



- ◆ Trabajo realizado por la Biblioteca Digital de la Universidad CEU-San Pablo
- ◆ Me comprometo a utilizar esta copia privada sin finalidad lucrativa, para fines de investigación y docencia, de acuerdo con el art. 37 de la M.T.R.L.P.I. (Modificación del Texto Refundido de la Ley de Propiedad Intelectual del 7 julio del 2006)

Cinética articular del hombro. Revisión de una década de investigaciones

Por J A Martín Urrialde

LOS PROBLEMAS CINÉTICOS DE LA ABDUCCIÓN

Desde 1977 (1-6) han sido muchos los autores que han estudiado los efectos de las diferentes fuerzas que actúan sobre el hombro. Bergmann (7) dio a conocer un dato revelador: durante la abducción sagital del brazo, en la posición articular de 90°, la fuerza que actúa sobre el mismo es igual al peso corporal.

El peso corporal actúa como un vector de fuerza sobre el centro de gravedad y por ello el peso segmentario actúa sobre el centro de masa del segmento considerado. En el caso del hombro, el momento cinético del brazo sería la distancia perpendicular entre el vector de fuerza, actuando sobre el centro de masa y el centro de rotación del hombro (Fig. 1).

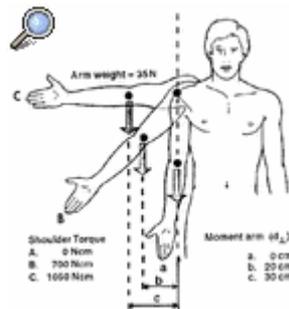


Figura 1. El momento cinético creado en el hombro por el peso del brazo es el producto del peso del mismo (arm weight) por la distancia perpendicular entre el centro de gravedad del brazo y el eje de rotación del hombro. Adaptado de Chaffin D y Anderson G. Occupational Biomechanics.

El peso segmentario del brazo es el 5% del total del peso corporal, pero la longitud del mismo hace que se generen momentos cinéticos muy elevados, ya que su valor viene determinado por la masa a movilizar y por la longitud entre el punto de aplicación de la masa y el centro de rotación del movimiento.

El momento cinético generado durante la abducción del hombro debe ser compensado por los músculos estabilizadores del mismo y la intensidad del trabajo muscular desarrollado será directamente proporcional al momento cinético a equilibrar. La flexión de codo, por ejemplo, disminuye el valor del momento en un 50% (Fig. 2), por lo que en muchos trabajos que impliquen elevación horizontal del brazo la flexión de codo es una recomendación ergonómica fácilmente asumible.

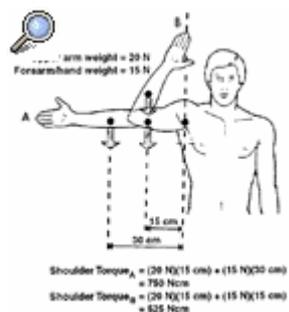


Figura 2. El momento creado en el hombro al flexionar el codo disminuye al ser menor la distancia entre el centro de gravedad y el eje de rotación. Adaptado de Chaffin D y Anderson G. Occupational Biomechanics.

Otro problema a considerar es la dirección de la fuerza desarrollada durante ese movimiento y su impacto sobre la articulación glenohumeral, principal unidad articular del complejo del hombro.

Poppen (8) estableció que durante la elevación de 60° la fuerza resultante actuaba sobre la zona superior del rodete glenoideo, deslizándose en sentido caudal conforme aumentaba la elevación hasta los 90°.

Esto dio origen a avanzar la teoría de Lippitt (9, 13) sobre la estabilidad articular, que establece que la estabilidad es máxima cuando la fuerza de reacción se sitúa dentro de la cavidad glenoidea.

Estaríamos ante la concepción de una cavidad que actúa como elemento pasivo de la estabilidad, ayudada por estabilizadores activos (músculos) y todo ello dentro de un ámbito de 4 cm de variación, correspondientes al máximo diámetro de la cavidad (Fig. 3).



Figura 3. A: Línea central de la articulación glenoidea. B: Posición estable. C: Posición inestable por lateralización excesiva de la fuerza de reacción. D: Posición inestable por malformaciones en la cavidad glenoidea (Lippitt y Matsen, 1993). Tomado de «Biomecánica articular y sustituciones protésicas». Instituto de Biomecánica de Valencia.

De estos músculos estabilizadores, el par mecánico deltoides-supraespinoso concentra el mayor interés.

Es conocida su actividad cinesiológica, a través del denominado ritmo escapulo humeral de Inmann (10), que establece:

-- Durante los primeros 30° de abducción horizontal la escápula efectúa ligeros ajustes en el plano frontal, mediante elevación, despreciables desde el punto de vista biomecánico (*setting phase*).

