

Medición de la fuerza de abducción del hombro en individuos sanos

Edgar Negrete-Mundo,^a Adolfo Torres-Zavala^b

Measurement of abduction strength in healthy patients

Background: The glenohumeral joint is the most mobile of the body economy. It is due to the laxity of the joint capsule and shallowness of the glenoid in relation to the large size of the humeral head, within the high mobility that owns it is important to determine the normal muscular force. This paper presents a preliminary database of shoulder abduction strength in healthy patients. The aim of this paper is to determine the strength of shoulder abduction in Mexican healthy patients.

Methods: Individuals without shoulder diseases or cervical spine known, in an age range of 18-65 years old, male and female, organized into 5 groups were included. Anthropometric measurements and abduction strength test on both shoulders (Kg / force) were performed. The variables were analyzed statistically with r of Pearson and Spearman $p < 0.05$

Results: Analysis by age group, gender and the dominant and nondominant arm, the maximum force to the dominant arm in male was 26-35 years group with 7.11 Kg/force, while for the same genre nondominant arm was 46-55 years group with 8.04 Kg/force; the maximum force to the dominant arm in female was 26-35 years group with 4.35 Kg/force while for the non-dominant arm of the same gender group was 18-25 with 4.43 Kg/force. Positive correlation of force was observed with the weight and height, as well as the circumference of the wrist.

Conclusions: The analysis of abduction strength in healthy patients by age group created a preliminary database will be a framework in acute and chronic shoulder pathology.

Keywords Palabras clave

Bones of upper extremity	Huesos de la extremidad superior
Musculoskeletal system	Sistema musculoesquelético
Shoulder joint	Articulación del hombro
Shoulder	Hombro

La articulación glenohumeral es la más móvil de la economía corporal. Es el resultado de la laxitud de la cápsula articular y la poca profundidad de la cavidad glenoidea en relación con el gran tamaño de la cabeza humeral. Los movimientos abarcan: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna y externa, circunducción. Es conocido que la estabilidad de la articulación glenohumeral se debe principalmente a la acción muscular, debido a que la cápsula y los ligamentos son muy laxos para permitir los amplios arcos de movilidad, así como por el pobre contacto articular, lo que confiere mínima resistencia a las luxaciones.^{1,2}

Adicional a los músculos intrínsecos que mantienen la estabilidad del hombro, se requiere la participación del mango de los rotadores para mantener la compresión cóncava, por lo que es importante entender la estrategia que adoptan estos músculos para prevenir la luxación al recibir una fuerza externa.²

Biomecánica del hombro

La articulación glenohumeral es un tipo de articulación sinovial parecida a una bola y un *socket* incongruente. Debido a su falta de congruencia ósea es muy dependiente en un equilibrio entre las estructuras capsuloligamentosas y la musculatura que rodean la articulación. La estabilidad muscular de la articulación glenohumeral se proporciona a través de la acción muscular de, principalmente, el manguito de los rotadores, deltoides y cabeza larga del bíceps,³ mientras que los músculos como el dorsal ancho, redondo mayor y pectoral mayor se han señalado como principales responsables del movimiento.⁴

Mientras que los ligamentos y los mecanismos pasivos tales como la presión negativa intraarticular proporciona un apoyo considerable, es solo la actividad muscular (estabilización dinámica) la que tiene la capacidad de responder a las diferentes condiciones de carga y configuraciones de las extremidades.⁵ En consecuencia, es de interés determinar cómo los músculos de la articulación del hombro, los estabilizadores y los

^aMédico residente de la especialidad de Ortopedia

^bServicio de Miembro Torácico

^{a,b}Unidad Médica de Alta Especialidad Hospital de Traumatología y Ortopedia Lomas Verdes, Instituto Mexicano del Seguro Social, Ciudad de México, México

Comunicación con: Edgar Negrete-Mundo

Teléfono: (55) 4075 9651

Correo electrónico: edgarnegrete@hotmail.com

Introducción: la articulación del hombro es la más móvil del cuerpo, debido a la laxitud de la cápsula articular y a la poca profundidad de la glenoides en relación con la cabeza humeral, no existen estudios que determinen la fuerza muscular normal. El objetivo del presente trabajo es determinar la fuerza de abducción del hombro en pacientes mexicanos sanos.

