



SIMULACIÓN NUMÉRICA DEL MOVIMIENTO DE ABDUCCIÓN DEL HOMBRO

G. BARRIENTOS, L. QUIROZ, D. MOLINA, S. ROA, E. SAENZ

Universidad de Concepción
Departamento de Ingeniería Mecánica
Casilla 160-C, Chile

(Recibido 6 de abril de 2004, revisado 24 de junio de 2004, para publicación 20 de junio de 2005)

Resumen – Se presentan las bases teóricas y experimentales para el diseño óptimo de una órtesis que ayude a restringir los movimientos bruscos e involuntarios de niños con parálisis cerebral. La primera etapa, mostrada aquí, es validar los resultados de la simulación a partir de mediciones del movimiento del hombro en personas sanas usando un sistema de adquisición de datos. Mediante optimización se soluciona el problema de minimizar una función de fuerza restringida por valores acotados de la fuerza máxima en los músculos que originan el movimiento. El problema se reduce a 18 ecuaciones de fuerzas con 108 restricciones de cotas máximas en las fuerzas. Las fuerzas obtenidas concuerdan con otros resultados publicados.

Palabras clave – Hombro, abducción, simulación numérica.

1. INTRODUCCIÓN

El hombro representa una de las articulaciones más complejas del cuerpo humano, debiendo conseguir un balance entre la *movilidad* y la *estabilidad*, objetivo que se cumple por diversos mecanismos, tanto estáticos como dinámicos. En este trabajo se estudia el movimiento del hombro denominado abducción. Actualmente se está realizando un estudio en biomecánica con el objeto de realizar diseños de *órtesis dinámicas*, las cuales permitirán mejorar la calidad de vida de las personas que las requieran. Primero se planteó un modelo músculo-esquelético simplificado del hombro considerando solo la escápula y el húmero bajo la acción de 16 músculos representados por sus *líneas de acción* [1]. Posteriormente, se planteó un nuevo modelo músculo-esquelético en el cual se agregó la clavícula y la rotación de la escápula con la restricción de deslizar sobre el tórax, modelado éste como un elipsoide. Los músculos fueron modelados como *líneas de acción de tipo rectas* [2]. Ambos trabajos se desarrollaron con el módulo no-lineal *Mecano* de *Samcef* [3] utilizando dinámica directa, es decir, se activaron líneas musculares para realizar el movimiento de los huesos. Actualmente, se cuenta con un equipo de registro de datos de posición tridimensional “*Fastrak System*” [4]. Con este equipo y la colaboración del *Instituto de Rehabilitación Infantil IRI* ubicado en la ciudad de Concepción, Chile, Toledo [5] registra las rotaciones de los huesos para personas sanas y niños con parálisis cerebral. En el presente trabajo y con el uso del *Toolbox Forma 2.0* de *Matlab* [6], se procede a realizar un nuevo modelo músculo-esquelético, por medio de la *dinámica inversa*, es decir a partir del movimiento de los huesos (mediciones) se determina la distribución de fuerzas en los músculos y articulaciones involucradas, mediante optimización [7,8,9,10,11]. Se consideraron 14 músculos representados por *líneas de acción*, esta vez de tipo *línea-recta* y *línea-centroide* (sigue un contorno).

1.1. Articulaciones del hombro

Los huesos del hombro están relacionados entre sí con el esternón y el tórax por cuatro articulaciones, estas son: la articulación esterno-clavicular (SC), que conecta el extremo de la clavícula con el esternón; la articulación acromio-clavicular (AC), que conecta la escápula por medio del acromión con la clavícula; la articulación escápulo-torácica (ST), 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 escápu-

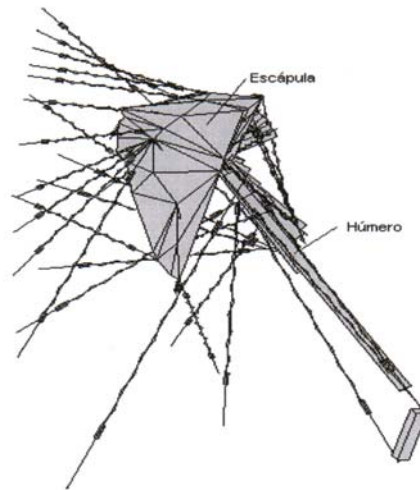


Fig. 1. Modelo simplificado de Soto.

la. El contacto de la escápula con la parte dorsal del tórax, sobre el cual se desliza, hace del hombro un mecanismo cerrado. Como resultado, la clavícula y el tórax restringen las rotaciones de la escápula.

La articulación ST es la más complicada, y fue modelada por W. Maurel [10], considerándola como un punto restringido a deslizar sobre el tórax, el cual es modelado como un elipsoide. La movilidad de la escápula sobre el tórax se modela con 5 grados de libertad: 3 rotaciones y 2 traslaciones.

