

ANATOMIA E BIOMECÂNICA

Na articulação do cotovelo normal, a estabilidade é mantida por uma combinação da geometria e congruência da articulação, integridade capsuloligamentar, e uma musculatura intacta e equilibrada. Os músculos biceps, braquial, ancôneo e tríceps são especialmente importantes. O complexo do ligamento colateral medial consiste de componentes anterior, posterior, e transversal (Fig. 17-28, A). O componente anterior é o mais facilmente identificável, sendo a parte principal do complexo do ligamento colateral medial. O componente anterior insere-se ao longo do aspecto medial do processo coronóide, ficando retesado com o cotovelo em flexão e extensão. O componente posterior fica retesado durante a flexão.

Segundo Morrey, o complexo do ligamento lateral consiste do ligamento colateral radial, ligamento colateral ulnar lateral, ligamento colateral lateral acessório, e ligamento anular (Fig. 17-28, B). O ligamento colateral radial origina-se do epicôndilo lateral, e se insere no ligamento anular juntamente com fibras da cápsula. O ligamento colateral ulnar lateral consiste de fibras posteriores do ligamento colateral radial, que se estende superficialmente, e transversalmente, ao ligamento anular, inserindo-se numa tuberosidade sobre a crista supinadora da ulna. O ligamento colateral lateral acessório origina-se do epicôndilo lateral, e insere-se na margem inferior do ligamento anular. Ele fica retesado quando o cotovelo é tensionado em posição em varo. O ligamento anular origina-se e insere-se

nas margens anterior e posterior da chanfradura sigmóide menor da ulna, e estabiliza a cabeça radial, adjacientemente à ulna.

Em extensão, a cápsula anterior propicia aproximadamente 70% da contenção, por tecidos moles, à distração. O estresse em valgo em extensão fica dividido igualmente entre o ligamento colateral medial, a cápsula, e a superfície articular. O estresse em varo em extensão fica limitado igualmente pela articulação da junta, ligamento colateral lateral, e a cápsula. Em flexão, o complexo do ligamento colateral medial propicia uma contenção, por tecidos moles, à distração, sendo a principal estrutura estabilizadora para a resistência contra um estresse em valgo. A articulação da junta propicia cerca de 75% da estabilidade e resistência a um estresse em varo, com o cotovelo flexionado.

Em seu trabalho experimental, Schwab e cols. demonstraram que a secção das fibras oblíquas anteriores do ligamento colateral medial causaram instabilidade póstero-lateral e luxação da articulação do cotovelo. Similarmente, se uma doença destrói ou atenua as fibras anteriores do ligamento colateral medial, poderá ocorrer uma instabilidade póstero-lateral. Em sua maioria, as atividades que envolvem o cotovelo produzem forças em valgo. Um ligamento colateral medial intacto, e uma cabeça radial intacta são essenciais para impedir a luxação póstero-lateral de uma articulação normal do cotovelo. A articulação ulnohumeral mantém a estabilidade quando o cotovelo flexiona e se estende, enquanto que a articulação

