 17 está apresentado um diagrama ilustrativo do membro superior, com o tronco inclinado de forma que o ombro estivesse com 30° de hiperextensão, mostrando a linha de ação da força externa, durante a execução desse exercício em 3 fases distintas;

- Rosca Polia - com o indivíduo em pé, realiza a flexão do cotovelo puxando a barra da polia baixa de um equipamento de musculação. O ângulo que o cabo do equipamento forma com o antebraço ao longo da execução determina a distância perpendicular e, conseqüentemente, o torque externo do exercício. Na Figura 18 está apresentado um diagrama ilustrativo do membro superior, mostrando a linha de ação da força externa, durante a execução desse exercício em 3 fases distintas.

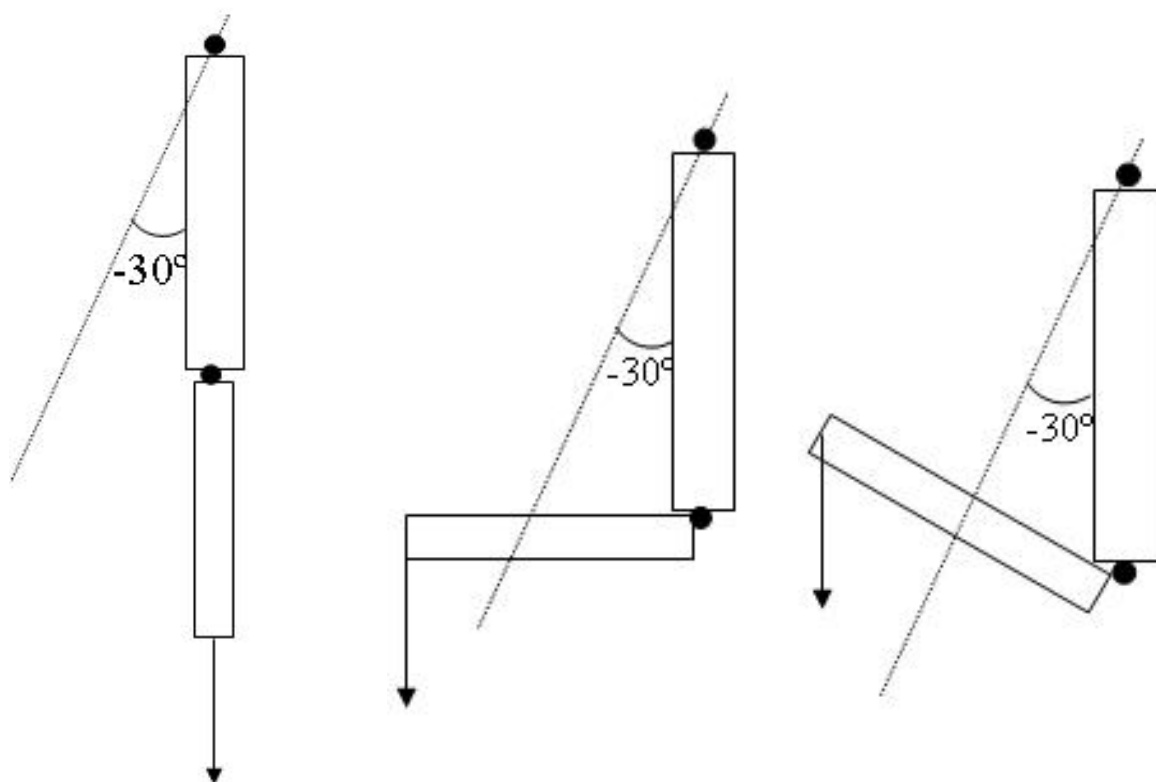


Figura 17a. Início do movimento.
Cotovelo em 0° de flexão;

Figura 17b. Ângulo de maior torque
externo. Cotovelo em 90° ;

Figura 17c. Final do movimento.
Cotovelo em 150° de flexão;

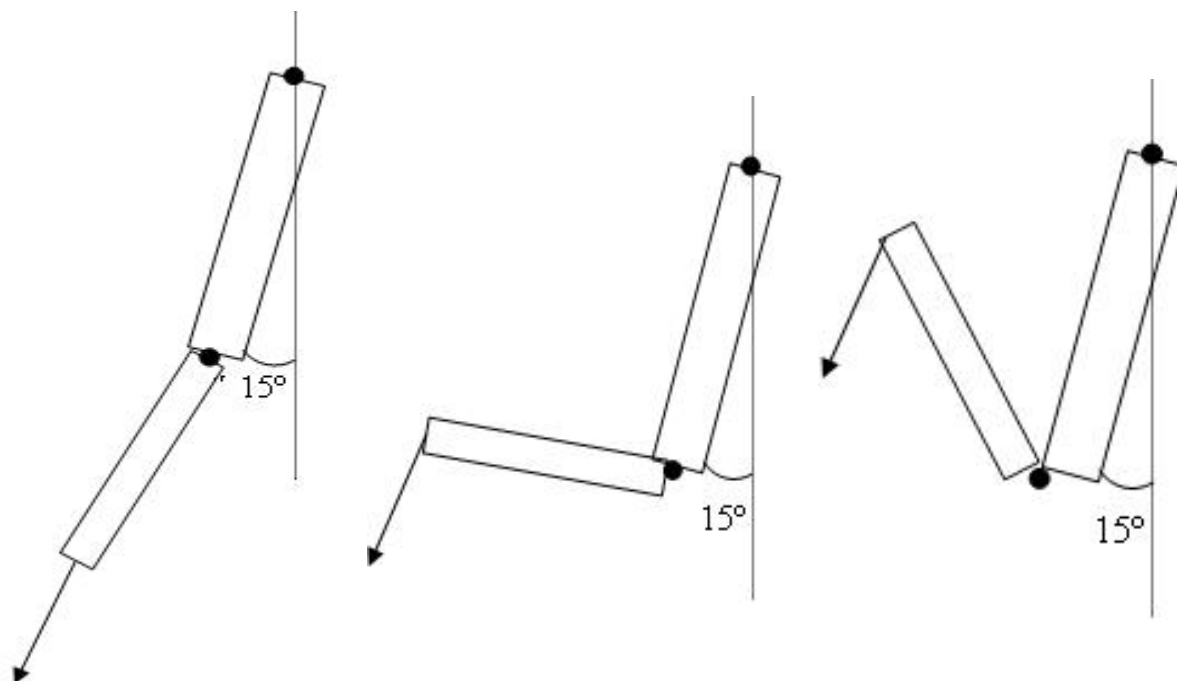


Figura 18a. Início do movimento.
Cotovelo em 21° de flexão;

Figura 18b. Ângulo de maior torque
externo. Cotovelo em 100°;

Figura 18c. Final do movimento.
Cotovelo em 150° de flexão;

Com auxílio de um goniômetro manual e fita métrica, foi possível calcular as distâncias e os ângulos formados entre as linhas de ação da força externa e o segmento, possibilitando, assim, a determinação da característica de torque externo dos exercícios citados.

5.8 Comparação entre Torque Externo e Torque Muscular Resultante

Com os dados de torque médio de cada grupo, foi identificado o ângulo de pico de torque de cada curva, bem como as taxas de variação de torque ao longo da amplitude articular e o torque final. A partir desses resultados, pôde ser feita uma comparação das curvas médias de torque muscular com as curvas de torque externo dos 4 exercícios determinados na seção anterior.

Partindo do pressuposto que a relação torque-ângulo apresentaria uma característica crescente-decrescente, como observado nos diversos resultados revistos na literatura, foram definidos como parâmetros de comparação: o ângulo de pico, as taxas de acréscimo e decréscimo, e a produção de torque final.

Foram definidos intervalos de confiança para ocorrência dessas variáveis citadas anteriormente. A comparação ocorre através da adequação a esses intervalos de confiança,

dos valores encontrados para essas variáveis nos exercícios analisados. Os intervalos de confiança foram construídos de forma a englobar 95% dos valores obtidos na amostra.

Com o resultado dessa comparação é possível determinar qual torque externo parece acompanhar o torque muscular máximo mensurado para cada grupo, de acordo com a posição da articulação rádio-ulnar.

5.9 Tratamento Estatístico

Todo o procedimento estatístico foi realizado no software SPSS, versão 14.0, e o nível de significância adotado foi $p \leq 0,05$. Para verificação da normalidade dos dados, foi definido o teste de Shapiro-Wilk. Para as comparações das diversas variáveis definidas (ângulo de pico, taxas de acréscimo e decréscimo, torque final e torque absoluto) entre cada grupo e entre cada posição da articulação rádio-ulnar, foi escolhido o teste ANOVA One-Way, com teste Post Hoc de Bonferroni. De fato, o teste estatístico serviu para verificar diferenças com relação às variáveis entre as diferentes posições da articulação rádio-ulnar, dentro de cada grupo (ativos e sedentários). Da mesma forma, foi possível se estabelecer as diferenças entre os grupos, de acordo com cada posição da articulação rádio-ulnar.

A variável “torque absoluto” foi definida como o pico de produção de torque, em Newtons-metro (Nm), individual de cada sujeito. Para essa variável só foi realizada a comparação entre posições.

De forma a identificar possíveis platôs, nas relações torque-ângulo encontradas, foram realizados alguns procedimentos, conforme descritos a seguir: os dados de cada um dos 20 indivíduos foram submetidos a um software desenvolvido em ambiente Matlab® (versão 5.3 1999 - The MathWorks, Inc. Massachusetts-USA) especialmente para seccionar os dados de 5 em 5 graus, atribuindo um valor de torque representativo de cada trecho. Novamente, foi utilizado o teste ANOVA One-Way, com teste Post Hoc de Bonferroni, para realizar a comparação desses dados seccionados, de maneira que fosse possível identificar quais trechos apresentam diferença significativa entre si, possibilitando, assim, a identificação de possíveis platôs. Foram considerados platôs, os trechos consecutivos que não apresentaram diferença significativa entre si. As relações nas quais foram encontrados platôs não demonstraram um pico de torque definido, logo, essa variável não foi considerada nesses casos. Da mesma forma, nessas relações, a taxa de acréscimo foi calculada do início do movimento até o início do platô e a taxa de decréscimo foi calculada do final do platô ao final do movimento. As variáveis observadas (ângulo de pico, taxas de acréscimo e decréscimo, e torque final) foram

situadas em intervalos de confiança, que englobam 95% dos valores encontrados na amostra, a fim de facilitar a comparação dessas variáveis entre com as mesmas variáveis calculadas em cada um dos 4 exercícios avaliados (Direta, Scott, Banco e Polia). De forma a facilitar essa comparação, os intervalos de confiança da variável ângulo de pico serão expressos em graus, tendo em vista que a amplitude de movimento avaliada na amostra difere da amplitude do exercício.

6. Resultados

A partir da metodologia apresentada, pôde-se obter uma série de resultados que serão explicitados no decorrer desse capítulo. Os resultados dizem respeito à determinação do torque externo, ao perfil de produção máxima de torque de flexão do cotovelo, nas diferentes posições da articulação rádio-ulnar, para os diferentes grupos, bem como a comparação desses perfis de produção de torque com a característica de exigência de torque externo dos exercícios citados na metodologia.

6.1 Determinação do Torque Externo

Os resultados de torque externo dos 4 exercícios de flexores do cotovelo podem ser visualizados na Figura 19, sobrepostos para uma melhor visualização das diferenças entre eles. Nota-se uma pequena diferença entre os exercícios Rosca Scott, Rosca Direta e Rosca Banco Inclinado, com relação ao ângulo de pico de torque. Nos gráficos há um deslocamento do pico para direita (em direção aos maiores ângulos de flexão), em razão das diferentes posições de flexão do ombro em cada exercício.

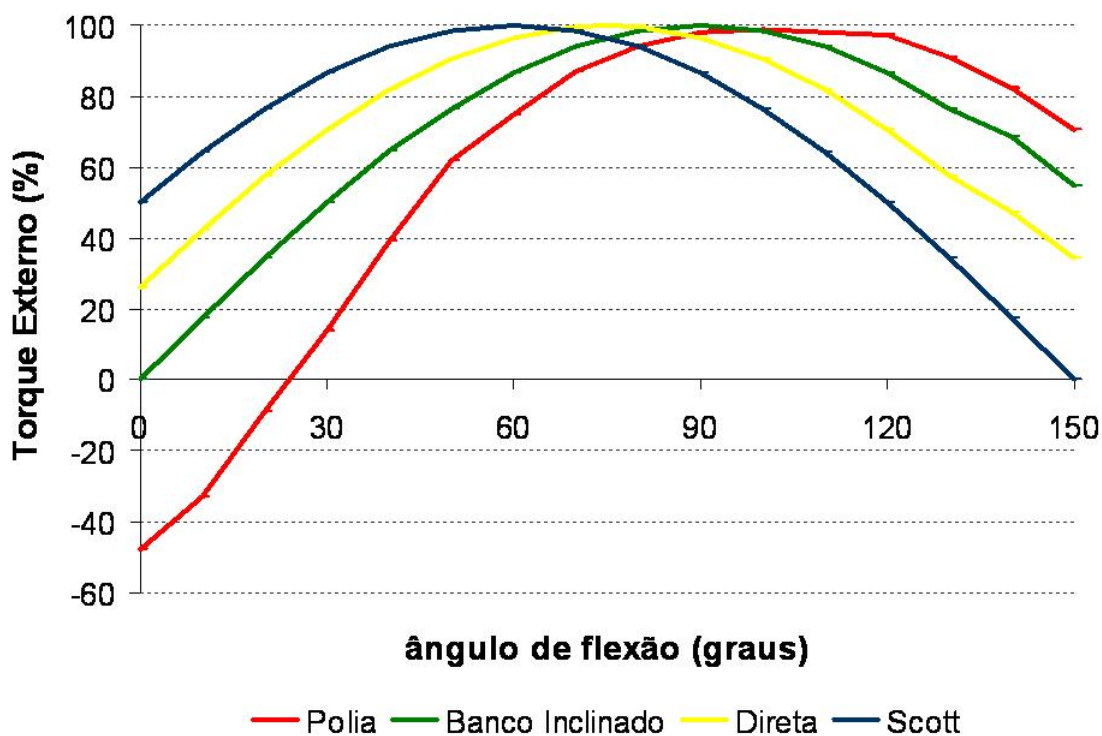


Figura 19. Torque externo dos 4 exercícios de flexão do cotovelo em função do ângulo de flexão do cotovelo. O torque está normalizado pelo comprimento do antebraço.

