

Estudio de deformaciones en la articulación del hombro con técnicas experimentales optomecánicas

D. A. Almeida-Galárraga¹, A. Ros-Felip¹, L. Serrano-Mateo², F. Marco-Martinez²

¹ Departamento de Mecánica, ETSII UPM - Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España, {da.almeida@alumnos.upm.es, aros@etsii.upm.es}

² Servicio de Traumatología y Cirugía Ortopédica, Hospital Clínico San Carlos, Madrid, España, {fmarcomart,l.serrano.mateo}@gmail.com

Resumen

El complejo articular del hombro supone un reto en el conocimiento biomecánico del mismo debido a su complejidad y sus numerosas estructuras implicadas. Este estudio presenta un modelo basado en técnicas de fotoelasticidad que representa la distribución de tensiones al colocar el hombro en una posición de equilibrio de 90° de abducción. Mediante la congelación de tensiones podemos analizar la distribución de las mismas tanto en la superficie como en el interior de la escápula y el húmero. El presente modelo aporta un análisis cualitativo de la distribución de las tensiones en el hombro, que puede ser de utilidad como complemento a otros modelos biomecánicos numéricos publicados.

1. Introducción

La biomecánica permite obtener información relevante del movimiento articular para construir modelos físicos a partir de ingeniería, anatomía y otras disciplinas [1]. El hombro es un complejo articular que permite un amplio rango de movimiento en el brazo. Está formado por cuatro uniones articulares (glenohumeral, acromioclavicular, escapulotorácica y esternocostoclavicular) [2].

La práctica deportiva y el envejecimiento de la población son los factores más comunes, asociados a las lesiones del hombro. [3] Se ha estimado una prevalencia en atención primaria del hombro doloroso del 17,2%, con un pico de afectación entre los 50 y 59 años [4].

Cuando un músculo del complejo articular del hombro se tensiona, esa fuerza se transmite hacia el hueso donde se inserta dicho músculo, el cual absorbe gran parte de la tensión y en algunos casos su totalidad, si la tensión supera un umbral, esto provocará modificaciones estructurales en el tejido propio del hueso, causando luxaciones u otras afecciones. A partir de la fotoelasticidad se puede analizar dichas tensiones.

Se ha realizado un análisis en profundidad de la anatomía del hombro [5], biomecánica del hombro [1], modelos biomecánicos teóricos, numéricos, físicos [6] y fotoelasticidad [7, 8, 9, 10]; con el fin de estudiar movimientos del hombro y su relación con todas las estructuras que forman el conjunto articular, para prevenir lesiones y mejorar la calidad de vida de los pacientes.

Nikooyan et al. estima las fuerzas musculares y de reacción conjunta en el hombro. Aplica una técnica de registro de

datos para medir la cinemática de la articulación glenohumeral tridimensional in vivo. El modelo se ha verificado cualitativamente con electromiografía [6].

La técnica experimental optomecánica de campo continuo ha sido utilizada anteriormente en varios trabajos de biomecánica. Sin embargo, no hay suficientes estudios del complejo articular del hombro. Fessler et al. realizó pruebas fotoelásticas usando congelación de tensiones para determinar la magnitud, posición y extensión de las concentraciones de tensión que se producen en placas simétricas sometidas a cargas directas [7].

Murphy et al. diseñó un estudio fotoelástico para visualizar los patrones de distribución de tensiones 3D en un modelo de revestimiento glenoideo de polietileno cementado para tres condiciones de carga clínicamente relevantes. El método complementa a los estudios de elementos finitos para el análisis de fuerzas de contacto dentro de la glenoide [8].

Peindl et al. realizó un análisis fotoelástico de congelación de tensiones en el hombro, encontrando fuertes tensiones en el cuello de la glenoide [9].

Pelletier et al. usando el método fotoelástico, examinó las diferencias en los estados de deformación entre los glenoides intactos y después de la implantación de prótesis, en cuatro condiciones de carga correspondientes a cuatro ángulos de abducción: 0°, 30°, 60° y 90° [10].

En este estudio se demuestra que las incertidumbres asociadas al problema (características mecánicas de la articulación del hombro, áreas de contacto de los huesos, grados de adhesión y características de fricción, subjetividad de las técnicas de implantación, etc.) son de tal magnitud, que no permiten abordarlo de manera fiable con técnicas de modelización numéricas, siendo más recomendable la vía experimental.