Métodos: se incluyeron individuos sin patologías de hombro o columna cervical, con rango de edad de 18 a 65 años. Se realizaron mediciones antropométricas y prueba de fuerza de abducción en ambos hombros (Kg/fuerza), se analizaron las variables estadísticamente con *r* de Pearson y Spearman y *p* < 0.05

Resultados: en análisis por grupo de edad, género y

fuerza del brazo dominante y no dominante, el máximo de la fuerza para el brazo dominante en hombres fue el del grupo de 26-35 años; mientras que para el mismo género del brazo no dominante fue el del grupo 46-55 años con. El máximo de fuerza para el brazo dominante en mujeres fue del grupo de 26-35 años; mientras que para el brazo no dominante del mismo género fue del grupo 18-25 años. Se observó correlación positiva de la fuerza con el peso y la talla, así como con la circunferencia de la muñeca.

Conclusiones: el análisis de la fuerza de abducción en pacientes sanos por grupos de edad creó una base de datos preliminar que puede ser un marco de referencia en patología de hombro.

Resumen

motores, responden en patrones de activación predecibles al realizar determinados movimientos.⁶

Cinemática de la abducción

Los estudios que examinan la cinemática del hombro durante la abducción concuerdan en que este movimiento se divide en cuatro fases que permiten movimientos y vínculos entre los diversos componentes. Debe entenderse, sin embargo, que una vez iniciado, este movimiento es normalmente continuo, y la clavícula, húmero, escápula y se mueven de una manera unida.⁷

La primera fase del movimiento involucra de 5 a 15 grados de rotación superior de la escápula, producida en la articulación acromioclavicular y la articulación escapulotorácica. Esta fase inicial de movimiento del hombro, asociado con hasta 60 grados de elevación del brazo, se denomina “fase de ajuste” uniendo la clavícula y la escápula, tensando los ligamentos coracoclavicular y acromioclavicular.⁷⁻¹⁹

La segunda fase involucra la rotación de la articulación esternoclavicular alrededor de un eje anteroposterior. En consecuencia, esto dio lugar a la elevación de la lateral de la clavícula, junto con la rotación hacia arriba de la escápula. La cantidad absoluta de movimiento de la articulación esternoclavicular, medido con respecto al tórax, oscila entre 10 a 45 grados, y se asoció con aproximadamente 100 grados de elevación del brazo.⁷⁻¹⁹

La tercera fase involucra de 30 a 50 grados de rotación axial posterior de la clavícula producida en la articulación esternoclavicular. La mayoría de la rotación axial clavicular se produjo entre 70 y 90 grados de elevación del brazo.⁷⁻¹⁹

La fase final involucra movimiento que ocurre principalmente en la articulación GH, hasta 70 grados de rotación externa tuvieron lugar en la articulación GH

durante la abducción. Se planteó la hipótesis de que la rotación externa fuera un requisito previo adicional para liberar la tuberosidad mayor desde debajo acromion minimizando así atrapamiento subacromial.⁷⁻¹⁹

Al revisar la cinemática del hombro durante la abducción surgen varios conceptos clave:⁷⁻⁸

- La clavícula, húmero, escápula se mueven al mismo tiempo.
- Las amplitudes de movimiento articular, reportados en la literatura son variables y dependen de:
 - Sujeto, edad y género.
 - Condición en la que la extremidad superior se eleva, por ejemplo, la velocidad de movimiento y si se lleva peso en la mano.
 - Técnica de medición e instrumentación.
 - Si las mediciones se hicieron en sujetos vivos o en cadáveres.
 - La prueba física específica.
- El control motor de múltiples huesos y articulaciones puede ser simplificado mediante el tensado de ligamentos específicos uniendo elementos esqueléticos, por ejemplo, la clavícula y el omóplato. De esta manera, cuatro (o cinco) articulaciones y tres (o cuatro) huesos, que comprende el hombro, se reducen a dos huesos, la “claviscápula” y húmero, y tres articulaciones, glenohumeral, escapulotorácica y esternoclavicular.⁴ Esta reducción de partes móviles puede ser una forma en la que el sistema motor se ha desarrollado para simplificar la orquestación y el control neural de movimiento.
 - Una vez que la clavícula y escápula están vinculados, a través de tensar los ligamentos coracoclavicular y coracoclavicular, el movimiento de la articulación escapulotorácica se acopla a la que se produce en la articulación esternoclavicular. Por lo tanto, fallos de movimiento observados en la articulación escapulotorácica deben ser asociados con los fallos de movi-

miento se produce en la articulación esternoclavicular.⁷

- Las articulaciones GH y esternoclavicular juntas contribuyen al patrón de elevación de la extremidad superior descrita históricamente como “ritmo escapulohumeral”.⁸

El deltoides y el supraespinoso trabajan en conjunto en la abducción de hombro, siendo estabilizados por los músculos restantes del manguito rotador (infraespinoso, redondo menor y subescapular) y pegando la cabeza del húmero a la glenoides, debido a sus fuerzas depresoras que neutralizan las fuerzas verticales del deltoides.

