

Evaluation of the role of cervical multifidus muscle in different shoulder joint activities

Sh. Kian-Bostanabad¹, M.R. Azghani^{2*}, and L. Rahnama³

¹M.Sc. Department of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

¹Ph.D. Associate Professor in Biomechanics, Department of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

¹Ph.D. Assistant Professor in Physiology, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran

Receipt in the online submission system 4 August 2016, received in revised form 25 October 2016, accepted 2 November 2016

Abstract

Cervical multifidus muscle is one of the neck extensor muscles that plays an important role in the neck stability. By observing the different behaviors for this muscle during the six shoulder activities in previous study, it was modeled within the software and the effect of its action on the different shoulder activities evaluated as a parametric study. For this end, a biomechanical model of the human locomotion system, which includes muscles of the shoulder, forearm and hand and 3 joints, was considered. After finding the maximum strength in six movement directions of the shoulder joint including flexion, extension, internal rotation, external rotation, abduction and adduction, the strength of 0, 25, 50, 75 and 100 percent of the maximum strength applied to model for each activities separately and the percentage of cervical multifidus and shoulder muscles activities have been saved. Moreover, applied torques by these muscles during different activities have been measured by calculating their effective torque arm. Assessing the relationship between the strength of cervical multifidus muscle with contraction level using the regression models showed a high correlation between these two factors during abduction, external rotation and extension activities ($R^2 = 0.96-0.997$). The produced torque by this muscle is more than the main muscles during the abduction and external rotation activities. This study showed that cervical multifidus muscle dysfunction in addition to effect on the range of motion of neck, can be effective on the shoulder joint activities that it should be considered in NIOSH lifting equation for individuals with neck pain.

Key words: *Biomechanical modeling, regression models, cervical multifidus muscle*

*Corresponding author

Address: Department of Biomechanics, Faculty of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, P.O. Box: 51335-1996, Tabriz, Iran
Tel: +98-41-3345 9491
Fax: +98-41-3344 4309
E-mail: azghani@sut.ac.ir

ارزیابی نقش فعالیت عضله مولتی فیدوس گردنی در ایجاد فعالیت‌های مختلف مفصل شانه

شراره کیان بستان‌آباد^۱، محمودرضا آذغانی^{۲*}، لیلا رهنما^۳

^۱ کارشناس ارشد مهندسی پزشکی - بیومکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

^۲ دانشیار گروه مهندسی پزشکی - بیومکانیک، دکترای تخصصی بیومکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

^۳ استادیار گروه فیزیوتراپی، دکترای تخصصی فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۵/۵/۱۴، بازنگری: ۱۳۹۵/۸/۴، پذیرش قطعی: ۱۳۹۵/۸/۱۲

چکیده

عضله مولتی فیدوس گردنی یکی از عضله‌های عمقی خلفی گردن شناخته می‌شود و نقش مهمی در ایجاد پایداری گردن دارد. با مشاهده رفتارهای مختلف این عضله برای شش فعالیت مفصل شانه در مطالعه قبلی، مدل‌سازی رفتار آن در نرم‌افزار برای ارزیابی تأثیر فعالیت آن بر انقباض‌های مفصل شانه، با ثابت بودن شرایط دیگر و به صورت پارامتری، در مطالعه حاضر ارزیابی شده است. برای این منظور یک مدل بیومکانیکی از سیستم حرکتی انسان، شامل عضله‌های ناحیه شانه، ساعد و دست در اندام فوقانی و ۳ مفصل، در نظر گرفته شد. پس از یافتن بیشترین نیرو در شش فعالیت مفصل شانه، شامل فلکشن، اکستنشن، ایترنال روتیشن، اکسترنال روتیشن، ابداکشن و ادداکشن، نیروهای ۰، ۲۵، ۵۰، ۷۵ و ۱۰۰ درصد از بیشترین نیرو برای هر فعالیت به طور مجزا اعمال شدند و درصد فعالیت عضله مولتی فیدوس و عضله‌های شانه به دست آمد. همچنین با محاسبه بازوی گشتاور موثر برای عضله‌ها، گشتاور وارد شده از طرف آن‌ها در فعالیت‌ها محاسبه شد. بررسی رابطه نیروی عضله مولتی فیدوس و درصد انقباض با استفاده از مدل رگرسیونی، همبستگی بالایی بین این دو عامل در فعالیت‌های ابداکشن، اکسترنال روتیشن و اکستنشن نشان داد ($R^2=0/96-0/997$). همچنین گشتاور ایجاد شده توسط این عضله در ابداکشن و اکسترنال روتیشن، بیشتر از گشتاور عضله‌های اصلی انجام‌دهنده فعالیت است. این مطالعه نشان می‌دهد که سوء عمل عضله مولتی فیدوس گردنی علاوه بر ایجاد اختلال در محدوده حرکتی گردن، می‌تواند بر فعالیت‌های مفصل شانه نیز اثر گذارد، که باید این امر را در محدوده باربرداری بدون خطر برای افراد مبتلا به گردن درد در نظر گرفت.