-- Entre los 30° y los 170° la movilidad de la articulación escapulo humeral es el doble con relación a la de la escapulo torácica.

Esta relación 2/1 ha sido cuestionada posteriormente por los estudios de Freeman (11) y Poppen (12), quienes respectivamente otorgan ratios de 3/2 y de 5/4.

Es evidente que ambos músculos actúan de forma sincrónica: el supraespinoso, merced a su corto brazo de palanca, centra la cabeza humeral en la glenoides, estabilizándola y permitiendo la acción del deltoides.

Cuando esta acción de centraje no ocurre el deltoides transmite un vector de fuerza casi paralelo a la diáfisis humeral, que asciende la cabeza sobre la glenoides y hace ineficaz la abducción, tendiendo a subluxarla.

En la figura 4 se aprecian las acciones separadas de cada músculo, observando que en la actuación aislada del deltoides (A) los vectores son desiguales, teniendo mayor magnitud los correspondientes a las posiciones articulares de 90 y 120°, siendo mínimos los valores en 30 y 60°, situación inversa en el caso de la actuación del supraespinoso (B).



Figura 4. Dirección y magnitud del vector fuerza resultante en diferentes posiciones de abducción de hombro. A: Actuación aislada del músculo deltoides. B: Músculo supraespinoso actuando aisladamente. C: Acción combinada de músculo deltoides y supraespinoso. (Morrey y An, 1990). Tomado de «Biomecánica articular y sustituciones protésicas». Instituto de Biomecánica de Valencia.

En la actuación conjunta de ambos (C) los vectores resultantes son equilibrados y sugieren una armonía cinética. Una estabilidad y un funcionamiento normal.

LA ESTABILIDAD ARTICULAR DEL HOMBRO

Es sabida la eterna dicotomía, en términos mecánicos, entre estabilidad y movilidad. El hombro, y en concreto la articulación glenohumeral, parece haber llegado a un punto de equilibrio en esta lucha.

Lippitt y Matsen (13) proponen dos mecanismos complementarios para garantizar la estabilidad de la articulación:

- Fuerzas de compresión intracavitales.
- Posición de la cabeza humeral.

Con anterioridad a estos trabajos la estabilidad había sido conferida de una parte a los músculos intrínsecos de la articulación y de otra parte a los ligamentos glenohumerales.

Posteriores revisiones de Howell (14) y Hoffmeyer (15) han matizado sobre todo el papel de los ligamentos glenohumeral superior e inferior, siendo sin duda la aportación de O'Connell (16) la que establece el rango de funcionamiento de este complejo ligamentoso:

- Los fascículos medio y superior actúan en la posición de reposo anatómico como frenos a la traslación inferior de la cabeza humeral.
- El fascículo medio actúa de forma selectiva en la zona media del recorrido articular, entre los 45 y los 90°.
- El fascículo inferior inicia su acción de estabilizador por encima de los 100°.

Volviendo al mecanismo complementario debemos señalar:

Fuerzas de compresión intracavitales

La cápsula articular encierra una cavidad presurizada (0,9 atm), lo cual es un mecanismo de acción pasiva (sistema cerrado). Pero será la acción muscular del par supraespinoso/deltoides la que haga aumentar el valor del vector de compresión aplicando la cabeza humeral contra la cavidad glenoidea (17).

En este punto parece obligado señalar el papel determinante que tiene la cavidad glenoidea, su orientación espacial, que debe respetar unos valores de 75° de arco, un eje mayor de 3,5 cm, manteniendo un decalaje con respecto al eje sagital de 3° y al eje horizontal de 7°.

Posición de la cabeza humeral

La situación mecánica ideal sería aquella en la que cualquier fuerza de reacción entre cabeza y cavidad se inscribiese dentro de la superficie articular de la última.

Sobre este principio se superpone la forma anatómica de ambos componentes y su situación espacial.

Si antes conocimos datos sobre la cavidad glenoidea, será necesario apuntar que la cabeza humeral conforma una semiesfera de 150° de arco, con una inclinación de 45° y una retroversión bicondílea de 35° (18).

La observación de piezas anatómicas ha demostrado que la dimensión anteroposterior de la concavidad es menor que la superoinferior, y aunque el radio de curvatura es semejante en ambas direcciones, la profundidad de la cavidad resulta el factor determinante: esta profundidad es mayor en la dirección superoinferior, dejando, por tanto, al descubierto que la zona anteroposterior de la cavidad se halla mecánicamente desprotegida.

Este hecho explicaría la mayor prevalencia de luxaciones anteriores o posteriores.

EL SÍNDROME DEL *IMPINGEMENT* COMO EJEMPLO DEL COMPROMISO ESTABILIDAD/MOVILIDAD

El síndrome del *impingement* ha sido uno de los tópicos más habituales en la discusión sobre la patología deportiva del hombro.