El deltoides y el supraespinoso tienen distinta activación a distintos grados de la elevación, de esta manera el supraespinoso tiene más importancia al comienzo de la abducción y, a medida que esta avanza, la fuerza aumenta en el deltoides (así este adquiere más fuerza que el supraespinoso), luego esta fuerza igualmente va disminuyendo con el incremento del movimiento.⁹ Por lo que:

El supraespinoso a los 75° tiene una tracción más constante, no solo para elevar o abducir, sino que también, en la estabilización de la cabeza del húmero a la glenoides.

Los músculos restantes del manguito rotador (infraespinoso, redondo menor y subescapular), producen una tracción a los 45°, que se dirige inferior-

mente, el redondo menor a 55°, generando fuerzas que estabilizan, comprimiendo y deprimiendo la cabeza humeral contra la glenoides.¹

El objetivo general del estudio consiste en determinar la fuerza de abducción de hombro en pacientes sanos mexicanos, así como determinar las diferencias dependiendo de la variabilidad antropométrica de la población.

Métodos

Se realizó un estudio descriptivo, transversal y prospectivo, llevado a cabo en la unidad Médica de Alta Especialidad Hospital de Traumatología y Ortopedia Lomas Verdes del Instituto Mexicano del Seguro Social, a través del servicio de Miembro Torácico, en un periodo de tiempo del 01 de abril al 30 de agosto de 2015. La obtención de los datos se realizó de manera directa mediante la entrevista a los sujetos de estudio, así como la realización de la prueba de fuerza, con aplicación a cada sujeto de investigación. El propósito fue determinar la fuerza de abducción de hombro a 90 grados, una vez recogidos los casos se les realizó una prueba física de abducción mediante un sistema de adquisición de medición de fuerza diseñado por los autores (figura 1), la cual se registró mediante el software MathLab, previa validación y llenado de las fichas de identificación, se registró en una base de datos en programa Excel, donde se concentraron los resultados obtenidos.

Se incluyeron 40 individuos sin patologías de hombro o columna cervical conocida, en un rango de edad de entre 18 y 65 años de edad, ambos sexos, organizados en cinco grupos de edad: el Grupo 1 de 18 a 25 años; el Grupo 2 de 26-35 años; el Grupo 3 de 36 a 45 años; el grupo 4 de 45-55 años, y el Grupo 5 de 56-65 años. Se excluyeron los pacientes con lesiones conocidas de hombro o patología de columna cervical presente o pasada, así como pacientes con patologías neuromusculares. Las variables se estructuraron en tres grupos: datos del paciente, somatometría y resultados de la prueba física, la cual se determinó en Kg/fuerza.

Análisis estadístico

Las variables cuantitativas fueron estadística descriptiva, para variables dicotómicas y categóricas se realizaron frecuencias. Se estableció la correlación con prueba de Pearson a variables cuantitativas y prueba de Spearman para variables categóricas y dicotómicas, con un valor de correlación de $r = 0.8$. Se tomó como significativo todo valor de $p < 0.05$. El estudio cumple con todas las normas éticas de la institución y las vigentes en la nación.

