

## SIMULACIÓN NUMÉRICA DE LA BIOMECÁNICA DEL HOMBRO.

**Gabriel Barrientos, Luis Quiroz y Marco Saenz**

Departamento Ingeniería Mecánica - Universidad de Concepción  
Casilla 160-C, Concepción - Chile  
e-mail: [gbarrien@udec.cl](mailto:gbarrien@udec.cl), [lquiroz@udec.cl](mailto:lquiroz@udec.cl)

**Keywords:** biomecánica, hombro, simulación, cinemática, métodos numéricos.

**Abstract.** *Se realiza una revisión del estado del arte de la construcción de modelos para el estudio de la cinemática y dinámica de las articulaciones que posee el hombro humano. Utilizando un programa de análisis de mecanismos flexibles mediante elementos finitos se implementa uno de estos modelos con las principales restricciones morfológicas y se estudia en particular el movimiento de abducción. Para ello se modelan los músculos mediante resortes, amortiguadores y límites. Se define la acción muscular y los músculos que intervienen en la abducción de acuerdo a las referencias. Las trayectorias del movimiento resultante se comparan con mediciones experimentales obteniéndose una buena correlación.*

## 1 INTRODUCCION

En los sistemas músculo-esqueléticos que conforman el cuerpo humano, el mecanismo del hombro es el más complejo<sup>1</sup>. El hombro humano está compuesto por tres huesos: la *escápula*, la *clavícula* y el *húmero*, relacionados entre sí con el *esternón* y el *tórax* mediante cuatro articulaciones: la articulación *esterno-clavicular (EC)*, que conecta el extremo de la clavícula con el esternón; la articulación *acromio-clavicular (AC)*, que conecta la escápula por medio del acromio con la clavícula; la articulación *escápulo-torácica (ET)*, que permite el deslizamiento de la escápula sobre el tórax y la articulación *gleno-humeral (GH)*, la cual conecta la cabeza del húmero con la fosa glenoidea de la escápula (Figura 1).

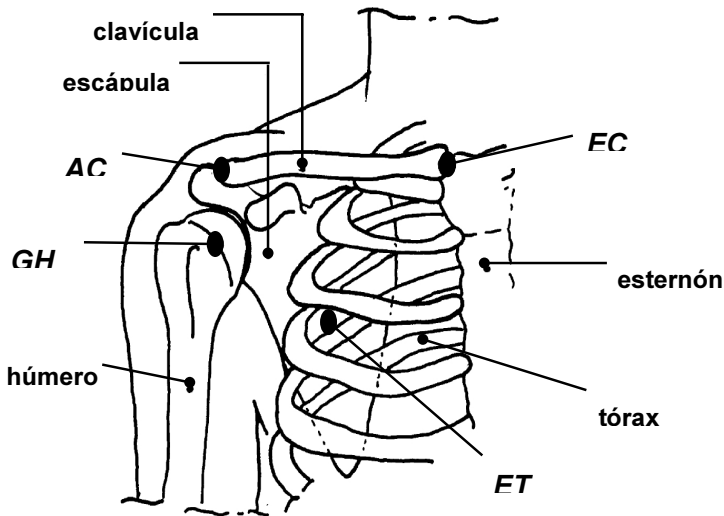


Figura 1. Vista anterior de los huesos y articulaciones que componen el mecanismo del hombro.

Los movimientos naturales del hombro involucran siempre el movimiento de todos los huesos. Aunque el principal movimiento del brazo corresponde al del húmero, los movimientos de la escápula están íntimamente relacionados con los movimientos del brazo, y son secundarios a ellos. Por esta razón la posición de la escápula está estandarizada con respecto al húmero. En la actualidad el conocimiento acerca del mecanismo del hombro como un conjunto es generalmente cualitativo<sup>2</sup>. En cada posición, la orientación de cada hueso de la cadena articulada es función de la orientación relativa entre el húmero y el cuerpo<sup>3</sup>.

La escápula se comporta como una base móvil sobre la cual actúa el brazo. Cualquiera que sea la acción o posición que requiera el brazo para realizar un determinado acto, la combinación del movimiento de las articulaciones EC y AC, y el ajuste deslizante de la

articulación ET permiten ubicar la cavidad glenoidea en una posición óptima para el movimiento de la articulación GH según la orientación deseada del brazo. En biomecánica la construcción de un modelo requiere de dos tipos de información: (a) conocimiento del sistema a modelar, y (b) datos experimentales, que constituyen las entradas o salidas del sistema. Los modelos músculo-esqueléticos son utilizados para establecer una relación entre los movimientos de los huesos y las fuerzas musculares que originan estos movimientos.