Desde su descubrimiento como una de las causas más frecuentes de lesión en los jugadores de béisbol hasta su establecimiento como una entidad clínica cientos de trabajos han tratado de desvelar su causa.

Tradicionalmente se ha atribuido una predisposición genética, iniciada por Nash (19), que implicaría un espacio subacromial muy estrechado y una bursitis primaria que evolucionaría hacia una lesión del tracto tendinoso del manguito rotador.

Posteriormente en 1995, Plancher et al (20) proponen una explicación mecánica, derivada de microlesiones, por el continuo estiramiento de la unión miotendinosa del supraespinoso, durante los movimientos de elevación/descenso: su actuación deficitaria implicaría un predominio mecánico del deltoides que coaptaría la cabeza humeral, atrapando al tendón del supraespinoso, provocando su degeneración.

La última teoría proviene de los estudios de Karduna, Willimas, Illimas e Ioanotti (21), quienes estudian a varios nadadores afectados de este síndrome.

Observan la acción del serrato como rotador de la escápula, sinergista de la acción del supraespinoso, para permitir la acción del deltoides.

La fatiga del serrato implicaría una rotación insuficiente de la escápula y, por tanto, una defectuosa acción del supraespinoso, que a la vez provocaría que el deltoides tuviera que

efectuar la abducción por medio de un ascensión de la cabeza humeral reproduciendo el mecanismo del *impingement*.

CONCLUSIONES

El hombro como complejo articular representa un mecanismo sincrónico que armoniza el trabajo de las articulaciones glenohumeral, acromioclavicular, esternoclavicular y omoserrática.

El compromiso constante estabilidad-movilidad requiere un equilibrio preciso de la posición articular de cada unidad y, sobre todo, de la coordinación en la puesta en marcha de las acciones musculares sinérgicas.

Parece evidente que el recentraje de la cabeza humeral dentro de la cavidad glenoidea es la clave para obtener un movimiento funcional normal y que cualquier alteración de este mecanismo representa la aparición de una lesión aguda/crónica, cuyo principal signo es el dolor.

Bibliografía

1. Walker PS. Human joints and their artificial replacement. Illinois: Thomas S Springfield; 1977.
2. Woittiez R. A quantitative study of muscle architecture and muscle function in shoulder. Thesis. University of Amsterdam; 1984.
3. Karlsson D. Toward a model for force predictions in the human shoulder. J Biomech; 1992. p. 189-99.
4. Pratt N. Anatomy and biomechanics of the shoulder. J Hand Ther; 1995. p. 65-76.
5. Veeger H, Helm F. Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism. J Biomech; 1991. p. 615-29.
6. Miralles R. Biomecánica clínica del aparato locomotor. Barcelona: Masson; 1999.
7. Bergmann G. Biomechanics and pathomechanics of the shoulder joint with reference to prosthetic joint replacement. Shoulder Replacement. New York: Springer-Verlag; 1987.
8. Poppen N, Walker P. Normal and abnormal motion of the shoulder. J Bone Joint Surg; 1976. p. 195-201.
9. Lippit S, Matsen F. Mechanism of glenohumeral joint stability. Clin Orthop; 1993. p. 20-8.
10. Inmann VT, Saunders JB, Abbot L. Observations on the function of the shoulder joint. J Bone Joint Surg; 1944. p. 1-30.
11. Freedman L, Munro R. Abduction of the arm in scapular
12. plane: Scapular and glenohumeral movements. A roentgenographic study. J Bone Joint Surg; 1966. p. 1503-10.
12. Poppen N, Walker P. Forces at glenohumeral joint in abduction. Clin Orthop; 1978. p. 165-70.
14. Howell SM, Galinat BJ, Renzi AJ, Marone P. Normal and abnormal mechanics of the glenohumeral joint in the horizontal plane. J Bone Joint Surg; 1988. p. 227-32.
15. Hoffmeyer P, Browne A. Stabilizing mechanism in glenohumeral ligaments. Biomed Sci Instrum; 1990. p. 49-52.
16. O'Connell P, Nubber G, Mileski R. The contribution of the glenohumeral ligaments to anterior stability of the shoulder joint. Am J Sports Med; 1990. p. 579-84.
17. Pratt N. Anatomy and biomechanics of the shoulder. J Hand Therapy; 1994. p. 65-76.
18. Neer CS. Shoulder arthroplasty today. Orthopade; 1991. p. 320-1.
19. Nash HL. Rotator Cuff damage: reexamining the causes and treatments. Physician Sportsmed 1988;16:129.
20. Plancher KD, Litfield R. Rehabilitation of the shoulder in tennis players. Clin Sports Med 1995;14:111.
21. Karduna A, Williams G, Illimas J, Ioanotti J. Kinematics of the glenohumeral joint: influences of muscle forces, ligaments constraints and articular geometry. J Orthop R 1996;14: 986.