No exercício Rosca Direta, a exigência inicial de torque é de 26% do torque externo máximo ($\%T_{\text{máx}}$), que ocorre em 75° de flexão do cotovelo, ou 50% da amplitude de flexão. Do início do movimento até o pico, a exigência de torque aumenta numa taxa média de 1,48% em cada percentual da amplitude de execução ($\%T_{\text{máx}}/\%flex$). E, a partir do pico, há uma diminuição da exigência de torque numa taxa média em torno de 1,31 $\%T_{\text{máx}}/\%flex$, atingindo um torque em torno de 34 $\%T_{\text{máx}}$ ao final da amplitude do exercício. O mínimo valor de torque externo nesse exercício ocorre no início do movimento (0% de flexão do cotovelo).

No exercício Rosca Scott, inicialmente, o torque externo é de cerca de 50 $\%T_{\text{máx}}$, com o pico de torque externo ocorrendo em 60° de flexão do cotovelo, ou 40% da amplitude de flexão. Do início do movimento até o pico a exigência de torque aumenta numa taxa média de 1,25 $\%T_{\text{máx}}/\%flex$. E, a partir do pico, há uma diminuição da exigência de torque numa taxa média em torno de 1,67 $\%T_{\text{máx}}/\%flex$, levando a um torque zero, ao final do exercício.

No exercício Rosca Banco Inclinado, o torque externo no início do movimento é zero e o pico de torque ocorre em 90° de flexão do cotovelo, ou 60% da amplitude de flexão. Do início do movimento até o pico a exigência de torque aumenta numa taxa média de 1,67 $\%T_{\text{máx}}/\%flex$. E, a partir do pico, há uma diminuição da exigência de torque numa taxa média em torno de 1,13 $\%T_{\text{máx}}/\%flex$, levando a um torque, ao final do movimento, em torno de 64 $\%T_{\text{máx}}$.

O exercício no qual as variáveis antropométricas e a postura adotada mais interferem no torque externo é o Rosca Polia, pois a distância perpendicular medida varia com o ângulo que o cabo do aparelho forma com o antebraço do indivíduo e isso depende da estatura do indivíduo e da distância a que ele está posicionado do equipamento (polia), além do comprimento do antebraço do mesmo. No caso dessa avaliação, foi utilizado um indivíduo de 1,85 metros de estatura, posicionado a aproximadamente 50 centímetros de distância da polia do equipamento. Na figura 19, é possível perceber que o trecho inicial da curva de torque externo do exercício Rosca Polia é negativo. Isso se deve ao ângulo do cabo da polia baixa em relação ao antebraço do sujeito, gerando um torque no sentido contrário, ou seja, um torque que auxilia a flexão do cotovelo, ao invés de impor resistência ao mesmo movimento. Por isso, o início do movimento, nesse caso, será considerado 21° (14% da amplitude de flexão), ângulo a partir do qual o torque passa a ser positivo, isto é, onde o torque externo é zero. O pico de exigência de torque ocorreu próximo aos 100° de flexão do cotovelo, ou 66,67% da amplitude de flexão. Do início do movimento até o pico, a exigência de torque aumenta numa

taxa média em torno de 2,17 %T_{máx}/%flex. A partir do pico, há uma diminuição da exigência de torque numa taxa média em torno de 0,85 %T_{máx}/%flex, atingindo em torno de 70 %T_{máx} ao final da amplitude de movimento.

6.2 Capacidade Máxima de Produção de Torque

A capacidade máxima de produção de torque flexor do cotovelo foi obtida, de acordo com as diferentes posições da articulação rádio-ulnar, dentre os diferentes grupos componentes da amostra. Os resultados foram normalizados em função do valor máximo de torque de cada indivíduo, indicando valores de torque em percentual. Da mesma forma, os valores de ângulo também estão apresentados em forma percentual, normalizados pelo ângulo máximo de execução.

Seria esperado que todas as relações torque-ângulo encontradas apresentassem uma mesma característica geral, qual seja, a produção de torque inicialmente crescente até atingir o pico e decrescendo, a partir daí. Entretanto, a característica de algumas relações encontradas, de fato, contrasta ligeiramente dessa expectativa. A produção média de torque do grupo de ativos é inicialmente crescente, porém, ela não parece atingir um pico e, sim, uma espécie de platô, que se prolonga por um trecho considerável da amplitude de movimento, até assumir um comportamento decrescente ao final do movimento, em todas as posições da articulação rádio-ulnar. Abaixo estão descritos os resultados específicos de cada relação torque-ângulo encontrada, de acordo com o grupo e a posição da articulação rádio-ulnar. Também estão descritos os trechos identificados como platô, a partir das comparações trecho-a-trecho realizadas pelo teste ANOVA One-Way e pelo teste Post Hoc de Bonferroni, conforme explicitado na seção 5.9.

6.2.1 Rádio-ulnar Neutra

No grupo de ativos, percebe-se que, na relação média dos 7 sujeitos, ocorreu um platô entre 15% e 75% da amplitude de flexão do cotovelo. Do início do movimento, a produção de torque aumentou, em média, numa taxa de 2,72% (DP = ± 1,27) do torque máximo a cada percentual de flexão do cotovelo (%T_{máx}/%flex), até atingir a zona de platô. A partir do final do platô, a produção de torque decresceu, em média, numa taxa de 0,77 %T_{máx}/%flex (DP = ± 0,2), atingindo 70,8 %T_{máx} (DP = ± 6,72) ao final do movimento. Na Figura 20 estão apresentadas as curvas de torque dos 7 sujeitos do grupo de ativos, evidenciando a grande

variabilidade encontrada. Na Figura 21 está apresentada a curva média do grupo de ativos e, sobrepostas a essa, as curvas de torque externo dos exercícios avaliados. As taxas de acréscimo e decréscimo e o torque final puderam ser situados em intervalos de confiança, que podem ser observados na Tabela 5.

Tabela 5. Intervalos de confiança das variáveis, para os diferentes grupos, na posição neutra da articulação rádio-ulnar.

	Ângulo de Pico (graus)	Taxa de Acréscimo (%T _{máx} /%flex)	Taxa de Decréscimo (%T _{máx} /%flex)	Torque Final (%T _{máx})
Ativos	-	1,54 – 3,89	0,58 – 0,95	64,6 – 77,04
Sedentários	21,29 – 43,25	2,11 – 3,61	0,3 – 0,5	66,28 – 77,25

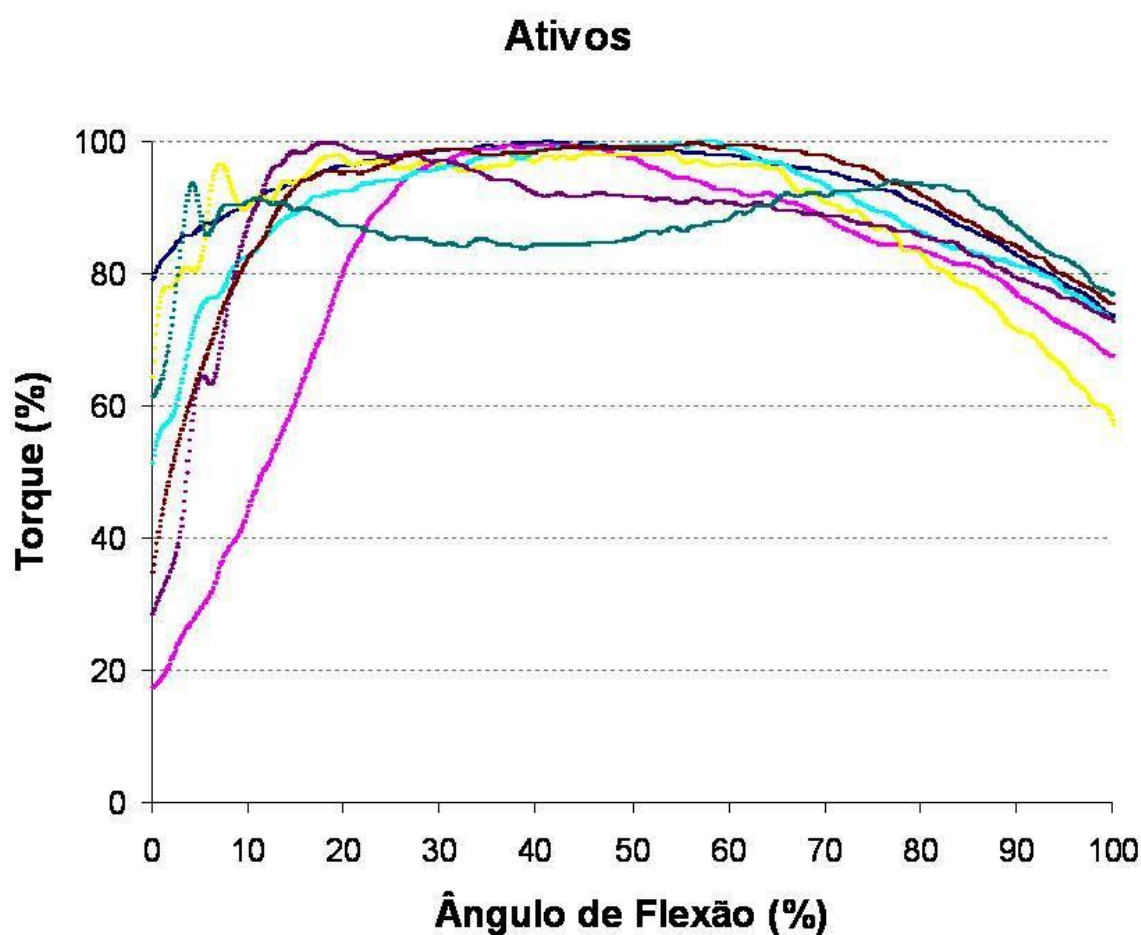


Figura 20. Produção de torque dos 7 sujeitos do grupo de ativos em função do ângulo do cotovelo. Posição neutra da articulação rádio-ulnar.

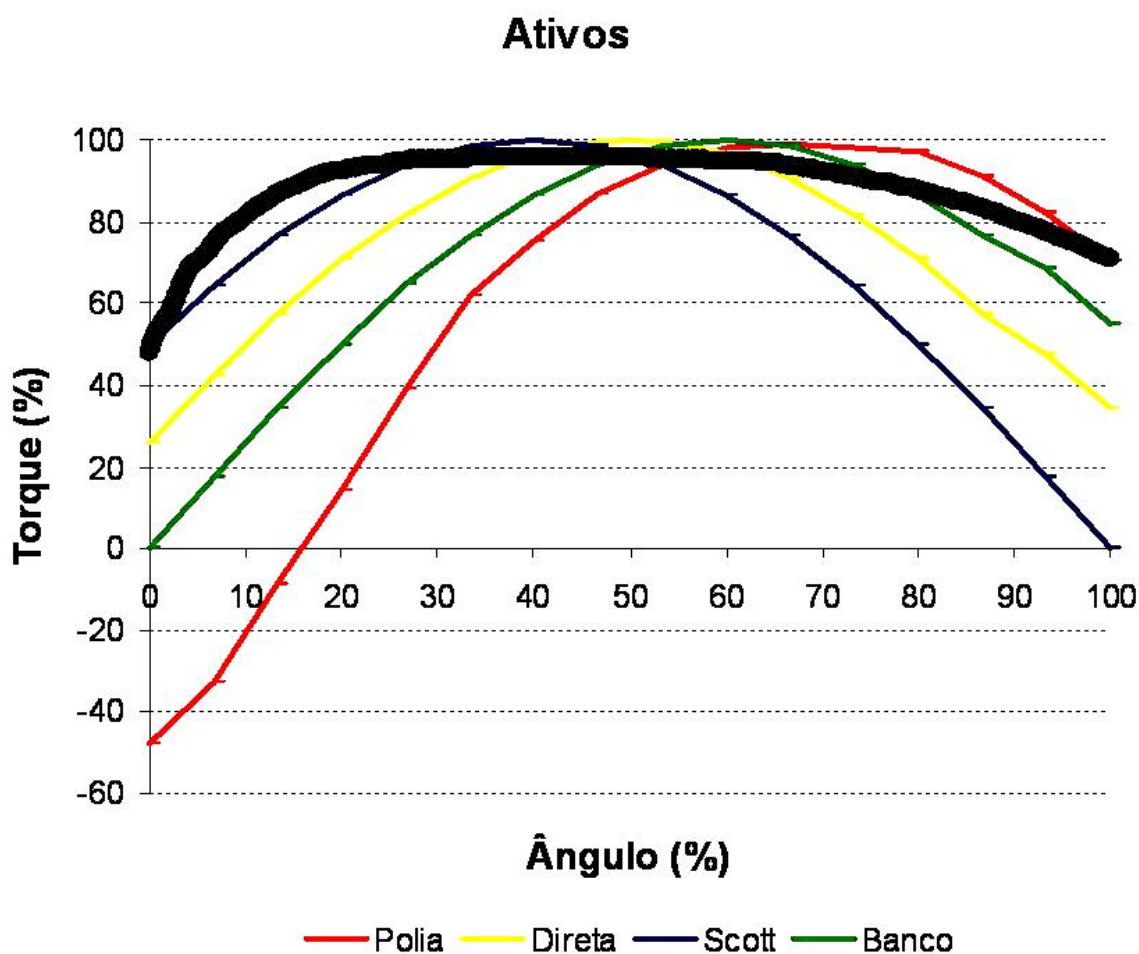


Figura 21. Torque médio do grupo de ativos em função do ângulo do cotovelo e torque externo dos 4 exercícios avaliados. Posição neutra da articulação rádio-ulnar.