El objetivo del estudio es realizar un análisis cualitativo del complejo articular del hombro aplicando una técnica óptica de campo continuo. El método experimental que se utiliza es aplicable al análisis de tensiones y deformaciones en los huesos húmero y escápula de la articulación. Se busca un ensayo sencillo, reversible, repetible, no destructivo, con control riguroso de parámetros (cargas y condiciones de contorno) y registro fiable de resultados.

2. Materias y métodos

Se realiza un estudio cualitativo empleando fotoelasticidad y se analiza la transmisión de cargas y fricción del par húmero-escapula empleando dicha técnica sobre un modelo simplificado del complejo articular del hombro.

2.1. Fabricación de los huesos sintéticos

Se realiza una réplica de los huesos reales con resina epoxi mediante técnicas de moldeo en bloque. La técnica de moldeo es por colada de resina en moldes de silicona (Figura 1). La resina epoxi es un polímero termoestable con propiedades ópticas adecuadas para el análisis de fotoelasticidad, además replica fielmente los huesos y tiene propiedades mecánicas similares. El peso de las réplicas tiene que ser equivalente a los huesos reales.



Figura 1. Técnica de moldeo en bloque.

2.2. Montaje de transmisión de carga

Con la literatura investigada [1, 6, 10] y con información de estudios de modelos experimentales basados en cinemática se realiza el montaje de transmisión de carga en posición de equilibrio (abducción a 90°).

El modelo de fuerzas en la posición de equilibrio indicada es simplificado, esto quiere decir que no se usan todas las fuerzas musculares que intervienen en abducción a 90°. El estado de equilibrio se consigue con tres cargas de músculos agonistas (deltoides, supraespinoso, subescapular). Se selecciona el deltoides y el supraespinoso porque son los músculos que tienen mayor intervención en esta posición del brazo, mientras que el subescapular es necesario para estabilizar el montaje.

Para calcular las cargas consideradas se realiza 11 experimentos en la posición de equilibrio. El primer ensayo se efectúa con el 10% de la fuerza de cada músculo de un estudio basado en cinemática del hombro, se deja 24 horas y se analiza si existe desplazamiento angular con respecto a los 90° de abducción. Después de realizar algunas pruebas el ensayo se vuelve más estable y el desplazamiento es nulo. Se calcula el promedio obtenido en el ensayo de cargas y se muestra en la tabla 1.

Músculo	Fuerza (N)	Peso (g)
Deltoides (C)	4,067±0,346	415±33,630
Supraespinoso (B)	3,283±0,262	335±25,525
Subescapular (A)	2,625±0,789	268±76,717

Tabla 1. Resultado del ensayo de cargas.

En la figura 2 se observa el montaje del modelo físico en la estructura con la acción de fuerzas que actúan en el conjunto articular del hombro.

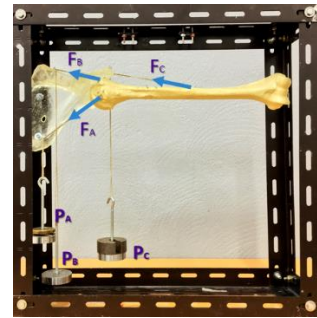


Figura 2. Configuración de equilibrio de fuerzas.

2.3. Aplicación de técnicas fotoelásticas

Las pruebas experimentales se realizan mediante un equipo de ensayos termo-fotoelásticos diseñado y fabricado en el laboratorio.

La fotoelasticidad es una técnica experimental que permite el estudio de esfuerzos y deformaciones en materiales birrefringentes, sometidos a carga [11]. Estos materiales tienen la propiedad de descomponer un haz de luz en dos componentes ortogonales y transmitir a diferentes velocidades [12].

La fotoelasticidad permite la visualización directa de los estados tensionales provocados por las cargas aplicadas, dando lugar a franjas isocromáticas e isóclinas [12]. El factor de franja del material viene dado por la sensibilidad óptica, a menor valor de f mayor sensibilidad. El epoxi tiene buenas propiedades fotoelásticas [13], ya que tiene un factor de franja (f) de 10,2 kN/m.

Para realizar el ensayo y tratamiento térmico el conjunto se introduce en una cámara isoterma a 60° centígrados (C) (figura 3), algo superior a la de transición vítrea de la resina epoxi empleada. Manteniendo el estado de carga durante todo el ciclo térmico hasta el enfriamiento (lento), se obtiene un efecto de congelación de las tensiones internas, que permanecen inalteradas en el material a temperatura ambiente y después de retirar la carga [14].

