

# Biomecánica del codo y sus implicaciones en el diseño de recambios articulares

S. ANTUÑA

Servicio de Cirugía Ortopédica. Hospital Valle del Nalón. Principado de Asturias

## Resumen

*Los resultados de la artroplastia de codo han mejorado sustancialmente coincidiendo con el mejor conocimiento de la biomecánica del codo. El diseño y los resultados clínicos de las prótesis de codo se basan en un conocimiento preciso de la cinemática, los estabilizadores y las fuerzas que atraviesan esta articulación.*

**Palabras clave:** biomecánica.

## Biomecánica y Anatomía Funcional de Codo

### Movilidad

El movimiento de flexo-extensión del codo se realiza a través de un eje que pasa por el centro de la tróclea y del capitellum, y que está rotado internamente unos 5° respecto al plano de los epicóndilos [1]. Es importante reproducir este centro de rotación al implantar una artroplastia de recubrimiento no constreñida, así como para optimizar la fuerza del codo tras la prótesis.

Existe un movimiento de rotación axial del antebrazo con la flexión del codo que se inicia con cierto grado de rotación interna y finaliza con la rotación externa del mismo [3]. El radio también migra proximalmente con la pronación y distalmente con la supinación. Este hecho, junto con la disposición anatómica del extremo proximal del radio con una angulación de 15°, es difícil de reproducir en los diseños protésicos, desencadenando con frecuencia limitaciones de la pronosupinación. La utilización de implantes de cabeza radial ha demostrado también ser causa de un incremento en las líneas radiolúcidas humerales y cubitales [4].

El codo tiene un valgo cercano a los 15°, que es evidente en extensión y se corrige con la flexión. El valgo fisiológico se reproduce en todos los diseños

de implantes de codo mediante la angulación de los componentes cubital, humeral o ambos, y esta característica es de vital importancia para un buen balance de los ligamentos colaterales en las artroplastias no constreñidas (Fig. 1).

Todos estos aspectos complejos sobre la biomecánica y anatomía del codo tienen implicaciones clínicas evidentes. Así, los implantes semiconstreñidos tienen en cuenta no sólo los movimientos de flexo-extensión, sino también la variación varo-valgo y la rotación axial del antebrazo, todo ello para reproducir la biomecánica normal de la articulación [7]. Es importante señalar que para las actividades de la vida diaria es suficiente conseguir una movilidad de 30°-130° de flexo-extensión y de 50°-50° de pronosupinación [5].

### Estabilidad

El codo es una de las articulaciones más congruentes y estables. Su estabilidad se basa de forma igual en las estructuras óseas y capsulo ligamentosas. La estabilidad frente al valgo la ofrecen el ligamento colateral medial y de forma secundaria la cabeza radial [1]. Este ligamento tiene que ser preservado o reconstruido cuando se utilice una prótesis no constreñida. Mientras que el ligamento medial no se origina en el eje de flexo-extensión del codo, y por tanto su tensión es diferente en cada una de sus porciones según la posición del codo, el ligamento lateral se inserta proximalmente en el centro de rotación y por tanto no sufre modificaciones de tensión en la flexo-extensión [2,8].

El haz anterior del ligamento medial y la porción cubital del ligamento externo son los principales

### Correspondencia:

Dr. S. Antuña.

Departamento de Cirugía y Especialidades Médico-Quirúrgicas. Hospital del Nalón

Julian Clavería s/n

33006 Oviedo. Email: antunasamuel@uniovi.es

Tel. 659180539

estabilizadores frente al valgo y el desplazamiento posterolateral respectivamente (Fig. 2). Debido a que los implantes no constreñidos basan su estabilidad en la integridad de los ligamentos, es fundamental una buena reparación de los mismos [9]. En los implantes semiconstreñidos los ligamentos no son necesarios y, de hecho, se sacrifican para incrementar movilidad. La ausencia de ligamentos hace que exista la preocupación con este tipo de implantes de si la interfaz hueso-cemento será capaz de absorber las fuerzas de varo-valgo o rotatorias [6]. Biomecánicamente, en los implantes semiconstreñidos se ha demostrado que las partes blandas absorben las fuerzas de los movimientos extremos antes de que se transmitan a la interfaz hueso-cemento a través del ensamblaje articular [7]. La ausencia de altos índices de aflojamiento con estos implantes apoyan esta conclusión [4].

