

## Estudo de caso

# Análise do comportamento de torque no movimento de flexo-extensão do cotovelo

## *Analysis of torque behavior in the elbow flexion-extension movement*

Lizandra Caon Bittencourt\*, Daniel Cury Ribeiro\*\*, Jefferson Fagundes Loss, D.Sc.\*\*\*

.....  
*\*Fisioterapeuta, aluna do curso de especialização em Cinesiologia (UFRGS), \*\*Fisioterapeuta, Ciências do Movimento Humano (UFRGS), \*\*\*Engenheiro Eletricista, Engenharia Mecânica, Professor Adjunto da Escola de Educação Física da UFRGS - Universidade Federal do Rio Grande do Sul/ Escola Superior de Educação Física Laboratório do Exercício - LAPEX- Porto Alegre RS*

### Resumo

O propósito deste trabalho foi comparar o comportamento de torque do movimento de flexão e extensão. Foi escolhido um sujeito com fratura de diáfise umeral no membro dominante e lesão do nervo radial que aconteceu durante a cirurgia. Esta avaliação foi realizada quatro anos após o término da reabilitação. Cybex dinamômetro foi usado para mensurar o torque isocinético de flexão e extensão nas condições concêntricas e excêntricas. A magnitude do pico de torque tinha valores maiores no membro contralateral do que no membro dominante. As diferenças entre os valores variaram de acordo com a situação. A conclusão foi que devido à fratura a magnitude do torque isocinético no membro dominante tinha valores menores do que o contralateral.

**Palavras-chave:** fratura, cotovelo, torque.

### Abstract

The purpose of this study was to compare torque behavior of the elbow flexion and extension movement. One subject with fracture of the humeral diaphysis in the dominant limb and radial nerve lesion, which occurred during the surgery, was selected. This evaluation was carried out four years ago after finishing rehabilitation. A cybex dynamometer was used to measure isokinetic elbow flexion and extension torque and in the concentric and eccentric conditions. The magnitude peak torque had greater values in the contra-lateral upper limb than in the dominant upper limb. The differences between the values varied in accordance with the situation. One concluded that due fracture the torque isokinetic magnitude in the dominant limb had smaller values than the values of the contra lateral limb.

**Key-words:** fracture, elbow, torque.

### Introdução

Fraturas levam ao comprometimento das funções do membro lesado. Podendo ocorrer por mecanismos de torção, tensão, compressão e cisalhamento [1]. Especificamente nas fraturas de terço médio da diáfise umeral, há uma apresentação oblíqua, com presença de fragmento ósseo [2], mostrando uma relação direta com forças de torção.

O nervo radial pode estar preso entre os fragmentos ósseos, pois anatomicamente contorna posteriormente e, após, anteriormente à diáfise umeral [3]. É possível que no momento da redução possa ocorrer lesão estrutural do nervo [2].

A presença de uma lesão estrutural do nervo radial compromete a atividade motora do membro afetado. As mudan-

ças na ativação de unidades motoras, em virtude da lesão, interferem na capacidade de produção de força do segmento [1]. Além disso, a imobilização do mesmo, promove perda de força e amplitude de movimento. O desuso causado pela imobilização pode promover perda, aproximadamente, de 22% nos primeiros sete dias de imobilização [1].

No movimento de flexo-extensão os principais músculos envolvidos são: bíceps braquial (quando o antebraço está supinado) o braquial, braquiorradial, o pronador redondo, extensor radial curto do carpo, ânconeu e tríceps braquial [4]. Destes, os músculos inervados pelo nervo radial são o tríceps e o braquiorradial [5].

Considerando o comprometimento funcional descrito, a partir de uma fratura de terço médio da diáfise umeral, a

Recebido em 10 de agosto de 2005; aceito em 4 de outubro de 2006.

**Endereço para correspondência:** Lizandra Bittencourt, Av. Mercedes, 20/402 Bairro Floresta 90560-060 Porto Alegre RS, E-mail: lizcb@ig.com.br.

perda de função pode estar vinculada, principalmente, aos movimentos de flexão e extensão do cotovelo.

Segundo Kasser *et al.* [6], na média de amplitude de movimento para flexão de 136 graus, em pacientes pós-reabilitação e cirurgia de fratura distal do úmero o pico de torque isocinético tinha um déficit de 6% a 60 graus por segundo. É possível que indivíduos que sofreram este tipo de fratura, mesmo após a reabilitação, permaneçam com perda na capacidade de produção de força.