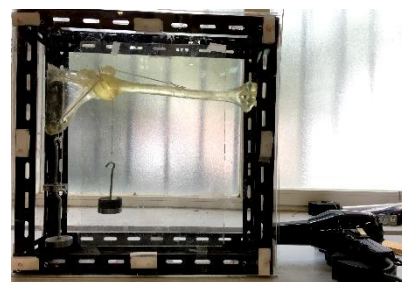


Figura 3. Ensayo en cámara isoterma a 60°C.

En la figura 4 se identifica el montaje de polarización, después que la articulación ha sido sometida a congelación de tensiones. Para capturar las imágenes se utiliza un polarizador circular. Cuando un rayo de luz polarizada pasa a través los huesos de epoxi, emergen de él dos componentes linealmente polarizadas, perpendiculares entre sí. Al alinearlas nuevamente con un segundo instrumento polarizador hay un retardo de fase, en ese momento se forman de las franjas de color asociadas a los índices de refracción y a los esfuerzos aplicados sobre el

hueso (húmero y escápula) [15]. Cuando las tensiones son visualizadas correctamente se realiza la fotografía.

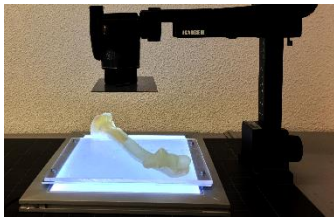


Figura 4. Estudio de fotoelasticidad 3D del húmero.

Para estudiar la fotoelasticidad en el húmero se realiza en 3D y 2D. El análisis en 2D se efectúa cortando cinco rodajas o secciones de la cabeza humeral a 35° de la posición de equilibrio en abducción a 90°, con un espesor de 9 centímetros (cm) por rodaja (figura 5). Finalmente, se realiza el mismo procedimiento anterior, tomando fotografías en la cara anterior y posterior de los cortes de la cabeza humeral, utilizando para el experimento el polariscopio circular.

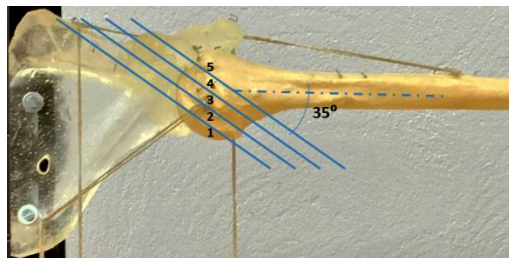


Figura 5. Corte húmero para análisis de fotoelasticidad en 2D.

3. Resultados

El análisis de la escápula se realiza en la pieza entera porque las características anatómicas del hueso lo permiten (grande, triangular, ancho y plano). Las franjas de color se pueden visualizar fácilmente en todo el hueso.

El estudio del húmero se ejecuta en dos partes. Los primeros resultados se obtienen del análisis de huesos en 3D, posteriormente, se realiza un segundo análisis en 2D. El análisis en 2D se efectúa a partir de cortes de la cabeza humeral en rodajas como se explica en la metodología. De esta forma, se puede observar las tensiones internas del contacto escapula-húmero.

3.1. Escápula

En la figura 6 se muestra el análisis experimental optomecánico de campo continuo en la escápula.

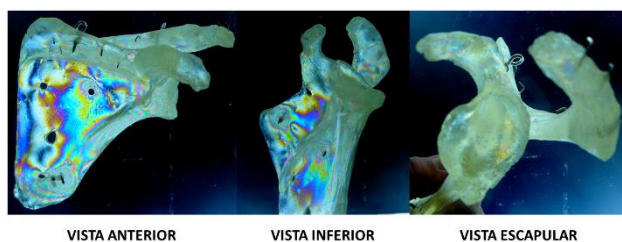


Figura 6. Análisis fotoelasticidad escápula.

3.2. Húmero

En la figura 7 se identifica el análisis en 3D de toda la pieza del húmero.

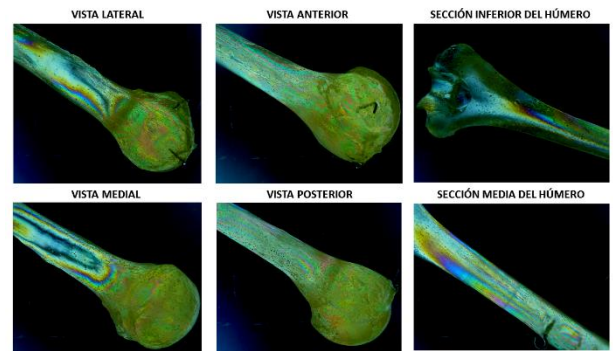


Figura 7. Análisis fotoelasticidad húmero.