کلیدواژه‌ها: مدل‌سازی بیومکانیکی، مدل‌های رگرسیونی، عضله مولتی فیدوس گردنی

* نویسنده مسئول

نشانی: گروه بیومکانیک، شهر جدید سهند، دانشگاه صنعتی سهند، دانشکده مهندسی مکانیک کد پستی: ۱۹۹۶-۵۱۳۳۵

تلفن: ۳۳۴۵۹۴۹۱ (۴۱) ۰۹۸

دورنگار: ۳۳۴۴۴۳۰۹ (۴۱) ۰۹۸

پست الکترونیکی: azghani@sut.ac.ir

۱- مقدمه

یکی از عوامل موثر تاثیرگذار بر پایداری مکانیکی مهره‌های گردن در موقعیت‌های استاتیکی و دینامیکی، فعالیت عضله‌های مجاور آنها است. این پایداری، نقش اساسی در جلوگیری از آسیب به ساختارهای گردن ایفا می‌کند [۱]. عضله‌های خلفی گردن به‌طور معمول از استخوان اکسیپیتال تا استخوان توراسیک و ناحیه شانه کشیده می‌شوند و عملکرد آنها از نظر بالینی بسیار مهم است. تغییر در فعالیت مکانیکی این عضله‌ها در افراد مبتلا به گردن درد، در مطالعه‌های زیادی گزارش شده است [۲-۴].

عضله مولتی‌فیدوس گردنی، یکی از عضله‌های عمقی خلفی گردن است که نقش مهمی را در ایجاد این پایداری دارد. الکترومایوگرافی و دینامومتری، از روش‌های موجود برای ارزیابی فعالیت این عضله هستند. یافته‌ها نشان می‌دهند که در صورت استفاده از الکترومایوگرافی سوزنی برای ثبت فعالیت دو عضله مولتی‌فیدوس و سمی اسپاینالیس سرویسیس، تفکیک فعالیت این دو عضله از یکدیگر به دلیل وجود تداخل، دشوار است؛ از این رو سال‌های اخیر از اولتراسوند برای ارزیابی فعالیت عضله مولتی‌فیدوس استفاده شده است [۵]. با توجه به این‌که تغییر ضخامت عضله در حین فعالیت آن رخ می‌دهد [۶-۱۰]، می‌توان با یافتن تغییر ابعاد عضله، میزان فعالیت آن را به دست آورد. در سال‌های اخیر موضوع افزایش ضخامت عضله مولتی‌فیدوس گردنی در طی اکستنشن ایزومتریک گردن نیز گزارش شده است [۵، ۱۱]. همچنین رابطه تغییر ابعاد اندازه‌گیری شده عضله توسط اولتراسوند با میزان فعالیت عضله، به سطح نیروی ایجاد شده در اثر انقباض وابسته است [۵، ۷]. مطالعه‌ها نشان می‌دهند که در طی اکستنشن گردن، عضله‌های عمقی در قسمت خلفی گردن زودتر از عضله‌های سطحی شروع به فعالیت می‌کنند و نرخ کرنش بیشتری از آن‌ها دارند [۱۲]. همچنین اختلال در عملکرد عضله مولتی‌فیدوس در افراد مبتلا به گردن درد مشاهده شده است [۱۳، ۱۴].

فعالیت عضله مولتی‌فیدوس گردنی نیز در حرکت‌های فلکشن بازو و ابداکشن شانه مشاهده می‌شود [۲، ۱۵]. از طرفی فریبا نشان داد که همبستگی معنی‌داری بین نیروی ایجاد شده با

تغییر ضخامت عضله‌های مورب داخلی و عرضی شکمی در حرکت اکستنشن و فلکشن زانو وجود دارد [۱۶]. همچنین عضله مولتی‌فیدوس کمری در سطح مهره‌های چهارم و پنجم کمری در فلکشن بازو و ابداکشن شانه شروع به فعالیت می‌کند [۶]. بررسی‌ها نشان می‌دهد که تغییر در ارتفاع میز کامپیوتر، الگو و میزان فعالیت عضله‌های گردن را تغییر می‌دهد [۱۷]. رهنما و همکارانش نشان دادند که فعالیت مفصل شانه در جهت‌های متفاوت به فعال شدن عضله مولتی‌فیدوس گردنی منجر می‌شود [۱].

برای انجام فعالیت‌های مختلف اسکلتی-عضلانی به فعالیت عضله مولتی‌فیدوس نیاز است؛ بنابراین محدود شدن سطح فعالیت این عضله توسط سیستم عصبی مرکزی به دلیل ایجاد درد و ناتوانی در قسمت‌های مختلف، ممکن است بر فعالیت‌های دیگر نیز تأثیر بگذارد.