A hipótese deste trabalho está centrada em verificar se o membro fraturado, pós-reabilitação, apresenta diferenças na capacidade de produção de torque em relação ao contralateral. Sendo o objetivo o de comparar o comportamento do torque de flexão e extensão do cotovelo, do membro operado, com o membro contralateral.

## Material e métodos

Este é um estudo de caso de um indivíduo do sexo masculino, 32 anos, caucasiano, que teve fratura de diáfise umeral com três fragmentos (terço médio), ocasionada por queda ao solo no ano de 2000 (Figura 1).

**Figura 1** - Raio-X pósterio anterior da fratura de úmero direito em 04/03/2000.



As condutas adotadas foram: imobilização por quatro meses, procedimento cirúrgico para a redução da fratura com fixação por parafusos (Figura 2). No transoperatório houve lesão do nervo radial com apresentação de perda de força muscular da mão direita no pós-operatório.

**Figura 2** - Raio-X antero-posterior da fratura pós-operatório 11/07/2000.



No pós-operatório, o indivíduo permaneceu mais um mês imobilizado e então encaminhado à reabilitação, com o objetivo de retorno funcional das articulações do ombro e cotovelo. Em seis meses de tratamento os objetivos foram atingidos com retorno da função destas articulações, no entanto, com perda de 5 graus na extensão do cotovelo.

Após quatro anos do término da reabilitação foi avaliado o comportamento de torque no movimento de flexão e extensão do cotovelo, do indivíduo citado.

**Figura 3** - Raio-X antero-posterior de úmero atualmente 11/04/2005.



A coleta foi realizada no Cybex modelo NORM (Data Instruments, INC. Ohio-USA), onde foi indicado ao indivíduo que realizasse força máxima no movimento de flexão e extensão de cotovelo com o membro superior direito (MSD) e após com o membro superior esquerdo (MSE). Foram avaliadas contrações concêntricas e contrações excêntricas. O indivíduo não apresentou dor ou limitação durante a execução do teste. A amplitude de movimento realizada compreende desde a extensão completa de 0 graus até 140 graus de flexão. Antes da execução de cada coleta, foi realizado 3 movimentos de flexo-extensão do cotovelo para adaptação do indivíduo ao aparelho. O movimento avaliado foi realizado em condição concêntrica do MSD após 10 minutos de descanso, em seguida realizou-se o mesmo movimento em condição excêntrica. Após, foi repetido os movimentos para o MSE. A velocidade angular foi estipulada em 60 graus por segundo. O indivíduo posicionado em decúbito dorsal, com 45 graus de abdução do ombro, de acordo com o posicionamento padrão recomendado pelo fabricante. O antebraço foi posicionado em supinação, onde o máximo de torque pode ser desenvolvido, em virtude da influência da distância perpendicular dos flexores do cotovelo[7-10,13].

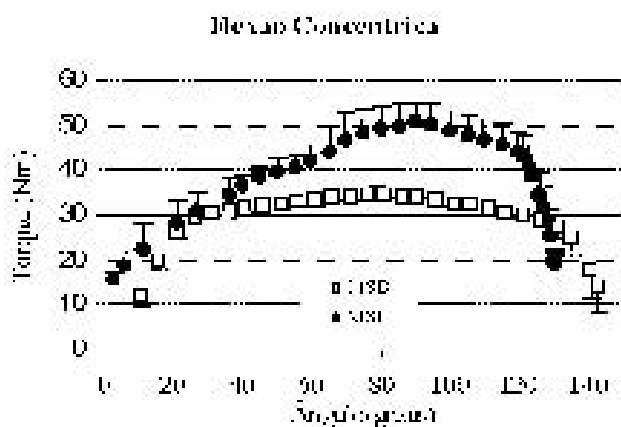
Para a monitoração da posição angular, com maior taxa de amostragem, foi utilizado o eletrogoniômetro da marca Biometrics (modelo XM 180, Reino Unido). O eletrogoniômetro foi fixado no membro superior avaliado e juntamente com o dinamômetro isocinético estavam conectados a um microcomputador Pentium III 650 MHz, através de um conversor analógico digital, sendo a frequência de amostragem de 500Hz.