El análisis de fotoelasticidad del húmero en 2D se realiza por secciones, identificando las franjas de color asociadas a los esfuerzos aplicados por los músculos y el contacto en esta posición de equilibrio. En la figura 8 se identifica las cinco secciones del análisis en 2D.

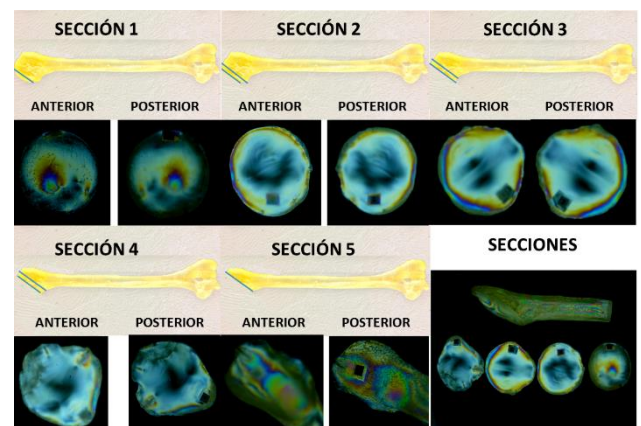


Figura 8. Análisis fotoelasticidad húmero por secciones.

En la posición de equilibrio estudiada, aparecen concentraciones de tensiones de compresión en zonas de contacto entre la escápula y el húmero. Las tensiones en la cabeza humeral no son casi visibles en el análisis del húmero en 3D. Sin embargo, cuando se realiza el análisis 2D del húmero se pronuncian más las franjas de colores en las secciones más próximas al contacto de la cabeza humeral y la cavidad glenoidea (sección 1, 2 y 3).

Para este análisis la zona más importante de estudio en la escápula es la cavidad glenoidea, tiene concentraciones de tensiones de compresión insignificantes, lo mismo sucede con el acromion y coracoides. Existe concentración fuerte de tensión en la cara anterior de la escápula (alrededor de los tornillos de fijación del montaje), las cuales no son representativas porque son producidas por sujeción a la estructura del ensayo fotoelástico.

En las inserciones musculares del deltoides, supraespinoso y subescapular en el húmero y escápula, los espectros fotoelásticos revelan concentraciones de tensiones. Las inserciones en el hueso se simulan mediante anclajes, cuya acción es tan puntual que crea concentración de tensiones a su alrededor. Esto se debe a la transmisión local de las cargas por parte los músculos. La fuerza del músculo se transmite hacia el hueso, y este absorbe parte de esa tensión.

4. Discusión de resultados

Los modelos matemáticos y los ensayos biomecánicos propuestos por investigadores han mostrado importantes limitaciones (recolección de datos complicada y costosa, sensibilidad ante errores de medición, etc.). Por esta razón, en el estudio se propone una metodología experimental, estudiada hace varios años pero que se ha dejado de utilizar por motivos de precisión de resultados. Sin embargo, hay estructuras que tienen que ser analizadas físicamente en el laboratorio por su dificultad de análisis matemático.

Los modelos experimentales tienen la dificultad de simular todas las cargas musculares. Por esta razón en este estudio se ha propuesto un modelo de cargas simplificado en una posición de equilibrio específica (abducción a 90°). El montaje de transmisión de cargas es sencillo y estable.

La técnica aplicada en este estudio ha sido utilizada por diferentes autores en el campo de la biomecánica del hombro [7, 8, 9, 10]. El trabajo puede complementar a estos otros estudios en el análisis de fuerzas de contacto en la articulación glenohumeral. En cualquier estudio numérico es imprescindible una validación experimental, tanto para la entrada de datos como las revisiones de los modelos.

En el presente modelo experimental podemos apreciar la distribución de tensiones en el hombro, encontrando mayor concentración en la zona de contacto entre escápula y húmero, así como en la zona de representación de las inserciones musculares, simuladas mediante anclajes.

En la cavidad glenoidea de la escápula aparecen tensiones en la zona de contacto con el húmero, pero no son muy significativas, además las concentraciones de tensiones encontradas en el acromion y la coracoides son insignificantes. Cabe destacar que en la zona alrededor de los tornillos del montaje se acumulan tensiones que no son representativas de la anatomía normal.