1.2. Cinemática del hombro

Los movimientos naturales del hombro involucran tanto a huesos como a músculos. Aunque el principal movimiento corresponde al del húmero, los movimientos de la escápula tienen directa relación con él, aunque sólo en forma secundaria. Por esta razón, la posición de la escápula está estandarizada con respecto al húmero. Esto corresponde a una relación funcional denominada “ritmo del hombro” o “ritmo escápulo-humeral”. Cuando el cuerpo y el brazo se encuentran en alguna posición fija es teóricamente posible para la clavícula y la escápula adoptar infinitas posiciones sujetas sólo a la restricción que mantiene la cadena unida. En la práctica esto no es así. Más bien, para cada posición, la orientación de cada hueso de la cadena articulada es función de la orientación relativa entre el húmero y el cuerpo.

1.3. Modelo de acción muscular

En este trabajo se utiliza la dinámica inversa, que consiste en que conocida la forma como se movieron los huesos (mediciones), se pueden llegar a determinar las fuerzas que actuaron en los músculos durante dicho movimiento. Las *líneas de acción musculares* representan a un vector de fuerza perteneciente al músculo en cuestión. Pueden ser de dos tipos: (a) **Modelo línea recta**: La línea recta tiene la particularidad de representar al músculo por intermedio de la unión de dos puntos (origen e inserción), siendo el modelo clásico utilizado en investigaciones previas, (b) **Modelo línea centroide**: Tiene la particularidad de seguir, a lo largo de su periferia, a una estructura ósea que se interponga entre su punto de origen y su punto de inserción, este tipo de línea es muy utilizada en músculos relativamente largos que bordean estructuras óseas.

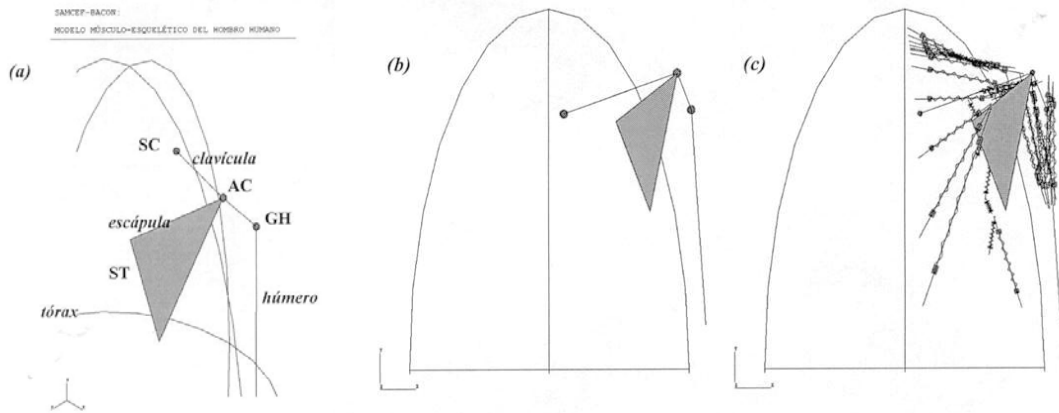


Fig. 2. Modelo usado por Marco Saenz. (a) y (b) modelo esquelético, (c) modelo con líneas de acción muscular.

2. MODELO DESARROLLADO POR F. SOTO

Soto [1], desarrolló un modelo músculo-esquelético del hombro, que consistía en un modelo de elementos finitos similar al construido por Van der Helm, pero sólo consideraba la escápula y el humero bajo la acción de 16 músculos representados por sus líneas de acción (Fig. 1). El modelo dinámico desarrollado, restringía los movimientos de la escápula sólo a un plano, esta condición sumada a la simplificación hecha a las líneas de acción que representaban a los músculos, hacía de éste un modelo sencillo capaz de representar de buena manera el fenómeno.

3. MODELO DESARROLLADO POR MARCO SÁENZ

Sáenz [2], desarrolló un modelo de elementos finitos utilizando el módulo de análisis no lineal MECANO del programa SAMCEF. Este modelo, considera algunas innovaciones como la inclusión de la clavícula y líneas de acción que no habían sido consideradas. El modelo de Sáenz consideraba a la clavícula y a la escápula como cuerpos rígidos, y el humero se modeló como una viga. Las articulaciones SC, AC y GH se representaron como uniones esféricas ideales (Fig. 2).

Este modelo simula todas las líneas de acción muscular del tipo rectas. Sáenz utiliza en su modelo la dinámica directa, proporcionando las fuerzas que ejerce el músculo sobre el esqueleto.