La cinemática y dinámica de un sistema esquelético pueden ser analizadas considerando sólo los componentes óseos, comúnmente asumidos como cuerpos rígidos. Normalmente este estudio se realiza mediante la dinámica inversa: las reacciones articulares son deducidas a partir de los movimientos que las causan. Estos movimientos actúan entonces como parámetros de entrada al modelo numérico y son cuantificados experimentalmente.

La medición experimental de movimientos de los huesos es utilizada ampliamente en estudios biomecánicos para determinar las posturas y movimientos de ellos. Los resultados obtenidos en las mediciones, se utilizan para observar el comportamiento de los movimientos durante la rehabilitación de personas que hallan sufrido algún tipo de lesión<sup>4</sup>, o en estudios kinesiológicos relacionados a la técnica deportiva. Las técnicas de medición principalmente utilizadas son cuatro: radiología, medición angular con goniómetros, medición con imágenes de video y medición mediante seguimiento tridimensional. Hoy en día la gran mayoría de las investigaciones sobre la medición de los parámetros cinemáticos que se desarrollan en biomecánica, utilizan las técnicas de seguimiento tridimensional, debido a las grandes ventajas que se obtienen utilizando la tecnología de registro de posición y orientación de receptores en el espacio en tiempo real, a través de campos electromagnéticos<sup>5,6</sup>.

## 2 MODELOS MÚSCULO-ESQUELÉTICOS.

Modelos bidimensionales como los de DeLuca y Forrest (1973), Dul (1987) y Popen y Walker (1978) sólo describieron el movimiento del húmero con respecto a una escápula inmóvil<sup>7</sup>. Debido a esta simplificación, ellos no significaron un gran aporte a la comprensión del mecanismo completo.

Los modelos tridimensionales del hombro que consideran todos sus huesos y articulaciones son escasos, pero se han convertido en herramientas muy poderosas para el estudio de la biomecánica de este sistema músculo-esquelético. Prácticamente la totalidad de los estudios tridimensionales coinciden en representar a los huesos del hombro mediante eslabones rígidos unidos por rótulas ideales<sup>2,3,7,8</sup>. Aunque para casi todas las articulaciones el movimiento relativo entre los huesos es una combinación de rotación y deslizamiento con presión en las áreas de contacto<sup>10,11</sup>, en muchos casos la traslación es despreciable con respecto a la rotación. Así, las articulaciones esterno-clavicular (EC), acromio-clavicular (AC) y gleno-humeral (GH) se consideran de tipo rótula ideal con 3 GDL (grados de libertad) en rotación.

Van der Helm y colaboradores desarrolló un completo modelo del hombro humano usando un programa de elementos finitos implementado especialmente con este propósito<sup>7</sup>. En su estudio los huesos fueron modelados como segmentos rígidos conectados por articulaciones

de tipo rótula, con 3 GDL. Mediante las referencias óseas (hombro, costillas y esternón) definió la ubicación y orientación de los marcos de referencia de las distintas articulaciones<sup>18</sup>. La articulación *escápulo-torácica* (ET) fue modelada en forma de una línea en contacto con la superficie de un elipsoide, con 4 GDL. El mecanismo en total posee 7 GDL, considerando además los 3 GDL de la articulación GH. Todos los músculos y ligamentos fueron también incluidos y modelados como líneas de acción rectas o curvas entre sus conexiones a los huesos. Un análisis previo proporcionó un método de discretización para modelar la acción de músculos con amplias fijaciones a los huesos, representándolos mediante varias líneas de fuerza mediante criterios netamente mecánicos<sup>12</sup>.

A partir de este modelo Van der Helm estableció una completa descripción del hombro humano validada por resultados experimentales y criterios anatómicos y prácticos<sup>8</sup>. El análisis fue aplicado al estudio de los movimientos de abducción y anteflexión con y sin la aplicación de cargas. Durante este análisis fue descrito el movimiento de todos los huesos del hombro, excepto la rotación axial de la clavícula, ya que técnicamente no era factible su validación.

Parámetros geométricos y mecánicos fueron recolectados experimentalmente en estudios *in vitro* e *in vivo*<sup>8,13,14,17</sup>.

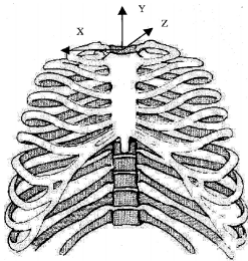
El estudio en cadáveres desarrollado en *Delf University of Technology (The VU Study)* constituye un importante aporte, ya que proporciona un mapa de orígenes e inserciones musculares y formas geométricas de los contornos que siguen las líneas de acción muscular<sup>13</sup>. Para *The VU-Study* se consideraron siete cadáveres; cinco hombres y dos mujeres. Usando mediciones antropométricas, fueron estimadas la masa e inercia de los distintos segmentos mediante mediciones tridimensionales de todas las estructuras morfológicas relevantes para la modelación; como origen e inserción de los músculos, dirección de los grupos musculares, fijaciones de los ligamentos a los huesos y superficies articulares.