در مطالعه حاضر با مشاهده رفتارهای مختلف عضله مولتی‌فیدوس گردنی در شش فعالیت مفصل شانه، مدل‌سازی رفتار این عضله در نرم‌افزار برای ارزیابی تأثیر فعالیت آن بر انقباض‌های مفصل شانه با ثابت بودن شرایط دیگر و به‌طور پارامتری در ارزیابی شد. هدف این مطالعه، بررسی نقش فعالیت عضله مولتی‌فیدوس گردنی در ایجاد فعالیت‌های ایزومتریک مفصل شانه در شش جهت حرکتی آن با استفاده از مدل‌سازی بیومکانیکی است. یافته‌های این مطالعه می‌تواند در تعیین این‌که اختلال در عملکرد عضله مولتی‌فیدوس گردنی بر کدام یک از فعالیت‌های مفصل شانه تاثیرگذار است، موثر باشد.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مدل‌سازی

مدل بیومکانیکی از سیستم حرکتی انسان بر اساس داده‌های آنروپومتری مربوط به صدک ۱۵۰م از مردان اروپایی (قد: ۱۷۶ سانتی‌متر، وزن: ۷۵ کیلوگرم) استفاده شد. مدل موجود شامل عضله‌های ناحیه شانه، ساعد و دست در اندام فوقانی و ۳ مفصل می‌باشد. مدل‌سازی عضله‌ها براساس مدل سه‌جزئی هیل با در نظر گرفتن الاستیسیته غیرفعال عضلانی، الاستیسیته

اکستنشن، ایترنال روتیشن و اکسترنال روتیشن (f_{ADD} f_{ABD} f_{ER} f_{IR} f_{EXT} f_{FLX}) به دست آمد.

پس از یافتن بیشترین نیرو در شش فعالیت، با اعمال درصدهای ۲۵، ۵۰، ۷۵ و ۱۰۰ از بیشترین نیروهای به-دست‌آمده در هر فعالیت به‌طور مجزا، نیروی عضله‌های شانه در سمت راست و عضله‌ی مولتی‌فیدوس گردنی در سمت راست و چپ در تمام فعالیت‌ها به‌طور جدا ثبت شد.

برای ارزیابی این‌که عضله‌ی مولتی‌فیدوس گردنی در شش فعالیت مفصل شانه چه درصدی از بیشترین نیروی خود را اعمال می‌کند، فعالیت اکستنشن ایزومتریک سر در این نرم‌افزار مدل شد؛ سپس با اعمال نیروهای مختلف به قسمت خلفی سر در راستای مثبت x ، بیشترین نیروی قابل تحمل توسط مدل در این حالت به دست آمد.

برای مقایسه تأثیر عضله‌های مختلف در انجام فعالیت‌ها به-طور مجزا و با در نظر گرفتن گشتاور ایجاد شده توسط هر عضله، بازوی گشتاوری مؤثر برای هر عضله نسبت به مفصل شانه پس از تعیین عضله‌های اصلی انجام‌دهنده حرکت در هر شش فعالیت و یافتن نقاط ابتدا و انتهای آنها از نرم‌افزار AnyBody، محاسبه شد.

مدل‌سازی در نرم‌افزار AnyBody (نسخه ۵.۳، آلبرگ، دانمارک) انجام شد

۲-۲-۲- نرمال‌سازی داده‌ها

داده‌های به دست آمده از نرم‌افزار برای نیروی عضله‌ی مولتی‌فیدوس گردنی در هر دو سمت راست و چپ و همچنین عضله‌های شانه در هر شش فعالیت انجام شده، به‌طور مجزا با استفاده از رابطه زیر نرمال شد:

$$N_{fi} = \frac{f_i - f_{rest}}{f_{MVC} - f_{rest}} \quad i = 1, \dots, 5. \quad (3)$$

که f_i نیروی عضله و N_{fi} نیروی نرمال شده آن، f_{rest} مقدار f در نیروی صفر درصد از بیشترین انقباض ارادی، f_{MVC} مقدار f در نیروی صد درصد از بیشترین انقباض ارادی و i نشانگر سطوح نیرو (به ترتیب ۰، ۲۵، ۵۰، ۷۵ و ۱۰۰ درصد از بیشترین انقباض ارادی) است.

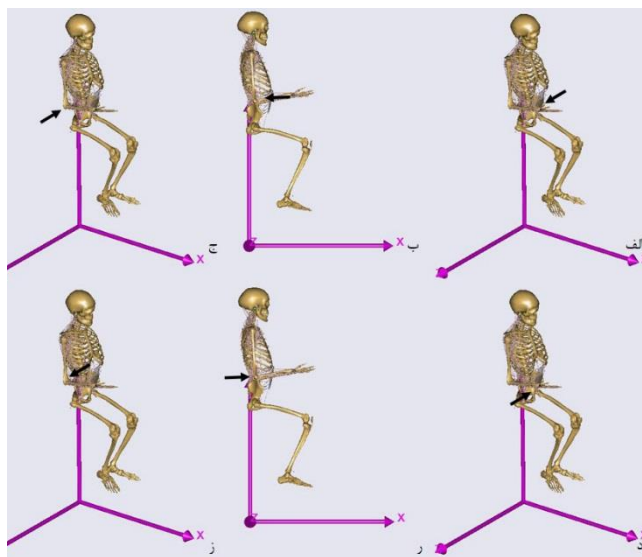
تاندون و زاویه پنینشن فیبرها می‌باشد. نیروی عضله‌ها در این مدل براساس بهینه‌سازی تابع چندجمله‌ای درجه پنج G و با استفاده از روش دینامیک معکوس محاسبه می‌شود. در این روش تابع (۱) برای رسیدن به رابطه (۲)، کمینه می‌شود:

$$G = \sum \left(\frac{F_i}{A_i} \right)^5 \quad (1)$$

$$CF_i = d \quad (2)$$

که F_i و A_i به ترتیب سطح مقطع و نیروی عضله، C نشان‌دهنده ماتریس ضرایب برای نیروهای مجهول و d بردار نیرو است.