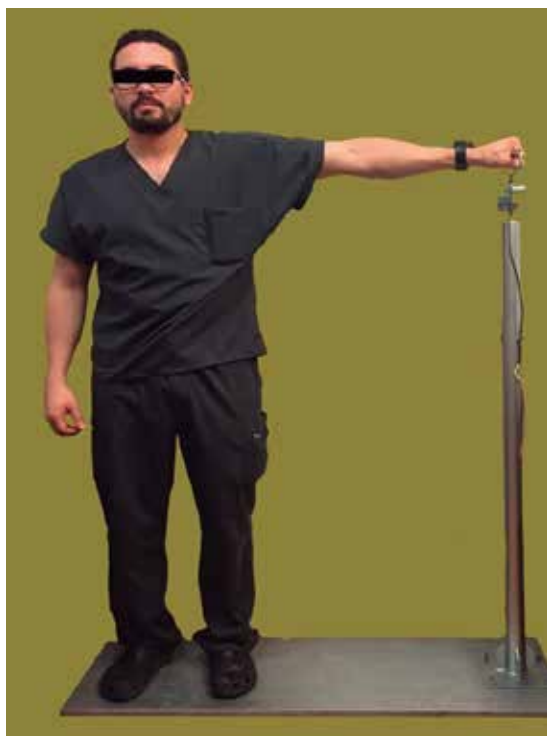


Figura 1 Sistema de adquisición de fuerza

Resultados

Se incluyeron 40 individuos sin patologías de hombro o columna cervical; fueron 17 masculinos (42.5%) y 23 femeninos (57.5%). Dominancia: 38 diestros (95%) y 2 zurdos (5%). Se dividió a los pacientes por grupo de edad, de 18-25 años, 9 pacientes (22%); 26-35 años, 6 pacientes (15%); de 36-45 años, 10 pacientes (25%); de 46-55 años, 7 pacientes (17.5%), y de 56-65 años, 8 pacientes (20%), con un rango de 18-60 años y una media de 40.28 años.

Se midieron variables de peso, talla, índice de masa corporal y porcentaje de grasa corporal, obteniendo un rango de peso de 45 a 102 Kg, con un promedio de 73.4, el rango de talla es de 1.45 a 1.88 m, con un promedio de 1.62 m, el rango de índice de masa corporal fue de 20.06 a 45 Kg/m², con un promedio de 27.88 Kg/m², por último se midió el porcentaje de grasa corporal con rangos de 14 a 50%, con un promedio de 35.68%.

Los resultados de la fuerza obtenida por género dentro del rango de edad estudiado en promedio para el género masculino fue de 6.33 Kg/fza para el brazo dominante y 6.17 Kg/fza para el brazo no dominante, mientras que para el género femenino fue de 3.89 para el brazo dominante y de 3.57 para el brazo no dominante (cuadro I).

Se analizó el resultado de la prueba por grupos de edad y brazo dominante y no dominante, donde la mayor fuerza fue obtenida en el brazo dominante del grupo de 18-25 años con 5.58 Kg/fza, del brazo no dominante fue del mismo grupo con 5.22 Kg/fza, mientras que el registro menor de brazo dominante fue del grupo de 46-55 años con 4.11 Kg/fza, del brazo no dominante fue del mismo grupo con 3.88 Kg/fza. Los resultados por grupo de edad se muestran en el cuadro II.

El análisis por grupo de edad, género y fuerza del brazo dominante y no dominante se observa en el cuadro III, donde el máximo de la fuerza para el brazo dominante del género masculino fue en el grupo de 26-35 años, con 7.11 Kg/fza, mientras que para el mismo género del brazo no dominante fue en el grupo de 46-55 años, con 8.04 Kg/fza. El máximo de fuerza para el brazo dominante del género femenino fue en el grupo de 26-35 años, con 4.35 Kg/fza, mientras que para el brazo no dominante del mismo género fue en el grupo de 18-25 años, con 4.43 Kg/fza.

No se observa un aumento significativo de la fuerza con la edad ($p > 0.05$), sin embargo al contrastar los datos obtenidos del peso con la fuerza de abducción, realizando correlación con prueba de Pearson se observa que se encuentran en estrecha relación positiva el peso con la fuerza de abducción de hombro, tanto para el brazo dominante ($p < 0.05$) como para el no dominante ($p < 0.05$); no siendo así con el porcen-

Cuadro I Medición de la fuerza por género

Género	Fuerza dominante (Kg/fza)	Fuerza no dominante (Kg/fza)
Masculino	6.33	6.17
Femenino	3.89	3.57

Fuente: Base de datos obtenida mediante la hoja de recolección de datos

taje de grasa corporal, pues no se observa relación con la fuerza registrada ($p > 0.05$).

Se observa que la circunferencia de la muñeca se correlaciona positivamente con la fuerza de abducción de hombro ($p < 0.05$) mientras que la circunferencia del brazo medido no se relaciona con la fuerza ($p > 0.05$), los resultados de las mediciones antropométricas pueden verse en el cuadro IV.