Para Maurel<sup>9</sup> y colaboradores el principal desafío fue modelar el comportamiento de la articulación ET. Luego de analizar diversas formas de describir esta fijación, Maurel optó por el modelo que definía la articulación ET como un punto restringido a deslizar sobre el tórax, el cual es modelado como un elipsoide. Así, la movilidad de la escápula sobre el tórax se modela -a diferencia del modelo de Van der Helm- con 5 GDL; tres rotaciones y dos traslaciones, y queda definida completamente por las rotaciones de las articulaciones EC y AC.

Los resultados experimentales de Van der Helm son utilizados en la comparación con la simulación presentada en este trabajo.

### 3 PARAMETROS GEOMÉTRICOS

Con el fin de permitir la comparación y el intercambio de datos entre distintos modelos biomecánicos del hombro existentes, durante la primera conferencia internacional del *International Shoulder Group* (ISG) en 1997 se plantea un protocolo estandarizado para el registro de los movimientos del hombro<sup>18</sup>. El Sistema de Coordenadas Global (SCG) está definido alineado con el cuerpo (*Figura 2*).



Eje  $X_g$ : horizontal, positivo de izquierda a derecha  
 Eje  $Y_g$ : vertical, positivo hacia arriba  
 Eje  $Z_g$ : horizontal, positivo hacia atrás

Figura 2. Sistema de coordenadas global.

Los Sistemas Coordenados Locales (SCL) son construidos a partir de puntos de referencia en los huesos denominados “referencias óseas”. Estos puntos de referencia son determinados en cada individuo a partir de distintas técnicas experimentales. Cada referencia ósea corresponde a un punto característico de la anatomía de los huesos del hombro.

### 3.1 Referencias óseas

- |                             |                                 |
|-----------------------------|---------------------------------|
| AA : Angulus acromialis;    | AC : Fisura acromio clavicular; |
| AI : Angulus inferior;      | C7 : Vértebra cervical 7;       |
| EL : Epicondylus lateralis; | EM : Epicondylus medialis;      |
| IJ : Incisura jugularis;    | PX : Processus xiphoideus;      |
| TS : Trigonum spinae;       | T8 : Vértebra torácica 8.       |

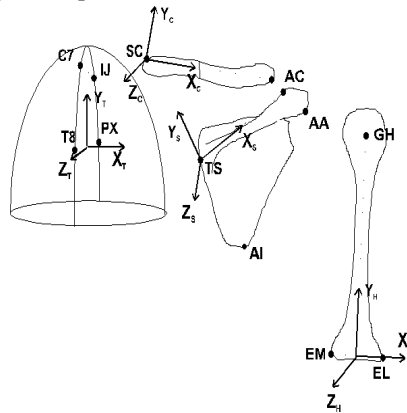


Figura 3. Referencias óseas y sistemas coordenados locales según la estandarización del International Shoulder Group .

Como se aprecia en la *Figura 3*, la línea que conecta las referencias SC (IJ) y AC

representa la clavícula, así como la escápula es representada por un triángulo compuesto por las referencias AC, TS y AI. El húmero está representado por una línea que conecta GH y el punto medio entre EM y EL.

### 3.2 Rotaciones de las articulaciones

Existen dos maneras de describir la orientación de un hueso; con respecto al hueso más próximo (rotación de la articulación) y la orientación global (rotación del hueso). Para la orientación global el tórax es escogido como referencia. Uno de los motivos es que es muy común que la orientación del húmero sea descrita con respecto al tórax. Así también para la descripción de los movimientos de la escápula sobre el plano de deslizamiento escápulo-torácico el marco de referencia en el tórax es muy útil. El tórax se define con respecto al SCG. Según las recomendaciones del International Shoulder Group las rotaciones de la articulación SC son definidas como rotaciones de la clavícula con respecto al tórax, las rotaciones de la articulación AC de la escápula con respecto a la clavícula y las rotaciones de la articulación GH del húmero con respecto a la escápula.

Las rotaciones de los huesos son calculadas usando las rotaciones de los SCL basados en las referencias óseas y se describen utilizando ángulos de Euler, comenzando de una posición de referencia virtual. En la referencia virtual la clavícula está a lo largo del eje frontal, con su SCL idéntico al SCG. La Tabla 1 resume las rotaciones de los distintos huesos y sus articulaciones, según lo adoptado por Van der Helm en su modelo.

