

## Comparison of the Cervical Multifidus Muscle Dimensions Change During the Shoulder Joint Activities using of Predictive Models

Sh. Kian-Bostanabad<sup>1</sup>, M.R. Azghani<sup>2,\*</sup>, L. Rahnama<sup>3</sup>

<sup>1</sup> M.Sc. Department of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

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

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

Receipt in the online submission system: 9 August 2016, received in revised form: 19 October 2016, accepted: 1 November 2016

---

### Abstract

The cervical multifidus muscle is known as one of the deep neck extensor muscles that its dysfunction have been reported in people with neck pain. With regard to the limits on the evaluation of this muscle activity using electromyography, ultrasound was used to find out its function recently. The aim of this study is evaluation of this muscle dimensions change during six shoulder joint activities in healthy subjects and people with chronic neck pain and providing predictive models. So The relationship between strength of shoulder joint during contraction with the changes of anterior-posterior dimension, lateral dimension, shape ratio and size of the cervical multifidus muscle were assessed using of Response Surface Method in the first step for subjects and activities and then for activities with subject blocking. Finally, predictive models were provided for abduction activity in 0-50% of maximum voluntary contraction (MVC) for healthy subjects and 50-100% for patients with data clustering. The anterior-posterior dimension showed a higher correlation with the shoulder joint strength than other factors. R<sup>2</sup> values for this dimension in healthy subjects before and after data clustering is 0.552 and 0.66 and in patients is 0.339 and 0.505 respectively. Given the models correlation coefficient and its enhance by data clustering, it seems that evaluation of anterior-posterior dimension of this muscle during isometric abduction activity of shoulder joint with the strength of 0-50% MVC for healthy subjects and 50-100% for patients with neck pain can be provide useful information about its function.

**Key words:** *ultrasound, cervical multifidus muscle, muscle dimensions, predictive models, response surface methodology*

---

#### \*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](mailto:azghani@sut.ac.ir)

## مقایسه تغییر ابعاد عضله مولتی فیدوس گردنی در طی فعالیت‌های مفصل شانه با استفاده از مدل‌های پیش‌بینی‌کننده

شراره کیان بستان‌آباد<sup>۱</sup>، محمودرضا آذغانی<sup>۲\*</sup>، لیلا رهنما<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> کارشناس ارشد مهندسی پزشکی - بیومکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران  
<sup>۲</sup> دانشیار گروه مهندسی پزشکی - بیومکانیک، دکترای تخصصی بیومکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران  
<sup>۳</sup> استادیار گروه فیزیوتراپی، دکترای تخصصی فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۵/۵/۱۹، بازنگری: ۱۳۹۵/۷/۲۸، پذیرش قطعی: ۱۳۹۵/۸/۱۱