Discusión

El objetivo de esta investigación fue establecer la fuerza de abducción del hombro en pacientes sin patologías de hombro o columna cervical a fin de establecer una base de datos de referencia para su uso futuro en el estudio de pacientes con patología del hombro.

Algunos estudios indican que los principales músculos que intervienen en la abducción del hombro a 90 grados son el deltoides medio y, en mayor medida, el supraespinoso;⁵ por lo tanto, los resultados encontrados dan un parámetro de la fuerza que ejercen estos dos músculos en la abducción del hombro.

Actualmente no hay estudios que reporten la fuerza normal de los músculos de la cintura escapular,⁶ por lo que el presente trabajo representa un antecedente para la realización de una escala válida para resultados en patologías que comprometan la fuerza de abducción de hombro.

Se observa en el presente estudio la correlación positiva entre la fuerza de abducción del hombro con la circunferencia de la muñeca, mientras que existe

Cuadro II Medición de la fuerza por grupo de edad

Grupo de edad	Fuerza dominante (Kg/fza)	Fuerza no dominante (Kg/fza)
18-25 años	5.58	5.22
26-35 años	4.81	4.52
36-45 años	5.26	4.72
46-55 años	4.11	3.88
56-65 años	4.58	4.83

Fuente: Base de datos obtenida mediante la hoja de recolección de datos

Cuadro III Medición de la fuerza por grupo de edad y sexo

Grupo de edad		Dominante (Kg/fza)	No dominante (Kg/fza)
18-25 años	Masc	6.16	5.62
	Fem	4.41	4.43
26-35 años	Masc	7.11	7.91
	Fem	4.35	3.84
36-45 años	Masc	6.24	5.61
	Fem	4.28	3.82
46-55 años	Masc	6.74	8.04
	Fem	3.67	3.19
56-65 años	Masc	6.39	6.8
	Fem	2.77	2.86

Fuente: Base de datos obtenida mediante la hoja de recolección de datos

una correlación negativa para la fuerza de abducción de hombro con la circunferencia del brazo, esto debido a que existe una mayor cantidad de tejido graso en la circunferencia del brazo mientras que existe menos tejido graso en la muñeca.

En la medición de la fuerza por edad se observa que el primer grupo compuesto por pacientes entre 18 y 25 años poseen el registro más alto, mientras que por grupo de edad y sexo se observa que los pacientes masculinos entre 26-35 y 46-55 años son los que mayor registro poseen, estando en relación con la actividad física que los mismos realizan al estar en el sector de personas económicamente activas; mientras que el en sexo femenino el grupo entre 18-25 años es el grupo que mayor registro obtuvo, en relación con el menor porcentaje de grasa corporal total.

Conclusiones

La abducción del hombro se logra mediante el movimiento armónico de estructuras óseas y musculares, las cuales ya han sido estudiadas desde tiempo atrás, sin embargo no se había determinado la fuerza que es capaz de realizar el hombro en este movimiento, por lo tanto el presente estudio sirve como referencia para determinar la normalidad de esta fuerza.

Se realizó una base de datos preliminar de la fuerza muscular normal de abducción del hombro utilizando un sistema de adquisición de fuerza muscular en 40 participantes, midiendo la fuerza de abducción de hombro en el brazo dominante y no dominante. Los datos recogidos se analizaron y clasificaron, determinando una base de datos de fuerza normal de abducción de hombro por sexo y grupo de edad, la cual se puede utilizar para realizar estudios de patologías que afecten la abducción del hombro así como para evaluación posterior al tratamiento de dichas enfermedades.

El análisis de la fuerza de abducción en pacientes sanos por grupos de edad creó una base de datos preliminar, que será un marco de referencia en patología de hombro agudo y crónico.

El presente estudio puede servir como punto de partida para futuras investigaciones con una muestra más grande para establecer valores de referencia aplicables en patologías de esta articulación.

Declaración de conflicto de interés: los autores han completado y enviado la forma traducida al español de la declaración de conflictos potenciales de interés del Comité Internacional de Editores de Revistas Médicas, y no fue reportado alguno que tuviera relación con este artículo.