شکل (۱)، مدل ایجاد شده در این نرم‌افزار را نشان می‌دهد. برای شبیه‌سازی شش فعالیت مفصل شانه، فعالیت‌ها با اعمال نیرو در دو جهت مثبت و منفی محور Z در مفصل آرنج برای ابداکشن و ادداکشن، در دو جهت مثبت و منفی محور X در مفصل آرنج برای فلکشن و اکستنشن و در دو جهت مثبت و منفی محور Z در مفصل مچ دست برای ایترنال و اکسترنال روتیشن مدل شدند.



شکل (۱) - مدل ایجاد شده داخل نرم‌افزار AnyBody برای

فعالیت‌های: (الف) ایترنال روتیشن، (ب) فلکشن، (ج) ابداکشن، (د) اکسترنال روتیشن، (ر) اکستنشن و (ز) ادداکشن

در ابتدا با اعمال نیروهای متفاوت، بیشترین نیروی ایزومتریک قابل تحمل توسط مدل (قبل از قرار گرفتن عضله‌ها در حالت اورلود) برای فعالیت‌های ابداکشن، ادداکشن، فلکشن،

۲-۳- تحلیل آماری

برای تعیین رابطه میزان نیروی عضله مولتی فیدوس گردنی و عضله‌های شانه با افزایش نیروی ایزومتریک مفصل شانه در فعالیت‌ها به‌طور مجزا، از مدل رگرسیونی استفاده شد.

برای این منظور، نیروی عضله‌ها به‌عنوان متغیر مستقل و مقدار نیروی اعمال‌شده به مدل به‌عنوان متغیر وابسته در نظر گرفته شد. رابطه این دو عامل با استفاده از معادله زیر ارزیابی شد:

$$STR_i = \beta_0 + \beta_1 f_i + \beta_2 (f_i)^2 + \varepsilon \quad i = 1, \dots, 6, (4)$$

که f نیروی عضله، STR مقدار نیروی ایجادشده در اثر انقباض مفصل شانه، β ها ضرایب‌های رگرسیونی، ε مقدار خطا و i تعداد فعالیت‌ها است.

این مدل برای عضله‌های اصلی و کمکی انجام‌دهنده فعالیت در سمت راست و عضله مولتی فیدوس گردنی در هر دو سمت برای هر فعالیت به‌طور مجزا ارائه شد.

برای تحلیل رگرسیونی داده‌ها از نرم‌افزار SYSTAT 13 (Systat Software, آمریکا) استفاده شد. مقادیر ضریب همبستگی رگرسیونی (R^2) و درصد خطای استاندارد تخمین (SEE) برای تمامی معادله‌ها، با استفاده از آنالیز واریانس محاسبه شدند. مقدار P کمتر از ۰/۰۵، معنی‌دار در نظر گرفته شد.

۳- یافته‌ها و بحث

مقدار بیشترین نیروی ایزومتریک به‌دست‌آمده از مدل AnyBody در شش فعالیت ابداکشن، ادداکشن، فلکشن، اکستنشن، اینترنال روتیشن و اکسترنال روتیشن به‌ترتیب برابر با $f_{ER}=60$ ، $f_{IR}=170$ ، $f_{EXT}=150$ ، $f_{FLX}=200$ ، $f_{ADD}=380$ ، $f_{ABD}=75$ نیوتن است.

بیشترین نیروی قابل تحمل توسط مدل برای فعالیت اکستنشن ایزومتریک سر، برابر با ۴۳۰ نیوتن بوده و مقدار نیروی عضله مولتی فیدوس در این حالت برابر با ۷۴/۳۵ نیوتن است.

بررسی نیروی اعمال‌شده از طرف عضله مولتی فیدوس گردنی در فعالیت‌های مختلف شانه، نشان می‌دهد که نیروی این

عضله در طول فعالیت‌های اینترنال روتیشن و فلکشن تقریباً ثابت بوده و در فعالیت ادداکشن، بسیار ناچیز است. برای سه فعالیت دیگر در هر دو سمت راست و چپ، با افزایش نیروی انقباضی مقدار نیروی این عضله افزایش می‌یابد؛ به‌طوری‌که بیشترین نیروی ایجادشده توسط عضله مولتی فیدوس برای فعالیت‌های ابداکشن، اکستنشن و اکسترنال روتیشن به‌ترتیب حدود ۱۰، ۱۲/۵ و ۱۰/۵ نیوتن است.

همچنین بیشترین نیرویی که توسط عضله‌های اصلی انجام دهنده حرکت در طی این سه فعالیت، اعمال می‌شود به‌ترتیب مربوط به عضله‌های دالی با نیروی ۱۵۷/۰۳ نیوتن، سه سر بازویی با نیروی ۲۵۲/۸۸ نیوتن و مولتی فیدوس گردنی با نیروی ۱۵۴/۸۰ نیوتن است.

بازوی گشتاوری محاسبه‌شده برای عضله‌های دالی، سه سر بازویی و مولتی فیدوس گردنی نیز به‌ترتیب برابر با ۰/۰۱، ۰/۰۵ و ۰/۳۴ متر است.