No grupo de sedentários, percebe-se que, em média, o pico de torque ocorreu em 21,18% (DP = $\pm 18,3$) de flexão do cotovelo, o que corresponde, nessa amostra, a um ângulo de 32,27° (DP = $\pm 29,4$) de flexão do cotovelo. Do início do movimento, a produção de torque dos 11 componentes do grupo de sedentários aumentou, em média, numa taxa de 2,86% $T_{m\acute{a}x}/\%flex$ (DP = $\pm 1,24$), até atingir o pico de torque. A partir do pico, a produção de torque decresceu, em média, numa taxa de 0,4 % $T_{m\acute{a}x}/\%flex$ (DP = $\pm 0,16$), atingindo 71,77 % $T_{m\acute{a}x}$ (DP = $\pm 13,41$) ao final do movimento. Na Figura 22 estão apresentadas as curvas de torque dos 13 sujeitos do grupo de sedentários, evidenciando a variabilidade da amostra. Na Figura 23 está apresentada a curva média do grupo de sedentários e, sobrepostas a essa, as curvas de torque externo dos exercícios avaliados. O ângulo de pico, as taxas de acréscimo e decréscimo e o torque final puderam ser situados em intervalos de confiança, que podem ser observados na Tabela 5.

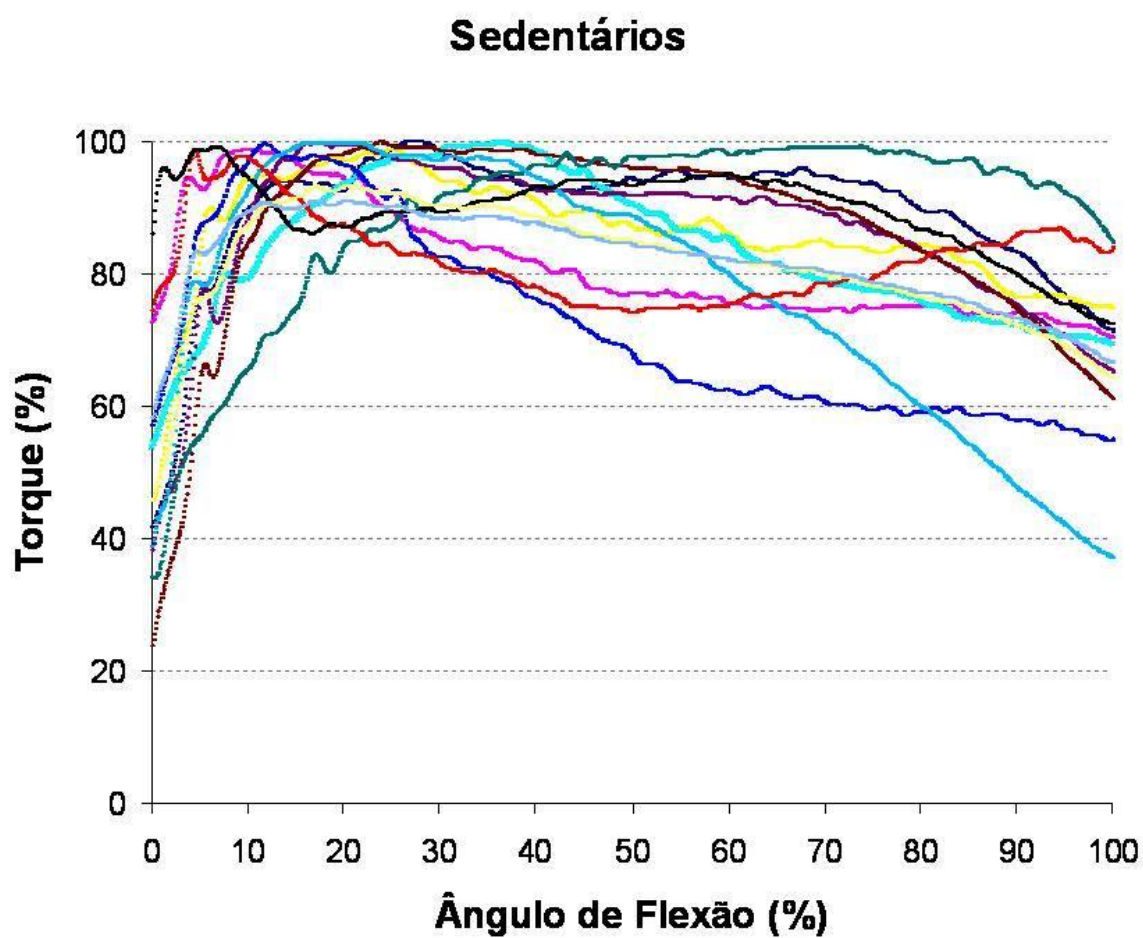


Figura 22. Produção de torque dos 13 sujeitos do grupo de sedentários em função do ângulo do cotovelo. Posição neutra da articulação rádio-ulnar.

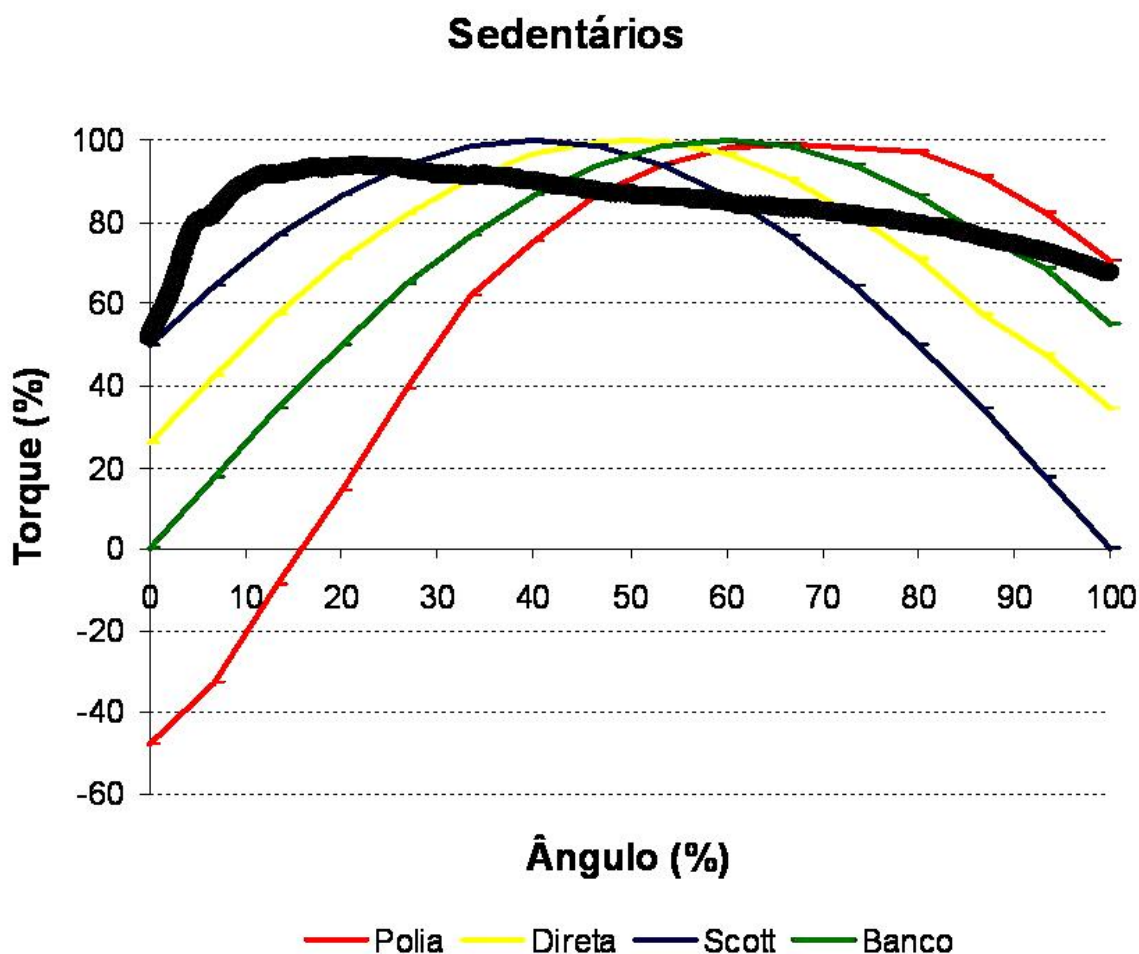


Figura 23. Torque médio do grupo de sedentários em função do ângulo do cotovelo e torque externo dos 4 exercícios avaliados. Posição neutra da articulação rádio-ulnar.

6.2.2 Rádio-ulnar Supinada

No grupo de ativos, percebe-se que, em média, ocorreu um platô de produção de torque entre 15% e 70% da amplitude de flexão do cotovelo. Do início do movimento, a produção de torque dos 7 componentes do grupo de ativos aumentou, em média, numa taxa de $2,82\%T_{\text{máx}}/\%flex$ ($DP = \pm 1,06$), até atingir o platô. A partir do final do platô, a produção de torque decresceu, em média, numa taxa de $0,93\%T_{\text{máx}}/\%flex$ ($DP = \pm 0,3$), atingindo $58,97\%T_{\text{máx}}$ ($DP = \pm 4,05$) ao final do movimento. Na Figura 24 estão apresentadas as curvas de torque dos 7 sujeitos do grupo de ativos, evidenciando a grande variabilidade encontrada nesse grupo. Na Figura 25 está apresentada a curva média de produção de torque do grupo de ativos e, sobrepostas a essa, as curvas de torque externo dos 4 exercícios avaliados. As taxas de acréscimo e decréscimo e o torque final puderam ser situados em intervalos de confiança, que podem ser observados na Tabela 6.

Tabela 6. Intervalos de confiança das variáveis, para os diferentes grupos, na posição supinada da articulação rádio-ulnar.

	Ângulo de Pico (graus)	Taxa de Acréscimo (%T _{máx} /%flex)	Taxa de Decréscimo (%T _{máx} /%flex)	Torque Final (%T _{máx})
Ativos	-	1,84 – 3,8	0,65 – 1,21	55,22 – 62,71
Sedentários	22,23 – 49,19	1,29 – 3,34	0,36 – 0,68	50,72 – 71,76

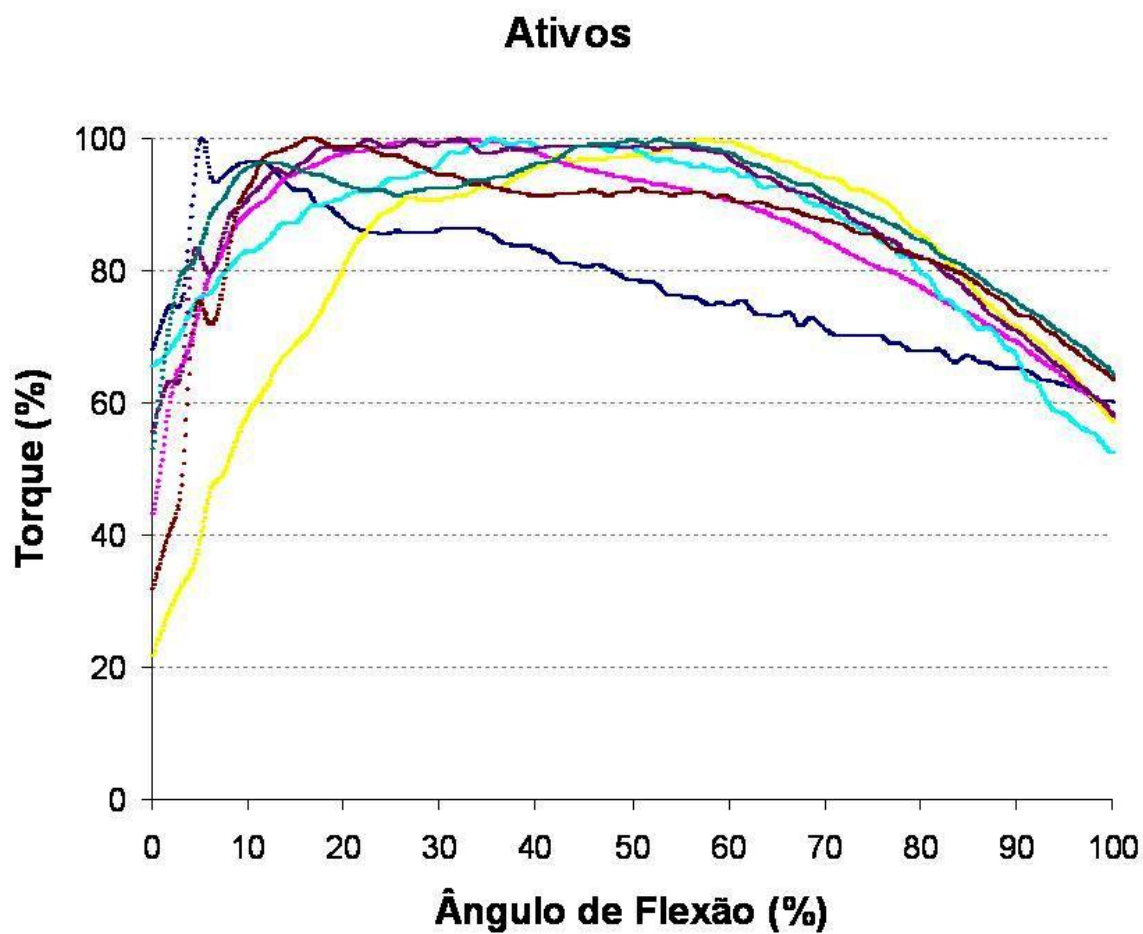


Figura 24. Produção de torque dos 7 sujeitos do grupo de ativos em função do ângulo do cotovelo. Posição supinada da articulação rádio-ulnar.