4. MODELO DESARROLLADO POR SAMUEL ROA

Roa [12], implementó un modelo dinámico de la estructura del hombro durante un movimiento de abducción, en ambiente MatLab, haciendo uso del toolbox FORMA. Básicamente el modelo está compuesto de estructuras rígidas, que simulan los huesos, y enlaces entre un punto y otro que representan a los músculos, denominadas líneas de acción, las cuales tienen la particularidad de tener propiedades elásticas que pueden ser controladas a través del programa (Fig. 3).

Uno de los problemas consistió en determinar los parámetros musculares. Estos no se encuentran en bibliografía y son fundamentales en la simulación. Los huesos se encuentran en un mismo plano de acuerdo a su sistema coordinado global, lo que sin lugar a duda es una deficiencia en el modelo, ya que el hombro humano en una estructura tridimensional y el modelo a desarrollar debe considerar esa condición.

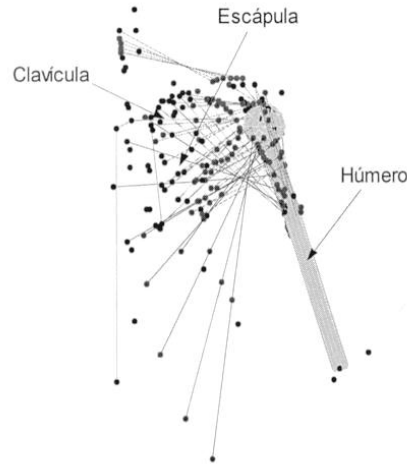


Fig. 3. Modelo desarrollado por Samuel Roa.

5. PREDICCIÓN DE FUERZAS MUSCULARES

Debido a la complejidad de la musculatura involucrada en el hombro humano, la determinación de las fuerzas en los músculos y las reacciones en las articulaciones lo convierten en un problema indeterminado. Para conseguir una solución es necesaria la implementación de alguna teoría de optimización de las variables involucradas. La teoría de optimización implementada asume que los músculos siguen una razón y que las fuerzas en los músculos del hombro están distribuidas consistentemente en tareas similares. Se define así, una *función objetivo*, que cuantifica la razón de la acción y considera restricciones necesarias para obtener resultados fisiológicamente aceptables.

Hay dos tipos básicos de técnicas de optimización que pueden aplicarse a sistemas músculo-esqueléticos: optimización estática y optimización dinámica. Para ello se debe conocer como se comporta un músculo mecánicamente en una contracción, lo que implica conocer ciertos tipos de relaciones *fuerza-longitud*, *fuerza-velocidad*, y características propias como estados de excitación y activación. En el presente trabajo se utiliza el modelo de Hill [2].

Durante la contracción, el elemento elástico en serie se alarga levemente mientras que el elemento contráctil se acorta. Cuando el músculo se alarga, el elemento paralelo ya está suelto y la tensión empieza a crecer en forma no-lineal. La característica de fuerza-longitud del músculo es una combinación de las características de fuerza-longitud de componentes activas y pasivas. La fuerza muscular también se relaciona con la velocidad de contracción, disminuyendo cuando esta última aumenta de acuerdo a modelos clásicos usados.

5.1. Modelo músculo esquelético

El modelo se ha implementado en ambiente MatLab, utilizando para su desarrollo el Toolbox Forma 2.0, Chang [6]. Los datos del mapa muscular y la ubicación de los hitos óseos disponibles, están en coordenadas globales. La orientación del sistema coordenado global se puede apreciar en la Figura 4a y el traspaso de cada sistema coordenado local (Fig. 4b) al sistema coordenado global, es un problema de álgebra lineal. Es importante señalar que el mapa muscular está referido al origen e inserción de cada músculo involucrado en el desarrollo de los movimientos del hombro, y estos son la base para representar de forma tridimensional el mismo.

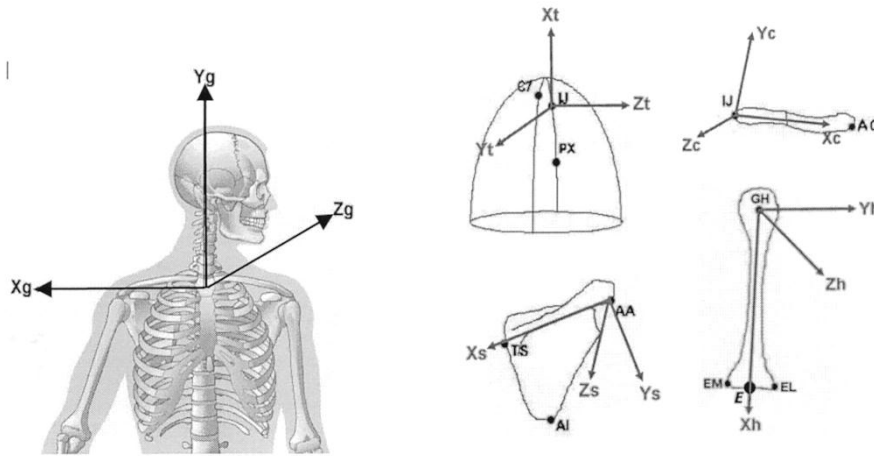


Fig. 4. Sistema de coordenadas global, (b) Sistema de coordenadas local.