با ارزیابی نیروی ایجادشده توسط عضله‌های شانه در فعالیت ابداکشن، مشاهده می‌شود که هشت عضله به‌عنوان عضله‌های کمکی در طی ابداکشن فعال هستند. تنها در چهار عضله از میان این هشت عضله، رابطه معنی‌دار بین نیروی ایجادشده توسط عضله با نیروی مفصل شانه وجود دارد. برای فعالیت‌های اکستنشن و اکسترنال روتیشن به‌ترتیب، سیزده و نه عضله کمکی وجود دارد که از میان آنها، شش و پنج عضله به‌ترتیب در این دو فعالیت دارای رابطه معنی‌دار بین عامل‌های ذکر شده هستند.

بررسی مدل‌های پیش‌بینی کننده برای عضله‌ها نشان می‌دهد که رابطه نیروی عضله مولتی فیدوس با نیروی مفصل شانه در هر سه فعالیت به‌صورت خطی بوده و ضریب جمله خطی و ضریب ثابت برای این عضله در هر فعالیت تقریباً برابر با عضله‌های اصلی انجام‌دهنده آن فعالیت است. جدول‌های (۱) و (۲)، مدل‌های رگرسیونی به‌دست‌آمده را در این سه فعالیت نشان می‌دهند.

اطلاع از عملکرد عضله‌های عمقی خلفی گردن، که نقش مهمی در ایجاد پایداری مکانیکی مهره‌های گردن در طی فعالیت‌های مختلف ایفا می‌کنند، می‌تواند در تعیین عملکرد نادرست این عضله در افراد مبتلا به گردن درد و متناسب با آن، تجویز درمان‌های دارویی و توانبخشی مؤثر باشد. در سال‌های اخیر، از اولتراسوند برای ارزیابی فعالیت عضله‌های خلفی گردن استفاده شده است [۲، ۴، ۵، ۱۱، ۱۳، ۲۰]. همبستگی بالا بین داده‌های اولتراسوند و نیرو در عضله مولتی فیدوس گردنی به‌طور کیفی در مطالعه‌ها گزارش شده است [۱، ۱۱]. هدف این مطالعه، ارزیابی نقش فعالیت عضله مولتی فیدوس گردنی در ایجاد فعالیت‌های ایزومتریک مفصل شانه در افراد سالم با استفاده از مدل‌سازی در نرم‌افزار است.

۳-۱- مقایسه فعالیت‌های مفصل شانه

ارزیابی مدل ایجادشده در نرم‌افزار AnyBody نشان می‌دهد که عضله مولتی فیدوس گردنی در طی فعالیت‌های مفصل شانه فعال می‌شود. این نتیجه با یافته‌های رهنما و همکارانش در این زمینه هم‌خوانی دارد [۱]. این مشاهده می‌تواند حاکی از عملکرد زنجیره‌ای مفصل‌های بدن باشد؛ یعنی فعالیت یک مفصل بر فعالیت مفصل‌ها و عضله‌های مجاور تأثیر می‌گذارد. طبق این مدل، مقدار بیشترین نیرویی که فرد می‌تواند در فعالیت اداکشن تحمل کند، بیشتر از فعالیت‌های دیگر است.

۳-۲- اهمیت عضله مولتی فیدوس از لحاظ نیرو و

گشتاور ایجادشده توسط آن

طبق یافته‌های به‌دست‌آمده از مدل‌سازی، مقدار نیروی تولیدی توسط عضله مولتی فیدوس در شش فعالیت با یکدیگر متفاوت است. این امر نشان می‌دهد که نوع انقباض مفصل شانه بر مقدار فعالیت عضله مولتی فیدوس تأثیرگذار است. این نتیجه در مطالعه کریمی و همکارانش نیز گزارش شده است [۲۱]. از طرفی وابستگی فعالیت عضله به نوع انقباض و حرکت انجام‌شده در مفصل در عضله‌های دیگر نیز مشاهده می‌شود. طبق مطالعه مازلی و همکارانش، فعالیت عضله مولتی فیدوس کمتری به جهت حرکت شانه بستگی دارد [۲۲].

جدول (۱) - مدل‌های رگرسیونی برای رابطه نیروی ایزومتریک مفصل شانه با نیروی عضله‌های اصلی انجام‌دهنده فعالیت

فعالیت مفصل شانه	عضله موافق حرکت	β_0	β_1	β_2	R^2	%SEE
اکسترنال	دالی	۰۲/۰*	۰۹۹/۱*	-۱۳۴/۰	۹۹۶/۰	۰۰۰۲/۰
روتیشن	تحت خاری	۰۰۱/۰*	۲۳۹/۱*	-۲۳۹/۰	۱	۰۰۰۰۸/۰
	گرد کوچک	۰	۵۲۲/۰	۲۲۸/۰	۸/۰	۰۹۳۶/۰
ابداکشن	دالی	۰۰۹/۰*	۱۹/۱*	-۲۰۲/۰	۹۹۹/۰	۰۰۰۱/۰
	فوق خاری	۰۱۲/۰*	۲۶۳/۱*	-۲۷۸/۰	۹۹۹/۰	۰۰۰۶/۰
اکستنشن	دالی	۰۲۶/۰*	۳۵/۱*	-۳۸۲/۰	۹۹۶/۰	۰۰۰۲/۰
	سینه‌ای بزرگ	۰۰۱/۰	-۵۷/۳	۴۲۱/۴	۹۱۶/۰	۰۰۲۱/۰
	گرد بزرگ	۰	۳۵۶/۱	-۳۵۴/۰	۱	۰۰۰۰۴۷/۰
	سه سر بازویی	۰۲/۰*	۱۱۲/۱*	-۱۴۳/۰	۹۹۷/۰	۰۰۰۳۳/۰