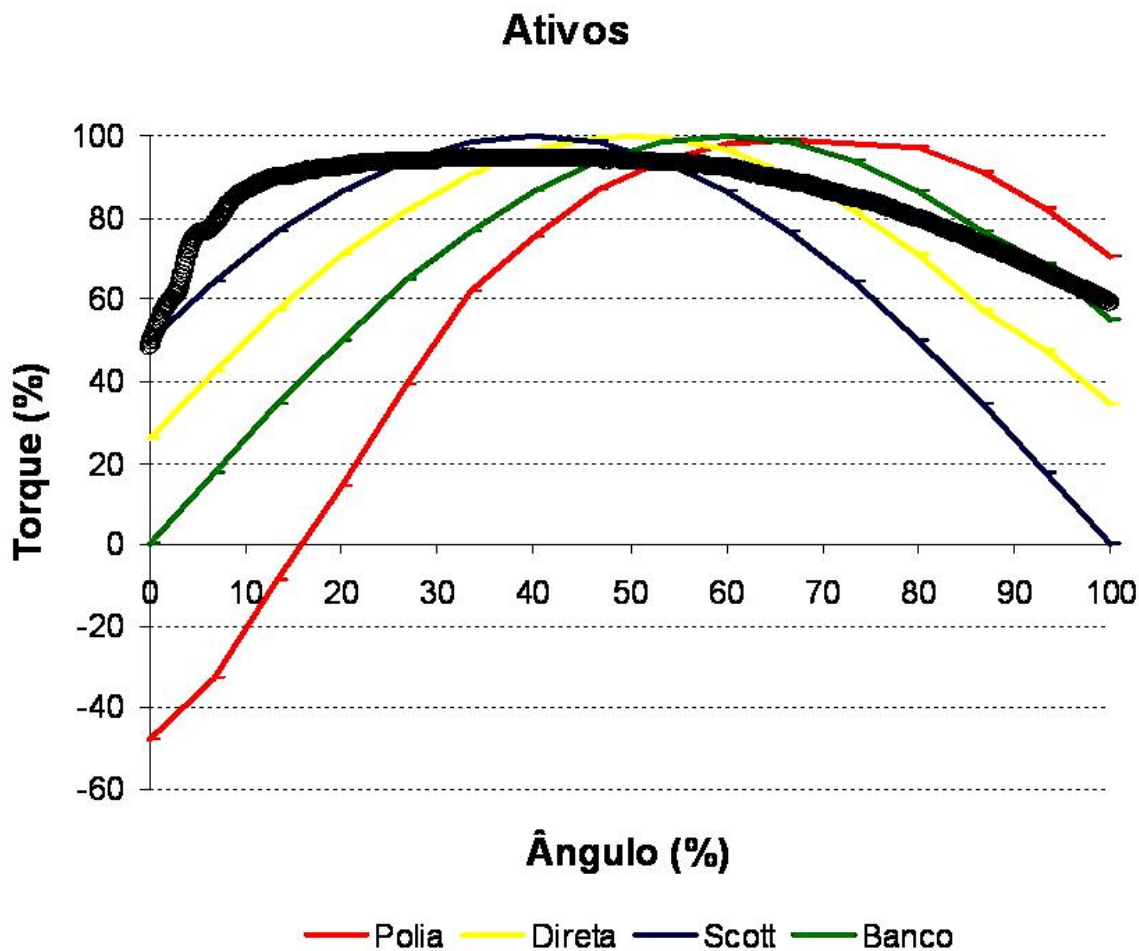


Figura 25. Torque médio do grupo de ativos em função do ângulo do cotovelo e torque externo dos 4 exercícios avaliados. Posição supinada da articulação rádio-ulnar.

No grupo de sedentários, percebe-se que, em média, o pico de torque ocorreu em 24,28% (DP = $\pm 21,92$) de flexão do cotovelo, o que corresponde, nessa amostra, a um ângulo de 35,7° (DP = $\pm 33,3$) de flexão do cotovelo. Do início do movimento, a produção de torque dos 11 componentes do grupo de sedentários aumentou, em média, numa taxa de 2,31 %T_{máx}/%flex (DP = $\pm 1,7$), até atingir o pico de torque. A partir do pico, a produção de torque decresceu, em média, numa taxa de 0,52 %T_{máx}/%flex (DP = $\pm 0,27$), atingindo 61,24 %T_{máx} (DP = $\pm 17,90$) ao final do movimento. Na figura 26 estão apresentadas as curvas de torque dos 13 sujeitos do grupo de sedentários, evidenciando a variabilidade encontrada. Na Figura 27 está apresentada a curva média de torque do grupo de sedentários e, sobrepostas a essa, as curvas de torque externo dos exercícios avaliados. O ângulo de pico, as taxas de acréscimo e decréscimo e o torque final puderam ser situados em intervalos de confiança, que podem ser observados na Tabela 6.

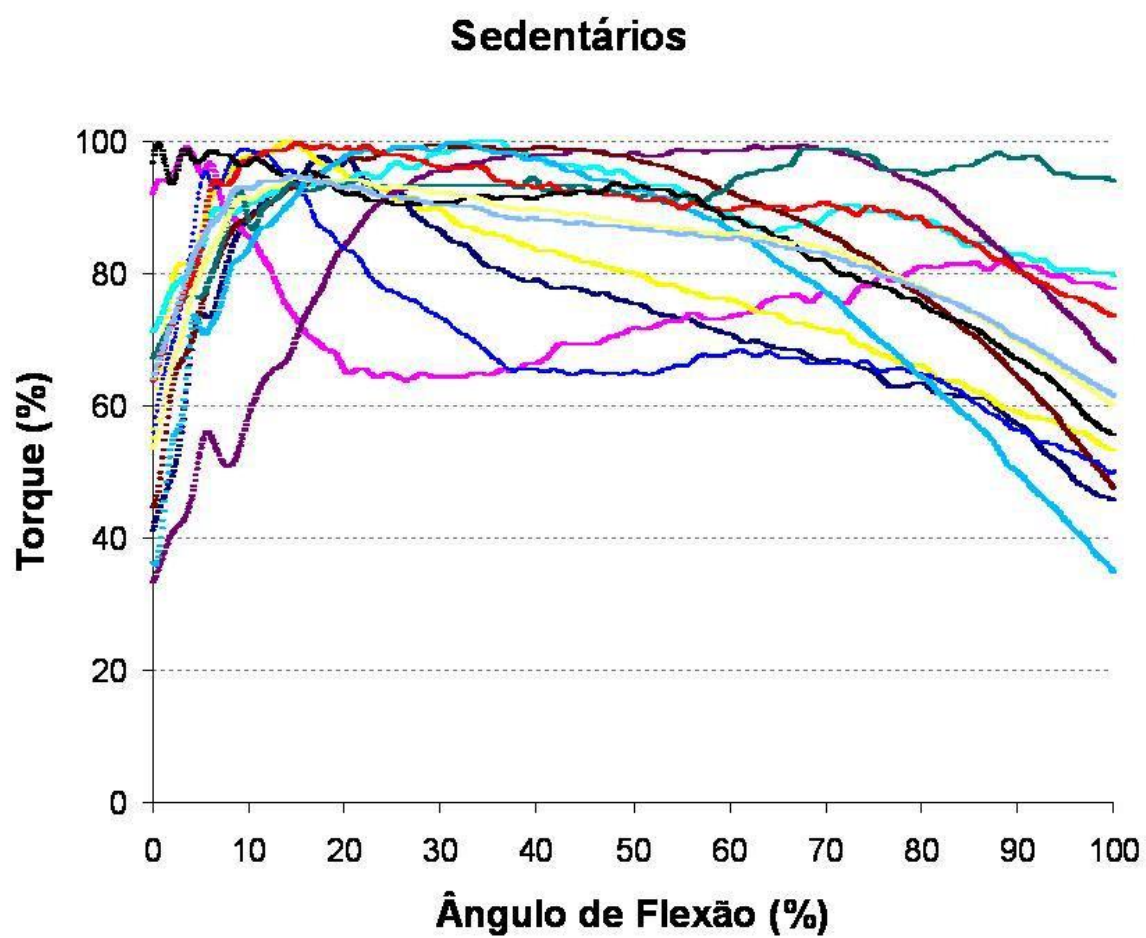


Figura 26. Produção de torque dos 13 indivíduos do grupo de sedentários em função do ângulo do cotovelo. Posição supinada da articulação rádio-ulnar.

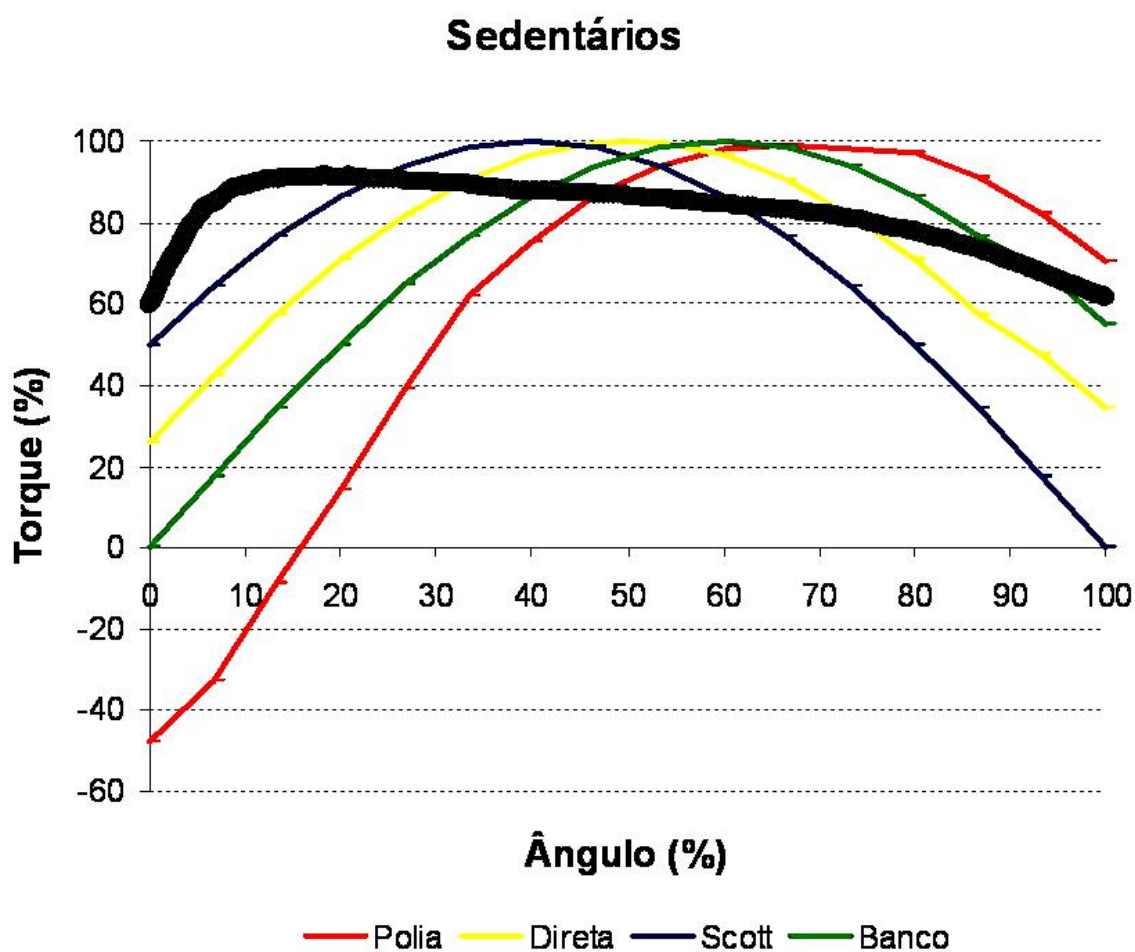


Figura 27. Torque médio do grupo de sedentários em função do ângulo do cotovelo e torque externo dos 4 exercícios avaliados. Posição supinada da articulação rádio-ulnar.

6.2.3 Rádio-ulnar Pronada

No grupo de ativos, percebe-se que, em média, ocorreu um platô de produção de torque entre 20% e 75% da amplitude de flexão do cotovelo. Do início do movimento, a produção de torque dos 7 componentes do grupo de ativos aumentou, em média, numa taxa de $1,95\%T_{\text{máx}}/\%flex$ ($DP = \pm 0,87$), até atingir o platô. A partir do final do platô, a produção de torque decresceu, em média, numa taxa de $0,76\%T_{\text{máx}}/\%flex$ ($DP = \pm 0,27$), atingindo $69,15\%T_{\text{máx}}$ ($DP = \pm 12,10$) ao final do movimento. Na Figura 28 estão apresentadas as curvas de torque dos 7 sujeitos do grupo de ativos, evidenciando a grande variabilidade encontrada nesse grupo. Na Figura 29 está apresentada a curva média de produção de torque do grupo de ativos e, sobrepostas a essa, as curvas de torque externo dos 4 exercícios avaliados. As taxas de acréscimo e decréscimo e o torque final puderam ser situados em intervalos de confiança, que podem ser observados na Tabela 7.

Tabela 7. Intervalos de confiança das variáveis, para os diferentes grupos, na posição pronada da articulação rádio-ulnar.