Tabla 1 Rotaciones de las articulaciones (refiérase a la figura 3)

ARTICULACIÓN	ORDEN DE ROTACIÓN	DESCRIPCIÓN
SC	Y	Rotación ventral/dorsal, o pro/retracción alrededor del eje global $Y_g$ .
	Z'	Rotación cranial/caudal, o elevación/depresión alrededor del eje local $z'_c$ .
	X''	Rotación axial alrededor del eje local $x''_c$ (eje longitudinal).
AC	Y	Rotación pro/retracción alrededor del eje global $Y_g$ .
	Z'	Rotación lateral/medial alrededor del eje local $z'_s$ .
	X''	Rotación hacia adelante /atrás alrededor del eje local $x''_s$ .
GH	Y	Rotación alrededor del eje global $Y_g$ .
	Z'	Elevación alrededor del eje local $z'_h$ .
	Y''	Rotación axial alrededor del eje local $y''_h$ .

Las apostrofes que acompañan a los ejes indican que estos no son los ejes originales, sino ejes locales rotados luego de una o dos rotaciones previas.

#### 4 MODELO DE ACCIÓN MUSCULAR

Generalmente, la función muscular es derivada a partir de un análisis cinemático. Comenzando de una posición anatómica, los huesos son imaginariamente puestos en movimiento y si se considera que un músculo se acorta, después del movimiento se designa su función. Para cada movimiento un número de músculos está cooperando. Sin embargo la contribución individual de cada músculo y su importancia para el movimiento completo no ha sido descubierta.

Dada su complejidad, existen pocos modelos de acción muscular tridimensionales del mecanismo del hombro en conjunto. Los más importantes son los de Högfors, Van der Helm y Maurel.

En 1987 Högfors presentó un estudio en el cual consideraba 21 músculos del hombro y modelaba su acción usando 33 líneas de acción<sup>9</sup>. La acción de la mayoría de los músculos fue modelada mediante sólo una línea recta, excepto el dorsal ancho, el pectoral mayor, el serrato anterior, el trapecio, el deltoide, el infraespinoso y el subescapular, los cuales requirieron de varias líneas como se muestra en la figura 4. El modelo fue aplicado por Karlsson y Peterson para predecir las fuerzas en el hombro humano.

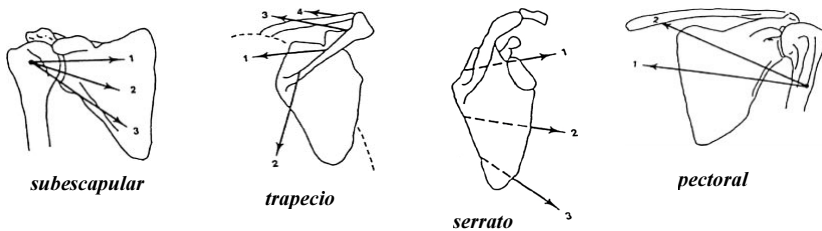


Figura 4. Modelo de líneas de fuerza de Högfors .

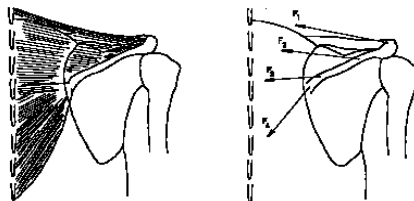


Figura 5. Modelo de fijaciones y líneas de fuerza de Van der Helm.

Van der Helm y Veenbaas<sup>12</sup> desarrollaron un método para determinar el número de vectores de fuerza capaz de representar el efecto mecánico de los músculos con amplias y complejas fijaciones con el hueso. Este método toma en cuenta el tamaño y geometría de la fijación así como la distribución de las fibras en el músculo. Con este propósito, fue descrita matemáticamente la fijación completa del músculo, y fue descrito un mapa de la distribución de las fibras desde el origen hasta la inserción. Este mapa fue usado para definir el número de vectores de fuerza que representan propiamente el efecto mecánico del músculo. Dada la alta cantidad de vectores, fue desarrollado un procedimiento que minimiza el número de vectores de fuerza mientras mantiene despreciable el error en el efecto mecánico (figura 5). Naturalmente este modelo es bastante distinto al de Högfors, por la cantidad de líneas de fuerza considerada y el procedimiento para determinarlas.

En 1996 Maurel<sup>22</sup> planteó un modelo músculo-esquelético del hombro similar al de Högfors, pero no consideró algunos músculos que el último sí tomó en cuenta; el *omohioideo*, el *esternocleidomastoideo* y el *esternohioideo*.