### چکیده

عضله مولتی فیدوس گردنی، یکی از عضله‌های عمقی اکستنسور گردن است که اختلال در عملکرد آن در افراد مبتلا به گردن درد گزارش شده است. با توجه به وجود محدودیت‌ها در ثبت الکترومیوگرافی این عضله، در سال‌های اخیر از اولتراسوند برای درک چگونگی فعالیت آن استفاده شده است. هدف این مطالعه، ارزیابی چگونگی تغییر ابعاد این عضله در شش جهت حرکتی مفصل شانه در افراد سالم و مبتلا به گردن درد مزمن و همچنین ارائه مدل‌های پیش‌بینی‌کننده است. برای این منظور، رابطه نیروی مفصل شانه در طول انقباض با تغییر بُعد قدامی-خلفی، بُعد جانبی، اندازه و نسبت شکل عضله مولتی فیدوس در ابتدا برای افراد و فعالیت‌ها و سپس با بلاک کردن افراد در فعالیت‌ها به صورت مجزا (مکان ویرگول ابهام دارد: آیا برای افراد در فعالیت‌های مجزا است یا اینکه جدا از هم ارزیابی شدند؟) با استفاده از روش رویه پاسخ ارزیابی شد. در نهایت با تقسیم‌بندی داده‌ها، مدل‌های پیش‌بینی‌کننده برای فعالیت ابداءکشن در نیروی ۵۰-۰ درصد از بیشترین انقباض ارادی فرد در افراد سالم و نیروی ۱۰۰-۵۰ درصد در افراد مبتلا ارائه شدند. بُعد قدامی-خلفی عضله، همبستگی بیشتری از سایر عامل‌ها با نیروی ایجاد شده نشان داد. مقدار « $R^2$ » برای بُعد قدامی-خلفی عضله قبل و بعد از تقسیم‌بندی داده در افراد سالم، به ترتیب برابر با ۰/۵۵۲ و ۰/۶۶ و در افراد مبتلا، به ترتیب برابر با ۰/۳۳۹ و ۰/۵۰۵ است. با توجه به ضریب همبستگی مدل‌ها و افزایش آن با تقسیم‌بندی داده‌ها، به نظر می‌رسد بررسی تغییر بُعد قدامی-خلفی این عضله در طی ابداءکشن ایزومتریک شانه با نیروی ۵۰-۰ درصد از بیشترین انقباض ارادی فرد برای افراد سالم و ۱۰۰-۵۰ درصد برای افراد مبتلا به گردن درد مزمن می‌تواند اطلاعات مفیدتری از چگونگی عملکرد آن ارائه دهد.

کلیدواژه‌ها: اولتراسوند، عضله مولتی فیدوس گردنی، ابعاد عضله، مدل‌های پیش‌بینی‌کننده، روش رویه پاسخ

\*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

درد گردن یکی از مهم‌ترین مشکل‌هایی است که افراد زیادی در جامعه امروزه به آن مبتلا هستند و می‌تواند این‌گونه تعریف شود: داشتن درد مکرر و ناتوانی، با علائمی که بیش از سه ماه طول بکشد [۱]. عضله‌های عمقی مجاور ستون مهره‌های گردن در ایجاد تعادل و پایداری مکانیکی مهره‌های گردن در موقعیت‌های استاتیکی و دینامیکی بسیار مهم هستند که این پایداری، نقش اساسی در جلوگیری از آسیب ساختارهای گردن ایفا می‌کند [۲]. عضله مولتی‌فیدوس گردنی به‌عنوان یکی از عضله‌های عمقی اکستنسور گردن شناخته می‌شود و نقش مهمی را در ایجاد این پایداری دارد [۲].

تغییرات فیزیولوژیکی و بیومکانیکی مشاهده‌شده در افراد مبتلا به گردن‌درد عبارت‌اند از: کاهش استقامت عضلانی، تغییر در الگوی فعالیت عضله‌های گردن و خستگی زودرس عضلانی [۳-۸]. مطالعه‌های مورفولوژیکی و الکترومایوگرافیکی نشان می‌دهند که تغییر شکل و تأخیر در شروع فعالیت عضله‌های عمقی ستون مهره‌ها در افراد مبتلا به گردن‌درد وجود دارد [۹]. همچنین تفاوتی در ابعاد عضله مولتی‌فیدوس بین افراد سالم و مبتلا به گردن‌درد وجود دارد [۱۰]. آریمی نشان داد که ابعاد این عضله در افراد مبتلا به گردن‌درد کوچک‌تر از افراد سالم است [۱۱].

اطلاع از عملکرد عضله در فعالیت‌های مختلف، می‌تواند در تجویز درمان‌های دارویی و فیزیکی در اختلال‌های مختلف اسکلتی-عضلانی مؤثر باشد [۱۰ و ۱۲]. برای اطلاع از میزان فعالیت عضله در فعالیت‌های مختلف، از الکترومایوگرافی و دینامومتری استفاده می‌شود. به‌دلیل دشواری تفکیک فعالیت عضله مولتی‌فیدوس از سمی‌اسپاینالیس سرویسیس، در سال‌های اخیر از اولتراسوند برای ارزیابی فعالیت این عضله استفاده‌شده است [۱۳]. تغییر ضخامت عضله در حین فعالیت آن رخ می‌دهد [۱۲، ۱۴-۱۷]؛ بنابراین می‌توان با یافتن تغییر ابعاد عضله، میزان فعالیت آن را به‌دست آورد.