	Ângulo de Pico (graus)	Taxa de Acréscimo (%T _{máx} /%flex)	Taxa de Decréscimo (%T _{máx} /%flex)	Torque Final (%T _{máx})
Ativos	-	1,15 – 2,76	0,51 – 1,02	57,96 – 80,34
Sedentários	26,68 – 60,85	1,18 – 2,49	0,32 – 0,56	60,29 – 80,7

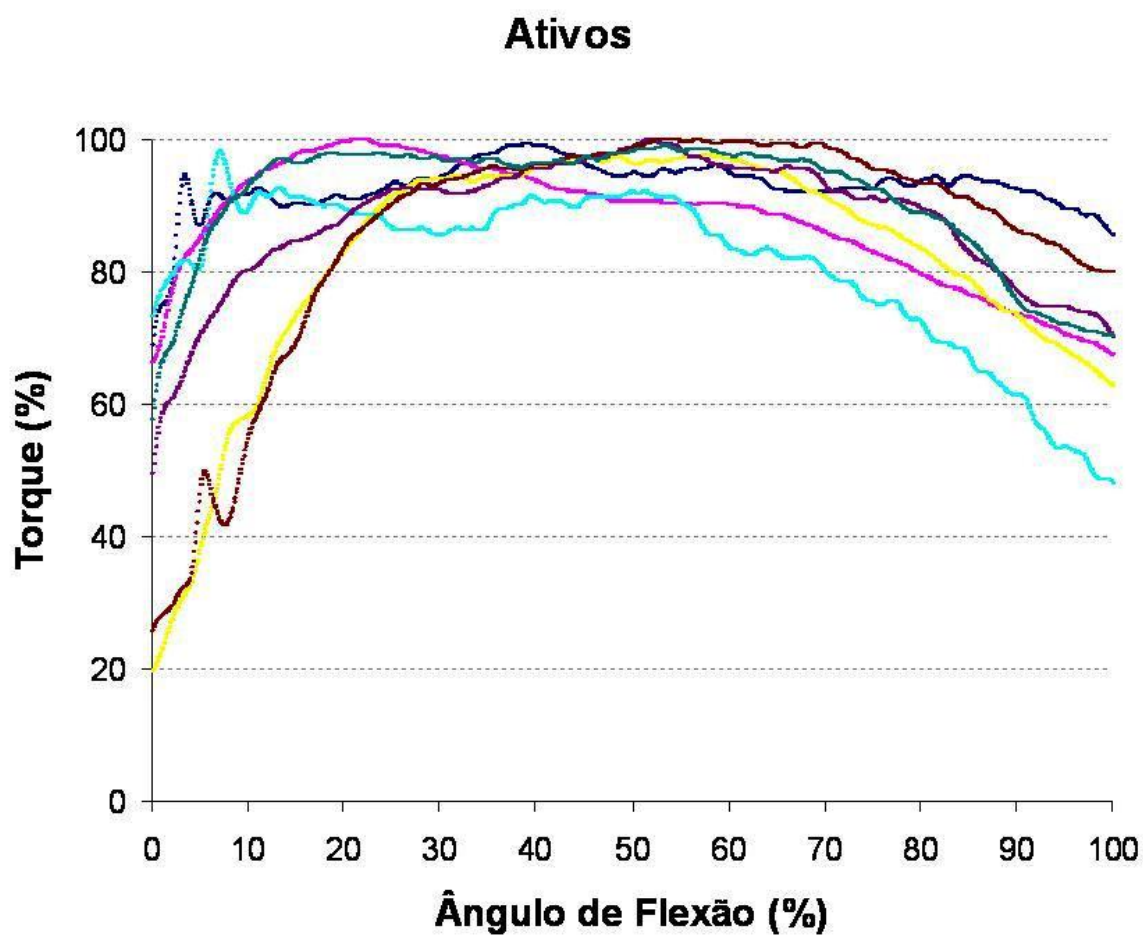


Figura 28. Produção de torque dos 7 sujeitos do grupo de ativos em função do ângulo do cotovelo. Posição pronada da articulação rádio-ulnar.

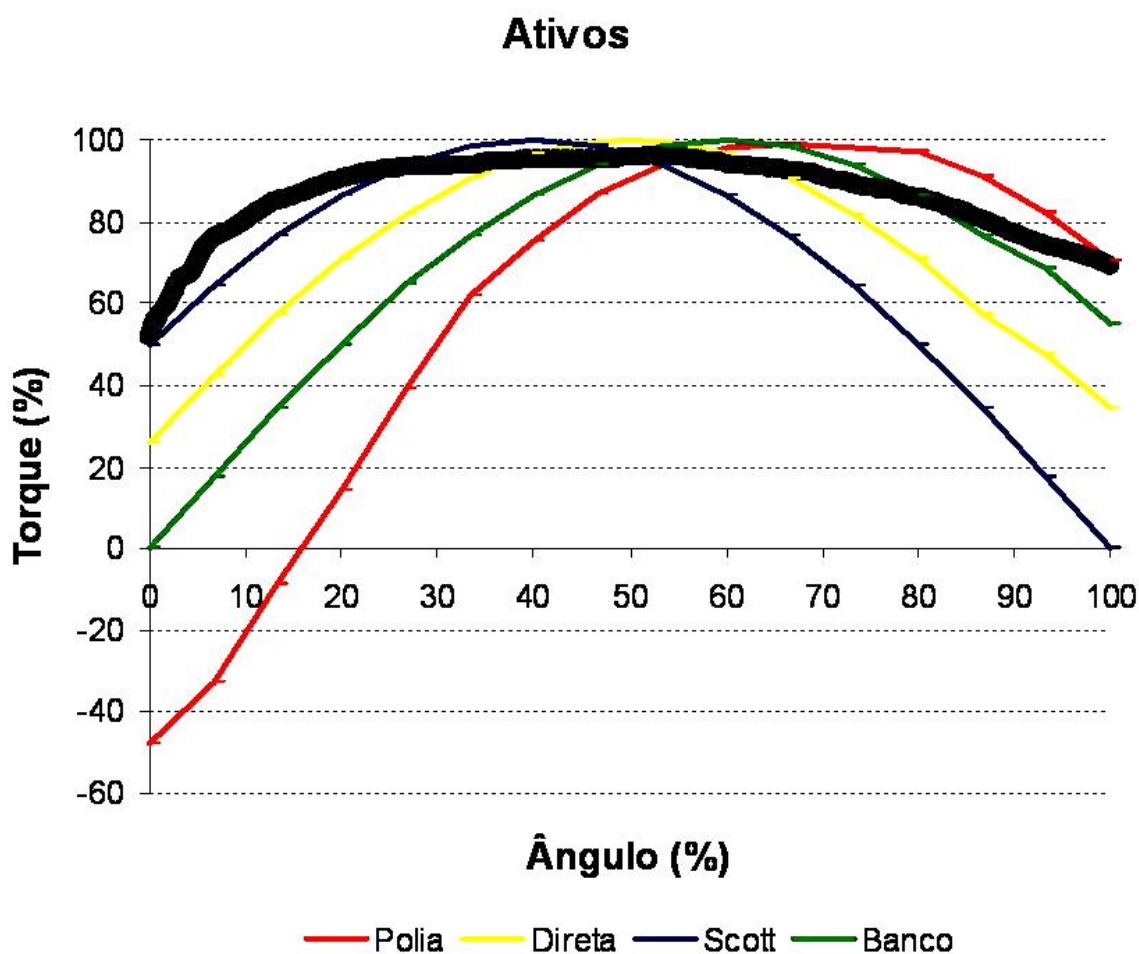


Figura 29. Torque médio do grupo de ativos em função do ângulo do cotovelo e torque externo dos 4 exercícios avaliados. Posição pronada da articulação rádio-ulnar.

No grupo de sedentários, percebe-se que, em média, o pico de produção de torque ocorreu em 32,28% (DP = $\pm 27,85$) de flexão do cotovelo, o que corresponde, nessa amostra, a um ângulo de 43,76° (DP = $\pm 39,27$). Do início do movimento, a produção de torque dos 11 componentes do grupo de sedentários aumentou, em média, numa taxa de 1,84% $T_{m\acute{a}x}/\%flex$ (DP = $\pm 1,03$), até atingir o pico. A partir do pico, a produção de torque decresceu, em média, numa taxa de 0,44 % $T_{m\acute{a}x}/\%flex$ (DP = $\pm 0,2$), atingindo 70,49 % $T_{m\acute{a}x}$ (DP = $\pm 18,18$) ao final do movimento. Na Figura 30 estão apresentadas as curvas de produção de torque dos 13 sujeitos do grupo de sedentários, evidenciando a variabilidade encontrada no grupo. Na Figura 31 está apresentada a curva de produção média de torque do grupo de sedentários e, sobrepostas a essa, as curvas de torque externo dos 4 exercícios avaliados. O ângulo de pico, as taxas de acréscimo e decréscimo e o torque final puderam ser situados em intervalos de confiança, que podem ser observados na Tabela 7.

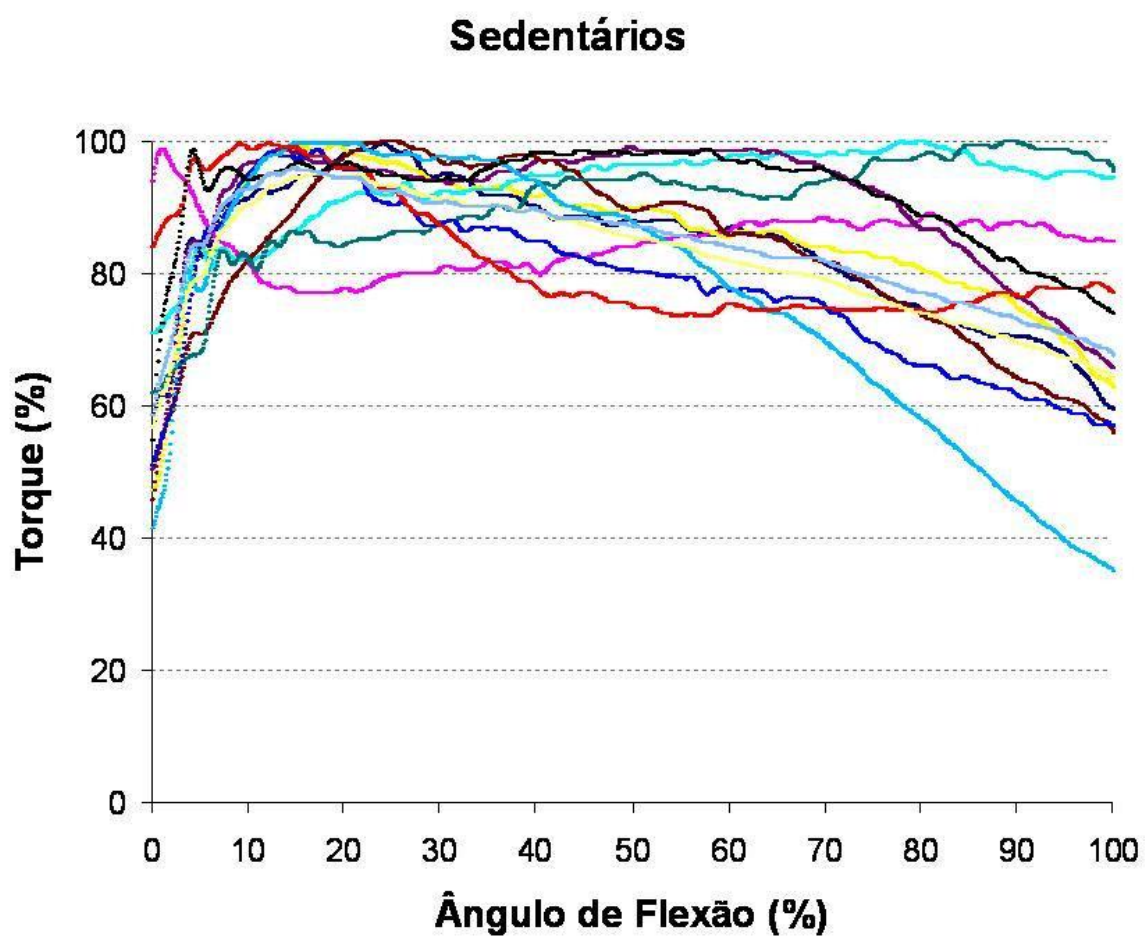


Figura 30. Produção de torque dos 13 sujeitos do grupo de sedentários em função do ângulo do cotovelo. Posição pronada da articulação rádio-ulnar.

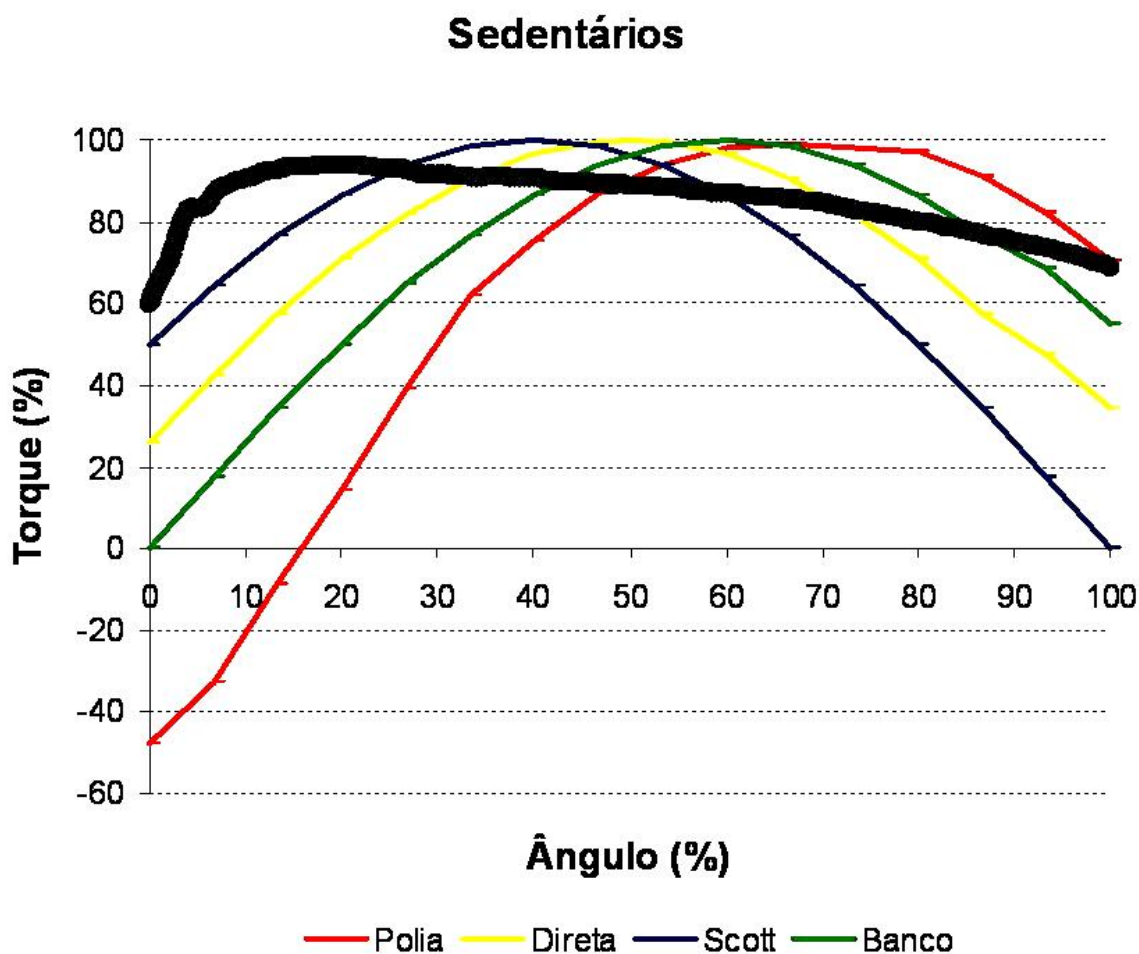


Figura 31. Torque médio do grupo de sedentários em função do ângulo do cotovelo e torque externo dos 4 exercícios avaliados. Posição pronada da articulação rádio-ulnar.