Cuadro IV Medidas antropométricas por grupo de edad y sexo

Grupo de edad	Sexo	Peso	Talla	IMC (kg/m ²)	Pocentaje de grasa corporal (%)	Circ muñeca dom	Circ muñeca no dom	Circ brazo dom	Circ brazo no dom
18-25 años	Masc	77.0 Kg	1.78 m	23.95	26.06	17.0 cm	16.8 cm	26.6 cm	28.5 cm
	Fem	58.0 Kg	1.58 m	23.22	30.9	15.3 cm	15.5 cm	25.1 cm	25.1 cm
26-35 años	Masc	71.0 Kg	1.72 m	23.99	23.1	17.5 cm	17.0 cm	33.0 cm	32.0 cm
	Fem	68.9 Kg	1.59 m	27.2	34.6	15.5 cm	15.2 cm	26.9 cm	26.7 cm
36-45 años	Masc	84.8 Kg	1.69 m	29.4	35.36	17.9 cm	17.5 cm	29.9 cm	29.8 cm
	Fem	64.1 Kg	1.56 m	26.28	37.9	15.4 cm	15.3 cm	27.7 cm	28.0 cm
46-55 años	Masc	80.0 Kg	1.74 m	26.42	30.7	17.0 cm	17.0 cm	30.0 cm	30.0 cm
	Fem	71.2 Kg	1.51 m	31.0	43.33	16.9 cm	16.7 cm	30.5 cm	30.2 cm
56-65 años	Masc	82.7 Kg	1.67 m	29.6	38.05	1.0 cm	18.6 cm	30.3 cm	29.1 cm
	Fem	75.4 Kg	1.5 m	33.12	43.25	17.2 cm	17.2 cm	31.5 cm	31.5 cm

Fuente: Base de datos obtenida mediante la hoja de recolección de datos

Referencias

1. Quiroz F. Anatomía humana. Tomos I y III. México: Edit. Porrua; 1991.
2. Lockhart-Hamilton. Anatomía humana. México: Mc Graw-Hill; 1988.
3. Kronberg M, Nemeth G, Brostrom L. Muscle activity and coordination in the normal shoulder. *Clin Orthop*. 1990;25(7):76-85.
4. Hess SA. Functional stability of the glenohumeral joint. *Man Ther*. 2000;5(2):63-71.
5. Barden JM, Balyk R, Raso VJ, Moreau M, Bagnall K. Atypical shoulder muscle activation in multidirectional instability. *Clin Neurophysiol*. 2005;116(8):1846-57.
6. Wickham J. Quantifying 'normal' shoulder muscle activity during abduction. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(2):212-22.
7. Hurov J. Anatomy and Mechanics of the Shoulder: Review of Current Concepts. *J Hand Ther*. 2009;22(4):328-43.
8. Itoi E, Morrey BF, An K-N. Biomechanics of the shoulder. En: Rockwood CA, Rockwood CA (eds). *The Shoulder*. 3rd ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 2004, pp. 223-67.
9. Reed D, Cathers I, Halaki M, Ginn K. Does supraspinatus initiate shoulder abduction? *J. Electromyography and Kinesiology*. 2013;23(2):425-9.
10. Warren Russel. *The Unstable Shoulder*. Philadelphia: Lippincott-Raven; 1999.
11. Favre P, Sheikh R, Fucentese SF, Jacob HA. An algorithm for estimation of shoulder muscle forces for clinical use. *Clinical biomechanics*. 2005;20(8): 822-33.
12. Renfree KJ, Wright TW. Anatomy and biomechanics of the acromioclavicular and sternoclavicular joints. *Clin Sports Med*. 2003;22(2):219-37.
13. Matsen FA, Chebli C, Lippitt S. Principles for the evaluation and management of shoulder instability. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88:648-59.
14. Walker PS, Poppen NK. Biomechanics of the shoulder joint during abduction in the plane of the scapula. *Bull Hosp Joint Dis*. 1977;38(2):107-11.
15. Zajac FE. Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng*. 1989;17(4):359-411.
16. Williams GR, Shakil M, Klimkiewicz J, Iannotti JP. Anatomy of the scapulothoracic articulation. *Clin Orth Rel Res*. 1999;(359):237-46.
17. Curl LA, Warren RF. Glenohumeral joint stability. Selective cutting studies on the static capsular restraints. *Clin Orthop Rel Res*. 1996;26(330):54-65.
18. Howell SM, Galinat BJ. The glenoid-labral socket: A constrained articular surface. *Clin Orthop Rel Res*. 1989;24(3):122-5.
19. Inman VT, Saunders JB, Abbott LC. Observations on the function of the shoulder joint. *J Bone Joint Surg Am*. 1944;26:1-30.