#### *Fuerzas*

Estudios electromiográficos han demostrado que los músculos que atraviesan la articulación del codo tienen un efecto estabilizador evidente. El efecto

dinámico neto de los flexores y extensores del codo es desplazar posteriormente el antebrazo respecto al húmero en 90° de flexión [3]. Esta es la razón por la que los implantes no constreñidos muestran inestabilidad en esa posición.

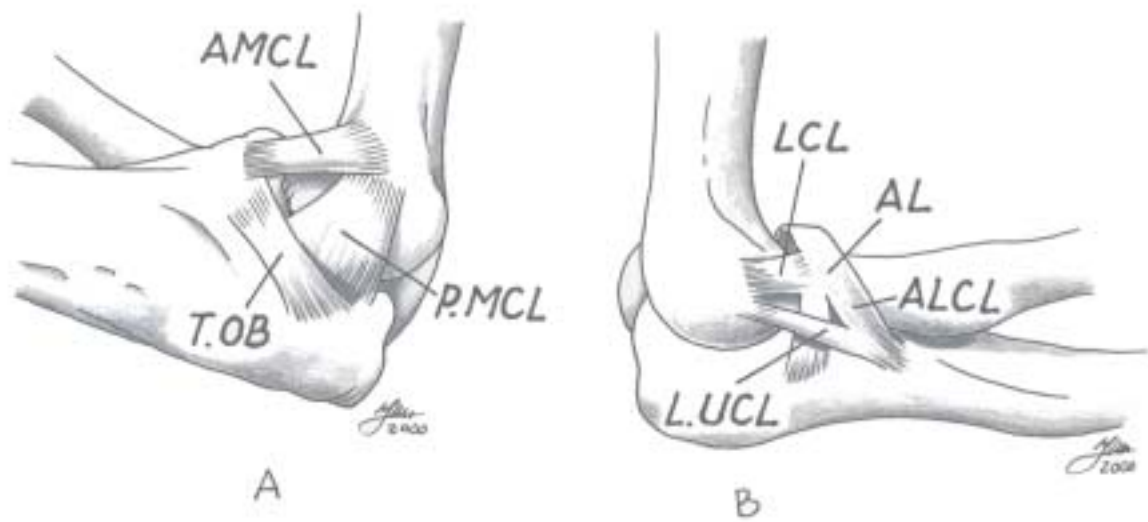
Las fuerzas que atraviesan la articulación del codo dependen de la eficacia muscular, que es más evidente en flexión que en extensión. La resultante de la fuerza que atraviesa el codo en situación de carga puede llegar a tres veces el peso corporal, llevando una dirección posterior cuando el codo esta en una posición de relativa flexión [1]. Esta circunstancia explica la apariencia clásica del aflojamiento de los implantes constreñidos, con la punta del componente humeral desplazada hacia delante y la porción distal del componente desplazada posteriormente (Fig.3).

#### **Consideraciones clínicas del diseño de implantes**

Los diseños iniciales de artroplastia de codo, articulados por un mecanismo de bisagra y com-



**Figura 1.** Artroplastia semiconstreñida de Coonrad-Morrey. El valgo fisiológico se aprecia claramente en el componente cubital. Ambos componentes se articulan con un mecanismo de bisagra que permite cierta movilidad axial y varo-valgo.



**Figura 2.** Complejo ligamentoso interno (A) y externo (B) del codo. El haz anterior medial (AMCL) y el haz externo cubital (LUCL) son los principales estabilizadores.



**Figura 3.** Patrón de aflojamiento clásico de las artroplastias completamente constreñidas.



**Figura 4.** Artroplastia semiconstreñida implantada en una enferma de 73 años que sufrió una fractura conminuta supraintercondílea de húmero distal.