6.3 Comparações Estatísticas

Os tratamentos estatísticos definidos para as comparações entre os grupos de sujeitos, nas diferentes posições da articulação rádio-ulnar, assim como as comparações entre as diferentes posições da articulação rádio-ulnar dentre os grupos, com relação ao ângulo de pico, as taxas de acréscimo e decréscimo, torque final e torque absoluto, já descritos na seção 5.9, geraram uma série de resultados que serão explorados abaixo.

6.3.1 Ângulo de Pico

Os resultados da análise estatística comparativa do ângulo de ocorrência de pico de torque, entre posições, estão expostos na Tabela 8.

Analisando o grupo de sedentários, é possível concluir que não há diferença estatisticamente significativa com relação ao ângulo de pico de torque entre as diferentes posições da articulação rádio-ulnar.

O grupo de ativos, como já citado, não apresenta valores de pico, em função da ocorrência de platôs, não havendo, assim, a possibilidade de realizar quaisquer comparações relativas a essa variável, dentro do grupo de ativos, ou entre os grupos.

Tabela 8. Resultados de ângulo de pico (%) entre as posições e comparações do teste ANOVA One-Way com Post Hoc de Bonferroni, referentes à mesma variável, para o grupo de sedentários. ($p \leq 0,05$).

Posições	Neutra	Supinado	Pronada	p
	21,18	24,28	32,28	0,455

6.3.2 Taxa de Acréscimo

Os resultados da análise estatística comparativa da taxa de acréscimo da produção de torque, entre posições e entre os grupos, estão expostos na Tabela 9.

Tabela 9. Resultados da taxa de acréscimo (%Tmáx/%flex) entre as posições e entre os diferentes grupos e comparações do teste ANOVA One-Way com Post Hoc de Bonferroni, referentes à mesma variável. ($p \leq 0,05$).

		Posições			
		Neutra	Supinada	Pronada	p
Grupos	Ativos	2,72	2,82	1,95	0,284
	Sedentários	2,86	2,31	1,84	0,187
	P	0,808	0,487	0,810	

Separando a análise por grupos, é possível concluir que também não há diferença estatisticamente significativa com relação à taxa de acréscimo entre as diferentes posições da articulação rádio-ulnar, tanto para o grupo de ativos, quanto para o grupo de sedentários.

Da mesma forma, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos com relação à taxa de acréscimo em qualquer uma das posições.

6.3.3 Taxa de Decréscimo

Os resultados da análise estatística comparativa da taxa de decréscimo da produção de torque, entre posições e entre os grupos, estão expostos na Tabela 10.

Tabela 10. Resultados da taxa de decréscimo (%T_{máx}/%flex) entre as posições e entre os diferentes grupos e comparações do teste ANOVA One-Way com Post Hoc de Bonferroni, referentes à mesma variável. ($p \leq 0,05$).

		Posições			
		Neutra	Supinada	Pronada	p
Grupos	Ativos	0,77	0,93	0,76	0,406
	Sedentários	0,4	0,52	0,44	0,359
	P	0,000	0,006	0,007	

Analisando os grupos separadamente, é possível concluir que também não há diferença estatisticamente significativa com relação à taxa de decréscimo entre as diferentes posições da articulação rádio-ulnar, tanto para o grupo de ativos, quanto para o grupo de sedentários.

Por outro lado, o teste ANOVA One-Way indicou diferença estatisticamente significativa entre os grupos com relação à taxa de decréscimo. Essa diferença ocorreu em todas as posições da articulação rádio-ulnar.

6.3.4 Torque Final

Os resultados da análise estatística comparativa da taxa de decréscimo da produção de torque, entre posições e entre os grupos, estão expostos na Tabela 11.

Analisando os grupos separadamente, é possível concluir que há diferença estatisticamente significativa com relação ao torque final entre as diferentes posições da articulação rádio-ulnar. Porém, a diferença ocorre apenas no grupo de ativos, entre as posições neutra e supinada, não havendo, portanto, diferença estatisticamente significativa entre as posições no grupo de sedentários.

Não foi constatada diferença estatisticamente significativa entre ativos e sedentários com relação ao torque final, em nenhuma das posições.

Tabela 11. Resultados de torque final (%T_{máx}) entre as posições e entre os diferentes grupos e comparações do teste ANOVA One-Way com Post Hoc de Bonferroni, referentes à mesma variável. ($p \leq 0,05$).

		Posições			
		Neutra	Supinada	Pronada	p
Grupos	Ativos	70,82	58,97	69,15	0,033
	Sedentários	71,77	61,24	70,49	0,169
	P	0,807	0,741	0,855	

6.3.5 Torque Absoluto

A comparação entre os valores de torque muscular absoluto encontrados nas diferentes posições da articulação rádio-ulnar, para os diferentes grupos, foi realizada, conforme citado anteriormente. Não foi possível verificar qualquer diferença estatisticamente significativa entre os valores de torque absoluto das diferentes posições do antebraço. Da mesma forma, não houve diferenças significativas entre os valores de torque absoluto das diferentes posições do antebraço ao analisar-se os grupos de ativos e sedentários separadamente. Os resultados de torque absoluto e das comparações do teste ANOVA One-Way estão apresentados na Tabela 12.

Tabela 12. Resultados de torque absoluto (Nm) entre as posições, nos diferentes grupos, e comparações do teste ANOVA One-Way com Post Hoc de Bonferroni, referentes à mesma variável. ($p \leq 0,05$).

		Grupos			
		Neutra	Supinada	Pronada	p
Posições	Ativos	97,29	97,86	88,69	0,918
	Sedentários	76,91	74,78	67,51	0,547

6.4 Comparação entre Torque Externo e Torque Muscular Resultante

A comparação entre os valores de torque muscular resultante encontrados para os diferentes grupos e os valores de torque externo determinados para os 4 exercícios escolhidos torna-se possível, a partir dos resultados apresentados anteriormente.

6.4.1 Rosca Direta

O exercício Rosca Direta apresenta ângulo de pico em 75° de flexão do cotovelo. Sendo assim, esse exercício não se inclui em nenhum intervalo de confiança construído para essa variável.

A taxa de acréscimo de 1,48 %T_{máx}/%flex permite que se inclua esse exercício nos intervalos de confiança do grupo de ativos, na posição pronada, e do grupo de sedentários, nas posições supinada e pronada.

A taxa de decréscimo de 1,31 %T_{máx}/%flex não permite a inclusão desse exercício no intervalo de confiança de nenhum dos grupos, em posição nenhuma.

O exercício Rosca Direta apresenta torque final 34 %T_{máx}. Sendo assim, esse exercício não se inclui em nenhum intervalo de confiança construído para essa variável.

6.4.2 Rosca Scott

O exercício Rosca Scott apresenta ângulo de pico em 60° de flexão do cotovelo. Sendo assim, esse exercício inclui-se apenas no intervalo de confiança do grupo de sedentários, na posição pronada.

Sua taxa de acréscimo de 1,25 % $T_{\text{máx}}$ /%flex permite que esse exercício seja incluído nos intervalos de confiança de ambos os grupos, apenas na posição pronada.

A taxa de decréscimo de 1,67 % $T_{\text{máx}}$ /%flex não permite que esse exercício seja incluído no intervalo de confiança de nenhum dos grupos, em posição nenhuma.

O exercício Rosca Scott apresenta torque final zero. Sendo assim, esse exercício também não se inclui em nenhum intervalo de confiança construído para essa variável.

6.4.3 Rosca Banco Inclinado

O exercício Rosca Banco Inclinado apresenta ângulo de pico em 90° de flexão do cotovelo. Sendo assim, esse exercício não se inclui em nenhum intervalo de confiança construído para essa variável.

Sua taxa de acréscimo de 1,67 % $T_{\text{máx}}$ /%flex permite que esse exercício seja incluído nos intervalos de confiança do grupo de ativos, em todas as posições e do grupo de sedentários, nas posições supinada e pronada.

Sua taxa de decréscimo de 1,13 % $T_{\text{máx}}$ /%flex permite que esse exercício seja incluído apenas no intervalo de confiança do grupo de ativos, na posição supinada.

O exercício Rosca Banco Inclinado apresenta torque final 64 % $T_{\text{máx}}$. Sendo assim, esse exercício inclui-se nos intervalos de confiança do grupo de ativos, na posição pronada, e do grupo de sedentários, nas posições supinada e pronada.

6.4.4 Rosca Polia

O exercício Rosca Polia apresenta ângulo de pico em 100° de flexão cotovelo. Sendo assim, esse exercício não se inclui em nenhum intervalo de confiança construído para essa variável.

Sua taxa de acréscimo de 2,17 % $T_{\text{máx}}$ /%flex permite que esse exercício seja incluído em todos os intervalos de confiança construídos para essa variável.

Sua taxa de decréscimo de $1,02 \%T_{\text{máx}}/\%flex$ permite que esse exercício seja incluído no intervalo de confiança do grupo de ativos, nas posições supinada e pronada.

O exercício Rosca Polia apresenta torque final $70 \%T_{\text{máx}}$. Sendo assim, esse exercício inclui-se nos intervalos de confiança do grupo de ativos, nas posições neutra e pronada, e do grupo de sedentários, em todas as posições.

6.4.5 Torque Externo Ideal

Esses resultados inesperados não permitem que seja sugerido um exercício que melhor se adequa às características de torque máximo da amostra. Por tratar-se de uma variação de torque não-linear e não-constante, a melhor maneira de obter-se essa variação parece ser a projeção de uma polia com raio variável, de acordo com as taxas de variação de torque muscular determinadas. Como citado anteriormente, não há diferenças estatisticamente significativas entre as diferentes posições da articulação rádio-ulnar. Assim, foi calculada uma relação média entre as 3 obtidas anteriormente (neutra, supinada e pronada), denominada aqui de Torque Médio. Será projetada uma polia, representativa da variação de torque externo, independente da posição do antebraço, calculada com base nessa relação torque-ângulo média entre as três posições.

Assim, foram utilizados os parâmetros já citados, ângulo de pico de torque e taxas de acréscimo e decréscimo, para estimar as medidas radiais dessa “polia ideal”, de forma que a variação da exigência de torque externo coincida com a variação da capacidade média dessa população em produzir torque muscular. O raio da polia determina a distância perpendicular da força externa, representada por um cabo ligado a uma coluna de pesos. As medidas dessa polia estão apresentadas na Tabela 13.

Tabela 13. Distância perpendicular da força externa, ao longo da amplitude de execução, a cada 5% de execução. "X" é o raio máximo da polia.

Ângulo de flexão do cotovelo (%)	Distância Perpendicular da força externa
0,1	0.722X
5	0.898X
10	0.96X
15	0.985X
20	0.994X
21,8	X
22,1	X
25	0.999X
30	0.995X
35	0.993X
40	0.991X
45	0.987X
50	0.983X
55	0.978X
60	0.971X
65	0.964X
70	0.952X
75	0.936X
80	0.918X
85	0.897X
90	0.87X
95	0.842X
100	0.811X

7. Discussão

Inicialmente, a característica de produção de torque resultante da amostra avaliada parece não se enquadrar no resultado esperado, ao menos no que diz respeito ao ângulo de ocorrência do pico de torque. Os diversos estudos revisados permitiram que se imaginasse que houvesse um pico de torque definido e que o mesmo ocorresse, em média, em torno de 90° de flexão do cotovelo. Buchanan (1995) encontrou esse resultado, medindo o torque isométrico máximo de indivíduos, através de um transdutor de torque. O mesmo resultado foi encontrado por Chang et al. (1999) de duas formas diferentes: (1) experimentalmente, ele verificou o torque isométrico máximo num dinamômetro isocinético; (2) e teoricamente, através de um modelo matemático desenvolvido para calcular o comprimento ótimo dos flexores do cotovelo. Da mesma forma, Uchiyama et al. (1998) obteve o pico de torque isométrico em torno de 90°, para 66,67% da sua amostra, enquanto os outros 33,33% atingiram o pico de torque em torno de 60°. No estudo de Van Zuylen et al. (1988), o pico de torque isométrico ocorreu em torno de 80° de flexão do cotovelo.

Porém, como é possível perceber, todos esses estudos realizaram a avaliação de torque isométrico. Kawakami et al. (1994) realiza avaliação de torque isocinético em várias velocidades, além de isométrico. Entretanto, infelizmente, o autor reporta nos seus resultados apenas os valores de torque máximo em cada situação, omitindo a informação do ângulo de pico de torque dos seus resultados. Da mesma forma ocorre no estudo de Colson et al. (1999). O estudo informa que o ângulo de pico de torque não foi diferente entre o grupo controle e o grupo de treino, tanto para esforços concêntricos quanto para esforços excêntricos, nas diversas velocidades, mas não informa qual o ângulo de ocorrência do pico. Por sua vez, Linnamo et al. (2006), realizam avaliação dinâmica de torque isocinético e isométrico e apresentam os valores de ângulo de ocorrência do pico. Entretanto, não é realizada avaliação de torque concêntrico, apenas excêntrico. Os picos de torque isométrico e na mais baixa velocidade excêntrica avaliada (57,3°/s) ocorreram em torno de 90°, enquanto nas outras velocidades (114,6°/s e 229,1°/s) o pico de torque ocorreu em 70° de flexão do cotovelo.