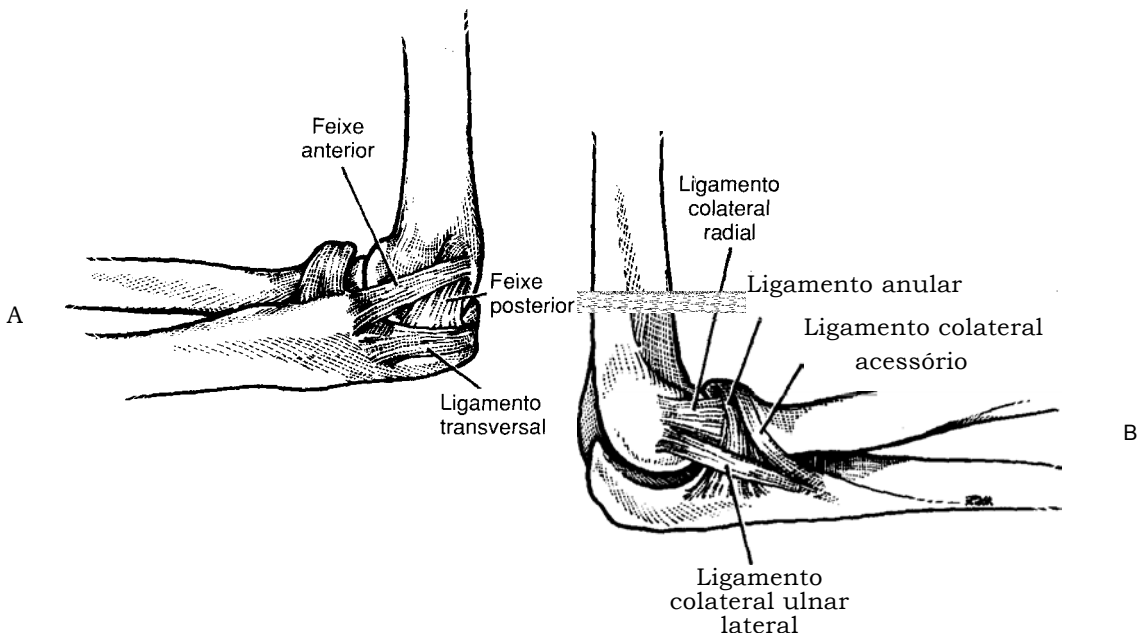


Fig. 17-28 Ligamentos colaterais do cotovelo. A, Representação clássica do complexo ligamentar colateral medial, consistindo de um feixe oblíquo anterior e posterior, bem como de um componente transversal. B, Típico padrão de um complexo ligamentar colateral radial, mais variável, consiste na contribuição do úmero à ulna, que Morrey denominou "ligamento colateral ulnar lateral". Redesenhado de Morrey BF, editor: *The elbow and its disorders*, Philadelphia, 1985, WB Saunders Co.)

radiocapitelar resiste à tensão em valgo e transmite as forças de cargas verticais, de movimentos de empurrar e levantar objetos.

Nos últimos anos, o design de implantes protéticos vem melhorando, por causa de uma melhor compreensão dos movimentos do cotovelo, e das forças aplicadas às superfícies articulares. Os relatos de muitos autores, concernentes a estes fatores biomecânicos, podem ser encontrados nas referências, ao final deste capítulo. Análises sofisticadas dos movimentos do cotovelo, usando determinações bidimensionais, foram conduzidas por Walker e por London. Análises tridimensionais foram conduzidas por Morrey e Chão, e por Youm e cols., e por outros ainda, com o intuito de mostrar a amplitude normal de flexão e extensão do cotovelo, e de pronação e supinação do antebraço.

O cotovelo se compõe de duas articulações uniaxiais independentes. Uma é a articulação umeroulnar, que é uma articulação em charneira, ou gínglimóide. A outra consiste das articulações umerorradial e radioulnar proximal, que funcionam como uma articulação pivotante ou trocôide, permitindo dois graus de liberdade na articulação do cotovelo. O movimento no cotovelo envolve a rotação da ulna em torno do úmero durante a flexão e extensão, e a rotação do rádio em torno da ulna durante a supinação e pronação. O centro instantâneo de flexão e extensão para o cotovelo situa-se no centro dos círculos concêntricos formados pela projeção lateral do capitelo e tróclea do úmero distal, tem cerca de 2 a 3 mm de diâmetro, e está localizado no centro da tróclea, quando visualizada desde o aspecto lateral (Fig. 17-29). O eixo de rotação do cotovelo situa-se anteriormente à linha média umeral, e sobre uma linha desenhada ao longo da cortical anterior do úmero. Morrey e Chão verificaram que o ângulo de condução variou de 11° de valgo com o cotovelo em total extensão, até 6° de varo com o cotovelo em flexão total (Fig. 17-30). As superfícies articulares deslizam até que os extremos de total flexão/extensão sejam atingidos, e então ocorrerá impingimento ósseo. O eixo transversal de rotação da articulação radioumeral coincide com o eixo ulnoumeral. O eixo longitudinal do antebraço passa através da cabeça radial proximalmente, e a cabeça ulnar distalmente, sendo oblíquo aos eixos longitudinais do rádio e ulna. A amplitude normal de movimentos do cotovelo medeia entre 0° (extensão completa), a aproximadamente 150° (flexão completa).

As contenções anatômicas aos movimentos do cotovelo são: geometria da articulação; ossos, cápsula, ligamentos e músculos circunjacentes; impacção do processo do olécrano na fossa olecraniana; e impacção da cabeça radial contra a fossa radial. A rotação fica limitada pela resistência passiva dos músculos estirados, ligamentos, e pelo impingimento do flexor longo do polegar contra os flexores digitais.

As superfícies de contato do cotovelo mudam com as suas diferentes posições. Em extensão completa, as



Fig. 17-29 Eixo de rotação do cotovelo em flexão e extensão; através do centro da tróclea, colinearmente com a cortical anterior do úmero distal. (Redesenhado de Morrey, BF, editor: *The elbow and its disorders*, Philadelphia, 1985, WB Saunders, Co.)

superfícies de contato estão no aspecto infero-medial da ulna. Em outras posições, a maior parte do contato ocorre ao longo da chanfradura troclear, que evolui num sentido póstero-lateral/ântero-medial.