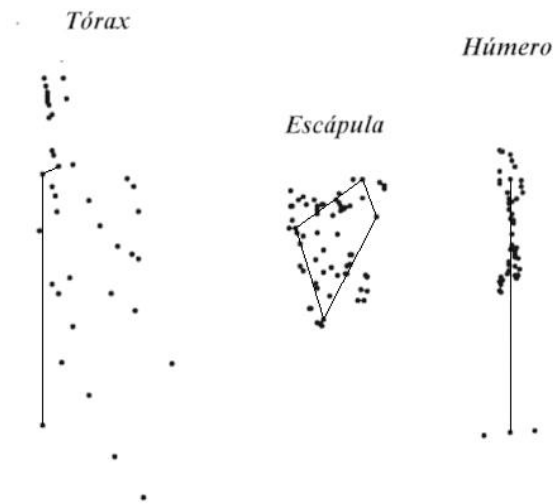


Fig. 5. Cuerpos rígidos, Todas las figuras en vista posterior del hombro derecho.

6. DESARROLLO DEL MODELO

Para el correcto desarrollo del modelo, se utilizaron los datos del mapa muscular, en el cual se respeta la geometría física de un individuo de 90 años con una masa aproximada de 72.9 Kg. y una altura de 1.72 m. Este espécimen se ha denominado con el código NL_K2_R, y se encuentra disponible en internet en la base de datos de The VU-Study [13].

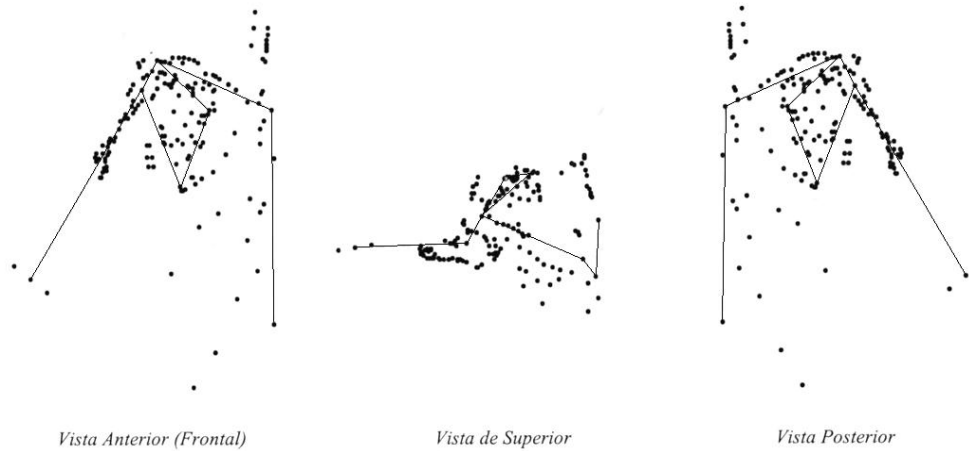


Fig. 6. Representación tridimensional de los huesos del hombro derecho.

6.1. Construcción de cuerpos rígidos

Los cuerpos rígidos definidos en el modelo, representan a cada uno de los huesos pertenecientes al hombro humano. Ver Figura 5.

Es importante señalar que, en el caso del tórax se le ha representado a través de una línea, esto es sólo para efectos de representación visual, ya que en realidad la línea en cuestión une el origen y centro del elipsoide que simula el tórax.

En la Figura 5 se puede apreciar la gran cantidad de puntos ubicados alrededor de cada representación ósea, estos corresponden a los puntos de origen e inserción de cada músculo que rodea al hueso, y son fundamentales en la representación tridimensional del modelo. El ensamble de cada uno de los huesos representados se logra haciendo uso de las matrices de rotación, las que llevan implícitos los respectivos ángulos de Euler, que son básicamente las rotaciones necesarias para llevar un cuerpo desde una posición a otra, en este caso desde la posición de coordenadas globales a coordenadas locales. La representación tridimensional de los huesos ensamblados se puede ver en la Figura 6.

6.2. Trayectorias musculares

Para definir las trayectorias musculares del modelo, existen dos formas en el toolbox usado: el modelo de línea recta y el modelo de línea centroide. La gran diferencia entre ellas es que la línea de centroide sigue la periferia del contorno óseo que aparece como obstáculo en la línea de acción del músculo, específicamente el toolbox que se ha utilizado, exige que de alguna manera se simule el correspondiente hueso de una forma algo distinta a lo conocido hasta el momento, es por ello que el toolbox Forma trae incorporado funciones capaces de construir estos Obstáculos, necesarios para la simulación.