O único resultado do presente estudo similar a algum outro dado já publicado anteriormente seria o ângulo de pico de torque dos indivíduos do grupo de ativos, na posição neutra (em torno de 60°). E, mesmo assim, esse ângulo médio de pico de torque apresenta um desvio-padrão considerável (aproximadamente 29°). De fato, como pôde ser visto nos resultados, essa informação nem sequer havia sido citada anteriormente no presente estudo, já

que seria inadequado referenciar um ângulo exato de pico, tendo em vista o platô demonstrado em grande parte da relação torque-ângulo encontrada no grupo de ativos, para todas as posições. Esse platô ocorreu em virtude da grande variância de resultados de ângulo de pico da amostra avaliada, tornando impossível qualquer inferência a respeito dessa variável, no grupo de ativos. Sendo assim, a comparação dos resultados de ângulo de pico obtidos nesse estudo com os resultados da literatura fica restrita aos dados do grupo de sedentários.

Não foi encontrado nenhum estudo que forneça informações acerca do ângulo de pico de flexores do cotovelo em situação concêntrica máxima. Com relação às taxas de variação de produção de torque (acréscimo e decréscimo) e torque final, a ausência de resultados citados na literatura revista é total, não tendo sido encontrada qualquer referência a essas variáveis. Dessa forma, torna-se difícil a comparação e discussão dos resultados do presente estudo, já que não foi encontrado nenhum outro estudo que realize um protocolo de testes similar e/ou forneça dados similares a esses.

Um aspecto freqüentemente citado na literatura, que poderia explicar uma maior produção de força em ângulos iniciais, é o denominado “aumento de produção de força após estiramento muscular ativo” (Abbott e Aubert, 1952; Edman et al., 1978, 1982; Proske e Morgan, 1999; Lee e Herzog, 2002; van Eijden, 2002; Herzog et al., 2003; Rassier et al., 2003; Rassier e Herzog, 2004). Em outras palavras, o grupo muscular apresenta uma capacidade aumentada de produção de força quando a contração é imediatamente precedida por um estiramento ativo (contração excêntrica). Todos os principais estudos que citam esse fenômeno o verificaram em contrações isométricas. Porém, é plausível que se permita estender esses resultados para contrações concêntricas, como no caso desse estudo. Entretanto, parece improvável que esse fenômeno possa explicar os resultados desse estudo, uma vez que o protocolo de testes não permitiu que ocorresse um estiramento ativo imediatamente anterior ao início do recrutamento de força muscular para a contração concêntrica. De fato, o movimento que sempre antecedia cada execução concêntrica de flexores do cotovelo desse protocolo de testes, era a contração concêntrica da musculatura antagonista, nesse caso, os extensores do cotovelo.

Mesmo não havendo dados experimentais publicados para comparação com esses resultados, seria dedutível que o pico de torque ocorresse próximo aos 90° de flexão do cotovelo, uma vez que todas as informações a respeito de distância perpendicular apontam para uma maior vantagem mecânica entre 70° e 100° de flexão do cotovelo, em qualquer um dos 3 principais flexores do cotovelo, tanto para homens quanto para mulheres (An et al.,

1981, Van Zuylen et al., 1988, Murray et al., 1995, Ettema et al., 1998). Além disso, há, no estudo de Chang et al. (1999), a estimativa de ângulo onde o comprimento muscular seria ótimo. O bíceps braquial teria seu comprimento muscular ótimo em 107,49° de flexão do cotovelo, o braquial em 97,88° e o braquiorradial em 48,49°. Logo, seria de se supor que o pico de torque ocorresse mais próximo aos 90°, tendo em vista que os dois principais fatores para a produção de torque (distância perpendicular e capacidade de produção de força) teriam seus valores ideais nessa amplitude de movimento do cotovelo. Porém, como citado anteriormente, o estudo de Chang et al. (1999) avaliou apenas contrações isométricas. Baseando-se na produção de torque encontrada no presente estudo e na variação de distância perpendicular citada na literatura, é possível imaginar que a produção de força muscular da amostra avaliada atinja seu pico mais próximo ao início do movimento, ou seja, em ângulos mais próximos a extensão do cotovelo do que seria esperado. Nesse caso, a produção de força muscular sobrepunha a distância perpendicular, já que o torque resultante é o produto dessas duas variáveis.

Esses resultados permitem inferências sobre a eficiência do treinamento com pesos livres, tal qual foi descrito nesse trabalho. Ou ainda, dos efeitos do sedentarismo sobre as características músculo-esqueléticas de geração de força e torque. Apesar de não ser possível fazer inferências com relação ao ângulo de pico para o grupo de ativos, os resultados tendem a mostrar que esse grupo atingiria o pico de torque num maior ângulo de flexão do cotovelo. É possível que os resultados fossem diferentes se a proporção da amostra de ativos e sedentários fosse mais equilibrada do que a apresentada nesse trabalho. Provavelmente, o treinamento de força com pesos livres deva gerar uma tendência de modificação no comprimento ótimo de geração de força muscular, pela simples demanda funcional exigida. Como pôde ser avaliado nesse trabalho, todos os exercícios averiguados apresentam um pico de exigência entre 60° e 100° de flexão do cotovelo. É sabido que essa demanda funcional, quando exigida na forma de um treinamento repetitivo e constante, geraria uma adaptação a ponto de modificar a característica de produção de força da fibra muscular. Nesse caso, ocorreria um aumento do comprimento médio dos sarcômeros, conforme descrito por Herzog et al. (1991, 1992, 2000), de forma que o pico de força ocorra em comprimentos menores, logo, mais próximos da flexão do cotovelo. Por outro lado, os resultados tendem a mostrar que os indivíduos sedentários atingiriam a máxima produção de torque muscular e, conseqüentemente de força muscular, em menores ângulos de flexão do cotovelo. Sendo assim, seria possível afirmar que esse grupo muscular, de uma forma geral, apresenta, em virtude de sua utilização cotidiana, um maior número de sarcômeros em série (Herzog et al., 1991, 1992, 2000), de forma a

apresentar uma amplitude funcional condizente com o trecho ascendente da relação força-comprimento, atuando num ciclo alongamento-encurtamento (Rassier et al., 1999). Ou seja, essa musculatura estaria num comprimento muscular ótimo em ângulos de flexão do cotovelo mais próximos à extensão, perdendo capacidade de geração de torque à medida que ocorre o encurtamento.

Conclusão

Foi avaliada a característica de produção de torque de indivíduos divididos em dois grupos (ativos e sedentários), realizando esforços concêntricos num dinamômetro isocinético numa velocidade de 45°/s, em 3 diferentes posições da articulação rádio-ulnar: neutra, supinada e pronada. Foram identificados: ângulo de ocorrência do pico de torque, taxa de acréscimo de produção de torque, taxa de decréscimo da produção de torque e produção final de torque.

Com a articulação rádio-ulnar em posição neutra, o ângulo de pico de torque ocorreu em $\pm 32^\circ$ para os sedentários, não havendo pico de torque para os ativos, tendo em vista a ocorrência do platô entre 15% e 75% da flexão do cotovelo. A taxa de acréscimo foi de 2,72 %T_{máx}/°flex para os ativos e 2,86 %T_{máx}/°flex para sedentários. E a taxa de decréscimo foi de 0,77 %T_{máx}/°flex para os ativos e 0,4 %T_{máx}/°flex para sedentários. A produção final de torque foi 70,82 %T_{máx} para os ativos e 71,77 %T_{máx} para os sedentários.

Com a articulação rádio-ulnar em posição supinada, o ângulo de pico de torque ocorreu em $\pm 36^\circ$ para os sedentários, não havendo pico de torque para os ativos, tendo em vista a ocorrência do platô entre 15% e 70% da flexão do cotovelo. A taxa de acréscimo foi de 2,82 %T_{máx}/°flex para os ativos e 2,31 %T_{máx}/°flex para sedentários. E a taxa de decréscimo foi de 0,93 %T_{máx}/°flex para os ativos e 0,52 %T_{máx}/°flex para sedentários. A produção final de torque foi 58,97 %T_{máx} para os ativos e 61,24 %T_{máx} para os sedentários.

Com a articulação rádio-ulnar em posição pronada, o ângulo de pico de torque ocorreu em $\pm 44^\circ$ para os sedentários, não havendo pico de torque para os ativos, tendo em vista a ocorrência do platô entre 20% e 75% da flexão do cotovelo. A taxa de acréscimo foi de 1,95 %T_{máx}/°flex para os ativos e 1,84 %T_{máx}/°flex para sedentários. E a taxa de decréscimo foi de 0,76 %T_{máx}/°flex para os ativos e 0,44 %T_{máx}/°flex para sedentários. A produção final de torque foi 69,15 %T_{máx} para os ativos e 70,49 %T_{máx} para os sedentários.

Também foram avaliadas as características de torque externo de 4 exercícios de flexão do cotovelo com pesos livres, usuais em treinamento de força para esse grupamento muscular. Os exercícios e seus respectivos ângulos de pico de torque são: Rosca Direta – 75° de flexão do cotovelo; Rosca Scott – 60° de flexão do cotovelo; Rosca Banco Inclinado – 90° de flexão do cotovelo; e Rosca Polia – 100° de flexão do cotovelo.

Nenhum dos exercícios pareceu plenamente adequado às variáveis avaliadas. Mas, algumas considerações podem ser feitas acerca dessas comparações, conforme será descrito abaixo.

O exercício Rosca Direta demonstrou semelhanças com relação à:

- Taxa de Acréscimo: grupo de ativos, na posição pronada, grupo de sedentários, nas posições supinada e pronada.

As variáveis Ângulo de Pico, Taxa de Decréscimo e Torque Final não apresentam qualquer similaridade entre o exercício Rosca Direta e os dados da amostra.

O exercício Rosca Scott demonstrou semelhanças com relação à:

- Ângulo de Pico: grupo de sedentários, na posição pronada;
- Taxa de Acréscimo: grupo de ativos, na posição pronada e grupo de sedentários, na posição pronada.

As variáveis Taxa de Decréscimo e Torque Final não apresentam qualquer similaridade entre o exercício Rosca Scott e os dados da amostra.

O exercício Rosca Banco Inclinado demonstrou semelhanças com relação à:

- Taxa de Acréscimo: grupo de ativos, em todas as posições, grupo de sedentários, nas posições supinada e pronada;
- Taxa de Decréscimo: grupo de ativos, na posição supinada;
- Torque Final: grupo de ativos, na posição pronada, sedentários, nas posições supinada e pronada.

A variável Ângulo de Pico não apresentou qualquer similaridade entre o exercício Rosca Banco Inclinado e os dados da amostra.

E o exercício Rosca Polia demonstrou semelhanças com relação à:

- Taxa de Acréscimo: ambos os grupos, em todas as posições;
- Taxa de Decréscimo: grupo de ativos, nas posições supinada e pronada;
- Torque Final: grupo de ativos, nas posições neutra e pronada, sedentários, em todas as posições.

A variável Ângulo de Pico não apresentou qualquer similaridade entre o exercício Rosca Polia e os dados da amostra.

Os resultados demonstram parecer indicada a sugestão de uma polia que gere uma variação de torque externo condizente com as variações de capacidade de produção de torque muscular encontradas nesse trabalho.

Porém, de acordo com os procedimentos adotados, não parece adequado utilizar os valores de ângulo de pico e taxas de acréscimo e decréscimo de produção de torque para

caracterizar a produção de torque da amostra avaliada, tendo em vista a identificação de um platô ocorrendo em grande parte da relação encontrada, em todas as posições para o grupo de ativos. A ocorrência do platô é devida à grande diversidade de resultados obtidos para essas variáveis, nesse estudo, não podendo ser utilizada como a caracterização de um padrão de produção de torque. De fato, esses resultados demonstram exatamente uma falta de padrão com relação à capacidade de produção de torque desses indivíduos.

Parece plausível inferir sobre a adaptação funcional obtida com o treinamento de força, que levaria o ângulo de máxima ocorrência de torque a maiores ângulos de flexão do cotovelo. Da mesma forma, seria plausível a inferência sobre os efeitos do sedentarismo nessa musculatura, mantendo-a numa característica de produção de força condizente com o trecho ascendente da relação força-comprimento, atuando num ciclo alongamento-encurtamento.

É importante salientar que não é objetivo desse trabalho determinar o melhor torque externo para se utilizar num treinamento. Apenas pretende-se determinar um critério para a escolha do torque externo, baseado nas características fisiológicas e mecânicas dos músculos flexores do cotovelo. Obviamente, numa situação específica de treino pode ser interessante a utilização de outros critérios para escolha desse torque externo, como, por exemplo, o ângulo de maior exigência de um determinado gesto desportivo tendo em vista as adaptações citadas acima.