Aunque Maurel reconoce que la aproximación más precisa es la realizada por Van der Helm, también destaca su complejidad. Así, simplificó el problema aplicando subdivisiones a los músculos sólo bajo criterios anatómicos. De esta manera modeló la mayoría de los músculos con una sola línea (figura 6), excepto el *bíceps* y *tríceps braquial*, el *pectoral mayor*, el *deltoide*, el *trapecio*, el *dorsal ancho*, el *romboide* y el *serrato anterior*.

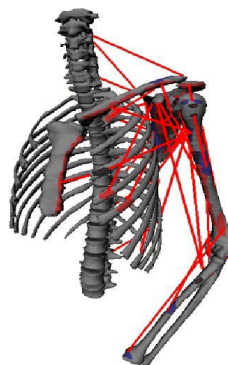


Figura 6. Modelo de líneas de acción de Maurel.

## 5 MODELO MÚSCULO-ESQUELÉTICO MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

El modelo de elementos finitos es construido utilizando el módulo de análisis no lineal MECANO del programa de elementos finitos SAMCEF.

El conjunto de nodos necesarios para el modelo se definen a partir de los centros de rotación de las articulaciones, los parámetros geométricos del elipsoide que representa al tórax y el mapa de orígenes e inserciones de los músculos en los huesos determinados para un individuo en The VU Study. Además se utilizan algunos nodos auxiliares para definir ciertas condiciones.

### 5.1 Definición de los elementos

La clavícula y la escápula, consideradas como cuerpos rígidos de masa despreciable, se



modelan mediante el elemento RIGI. El húmero se modela como una viga con un elemento BEAM. Las articulaciones SC, AC y GH se representan como uniones esféricas ideales mediante el elemento SPHE.

La restricción de la escápula sobre el tórax (referencias óseas TS y AI) es modelada utilizando el elemento SURF, que restringe un nodo a deslizar sobre una superficie definida con respecto a otro nodo (en este caso el centro del elipsoide). Esta superficie del elipsoide es definida analíticamente en coordenadas esféricas mediante el comando FCT. El elemento SURF permite imponer condición de contacto entre el nodo y la superficie.

Las líneas de acción de los músculos son modeladas por medio del elemento SPRI definido entre los nodos de origen e inserción de la línea. El elemento está formado por tres componentes: un resorte, un amortiguador y un dispositivo de doble límite. Éste último permite definir el largo máximo y mínimo permisible para cada elemento muscular.

El elemento SPRI permite además la inclusión al modelo de la sección del resorte. Si este parámetro es definido los parámetros del resorte y el amortiguador se refieren a una ley de esfuerzo-deformación (velocidad de deformación). Si la sección no se define la ley es de fuerza-desplazamiento (velocidad de desplazamiento).

Los orígenes e inserciones de los músculos son fijados a los correspondientes huesos mediante elementos RIGI de tres nodos: los dos que definen los extremos del hueso y un tercero que equivale al punto de origen u inserción del músculo según sea el caso.

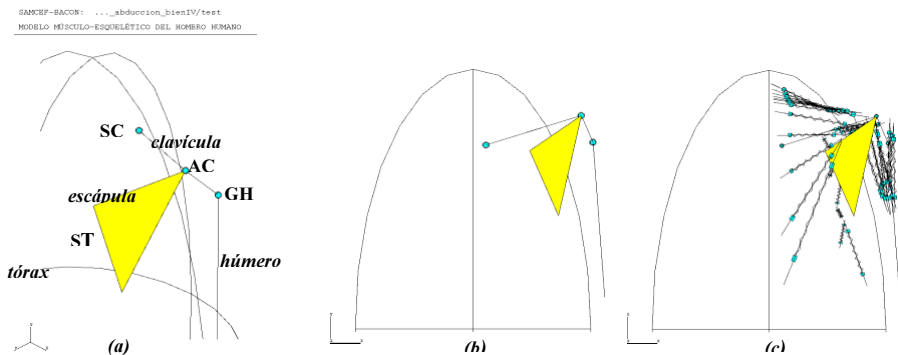


Figura 7. Vistas en isométrico y de espalda del modelo geométrico construido en SAMCEF MECANO. (a), (b) modelo esquelético; (c) modelo con líneas de acción muscular.

## 5.2 Modelo de elementos finitos

La figura 7 muestra el modelo construido en SAMCEF MECANO a partir del mapa muscular correspondiente al hombro derecho de un espécimen de The VU-Study. La clavícula y el húmero son representados por unas líneas rectas, mientras la escápula se muestra como un cuerpo rígido formado por las referencias óseas AC-TS-AI.