Estudos eletromiográficos da atividade da musculatura do cotovelo revelam que o bíceps é geralmente menos ativo na pronação completa, e que o braquial está ativo na maior parte das amplitudes de movimentos do cotovelo, sendo a "besta de carga" da flexão. É observado um aumento na atividade elétrica no tríceps, por ocasião do aumento da flexão do cotovelo; o ancôneo está ativo em todas as posições do cotovelo, sendo também considerado como um estabilizador da articulação.

As forças ao nível da articulação do cotovelo também foram intensamente estudadas. Torzilli demonstrou matematicamente as forças a serem equilibradas ao nível da articulação do cotovelo: em 90° de flexão, a força do bíceps deve ser sete a oito vezes a força aplicada; com o cotovelo em extensão, a força do bíceps deve ser até de 38 vezes a força aplicada. Deste modo, a articulação do cotovelo pode ser considerada uma articulação de sustentação de cargas. Análises estáticas das forças musculares e de reação da articulação sugerem que as forças articulares são maiores em extensão, sendo que o cotovelo flexionado é capaz de tolerar maiores cargas que o cotovelo estendido. Verificou-se que as forças articulares são maiores em pronação. Momentos de torção ao nível do eixo umeral podem ser bastante elevados, especialmente ao serem aplicadas cargas na mão, com o cotovelo flexionado (Fig. 17-31). Estas forças podem variar, dependendo dos métodos analíticos usados, do braço de momento dos músculos,

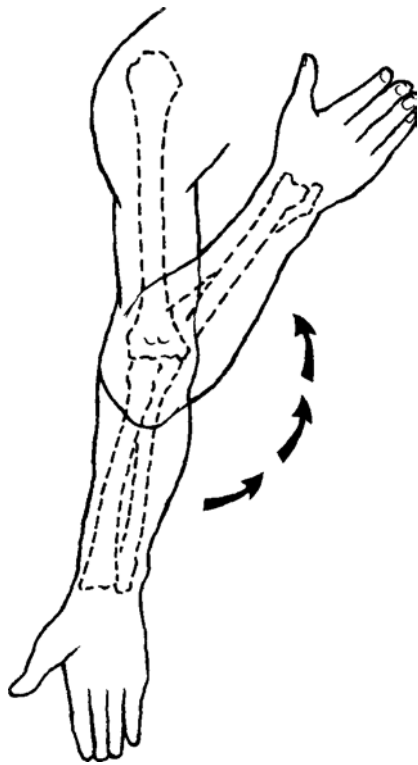


Fig. 17-30 O ângulo de carregamento do cotovelo muda de um ângulo em valgo em extensão completa, para um ângulo em varo em flexão completa. (Redesenhado de Morrey BF e Chão EYS: J Bone Joint Surg 58-A:501, 176.)

e da linha de ação dos músculos, bem como do braço de momento na direção das forças externamente aplicadas.

Morrey e cols. verificaram que a máxima força de flexão do cotovelo ocorre em 90° , enquanto que cerca de um terço a metade da força máxima de erguimento pode ser gerada com o cotovelo numa posição estendida, ou flexionado em 30° . Uma força igual a três vezes a do peso do corpo pode ser gerada na articulação do cotovelo, durante um erguimento vigoroso. Estes autores também demonstraram que, com o direcionamento das forças aplicadas sobre o cotovelo, para as margens anteriores ou posteriores da articulação, as superfícies de sustentação do peso diminuem, as máximas forças compressivas ficam elevadas, e a distribuição das tensões torna-se irregular. Em sua maior parte, as forças de compressão articular ao longo do plano mediolateral, causadoras do estresse em valgo ou varo, são pequenas, se comparadas às forças no plano sagital, direcionadas anteriormente ou posteriormente. Walker; Hui, An, e Chão; e Pearson, McGinley, e Butzel também verificaram que as forças ao nível da porção distal do úmero são maiores numa direção posterior, causando inclinação anterior do componente umeral distal, bem como absorção da cortical umeral anterior, quando as próteses estão posicionadas. As