از میان روش‌های موجود برای ارزیابی پارامترهای ساختاری عضله، اولتراسوند به‌دلیل ارزان‌تر بودن، قابلیت دسترسی بیشتر و امکان مشاهده فعالیت عضله به‌صورت زمان حقیقی و غیرتهاجمی، برای ارزیابی ساختار عضله مناسب‌تر است. قابلیت اطمینان بالایی برای ارزیابی ابعاد عضله‌های اسکلتی با استفاده از اولتراسوند در مقاله‌های متعددی گزارش‌شده است [۸، ۱۵، ۱۸-۲۲].

اولین بار یک گروه تحقیقاتی در دانشگاه توکیو و در اواخر ۱۹۶۰ از اولتراسوند برای اندازه‌گیری ابعاد عضله دوسربازویی استفاده کرد [۲۳]. این روند ادامه یافت تا این‌که در سال ۱۹۹۰، گروه‌های تحقیقاتی از اولتراسوند برای اندازه‌گیری ابعاد و دیگر پارامترهای ساختاری عضله‌های مختلف استفاده کردند [۲۳]. برای عضله‌های سولئوس [۲۴]، چهارسررانی [۱۷، ۱۹، ۲۰، ۲۵ و ۲۶]، راست رانی [۲۷]، تیبیلیس قدامی [۱۴] و [۲۸] و وستوس لترالیس [۲۶] در اندام تحتانی و برای عضله‌های عرضی شکمی [۸، ۱۴ و ۲۲]، مورب داخلی شکمی [۸ و ۱۴]، بازویی [۱۴ و ۲۹]، دوسر بازویی [۱۴، ۱۶ و ۲۹] و عضله‌های ناحیه ساعد و دست [۳۰ و ۳۱] در اندام فوقانی، همبستگی بالایی بین ابعاد عضله (اندازه‌گیری‌شده با اولتراسوند) با داده‌های نیرو و الکترومایوگرافی در افراد سالم در مقاله‌های متعدد گزارش‌شده است. از طرفی، پژوهش این گروه نشان داد که هم نوع فعالیت انجام‌شده و هم نوع عضله می‌تواند بر رابطه میزان فعالیت با تغییر ضخامت عضله‌های اسکلتی مؤثر باشد [۳۲]. در سال‌های اخیر، استفاده از اولتراسوند برای ارزیابی زمان شروع به فعالیت عضله بررسی‌شده است [۱۲ و ۳۳].

در سال‌های اخیر به موضوع افزایش ضخامت عضله مولتی‌فیدوس گردنی در طی اکستنشن ایزومتریک گردن پرداخته‌شده است [۳۴]. رهنما و همکارانش نیز بیان کردند که ضخامت این عضله در طی انقباض ایزومتریک مفصل شانه، بیشتر شده و بعد جانبی آن کاهش می‌یابد [۲]. همچنین مطالعه‌ها نشان می‌دهند که رابطه تغییر ابعاد عضله با مقدار فعالیت آن (نیرو و الکترومایوگرافی) به سطح فعالیت عضله بستگی دارد [۹ و ۱۴]. در مطالعه قبلی نشان دادیم که رابطه تغییر بعد قدامی-خلفی عضله مولتی‌فیدوس با افزایش نیروی مفصل شانه، به سطح انقباض وابسته است. همبستگی بین این دو عامل برای افراد سالم در نیروی ۵۰-۰ درصد از بیشترین انقباض ارادی فرد (MVC) بیشتر از نیروی ۱۰۰-۵۰ درصد بوده؛ اما در افراد مبتلا به گردن‌درد، عکس این مطلب صادق است. همچنین همبستگی بین این دو عامل در سمت راست در طی ابداکشن بیشتر از سایر فعالیت‌ها است [۳۵].