* نشانگر معنی‌دار بودن ضریب است. ($p < 0.05$)

(β_0 ضریب ثابت، β_1 ضریب جمله خطی، β_2 ضریب جمله مربعی، SEE خطای استاندارد تخمین، R^2 ضریب همبستگی رگرسیونی)

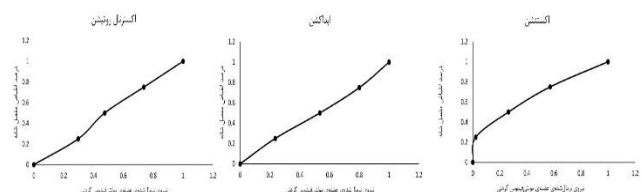
جدول (۲) - مدل‌های پیش‌بینی کننده برای رابطه نیروی ایزومتریک مفصل شانه با نیروی عضله مولتی فیدوس گردنی

فعالیت مفصل شانه	β_0	β_1	β_2	R^2	%SEE
اکسترنال روتیشن	-۰۱۲/۰*	۰۰۲/۱*	-۰۰۲/۰	۹۹۶/۰	۰۰۳۵/۰
ابداکشن	۰۱۴/۰*	۸۵۵/۰*	۱۱۶/۰	۹۹۷/۰	۰۰۳/۰
اکستنشن	۱۱/۰*	۵۵۹/۱*	-۶۷۷/۰	۹۶/۰	۰۰۹/۰

* نشانگر معنی‌دار بودن ضریب است. ($p < 0.05$)

(β_0 ضریب ثابت، β_1 ضریب جمله خطی، β_2 ضریب جمله مربعی، SEE خطای استاندارد تخمین، R^2 ضریب همبستگی رگرسیونی)

شکل (۲)، رابطه درصد نیروی ایجادشده در این سه فعالیت با نیروی نرمال‌شده عضله مولتی فیدوس گردنی را نشان می‌دهد.



شکل (۲) - رابطه نیروی نرمال‌شده عضله مولتی فیدوس گردنی با درصد انقباض مفصل شانه در طی سه فعالیت آن

می‌یابد. مقایسه مدل‌های به‌دست‌آمده برای این عضله با مدل‌های به‌دست‌آمده برای عضله‌های اصلی انجام‌دهنده فعالیت در مفصل شانه نشان می‌دهد که ضریب خطی بودن مدل برای عضله مولتی‌فیدوس گردنی به‌طور تقریبی برابر با عضله‌های اصلی است که این امر می‌تواند حاکی از اهمیت عملکرد عضله مولتی‌فیدوس گردنی باشد. نتیجه به‌دست‌آمده برای فعالیت ابداکشن در این مطالعه با یافته‌های کریمی و همکارانش در این زمینه ارتباط دارد. کریمی، فعالیت بالایی برای عضله مولتی‌فیدوس گردنی در طی فعالیت ابداکشن شانه نشان داد [۲۱].

۳-۴- تاثیر اختلال در عضله مولتی‌فیدوس بر

محدوده باربرداری بی‌خطر

فعالیت عضله مولتی‌فیدوس گردنی می‌تواند بر فعالیت‌های مفصل شانه تأثیر بگذارد؛ از این رو اختلال در عملکرد این عضله می‌تواند بر محدوده باربرداری بدون خطر آسیب به ستون مهره‌ها مؤثر باشد. طبق قوانین نایاش، بیشترین وزنه‌ای که فرد می‌تواند بدون آسیب به ستون مهره‌ها بلند کند برابر با ۳۴۰۰ نیوتن است. در سال‌های اخیر، ارجمند نشان داد که زاویه خم شدن تنه و فاصله افقی وزنه از بدن روی این عدد تأثیر دارد. فلکشن بیش از ۳۰ درجه تنه و افزایش فاصله افقی وزنه از بدن، مقدار نیروی وارد شده به مهره‌ها را افزایش می‌دهد و به افزایش محدودیت در باربرداری منجر می‌شود [۲۴]؛ پس به‌نظر می‌رسد که در صورت اختلال در عملکرد عضله مولتی‌فیدوس گردنی به علت‌های متفاوت، محدوده باربرداری بی‌خطر برای افراد کمتر از ۳۴۰۰ نیوتن باشد.

طبق یافته‌های این مطالعه، فعالیت عضله مولتی‌فیدوس گردنی می‌تواند فعالیت‌های مفصل شانه را تحت تأثیر قرار دهد. با توجه به اینکه عملکرد عضله‌های عمقی گردن، از جمله عضله مولتی‌فیدوس، در افراد مبتلا به گردن درد تغییر می‌کند [۲، ۳]، این تغییر علاوه بر این که به افزایش غیرقرینگی عضله در دو سمت راست و چپ [۴، ۱۴]، کاهش پایداری و افزایش محدوده حرکتی گردن و خم شدن گردن به سمت سالم [۴] در

فعالیت عضله مورب خارجی شکمی نیز به نوع حرکت انجام‌شده بستگی دارد [۲۳].