Dada la gran cantidad de líneas de acción que se tiene considerando todos los músculos

del modelo, para evitar problemas de visualización en la figura 7 se muestra sólo el modelo esquelético y las líneas de fuerza de los músculos *deltoides*, *supraespinoso*, *trapecio* y *serrato anterior*.

Los elementos RIGI que unen las inserciones y orígenes del músculo al hueso no son esquematizados, ya que su visualización es intrascendente y puede llevar a confusiones. Es interesante comparar la forma de un músculo en su forma real y su representación mediante líneas de acción. La figura 8 muestra esta analogía para el músculo *trapecio*.

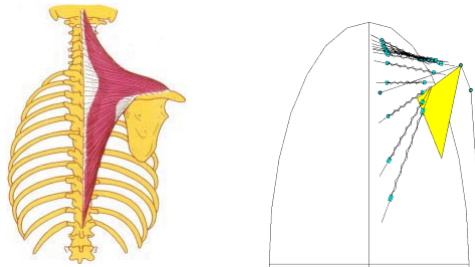


Figura 8. Representación del músculo trapecio mediante líneas de acción.

### 5.3 Parámetros para la simulación

Los parámetros necesarios para la modelación son recopilados bibliográficamente. The VU study proporciona los datos de masa e inercia del húmero (la masa e inercia de la clavícula y escápula se desprecian) y los datos de la PCSA de los músculos. Suponiendo un comportamiento lineal de la elasticidad y el amortiguamiento del músculo, estos coeficientes pueden ser asumidos como valores constantes<sup>23</sup>. Aunque esta suposición equivale a un modelo muy simple del comportamiento muscular, es válida para un análisis sencillo con el elemento SPRI utilizado para simular la contracción muscular.

### 5.4 Simulación del movimiento de abducción.

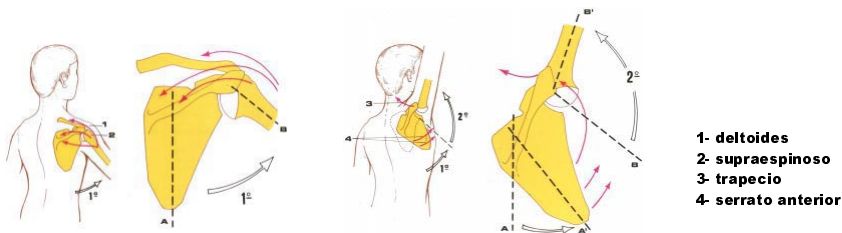


Figura 9. Músculos involucrados en la abducción del brazo.

La simulación consiste en contraer grupos musculares definidos para una tarea en particular. Con el fin de comparar los resultados con la bibliografía, se simulará el movimiento de abducción del brazo. Aunque durante cualquier acción están involucrados en mayor o menor grado prácticamente la totalidad de los músculos, para la simulación se consideran sólo los principales. Los principales músculos que actúan en la abducción son el *deltoides*, el *supraespinoso*, el *trapezio* y el *serrato anterior* (Figura 9).

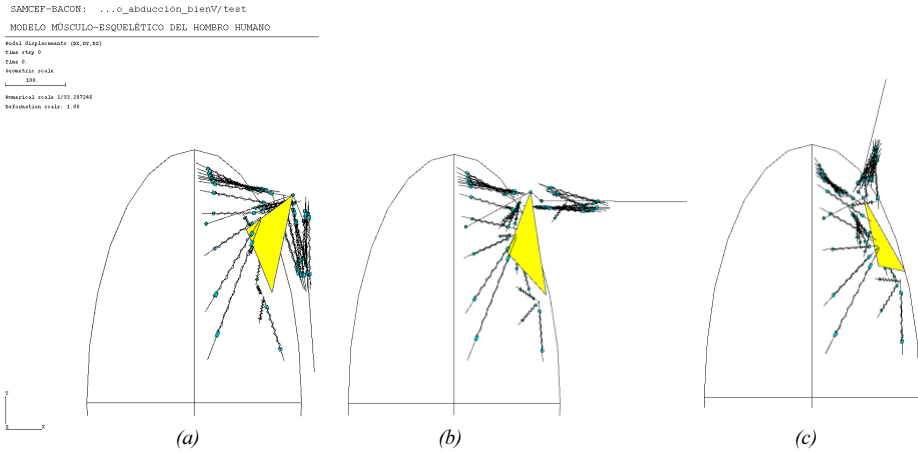


Figura 10. Comportamiento muscular en la abducción (a) posición inicial; (b) elevación a 90°; (c) posición final.