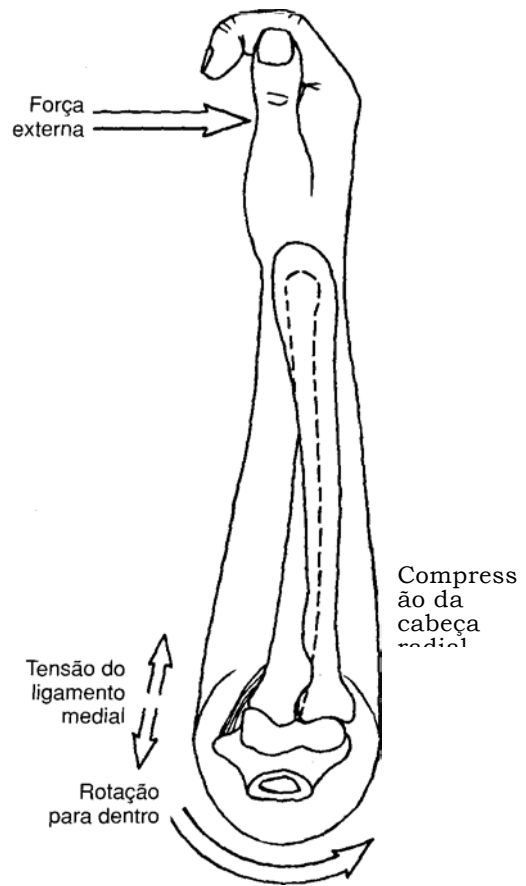


Fig. 17-31 Forças ao nível do cotovelo, durante a rotação para dentro. (Redesenhado de Amis AA et al.: J Med Engineer Tech 3:229, 1979.)

maiores forças isométricas ocorrem com o cotovelo em extensão, por causa da deficiente mecânica dos músculos, com o cotovelo nesta posição. Segundo Morrey e Chão, se o cotovelo estiver estendido e axialmente carregado, a distribuição das tensões através da articulação será de aproximadamente 40% sobre a articulação ulnoumeral, e 60% sobre a articulação radiocapitelar. Amis e cols. também verificaram que a articulação radiocapitelar transmite 50% ou mais das forças de carga vertical estática, na articulação do cotovelo.

Ocorre um considerável torque rotatório ao nível da parte distal do úmero, quando o cotovelo está flexionado em 90° , e a força é aplicada à mão, desde o lado. Amis e cols. publicaram que o antebraço pode atuar como uma viga de cantilever, com as forças tenses sobre o ligamento colateral medial sendo de até duas vezes o peso corporal, e as forças compressivas sobre a cabeça radial sendo de até três vezes o peso corporal. Asher e Zilber verificaram que 2,6 vezes o peso corporal poderiam ser transmitidas através do cotovelo pela ação de erguimento, enquanto que Hui, An, e Chão verificaram que as forças eram maiores em extensão, e que ocorriam grandes momentos torcionais e de cisalha-

mento. Se a cabeça umeral sofrer excisão, a força umerorradial é transmitida à ulna, e a tensão do ligamento colateral medial junta-se à força umeroulnar, o que pode concentrar toda a carga sobre a borda lateral do processo coronóide (Fig. 7-32). Isto pode representar a aplicação de uma força de nove vezes o peso corporal ao ligamento colateral medial. Estas forças são aplicadas ao componente ulnar de uma prótese, bem como ao componente umeral distal. Visto que as forças distribuídas através das articulações radioumerais e ulnoumerais e tensões rotacionais podem exceder em diversas vezes o peso do corpo, um dispositivo de três componentes teoricamente propicia uma transmissão mais fisiológica destas forças, podendo aumentar a estabilidade.

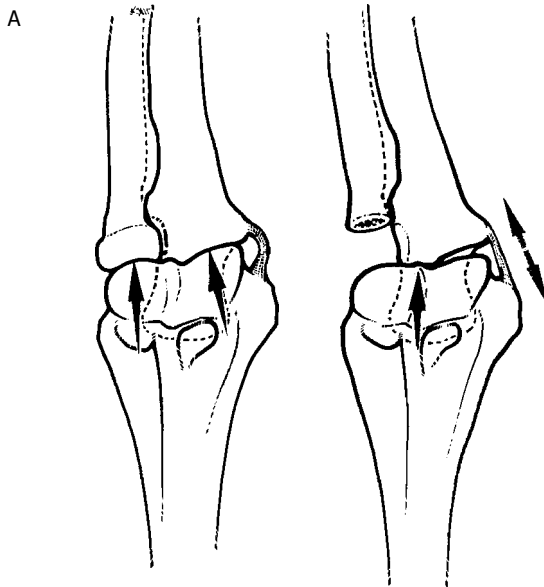


Fig. 17-32 A, Ossos do antebraço em equilíbrio contra o úmero durante a flexão; sem tensão colateral. B, Forças concentram-se na borda lateral do processo coronóide, após a excisão da cabeça radial. A tensão do ligamento medial impede a deformidade em valgo. (Redesenhado de Amis AA et al.: J Med Engineer Tech 3:229, 1979.)