یافته‌های به‌دست‌آمده از مدل‌سازی اکستنشن ایزومتریک سر در نرم‌افزار نشان می‌دهند که بیشترین نیروی عضله مولتی‌فیدوس در این حالت برابر با ۷۴/۳۵ نیوتن است؛ بنابراین این عضله حدود ۱۴ درصد از بیشترین نیروی خود را در طول فعالیت ابداکشن وارد می‌کند. بررسی بازوی گشتاوری برای این عضله نیز نشان می‌دهد که بازوی گشتاوری آن نسبت به مفصل شانه بیشتر از عضله‌های اصلی انجام‌دهنده ابداکشن شانه است. گشتاور ایجادشده توسط عضله مولتی‌فیدوس گردنی حول این مفصل برابر با ۳/۴ نیوتن‌متر است؛ درحالی‌که گشتاور ایجادشده توسط عضله دالی، که بیشترین نیرو را در این فعالیت اعمال می‌کند، برابر با ۱/۵۷ نیوتن‌متر است. این امر نشان می‌دهد که اگرچه نیروی ایجادشده توسط عضله مولتی‌فیدوس در فعالیت ابداکشن شانه ممکن است کم باشد؛ اما با توجه به گشتاور قابل‌توجهی که در عمل حول این مفصل ایجاد می‌کند، فعالیت آن مهم خواهد بود.

در طول فعالیت اکسترنال روتیشن و اکستنشن، نیروی عضله مولتی‌فیدوس گردنی به‌ترتیب برابر با حدود ۱۴ و ۱۷ درصد از بیشترین مقدار آن است. گشتاور ایجادشده توسط عضله‌های مولتی‌فیدوس و دالی برای فعالیت اکسترنال روتیشن، به‌ترتیب برابر با ۳/۵۷ و ۱/۵۵ نیوتن‌متر است. برای فعالیت اکستنشن، گشتاور عضله مولتی‌فیدوس حول مفصل شانه برابر با ۴/۲۵ نیوتن‌متر و برای عضله سه‌سر بازویی، که بیشترین نیرو را در این فعالیت اعمال می‌کند، برابر با ۱۲/۶۴ نیوتن‌متر است.

۳-۳- بررسی مدل‌های پیش‌بینی کننده

مدل رگرسیونی به‌دست‌آمده (جدول (۲)) برای فعالیت‌های ابداکشن، اکستنشن و اکسترنال روتیشن نشان می‌دهد که همبستگی بالایی بین نیروی عضله مولتی‌فیدوس گردنی و درصد انقباض مفصل شانه در طی این فعالیت‌ها وجود دارد $(R^2 = ۰/۹۶-۰/۹۹۷)$. طبق این مدل‌ها، نیروی این عضله با افزایش درصد انقباض مفصل شانه به‌طور خطی افزایش

pattern with ultrasound imaging". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 19, pp. 391-397, 2009

- [6] Kiesel KB, Uhl TL, Underwood FB, Rodd DW, Nitz AJ. "Measurement of lumbar multifidus muscle contraction with rehabilitative ultrasound imaging". *Manual Therapy*, vol. 12, pp. 161-166, 2007
- [7] Hodges PW, Pengel LHM, Herbert RD, Gandevia SC. "Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging". *Muscle & Nerve*, vol. 27, pp. 682-692, 2003
- [8] Chen X, Zheng Y-P, Guo J-Y, Zhu Z, Chan S-C, Zhang Z. "Sonomyographic responses during voluntary isometric ramp contraction of the human rectus femoris muscle European". *Journal of Applied Physiology*, vol. 112, pp. 2603-2614, 2012
- [9] Jun S, Yong-Ping Z, Qing-Hua H, Xin C. "Continuous monitoring of sonomyography, electromyography and torque generated by normal upper arm muscles during isometric contraction: Sonomyography assessment for arm muscles". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol 55, pp. 1191-1198, 2008
- [10] Freilich RJ, Kirsner RLG, Byrne E. "Isometric strength and thickness relationships in human quadriceps muscle". *Neuromuscular Disorders*, vol. 5, pp. 415-422, 1995
- [11] Lee J-P, Tseng W-YI, Shau Y-W, Wang C-L, Wang H-K, Wang S-F. "Measurement of segmental cervical multifidus contraction by ultrasonography in asymptomatic adults". *Manual Therapy*, vol. 12, pp. 286-294, 2007
- [12] Peolsson A, Brodin L-Å, Peolsson M. "A tissue velocity ultrasound imaging investigation of the dorsal neck muscles during resisted isometric extension". *Manual Therapy*, vol. 15, pp. 567-73, 2010
- [13] Fernandez-de-las-penas C, C. Albert-sanchis J, Buil M, C. benitez J, Albuquerque F. "Cross-sectional area of cervical multifidus muscle in females with chronic bilateral neck pain compared to controls". *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, vol. 38, pp. 175-178, 2008
- [۱۴] آریمی ا، سمیه، سلطانی ر، سخایی، سید یعقوب، خلخالی، و همکاران. "بررسی قرینگی ابعاد عضله مولتی فیدوس گردن در زنان مبتلا به گردن درد مزمن غیراختصاصی یکطرفه و سالم توسط اولتراسونوگرافی". *توانبخشی نوین*. دوره ۷، شماره ۱، صفحه ۲۰-۱۳
- [15] Mohammad M, Rezasoltani A, KhalkhaliZavieh M, Tabatabaee SM. "A study on the effectiveness of shoulder strengthening exercises on thickness of

افراد مبتلا به گردن درد می‌شود، می‌تواند بر فعالیت‌های مفصل شانه نیز تأثیر بگذارد.