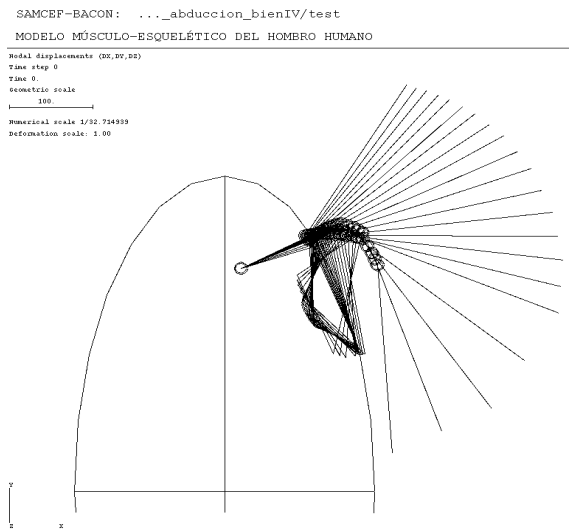


Figura 11. Deslizamiento de la escápula sobre el tórax durante la abducción.

La figura 10 muestra los resultados de la simulación de la abducción al contraer los grupos musculares involucrados. Sin duda, como ya se ha mencionado en reiteradas ocasiones, uno de los aspectos más importantes durante la elevación del brazo es el ritmo escapulo-humeral. Es aquí donde la restricción de la escápula sobre el tórax cumple un papel fundamental.

La figura 11 muestra claramente el deslizamiento de la escápula sobre el tórax durante la abducción.

La figura 12 muestra este deslizamiento en detalle y lo compara con los resultados experimentales obtenidos por Van der Helm<sup>17</sup>. La similitud es notable, y se debe principalmente a la restricción impuesta al movimiento de la escápula sobre el tórax. Las diferencias se deben por un lado al hecho de que se trata de especímenes distintos y a las simplificaciones relacionadas con la contracción muscular realizadas al modelo.

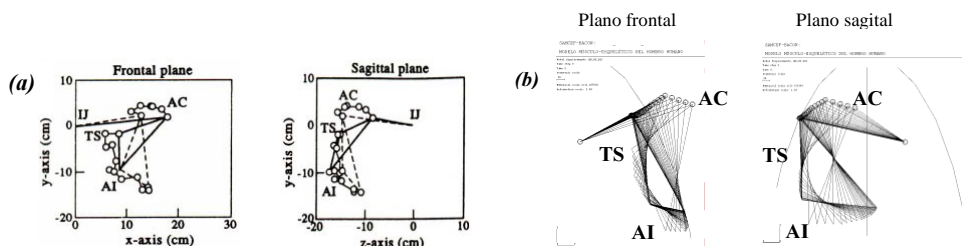


Figura 12. Comparación de los resultados experimentales obtenidos por Van der Helm (a), con el modelo realizado en SAMCEF (b) para el movimiento de la escápula durante la abducción.

## 6 CONCLUSIONES.

Se ha realizado una completa revisión del estado del arte de la modelación y simulación de la biomecánica del hombro humano. De acuerdo a ello, se ha planteado un modelo numérico del sistema músculo esquelético incorporando el torax mediante un elipsoide. Se ha utilizado un programa de análisis de mecanismos mediante elementos finitos para reproducir resultados experimentales del movimiento los que concuerdan muy bien con los resultados de la simulación. Además de los resultados presentados aquí, se obtuvieron las reacciones en la articulación GH pero no fue posible compararlas con resultados experimentales. Actualmente se realizan mediciones en sujetos sanos y niños con parálisis cerebral para definir el ritmo escapulo humeral y simular de mejor forma la dinámica del hombro, específicamente las fuerzas que producen el movimiento. De especial interés es la evaluación de fuerzas musculares y articulares en estos niños con parálisis cerebral para estudiar el impacto de la instalación de una órtesis que limite sus movimientos involuntarios<sup>24</sup>.