Para encontrar que puntos eran necesarios unir, dentro del mapa muscular descrito por *The VU-Study*, se utilizaron las imágenes del INTERACTIVE ATLAS OF HUMAN ANATOMY [14], en el cual se puede apreciar cual de los músculos debe ser representado ya sea con línea de centroide o línea recta. El respectivo origen e inserción de cada músculo involucrado en el movimiento del hombro se puede apreciar en la Tabla 1.

Tabla 1. Origen e inserción de los músculos modelados en el hombro.

	Inserción Clavícula	Inserción Escápula	Inserción Húmero
Origen Tórax	<i>Trapezio (parte clavicular)</i>	<i>Trapezio (parte escapular) Serrato Anterior Elevador de la escápula Romboide Pectoral Menor</i>	<i>Pectoral Mayor (parte torácica) Dorsal Ancho</i>
Origen Clavícula			<i>Deltoides (parte clavicular) Pectoral Mayor (parte clavicular)</i>
Origen Escápula			<i>Deltoides (parte escapular) Subescapular Supraespinoso Infraespinoso Redondo Menor Redondo Mayor Coracobraquial</i>

Tabla 2. Músculos modelados con línea recta o línea de centroide.

Línea recta	Línea Centroide
<i>Trapezio (parte clavicular)</i>	<i>Trapezio (parte Escapular)</i>
<i>Elevador de la Escápula</i>	<i>Dorsal Ancho</i>
<i>Pectoral Menor</i>	<i>Pectoral Mayor (región torácica)</i>
<i>Romboide</i>	<i>Deltoides</i>
<i>Serrato Anterior</i>	<i>Coracobraquial</i>
<i>Redondo Mayor</i>	<i>Infraespinoso</i>
<i>Supraespinoso</i>	<i>Redondo Menor</i>
<i>Sub-escapular</i>	
<i>Pectoral Mayor (parte clavicular)</i>	

En la Tabla 2 se aprecian los músculos involucrados clasificados de acuerdo al tipo de línea que corresponda al modelo. Ver Figura 7.

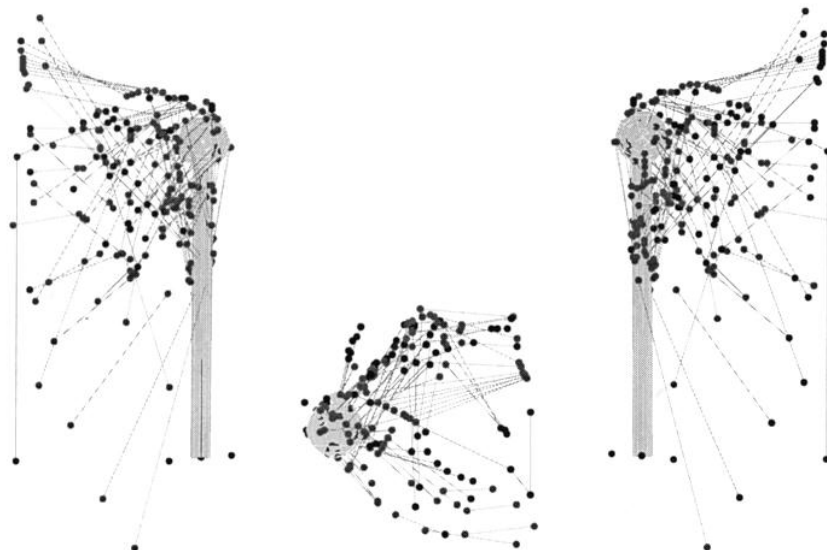


Fig. 7. Vista muscular del hombro derecho, a) Vista Posterior b) Vista de Arriba c) Vista Anterior.

Tabla 3. Datos musculares obtenidos de Internet.

Músculo	PCSA (cm ²)	Nº de elementos	PCSA/elemento (cm ²)	Masa (gr)
Trapezio (parte escapular)	14.34	6	2.39	137
Trapezio (parte clavicular)	3.12	6	0.52	30
Elevador de la escápula	3.44	3	1.15	23
Pectoral Menor	3.43	4	0.86	43
Romboide	7.57	3	2.52	80
Serrato anterior	11.43	6	1.91	180
Deltoides (parte escapular)	16.58	6	2.76	184
Deltoides (parte clavicular)	8.07	6	1.35	90
Coracobraquial	3.20	6	0.53	38
Infraespinoso	8.17	6	1.36	114
Redondo menor	3.10	6	0.52	28
Redondo mayor	12.56	6	2.09	78
Supraespinoso	4.69	6	0.78	27
Subescapular	14.99	6	2.50	138
Dorsal ancho	8.52	5	1.70	200
Pectoral mayor (parte torácica)	8.68	5	1.74	132
Pectoral mayor (parte clavicular)	3.55	5	0.71	54

6.3. Propiedades de los músculos

En relación a las propiedades de los músculos, la información bibliográfica actualmente es muy escasa. Los datos que se han podido obtener han sido por medio de la red, en la cual se pudo conocer el completo mapa muscular, así como las líneas de acción necesarias para cada músculo y los correspondientes valo-

res de PCSA, que representan el valor de la sección transversal del músculo. Estos datos se pueden ver en la Tabla 3.