۴- نتیجه‌گیری

در حالت کلی با بررسی مدل ایجادشده در نرم‌افزار AnyBody برای ارزیابی تأثیر فعالیت عضله مولتی فیدوس گردنی بر فعالیت‌های مفصل شانه، مشاهده می‌شود که فعالیت عضله مولتی فیدوس گردنی می‌تواند بر فعالیت‌های مفصل شانه تأثیرگذار باشد. همچنین از بین شش فعالیت مفصل شانه در طول ابداعش، اکستنشن و اکسترنال روتیشن ایزومتریک، همبستگی بالایی بین فعالیت این عضله با درصد انقباض مفصل شانه وجود دارد؛ بنابراین به نظر می‌رسد که ارزیابی عضله مولتی فیدوس گردنی در حین این فعالیت‌ها می‌تواند اطلاعات مفیدی را از چگونگی عملکرد آن ارائه دهد.

۶- مراجع

- [1] Rahnema L, Rezasoltani A, KhalkhaliZavieh M, Noori Kochi F, AkbarzadehBaghban A. "The effects of isometric contraction of shoulder muscles on cervical multifidus muscle dimensions in healthy office workers". *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, vol. 18, pp. 383-389, 2014
- [2] Peolsson ALC, Peolsson MN, Jull GA, O'Leary SP. "Cervical muscle activity during loaded arm lifts in patients 10 years postsurgery for cervical disc disease". *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, vol. 36, pp. 292-299, 2013
- [3] Rezasoltani A, Ahmadipor A, Khademi-Kalantari K, Rahimi A. "Preliminary study of neck muscle size and strength measurements in females with chronic non-specific neck pain and healthy control subjects". *Manual Therapy*, vol. 15, pp. 400-403, 2010
- [4] Park K-n, Kwon O-y, Choung S-d, Kim S-h. "Bilateral asymmetry of semispinalis capitis muscle thickness and neck motion during prone neck extension in subjects with unilateral posterior neck pain". *Journal of Physical Therapy Science*, vol. 25, pp. 37-40, 2013
- [5] Lee J-P, Wang C-L, Shau Y-W, Wang S-F. "Measurement of cervical multifidus contraction

- [20] Jesus FMR, Ferreira PH, Ferreira ML. "Ultrasonographic measurement of neck muscle recruitment: A preliminary investigation". *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, vol. 16, pp. 89-92, 2008
- [21] Karimi N, Rezasoltani A, Rahnama L, Noori-Kochi F and Jaberzadeh S. "Ultrasonographic analysis of dorsal neck muscles thickness changes induced by isometric contraction of shoulder muscles: A comparison between patients with chronic neck pain and healthy controls". *Manual Therapy*, vol. 22, pp. 174-178, 2015
- [22] Moseley G L, Hodges P W, Gandevia S C. "Deep and Superficial Fibers of the Lumbar Multifidus Muscle Are Differentially Active During Voluntary Arm Movements". *Spine*, vol. 27, pp. 29-36, 2002
- [23] John E.K. and Beith I.D. "Can activity within the external abdominal oblique be measured using real-time ultrasound imaging?". *Clinical Biomechanics*, vol. 22, pp. 972-979, 2007
- [24] Arjmand N, Amini M, Shirazi-Adl A, Plamondon A, Parnianpour M. "Revised NIOSH Lifting Equation May generate spine loads exceeding recommended limits". *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 47, pp. 1-8, 2015
- the neck extensor muscles". *Rehabilitation Medicine*, vol. 2, pp. 7-13, 2013
- [16] Ferreira PH, Ferreira ML, Nascimento DP, Pinto RZ, Franco MR, Hodges PW. "Discriminative and reliability analyses of ultrasound measurement of abdominal muscles recruitment". *Manual Therapy*, vol. 16, pp. 463-469, 2011
- [17] Shin JJ, Kim JS, Hon JH, Yu JH, Lee DY. "The effect of table height on the thickness of neck muscle during computer work". *Indian Journal of Science and Technology*, vol. 8, pp. 1-5, 2015
- [18] Soltani AR, Nasiri R, Feyzi AM, Javanshir K. "Assessing the dimensions of semi-spinalis capitis muscle and isometric strength of cervical extensor muscles in different neck positions in healthy female individuals". *Journal of Mazandaran University of Medical Sciences (JMUMS)*, vol. 22, pp. 71-79, 2012
- [19] Goodarzi F, Karimi N, Rahnama L, Khodakarim L. "Differences in cervical extensor muscles thickness on subjects with normal head posture and forward head posture; an ultrasonography study". *Journal of Rehabilitation Sciences and Research*, vol. 2, pp. 23-26, 2015