El estudio tiene dos limitaciones importantes, ofrece una única posición de equilibrio (90°), por lo que hará falta el análisis de otras posiciones para identificar cómo se distribuyen las tensiones. Además, únicamente se representan tres músculos, los cuales son suficientes para representar la distribución de tensiones a las que se ven sometidos los huesos.

La fotoelasticidad da una visión global de las fuerzas interiores en toda la pieza (escápula y húmero). Los resultados son muy visuales permitiendo una interpretación inmediata e intuitiva, sin necesidad de cálculos, lo que la hace especialmente atractiva en problemas multidisciplinarios. Además, en su variante de congelación de tensiones permite estudiar zonas internas, lejos del contorno, lo que no es posible con otras técnicas.

5. Conclusiones

Se ha desarrollado y aplicado un procedimiento experimental para estudiar a nivel cualitativo las tensiones internas en los huesos del hombro. La técnica utilizada es una variante del método fotoelástico que permite el análisis de estructuras 3D bajo cualquier estado de carga. El método se ha aplicado a un caso de carga en abducción a 90°, demostrándose su validez y utilidad en el ámbito de la

Biomecánica. Los resultados son de interpretación inmediata e intuitiva incluso para personal no especializado. El método puede aplicarse a otros complejos articulares y tiene gran proyección en el estudio de los efectos de la implantación de prótesis articulares.

Referencias

- [1] Izquierdo, M., & Redín, M. I. (2008). Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte. Ed. Médica Panamericana.
- [2] Kapandji, A. I. (2012). Fisiología articular. Tomo 1. Miembro superior. Sexta Edición.
- [3] Suárez-Sanabria, N., & Osorio-Patiño, A. M. (2013). Biomecánica del hombro y bases fisiológicas de los ejercicios de Codman. *Ces medicina*, 27(2).
- [4] Frau-Escales, P., Langa-Revert, Y., Querol-Fuentes, F., Mora-Amérigo, E., & Such-Sanz, A. (2013). Trastornos músculo-esqueléticos del hombro en atención primaria. Estudio de prevalencia en un centro de la Agencia Valenciana de Salud. *Fisioterapia*, 35(1), 10-17.
- [5] Drake, R., Vogl, A. W., & Mitchell, A. W. (2009). *Gray's Anatomy for Students E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- [6] Nikooyan, A. A., Veeger, H. E. J., Westerhoff, P., Graichen, F., Bergmann, G., & Van der Helm, F. C. T. (2010). Validation of the Delft Shoulder and Elbow Model using in-vivo glenohumeral joint contact forces. *Journal of biomechanics*, 43(15), 3007-3014.
- [7] Fessler, H., Rogers, C. C., & Stanley, P. (1969). Shouldered plates and shats in tension and torsion. *Journal of Strain Analysis*, 4(3), 169-179.
- [8] Murphy, L. A., & Prendergast, P. J. (2005). Acromion-fixation of glenoid components in total shoulder arthroplasty. *Journal of biomechanics*, 38(8), 1702-1711.
- [9] Peindl, R. D., Harrow, M. E., Connor, P. M., Banks, D. M., & D'Alessandro, D. F. (2004). Photoelastic stress freezing analysis of total shoulder replacement systems. *Experimental mechanics*, 44(3), 228-234.
- [10] Pelletier, M. H., Langdown, A., Gillies, R. M., Sonnabend, D. H., & Walsh, W. R. (2008). Photoelastic comparison of strains in the underlying glenoid with metal-backed and all-polyethylene implants. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 17(5), 779-783.
- [11] Rincón, E. R., Martínez, L. C., & Ibáñez, D. I. (2006). Resistencia de materiales: determinación de tensiones y deformaciones. Editorial Visión Libros.
- [12] de León, J. C. B., Martínez, A. R., & Giraldo, F. L. (2015). Estudios de fotoelasticidad: desarrollos y aplicaciones. *REVISTA POLITÉCNICA*, 9(16), 27-36.
- [13] Wang, L., Wang, K., Chen, L., Zhang, Y., & He, C. (2006). Preparation, morphology and thermal/mechanical properties of epoxy/nanoclay composite. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 37(11), 1890-1896.
- [14] Fernández, M. S. B. (2011). Fotoelasticimetría: Modernizando una vieja técnica. *DYNA-Ingeniería e Industria*, 86(3).
- [15] Briñez de León, J. C., Restrepo Martínez, A., & López Giraldo, F. (2013). ESTUDIOS DE FOTOELASTICIDAD: DESARROLLOS Y APLICACIONES. *Revista politécnica*, 9(16).