Para tratamento dos dados foi utilizado o SAD32 (Sistema de Aquisição de dados, desenvolvido pelo Laboratório de Medições Mecânicas da UFRGS). Para os sinais de ângulo e torque foi utilizado o filtro digital Butterworth passa-baixo ordem 3 para o ângulo e torque usando uma frequência de corte de 5,5 Hz e 1,8 Hz, respectivamente. Para a discussão foi levada em consideração a distância perpendicular dos músculos bíceps braquial, tríceps braquial, braquiorradial e braquial, que são os motores primários no movimento de flexo-extensão. Pois em uma avaliação confiável da função do cotovelo é importante considerar a distância perpendicular da musculatura envolvida [7].

## Resultados

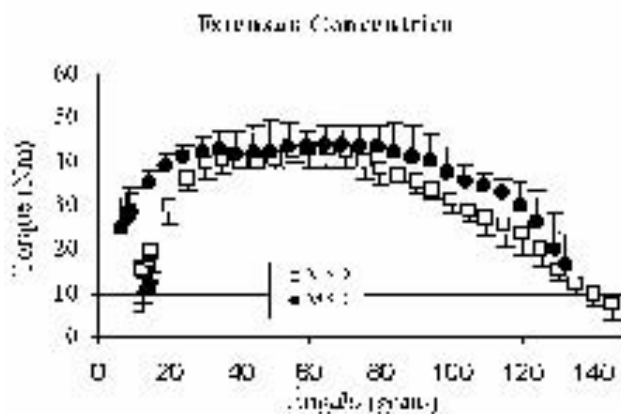
A figura 4 apresenta a comparação da curva de torque do MSD o dominante e lesionado com o MSE o contralateral.

**Figura 4** - Gráfico torque x ângulo da flexão concêntrica do MSD e MSE.



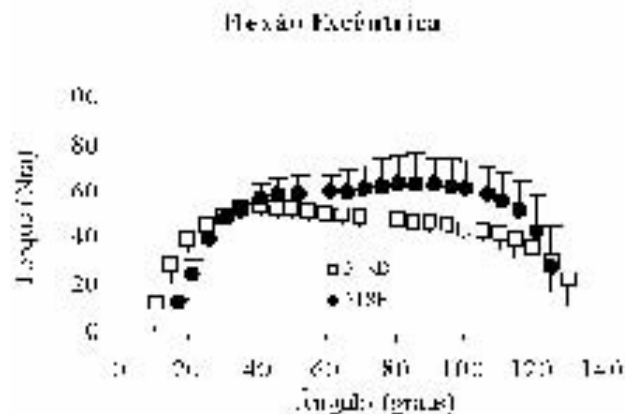
A figura 5 apresenta o gráfico da extensão concêntrica.

**Figura 5** - Gráfico torque x ângulo da extensão concêntrica do MSD e MSE.



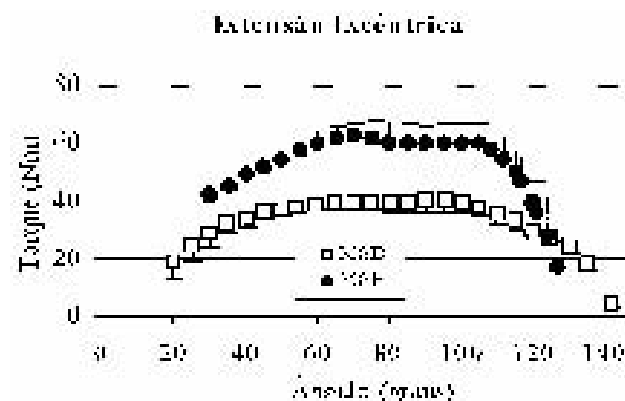
A figura 6 apresenta o gráfico da curva de flexão excêntrica.

**Figura 6** - Gráfico de torque x ângulo da flexão excêntrica do MSD e MSE.



A figura 7 apresenta o gráfico de extensão excêntrica.

**Figura 7** - Gráfico de torque x ângulo da extensão excêntrica do MSD e MSE.



Observou-se que as curvas de torque têm magnitude dos picos maior no MSE do que no MSD, o lesionado. Somente na extensão concêntrica houve magnitude de pico que se igualaram, mas o restante da curva do MSD se manteve com magnitudes menores que o MSE. Não obstante os comportamentos das curvas têm aspectos parecidos, mesmo em menores magnitudes.