Datos, que no se encontraron en la revisión bibliográfica, son necesarios para el desarrollo del modelo tales como el *ángulo de penación*, la *longitud óptima de la fibra (LoM)*, la *longitud floja del tendón (LsT)*, *longitud músculo-tendón (LMT)*, o la *razón LoM/LsT*. Esto sólo es posible de conseguir por intermedio de una estimación. Ella se realiza considerando las recomendaciones realizadas por un colaborador del profesor Delp [15], el cual menciona lo siguiente: Acerca del ángulo de penación se ha optado por modelar cada uno de los músculos con un ángulo de penación igual a cero. Para la estimación de la longitud óptima de la fibra (*LoM*), se recomienda utilizar una relación que involucra el parámetro PCSA, esta es:

$$PCSA = \frac{V_o^M}{l_o^M} \quad (1)$$

donde: V_o^M : Es el volumen del músculo y l_o^M : Longitud óptima de la fibra. La formula (1) se puede reordenar considerando los valores de masa y la densidad muscular propia de cada músculo, el valor de densidad es $\rho = 1.0576 \text{ (g/cm}^3\text{)}$, por lo tanto la nueva ecuación toma la forma siguiente.

$$LoM = \frac{m}{PCSA \cdot \rho} \quad (2)$$

Esta consideración se puede utilizar para cada línea de acción involucradas en la modelación, las cuales son 91, además considerando las longitudes músculo tendón (*LMT*) se pueden conocer las longitudes flojas de cada músculo (*LsT*), las cuales quedan definidas por la formula siguiente.

$$LsT = LMT - LoM \quad (3)$$

Con respecto a la fuerza isométrica máxima que es capaz de desarrollar el músculo, los participantes en el estudio del desarrollo biomecánico de la Universidad de Stanford, consideraron que puede ser estimada a partir de la *Physiological Cross Sectional Area (PCSA)*. Esta relación está dada por:

$$FoM = PCSA \cdot (\textit{tensión} - \textit{específica}) \quad (4)$$

En la cual el parámetro *tensión-específica* puede tomar los siguientes valores $30-40 \text{ N/cm}^2$. En este trabajo se ha utilizado un valor de *tensión-específica* igual a 30 N/cm^2 .

6.4. Modelo de fuerza músculo-tendón

La determinación de la fuerza músculo tendón se realizó considerando el modelo muscular desarrollado por Delp. Se ha elegido este modelo, por representar un estado cuasi-estático, que se caracteriza por considerar una cantidad de posiciones instantáneas y que representan al movimiento.

La Figura 8 corresponde a un estado cuasi-estático, en el cual para efectos de gráfica se representan solo 10 estados. Esta es la razón por la cual se deben determinar las fuerzas en cada posición que adopte el sistema durante el movimiento. Se debe inferir que para cada posición se tienen distintos sistemas coordenados locales solidarios a los cuerpos rígidos. Su principio de funcionamiento se basa en las distintas posiciones adoptadas por los huesos en las diversas posiciones cuasi-estáticas.

6.5. Ligamentos

Los ligamentos se definen como un cordón fibroso que liga los huesos de las articulaciones o pliegue membranoso y que sostiene en la debida posición cualquier órgano. En general los ligamentos del cuerpo humano son bastantes resistentes y poco elásticos.

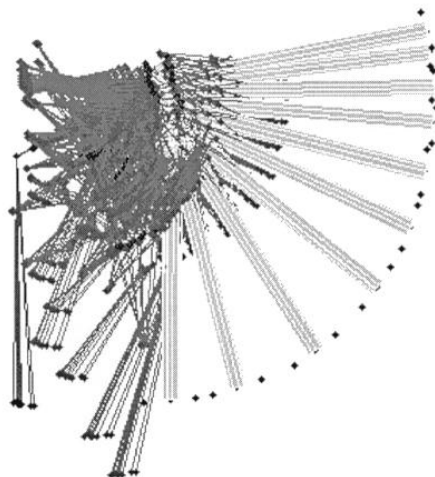


Fig. 8. Gráfica de estado cuasi-estático.

En las articulaciones del hombro son pequeños, por lo tanto, en la revisión bibliográfica realizada y por recomendación directa de colaboradores de los doctores Felix Zajac [16] y Scott Delp perteneciente al departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Stanford, éstos serán omitidos en el modelo.