Referências Bibliográficas

- AAGAARD, P., SIMONSEN, E.B., TROLLE, M., BANGSBO, J. AND KLAUSEN, K. Specificity of training load on gains in isokinetic knee joint strength. **Acta Physiologica Scandinavia** Vol. 156, pp. 123-129, 1996.
- ABBOTT, B.C. AND AUBERT, X.M. The force exerted by active striated muscle during and after change in length. **Journal of Physiology** Vol. 117, pp. 77-86, 1952.
- AN, K.N., HUI, F.C., MORREY, B.F., LINSCHIED, R.L. AND CHAO, E.Y. Muscles across the elbow joint: A biomechanical analysis. **Journal of Biomechanics** Vol. 14, pp. 659-669, 1981.
- AN, K.N., TAKAHASHI, K., HARRIGAN, T.P. AND CHAO, E.Y. Determinations of muscle orientations and moment arms. **Journal of Biomechanical Engineering** Vol. 106, pp. 280-282, 1984.
- ARNOLD, A.S. AND DELP, S.L. Rotational moment arms of the medial hamstrings and adductors vary with femoral geometry and limb position: implications for the treatment of internally rotated gait. **Journal of Biomechanics** Vol. 34, pp. 437-447, 2001.
- BABAULT, N., POUSSON, M., BALLAY, Y. AND VAN HOECKE, J. Activation of human quadriceps femoris during isometric, concentric and eccentric contractions. **Journal of Applied Physiology** Vol. 91, pp. 2628-2634, 2001.
- BABAULT, N., POUSSON, M., MICHAUT, A. AND VAN HOECKE, J. Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions. **Journal of Applied Physiology** Vol. 94, pp. 983-990, 2003.
- BECK, T.W., HOUSH, T.J., JOHNSON, G.O., WEIR, J.P., CRAMER, J.T., COBURN, J.W. AND MALEK, M.H. Mechanomyographic and electromyographic time and frequency domain responses during submaximal to maximal isokinetic muscle actions of the biceps brachii. **European Journal of Applied Physiology** Vol. 92, pp. 352-359, 2004.
- BOBBERT, M.F. AND HARLAAR, J. Evaluation of moment-angle curves in isokinetic knee extension. **Medicine and Science of Sports and Exercise** Vol. 25, n. 2, pp. 251-259, 1992.
- BUCHANAN, T.S. Evidence that maximum muscle stress is not a constant: differences in specific tension in elbow flexors and extensors. **Medical Engineering & Physics** Vol. 17, pp. 529-536, 1995.
- BUCHANAN, T.S. ROVAI, G.P. AND RYMER, W.Z. Strategies for muscle activation during isometric torque generation at the human elbow. **Journal of Neurophysiology** Vol. 62 (6), pp. 1201-1211, 1989.
- BUFORD, W.L., IVEY JR., F.M., NAKAMURA, T., PATTERSON, R.M. AND NGUYEN, D.K. Internal/external rotation moment arms of muscles at the knee: moment arms for the normal knee and the ACL-deficient knee. **The Knee**. Vol. 8, pp. 293-303, 2001.

CHANG, Y.W., SU, F.C., WU, H.W. AND AN, K.N. Optimum length of muscle contraction. **Clinical Biomechanics** Vol. 14, pp. 537-542, 1999.

CLOSE, R.L. Dynamic properties of fast and slow skeletal muscles of the rat during development. **Journal of Physiology** Vol. 173, pp. 74-95, 1964.

COLSON, S., POUSSON, M., MARTIN, A. AND VAN HOECKE, J. Isokinetic elbow flexion and coactivation following eccentric training. **Journal of Electromyography and Kinesiology** Vol. 9, pp. 13-20, 1999.

EDMAN, K.A.P, ELZINGA, G. AND NOBLE, M.I.M. Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibers. **Journal of Physiology**. Vol. 281, pp. 139-155, 1978.

EDMAN, K.A.P, ELZINGA, G. AND NOBLE, M.I.M. Residual force enhancement after stretch of contracting frog single muscle fibers. **The Journal of General Physiology**. Vol. 80, pp. 769-784, 1982.

ETTEMA, G.J.C., STYLES, G. AND KIPPERS, V. The moment arms of 23 muscle segments of the upper limb with varying elbow and forearm positions: Implications for motor control. **Human Movement Science** Vol. 17, pp. 201-220, 1998.

FENN, W.O. AND MARSH, B.S. Muscular force at different speeds of shortening. **Journal of Physiology** Vol. 85, pp. 277-297, 1935.

GORDON, A.M., HUXLEY, A.F. AND JULIAN, F.J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. **Journal of Physiology** Vol. 184, pp. 170-192, 1966.

GRANZIER, H.L.M, AKSTER, H.A. AND TER KEURS, H.E.D.J. Effect of thin filament length on the force-sarcomere length relation of skeletal muscle. **American Journal of Physiology** Vol. 260 (Cell Physiology. 29), pp. C1060-C1070, 1991.

HERZOG, W. Muscle properties and coordination during voluntary movement. **Journal of Sports Science** Vol. 18, n. 3, pp. 141-150, 2000.

HERZOG, W., GUIMARÃES, A.C., ANTON, M.G. AND CARTER-ERDMAN, K.A. Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. **Medicine and Science of Sports and Exercise** Vol. 23, n.11, pp. 1289-1296, 1991.

HERZOG, W., LEONARD, T.R., RENAUD, J.M., WALLACE, J., CHAKI, G. AND BORNEMISZA, S. Force-length properties and functional demands of cat gastrocnemius, soleus and plantaris muscles. **Journal of Biomechanics** Vol. 25, n.11, pp. 1329-1335, 1992.

HERZOG, W., SCHACHAR, R. AND LEONARD, T.R. Characterization of the passive component of force enhancement following active stretching of skeletal muscle. **The Journal of Experimental Biology** Vol. 206, pp. 3635-3643, 2003.

HERZOG, W., TER KEURS, H.E.D.J. A method for determination of force-length relation of selected in-vivo human skeletal muscles. **Pflügers Archives** Vol. 411, pp. 637-641, 1988.

HILL, A.V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. **Proceedings of Royal Society** Vol. 126(B), pp. 136-195, 1938.

HOY, M.G., ZAJAC, F.E. AND GORDON, M.E. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee and ankle. **Journal of Biomechanics** Vol. 23, n.2, pp. 157-169, 1990.

HUXLEY, A.F. Muscle structure and theories of contraction. **Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry** Vol. 7, pp. 225-318, 1957.

HUXLEY, A.F. Cross-bridge action: Present views, prospects and unknowns (chapter 2). In: **Skeletal Muscle Mechanics: From Mechanisms to Function**. (Herzog, W. Ed.) New York, John Wiley & Sons, 2000.

HUXLEY, A.F. AND NIEDERGERKE, R. Structural changes in muscle during contraction. Interference microscopy of living muscle fibres. **Nature** Vol. 173, pp. 971-973, 1954.

HUXLEY, A.F. AND SIMMONS, R.M. Proposed mechanism of force generation in striated muscle. **Nature** Vol. 233, pp. 533-538, 1971.

HUXLEY, H.E. AND HANSON, J. Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. **Nature** Vol. 173, pp. 973-976, 1954.

JULIAN, F.J. AND MORGAN, D.L. The effect on tension of non-uniform distribution of length changes applied to frog muscle fibres. **Journal of Physiology** Vol. 293, pp. 379-392, 1979.

KANNUS, P. AND YASUDA, K. Value of isokinetic angle-specific torque measurements in normal and injured knees. **Medicine and Science of Sports and Exercise**. Vol. 24, n.3, pp. 292-297, 1992.

KAWAKAMI, Y., NAKAZAWA, K., FUJIMOTO, T., NOZAKI, D., MIYASHITA, M. AND FUKUNAGA, T. Specific tension of elbow flexor and extensor muscles based on magnetic resonance imaging. **European Journal of Applied Physiology** Vol. 68, pp. 139-147, 1994.

KELLIS, E. AND BALZOPoulos, V. In vivo determination of the patella tendon and hamstrings moment arms in adult males using videofluoroscopy during submaximal knee extension and flexion. **Clinical Biomechanics** Vol. 14, pp. 118-124, 1999.

KUECHLE, D.K., NEWMAN, S.R., ITOI, E., NIEBUR, G.L., MORREY, B.F. AND AN, K.N. The relevance of the moment arm of shoulder muscles with respect to axial rotation of the glenohumeral joint in four positions. **Clinical Biomechanics** Vol. 15, pp. 322-329, 2000.

KULIG, K., ANDREWS, J.G. AND HAY, J.G. Human strength curves. In: **Exercise and Sports Sciences Reviews**. The Collamore Press, Lexington, pp. 417-466, 1984.

LEE, H.D. AND HERZOG, W. Force enhancement following muscle stretch of electrically stimulated and voluntary activated human adductor pollicis. **Journal of Physiology** Vol. 545 (1), pp. 321-330, 2002.

LIEBER, R.L. AND SHOEMAKER, S.D. Muscle joint and tendon contributions to the torque profile of frog hip joint. **American Journal of Physiology** Vol. 263 (3 pt 2): pp. 586-590, 1992.

LINNAMO, V., STROJNIK, V. AND KOMI, P.V. Maximal force during eccentric and isometric actions at different elbow angles. **European Journal of Applied Physiology** Vol. 96, pp. 672-678, 2006.

MADSEN, O.R. Torque, total work, power, torque acceleration energy and acceleration time assessed on a dynamometer: reliability of knee and elbow extensor and flexor strength measurements. **European Journal of Applied Physiology** Vol. 74, pp. 206-210, 1996.

MOGA, P.J., ERIG, M., CHAFFIN, D.B. AND NUSSBAUM, M.A. Torso muscle moment arms at intervertebral levels T10 through L5 from CT scans on eleven male and eight female subjects. **Spine** Vol. 18, n.15, pp. 2305-2309, 1993.

MORGAN, D.L. An explanation for residual increased tension in striated muscle after stretch during contraction. **Experimental Physiology** Vol. 79, pp. 831-838, 1994.

MURRAY, W.M., DELP, S.L. AND BUCHANAN, T.S. Variation of muscles moment arms with elbow and forearm position. **Journal of Biomechanics** Vol. 28, n.5, pp. 513-525, 1995.

MURRAY, W.M., BUCHANAN, T.S. AND DELP, S.L. The isometric functional capacity of muscles that cross the elbow. **Journal of Biomechanics** Vol. 33, pp. 943-952, 2000.

MURRAY, W.M., BUCHANAN, T.S. AND DELP, S.L. Scaling of peak moment arms of elbow muscles with upper extremity bone dimensions. **Journal of Biomechanics** Vol. 35, pp. 19-26, 2002.

NEMOTO, K., ITOH, Y. HORIUCHI, Y. AND SASAKI, T. Advancement of the insertion of the biceps brachii muscle: a technique for increasing elbow flexion force. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery** Vol. 5, n. 6, pp. 433-436, 1996.

NIGG, B.M. AND HERZOG, W. Biomechanics of the musculo-skeletal system. John Wiley & Sons. Printed and bound in Great Britain, 1994.

POUSSON, M., AMIRIDIS, I.G., COMETTI, G. AND VAN HOECKE, J. Velocity-specific training in elbow flexors. **European Journal of Applied Physiology** Vol. 80, pp. 367-372, 1999.

PROSKE, U. AND MORGAN, D.L. Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle? **Journal of Muscle Research and Cell Motility** Vol. 20, pp 433-442, 1999.

RASSIER, D.E., MACINTOSH, B.R. AND HERZOG, W. Length dependence of active force production in skeletal muscle. **Journal of Applied Physiology** Vol. 86, n.5, pp. 1445-1457, 1999.

RASSIER, D.E. AND HERZOG, W. Considerations on the history dependence of muscle contraction. **Journal of Applied Physiology** Vol. 96, pp 419-427, 2004.

RASSIER, D.E., HERZOG, W., WAKELING, J. AND SYME, D.A. Stretch-induced, steady-state force enhancement in single skeletal muscle fibers exceeds the isometric force at optimum fiber length. **Journal of Biomechanics** Vol. 36, pp 1309-1316, 2003.

SPOOR, C.W., VAN LEEUWEN, J.L., MESKERS, C.G.M., TITULAER, A.F. AND HUSON, A. Estimation of instantaneous moment arms of lower-leg muscles. **Journal of Biomechanics** Vol. 23, n.12, pp. 1247-1259, 1990.

SVETLIZE, H.D. Dinamometria Muscular Isocinetica. **Revista Medicina** (Buenos Aires). Vol. 51, pp. 45-52, 1991.

TANG, C.Y., MAK, A.F.T., HUNG, L.K., WONG, H.S. AND PACALDO, T. Reconstruction of shoulder function using a reflected long head biceps: a moment arm study. **Journal of Biomechanics** Vol. 35, pp. 1143-1147, 2002.

TER KEURS, H.E.D.J., IWAZUMI, T. AND POLLACK, G.H. The sarcomere length-tension relation in skeletal muscle. **Journal of General Physiology** Vol. 78, pp. 565-592, 1978.

THORSTENSSON, A., GRIMBY, G. AND KARLSSON, J. Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. **Journal of Applied Physiology** Vol. 40(1), pp. 12-16, 1976.

UCHIYAMA, T., BESSHO, T. AND AKAZAWA, K. Static torque-angle relation of human elbow joint estimated with artificial neural network technique. **Journal of Biomechanics** Vol 31, pp. 545-554, 1998.

VAN EIJDEN, T.M.G.J., TURKAWSKI, S.J.J., VAN RUIJVEN, L.J., AND BRUGMAN, P. Passive force characteristics of an architecturally complex muscle. **Journal of Biomechanics** Vol. 35, pp. 1183-1189, 2002.

VAN ZUYLEN, E.J., VAN VELZEN, A. AND DENIER VAN DER GON, J.J. A biomechanical model for flexion torques of human arm muscles as a function of elbow angle. **Journal of Biomechanics** Vol 21, n. 3, pp. 183-190, 1988.

VISSER, J.J., HOOGKAMER, J.E., BOBBERT, M.F. AND HUIJING, P.A. Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip joint angles. **European Journal of Applied Physiology** Vol. 61, pp. 453-460, 1990.

WALLINGA-DE JONGE, W., BOOM, H.B.K., BOON, K.L., GRIEP, P.A.M. AND LAMMERÉE, G.C. Force development of fast and slow skeletal muscle at different lengths. **American Journal of Physiology** Vol. 239 (Cell Physiology 8), pp. C98-C104, 1980.

WRETENBERG, P., NÉMETH, G., LAMONTAGNE, M. AND LUNDIN, B. Passive knee muscle moment arms measured in vivo with MRI. **Clinical Biomechanics** Vol. 11, n. 8, pp. 439-446, 1996.