## 7 REFERENCIAS.

- [1] H. Bao, P.Y. Willems, "On the kinematic modeling and the parameter estimation of the human shoulder", *Journal of Biomechanics*, **32**, 943-950 (1999).
- [2] H.E.J. Veeger, F.C.T. Van der Helm, L.H.V. van der Woude, G.M. Pronk, R.H. Rozendal, "Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism", *Journal of Biomechanics*, **24**, 7, 625-629 (1991).
- [3] Christian Högfors, Dan Karlsson, Bo Peterson, "Structure and internal consistency of a shoulder model", *Journal of Biomechanics*, **28**, 767-777 (1995).
- [4] G.R. Johnson, P. Franklin, C.I.M. Price, R. Curless, H. Rodgers, "A study of the motion of the shoulder complex in patients with hemiplegia". In Proceedings of the Fifth International Symposium on the 3-D Analysis of Human Movement, Chattanooga, Tennessee, pp. 30-33 (1998).
- [5] K-N An, M.C. Jacobsen, L.J. Berlund, E.Y.S Chao, "Application of a magnetic tracking device to kinesiological studies", *Journal of the Biomechanics*, **21**, 7, 613-620 (1988).
- [6] Polhemus, "3space FASTRAK user's manual" (2000).
- [7] Frans C.T. Van der Helm, "A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism", *Journal of Biomechanics*, **27**, 551-569 (1994).
- [8] Frans C.T. Van der Helm, "Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism", *Journal of Biomechanics*, **27**, 527-550 (1994).
- [9] Walter Maurel, "3D modeling of the human upper limb including the biomechanics of joints, muscles and soft tissues", Ph.D. Thesis, Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, Francia (1999).
- [10] John E. Novotny, Bruce D. Beynon, Claude E. Nichols, "Modeling the stability of the human glenohumeral joint during external rotation", *Journal of Biomechanics*, **33**, 345-354 (2000).
- [11] Heiko Graichen, Tobias Stammberger, Harald Bonel, Karl-Hans Englmeier, Maximilian Reiser, Felix Eckstein, "Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder – a 3D open-MRI study", *Journal of Biomechanics*, **33**, 609-613 (2000).
- [12] Frans C.T. Van der Helm, R. Veenbaas, "Modelling the mechanical effect of muscles with large attachment sites: application to the shoulder mechanism", *Journal of Biomechanics*, **24**, 1151-1163 (1991).
- [13] H.E.J. Veeger, Frans C.T. Van der Helm, "Overview of morphological parameters for modelling of the human shoulder", The VU-Study. [http://www.fbw.vu.nl/research/Lijn\\_A4/shoulder/Vustudy\\_intro.htm](http://www.fbw.vu.nl/research/Lijn_A4/shoulder/Vustudy_intro.htm) (1988-1996).
- [14] Frans C.T. Van der Helm, H.E.J. Veeger, G.M. Pronk, L.H.V. van der Woude, R.H. Rozendal, "Geometry parameters of musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism", *Journal of Biomechanics*, **25**, 129-144 (1992).
- [15] I.W. Charlton, G.R. Johnson, "An interactive musculoskeletal model of the upper limb", *Proceedings of the 3rd Meeting of the International Shoulder Group*, Newcastle upon Tyne, UK (2000).

- [16] I.W. Charlton, G.R. Johnson, “Validation of an interactive musculoskeletal model for the prediction of load patterns in the shoulder girdle”, *International Conference of the Medical Engineering Division of the IMechE*, April 2001, London, UK (2001).
- [17] Frans C.T. Van der Helm, Gijs M. Pronk, “Three-dimensional recording and description of motions of the shoulder mechanism”, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 117/27 (1995).
- [18] Frans C.T. Van der Helm (1997), “A standardized protocol for motion recordings of the shoulder”. In: Veeger, H.E.J., Van der Helm, F.C.T., Rozing, P.M. (Eds.), Proceedings of the First Conference of the International Shoulder Group, 26-27 August 1996. Delft University of Technology, Shaker Publishing BV, Maastricht, The Netherlands, ISBN 90-423-0008-6.
- [19] G.R. Johnson, P.R. Stuart, S. Mitchell, “A method for the measurement of three-dimensional scapular movement”, *Clin. Biomechanics*, 8, 269-273 (1993).
- [20] Jorge Toledo Pinto (2001), “Técnicas de medición de parámetros cinemáticos en biomecánica”, Proyecto de Ingeniería Mecánica, Universidad de Concepción, Chile.
- [21] C.G.M. Meskers, H. Fraterman, F.C.T. van der Helm, H.M. Vermeulen, P.M. Rozing, “Calibration of the ‘Flock of Birds’ electromagnetic tracking device and its application in shoulder motion studies”, *Journal of Biomechanics*, **32**, 629-633 (1999).
- [22] Walter Maurel, Daniel Thalmann, P. Hoffmeyer, P. Beylot, P. Gingis, P Kalra, N. Magnenat Thalmann (1996), “A biomechanical musculoskeletal model of human upper limb for dynamic simulation”, *EGCAS '96, 7<sup>th</sup> Eurographics Workshop on Computer Animation and Simulation '96* (Springer, Poitiers), 121-136 (1996)
- [23] Benno M. Nigg, Walter Herzog, “Biomechanics of the musculo-skeletal system”, *John Wiley & Sons Ltd*, Second edition, Chichester, England (1999).
- [24] Sáenz, M. “Simulación numérica de la biomecánica del hombro en interacción con una órtesis dinámica”, Memoria de Título para optar al título de Ingeniero Civil Mecánico, Universidad de Concepción, Chile (2001).