7. DATOS DE ENTRADA

Los datos de entrada general son las coordenadas correspondientes a los movimientos de abducción y flexión. Estos corresponden a las coordenadas de los huesos: clavícula, humero, escápula y en forma adicional el del tórax.

8. OPTIMIZACIÓN

Una vez establecidas las ecuaciones de equilibrio estimando en algunos casos los centros de gravedad del húmero, queda resolver un problema indeterminado. Específicamente se tiene un sistema de ecuaciones con 103 incógnitas (fuerzas tanto en los músculos como de reacciones en las articulaciones), para solamente 18 ecuaciones, por lo tanto se utiliza la técnica de optimización a través de los comandos de MatLab.

9. RESULTADOS

Se encontró que el deltoides entrega valores muy cercanos a los mencionados por médicos (llega a desarrollar 13 kg) y el supraespinoso presenta valores muy cercanos a los 3 kg (apuntes de Anatomía). La Figura 9 muestra la comparación para el cálculo de la fuerza resultante en el músculo comparada con la referencia [9]. En el análisis de optimización, también se obtienen las reacciones producidas en las articulaciones tal como se muestra en la Figura 10.

10. CONCLUSIONES

Este trabajo representa la primera etapa del proceso de optimización de una órtesis que restringe movimientos bruscos e involuntarios en niños con parálisis cerebral. Se presentan resultados concordantes con la literatura para personas sanas, con la intención de validar la metodología utilizada en la obtención de

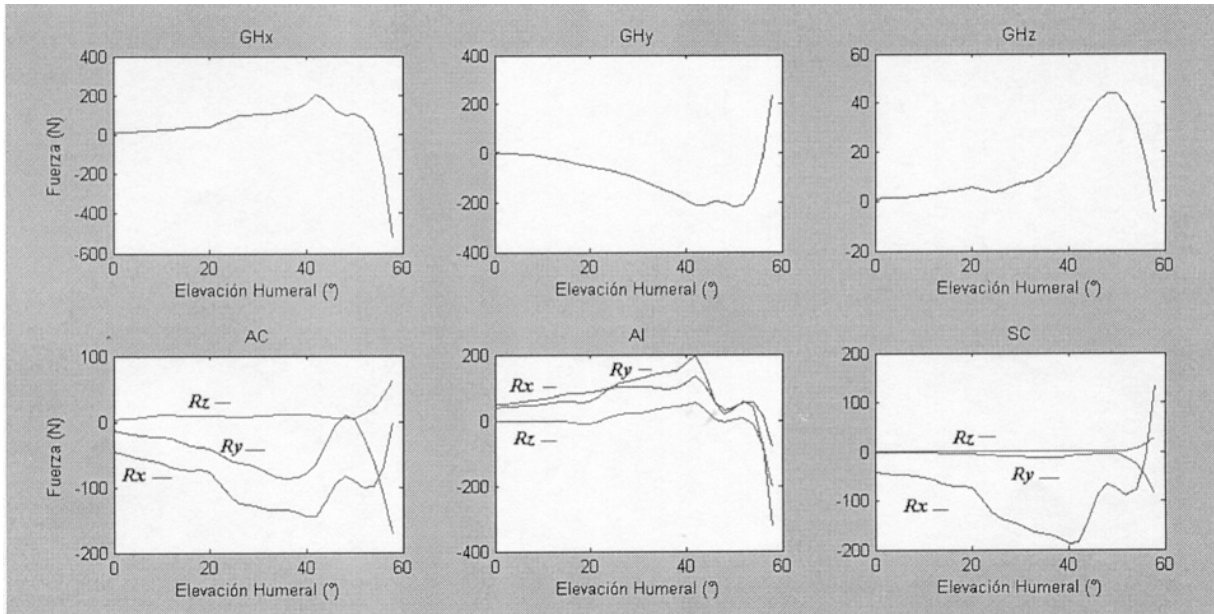


Fig. 9. Reacciones en las articulaciones del hombro para el movimiento de abducción en personas sanas.