Os picos de torque na flexão e extensão excêntrica do MSD (fig. 6 e 7) estão deslocados mais para valores de encurtamento e na flexão concêntrica do MSD (fig.4) estão deslocados mais para valores de estiramento.

As diferenças entre os valores máximos de cada membro variam de acordo com a situação. Na flexão concêntrica do MSD é em torno de 32%, na extensão excêntrica é em torno de 35%, já na flexão excêntrica é em torno de 15%, extensão

concêntrica o valor é em torno de 15% na curva, pois no pico se apresentam juntas.

A característica de constância do membro dominante permanece nas curvas do MSD apresentadas neste trabalho, mesmo apresentando magnitudes menores.

## Discussão

Os músculos adaptam-se às mudanças na amplitude de movimento pelo aumento ou diminuição do comprimento das fibras musculares para manter a função ideal [1]. Esta característica do músculo esquelético representa o potencial da força do músculo em relação ao seu comprimento. Por isto, o músculo submetido a qualquer carga, deve ter uma constante de proporcionalidade entre a força máxima do músculo e a área de secção transversa fisiológica. Sendo este o parâmetro para definir a limitação da força individual do músculo [11].

Os indivíduos que não podem gerar força muscular suficiente devem ter seu torque considerado fraco ou disfuncional [12], sugerindo alterações das variáveis relacionadas a ele, ou seja, a força muscular e a distância perpendicular dos músculos envolvidos no movimento.

Foi verificado neste trabalho curvas com uma magnitude maior em MSE, quando comparado com o MSD. Estudos mostram uma diminuição do torque em indivíduos acometidos por fraturas [7].

Segundo Hutchins *et al.* [8], a contração isométrica tem seu torque máximo de 80 graus de flexão. Para Murray as magnitudes do pico das distâncias perpendiculares dos músculos responsáveis pela flexão, estão no intervalo de 75 a 100 graus de flexão, concordando com o estudo anteriormente citado. No presente estudo, o pico de torque de flexão concêntrica encontra-se em valores angulares próximos aos referidos por Hutchins *et al.* [8] e Murray [13], para o MSE. No entanto, para o MSD o pico está deslocado para trechos angulares mais próximos da extensão (fig. 4).

Esta alteração talvez ocorra em decorrência da presença de um fragmento ósseo próximo à inserção do músculo braquial. Este fragmento pode ter causado lesão à fibra muscular do braquial, sendo responsável pela proliferação de tecido fibroso no local, durante o processo de cicatrização. A substituição de tecido muscular por tecido cicatricial reduz a área de secção transversa fisiológica muscular ativa. Em outras palavras, tem-se a redução do número de sarcômeros, unidade responsável pela contração muscular.

Por isto é importante conhecer as condições da arquitetura muscular, além da distância perpendicular, pois ela também interfere na força e na capacidade de gerar torque durante o movimento [14].

O deslocamento do pico de torque de flexão concêntrica para valores mais próximos da extensão possivelmente ocorre pelo aumento relativo de elementos elásticos (em virtude do

tecido cicatricial). Isto promoveu maiores magnitudes de torque na flexão concêntrica quando os músculos encontravam-se mais alongados.

Avaliando a curva de flexão excêntrica (fig. 6), o pico de torque do MSE está deslocado para trechos angulares onde os músculos estão mais encurtados. Isso não acontece com o MSD, em que o pico de flexão excêntrica, além de ser menor, está deslocado para trechos angulares onde os músculos estão mais alongados. É possível que a lesão do nervo radial tenha interferido no movimento de flexão, já que este nervo é o responsável pela inervação do braquiorradial. Apesar de o braquiorradial ter uma pequena capacidade de gerar força, tem significativa contribuição para o torque flexor do cotovelo, por apresentar grande distância perpendicular durante a flexão [6,7,11,12,14]. Então a suposição que no caso estudado, haveria uma diminuição na quantidade de potenciais de ação, provavelmente pela incompleta recuperação do nervo, ocasionando a diminuição do recrutamento das fibras musculares do braquiorradial.

Pois, segundo Sale *et al.* [15], se existe uma diminuição da ativação da atividade das unidades motoras dos músculos agonistas originárias dos órgãos tendinosos de golgi e dos motoneurônios pode haver uma limitação na produção de torque.