**Figura 5.** Luxación de prótesis no constreñida.

pletamente constreñidos, dieron buenos resultados clínicos iniciales, pero con un índice de fracaso posterior muy elevado debido a la falta de consideración de la variación fisiológica del varo-valgo con la flexión del codo y del componente rotacional normal que ocurre con la flexo-extensión [6]. Todos esos movimientos fuera del plano de movilidad permitida por el implante eran transmitidos directamente a la interfaz con el cemento, llegando a índices de aflojamiento cercanos al 30% [4].

Existen hoy en día dos filosofías de artroplastia: las semiconstreñidas (articulación con bisagra y cierta holgura) y no constreñidas (de recubrimiento de las superficies articulares). Probablemente sea más correcto en la actualidad hablar de implantes articulados o ligados (“*linked*” de los anglosajones) e implantes no ligados, ya que algunos diseños de artroplastias de recubrimiento no ligadas son muy congruentes y, por tanto, se acercan al concepto de semiconstreñido.

Las prótesis no ligadas y no constreñidas surgieron como respuesta al alto índice de aflojamiento de los diseños iniciales, completamente constreñidos. Se basan en la réplica de la anatomía normal y esto ha demostrado dar lugar a un índice bajo de aflojamiento al transmitirse las fuerzas a través de estructuras anatómicas íntegras. La principal complicación de estos implantes es la inestabilidad, que ocurre hasta en un 10% de los casos (Fig. 4) [4,6]. Requieren, por tanto, una reserva ósea buena, una indemnidad o reconstrucción perfecta de las estructuras ligamentosas, y una fuerza muscular adecuada. Es muy importante insistir en la necesidad de un conocimiento preciso de la anatomía de las estructuras ligamentosas y sus técnicas de reparación, así como evitar siempre una mal rotación de los componentes, ya que ambas son causas frecuentes de inestabilidad [9].

Lo implantes semiconstreñidos tienen en común entre sí que el componente humeral y cubital están articulados por un mecanismo de bisagra, que tiene holgura en el plano frontal y axial, permitiendo una

laxitud varo-valgo y en rotación de hasta 10°. El hecho de que estas artroplastias no precisen integridad de los ligamentos, y que pueden llegar a sustituir de forma completa la anatomía del húmero distal, amplía considerablemente el abanico de sus indicaciones, especialmente en situaciones postraumáticas, tales como las pseudoartrosis o las fracturas (Fig. 5).

## Bibliografía

1. **An KN, Morrey BF.** Biomechanics of the elbow. In: Morrey BF, editors. *The Elbow and its Disorders*. 3rd ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 2000. p. 43-60.
2. **Floris S, Olsen BS, Dalstra M, Sojbjerg JO, Sneppen O:** The MCL of the elbow joint: anatomy and kinematics. *J Shoulder Elbow Surg* 1998; 7: 345-351.
3. **Mansat P, Bonnel F, Canovas F, et al.** Biomécanique du coude: application aux prothèses de coude. In: Allieu Y, Masméjean E, editors. *Prothèses de coude. Cahiers d'enseignement de la Sofcot*. Paris: Elsevier, 2001. p 17-29.
4. **Meyer Zu Reckendorf G, Allieu Y.** Complications après prothèse totale de coude: revue de la littérature. In: Allieu Y, Masméjean E, editors. *Prothèses de coude. Cahiers d'enseignement de la Sofcot*. Paris: Elsevier, 2001. p. 246-249
5. **Morrey BF, Askew LJ, An KN.** A biomechanical study of normal functional elbow motion. *J Bone Joint Surg* 1981; 63 A: 872-7.
6. **Morrey BF.** Complications of elbow replacement surgery. In: Morrey BF, editors. *The Elbow and its Disorders*. 3rd ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 2000. p. 667-677.
7. **O'Driscoll SW, An KN, Korinek S, et al.** Kinematics of semiconstrained total elbow arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1992; 74 B: 297-299
8. **Olsen BS, Sojbjerg JO, Dalstra M, et al:** Kinematics of the lateral ligamentous constraints of the elbow joint. *J Shoulder Elbow Surg* 1996; 5: 333-341.
9. **Schneeberger AG, King GJW, Song SW, et al.** Kinematics and laxity of the Souter-Stratclyde total elbow prosthesis. *J Shoulder Elbow Surg* 2000; 9: 127-134.