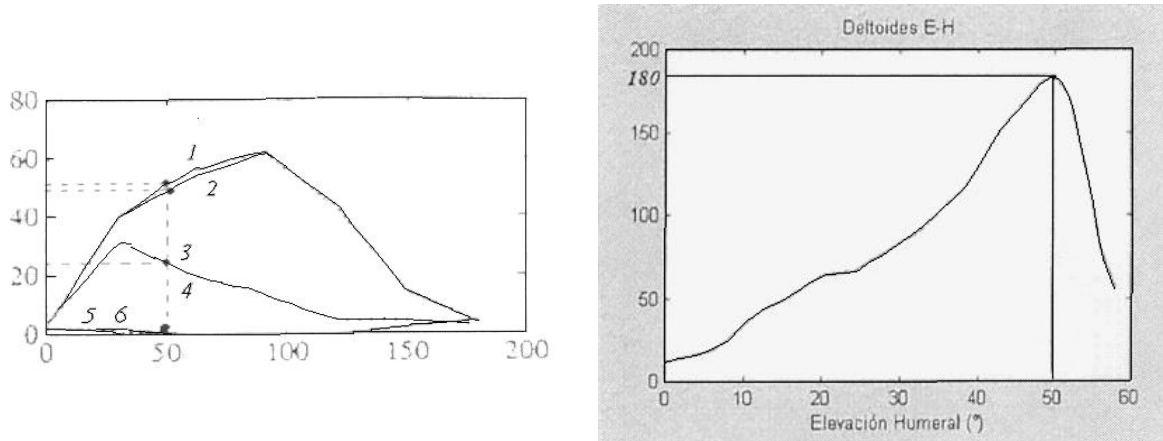


Fig. 10. Resultados entregados para la fuerza producida el músculo deltoides. (a) Bibliografía [9] y (b) presente trabajo.

las fuerzas involucradas en el movimiento de abducción del hombro, a partir de mediciones de posición de torax, húmero, clavícula y escápula, usando un sistema de adquisición de datos. Dichos datos sirven como entrada en el proceso de optimización dinámica.

AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo se realiza con la ayuda financiera del proyecto interno N° P202.094.030-1.0. de la Dirección de Investigación de la Universidad de Concepción, Chile.

REFERENCIAS

- [1] Francisco Soto Rosales (1999), “Diseño de una órtesis para inhibición de movimientos involuntarios de los brazos en parálisis cerebrales”, Informe de Memoria de Título para optar al Título de Ingeniero Civil Mecánico, Universidad de Concepción, Chile.
- [2] Marco Sáenz Pessa (2001), “Simulación numérica de la biomecánica del hombro en interacción con órtesis dinámicas”, Informe de Memoria de Título para optar al Título de Ingeniero Civil Mecánico, Universidad de Concepción, Chile.
- [3] Samtech S.A., (1996), Module Mecano of SAMCEF software. User manuals. Belgium.
- [4] Polhemus, (2000), 3space Fastrack® user’s manual.
- [5] Jorge Toledo Pinto (2002), “Análisis numérico experimental del comportamiento cinemático del hombro en personas con parálisis cerebral”, Informe de Memoria de Título para optar al Título de Ingeniero Civil Mecánico, Universidad de Concepción, Chile.
- [6] Paul B. Chang (2000), “Musculoskeletal modelling software for use with MATLAB” Toolbox FORMA 2.0.
- [7] Mary D. Klein Breteler, Cornelis W. Spoor, Frans C. T. Van der Helm (1999), “Measuring muscle and joint geometry parameters of a shoulder for modelling purposes”, *Journal of Biomechanics* 32, 1191-1197.
- [8] Christian Högfors, Dan Karlsson, Bo Peterson (1995), “Structure and internal consistency of a shoulder model”, *Journal of Biomechanics* 28, 767-777.
- [9] F.C.T. Van der Helm (1994), "Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism", *J. Biomechanics*, 27, 527–550.
- [10] 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, 7th Eurographics Workshop on Computer Animation and Simulation '96 (Springer, Poitiers 1996).
- [11] Gabriel Barrientos, Luis Quiroz (2002), “Simulación numérica de la biomecánica del hombro”, *Mecánica computacional*. Vol. XXI, pp.2505-2518.
- [12] Roa Samuel (2002), “Simulación numérica del movimiento de abducción del hombro”. Informe de Memoria de titulación, Universidad de Concepción, Chile.
- [13] Overview of morphological parameters for modeling of the human shoulder The VU study. http://www.fbw.vu.nl/research/Lijn_A4/shoulder/overview.htm
- [14] Netter, Frank H., (1995), *Interactive atlas of human anatomy*.
- [15] Scott Delp (2001), "Three dimensional dynamic simulation of total knee replacement motion during a step up task", *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 123, 599–606.
- [16] Zajac F, (1990), “A musculoskeletal model of the human lower extremity: The effect of muscle, tendon and moment arm on the moment angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee and ankle”, *Journal of Biomechanics*, 23, 157-169.

NUMERICAL SIMULATION OF ABDUCTION SHOULDER MOTION

Abstract – The theoretical and experimental basis to design orthoses constraining involuntary and suddenly movements of children with cerebral palsy is presented. The first step, showed here, is to validate simulation results by measurements of the shoulder motion on healthy persons using a data acquisition system. The problem of minimize a force function constrained by bounded values of maximum forces acting on muscles that originate the movement is solved by optimization. The problem is reduced to 18 force equations with 108 upper bound constraints. The obtained forces agree well with other published results.

Keywords – Shoulders, abduction, numerical simulation.