Para extensão de cotovelo, os valores de torque máximo isométrico ocorreram em 45 graus de flexão [8]. O pico da distância perpendicular se encontra entre 25 graus e 40 graus de flexão, quando o tríceps está mais encurtado [6].

Os resultados deste trabalho encontraram os picos de extensão concêntrica e excêntrica, no MSE e na extensão concêntrica do MSD, valores deslocados entre 56 graus e 64 graus de flexão (fig. 5 e 7).

Os picos de torque para o MSE e MSD na extensão concêntrica foram similares (fig.5). Provavelmente, isto tenha ocorrido por uma adaptação devido ao esporte praticado pelo indivíduo, o tênis. Considerando que o músculo pode ter um processo adaptativo através do treinamento, mesmo com uma diminuição na função do nervo radial, o qual inerva o tríceps, principal responsável pela extensão do cotovelo. Ocorrendo no torque concêntrico, em virtude da presença predominante de contrações concêntricas relacionadas ao tênis.

Já na extensão excêntrica, onde observamos a magnitude da curva maior em MSE do que no MSD. Temos que levar em consideração que durante as condições excêntricas as diferenças observadas na produção de torque são atribuídas ao mecanismo de tensão regulatória parecendo ser devido às diferentes unidades motoras recrutadas. Resultando na melhora da atuação excêntrica dos movimentos [9]. Então, a presença de uma seqüela do nervo radial pode ser a razão desta menor magnitude. Como este movimento não é comum nas atividades de vida diária do indivíduo, a possibilidade de ter uma perda maior de torque na condição excêntrica em relação à concêntrica seria plausível.

## Conclusão

O indivíduo analisado apresentou uma diminuição na magnitude do torque isocinético no membro dominante, operado, em relação ao membro contralateral. Apesar do indivíduo manter atividade física assimétrica, como descrevemos, a capacidade muscular do membro dominante, o operado, se manteve inferior a do membro contralateral.

## Referências

1. Watkins J. Estrutura e função do sistema musculoesquelético. Porto Alegre: Artmed; 2001.
2. Edmonson AS, Crenshaw AH. Campbell – cirurgia ortopédica. 6a ed. Buenos Aires: Panamericana; 1985.
3. Skinner HB. Current – diagnosis & treatment in orthopedics. International edition. Norwalk: Appleton & Lange; 1995.
4. Hoppenfeld S. Propedêutica ortopédica – coluna e extremidades. Rio de Janeiro: Atheneu; 1987.
5. Gardner E, Gray DJ, O’Rahilly R. Anatomia – estudo regional do corpo humano. 4a. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1988.
6. Kasser JR, Richards K, Millis M. The triceps-dividing approach to open reduction of complex distal humeral fractures in adolescents: a cybex evaluation of triceps function and motion. J P Ortop 1990;10(1):93-96.
7. Murray WM, Scott L, Buchanan D, Buchanan TS. Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. J Biomech 1995;28(5):513-25.
8. Hutchins EL, González RV, Barr RE. Comparison of experimental and analytical torque-angle relationships of the human elbow joint complex. J Biomech 1993; 29:17-24.
9. Colson S, Pousson M, Martin A, Van Hoecke J. Isokinetic elbow flexion and coactivation following eccentric training. J Electromyogr Kinesiol 1999;9(1):13-20.
10. O’ Sullivan LW, Gallwey TJ. Upper-limb surface electro-myography at maximum supination and pronation torques: the effect of elbow and forearm angle. J Electromyogr Kinesiol 2002; 12(4):275-85.
11. Chang YW, Fong CS, Wu HW, An KN. Optimum length of muscle contraction. Clin Biomech 1999;14(8):537-42
12. Uchiyama T, Bessho T, Akazawa K. Static torque-angle relation of human elbow joint estimated with artificial neural network technique. J Biomech 1998; 31(6):545-54.
13. Murray IA, Johnson GR. A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks. Clin Biomech 2004; 19:586-94.
14. Murray WM, Buchanan TS, Delp SL. The isometric functional capacity of muscles that cross the elbow. J Biomech 2000;33:943-52.
15. Sale DG. Neural adaptation to resistance training. Med Sci Sports Exerc 1988; 20(5):S135-45.