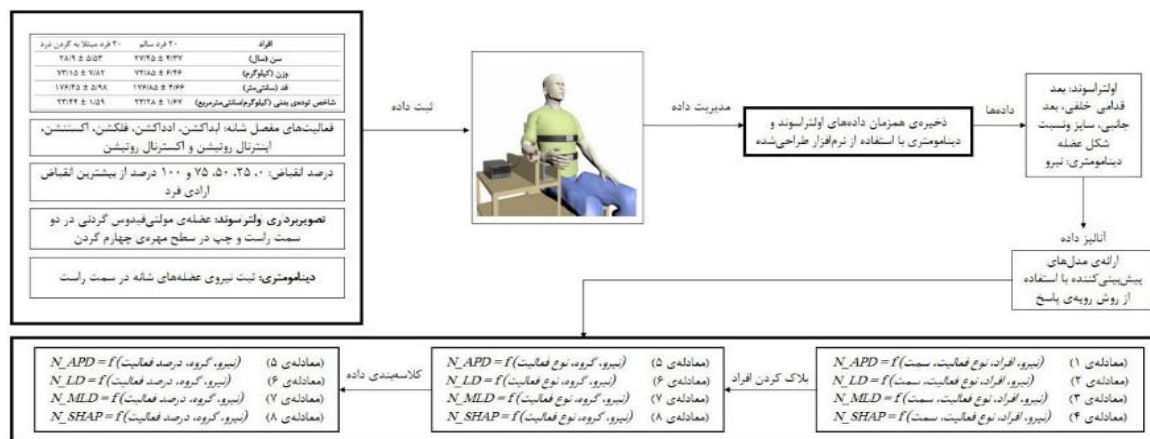
لی و همکارانش با مقایسه رابطه داده‌های اولتراسوند و تصویربرداری رزونانس مغناطیسی، قابلیت اطمینان بالایی برای ارزیابی عضله مولتی‌فیدوس گردنی در سطح مهره‌های چهار تا شش گردن برای افراد سالم گزارش کردند [۳۴]. پایایی و تکرارپذیری داده‌های اولتراسوند و قابلیت اطمینان

نسبت شکل عضله، وابستگی بیشتری به نیرو دارد و می‌تواند فعالیت عضله را بهتر نشان‌دهد.

## ۲- مواد و روش‌ها

### ۲-۱- ثبت داده

داده‌های استفاده‌شده در این تحقیق برگرفته از مطالعه رهنما و همکارانش است [۳۸]. با قرار گرفتن افراد روی صندلی مخصوص، MVC عضله‌های اطراف مفصل شانه برای هر فرد در شش جهت حرکتی و با استفاده از دینامومتری ثبت شد. همچنین تصویر اولتراسوند عضله مولتی‌فیدوس گردنی در نیروهای ۰، ۲۵، ۵۰، ۷۵ و ۱۰۰ درصد MVC در سطح مهره چهارم گردن با جایگذاری ترنسدیوسر به صورت عرضی در هردو سمت راست و چپ به دست‌آمد و ابعاد آن شامل بُعد قدامی-خلفی، بُعد جانبی، اندازه (حاصل ضرب دو بعد) و نسبت شکل (نسبت بُعد جانبی به قدامی-خلفی) محاسبه شد. شکل (۱)، مراحل اجرای مطالعه را به طور خلاصه نشان می‌دهد.



بالای آن برای اندازه‌گیری ابعاد این عضله در سطح مهره چهارم گردن در هردو گروه سالم و مبتلا به گردن درد، در حالت استراحت و انقباض عضله گزارش شده است [۳۶ و ۳۷]. در حالت کلی، عضله مولتی‌فیدوس گردنی در طی فعالیت‌های مختلف اسکلتی-عضلانی فعال می‌شود. برای فعالیت‌های مفصل شانه، باتوجه به بازوی گشتاوری بالای این عضله نسبت به مفصل شانه، نیروی هرچند کوچک می‌تواند گشتاور قابل توجهی را حول مفصل شانه ایجاد کند؛ با وجود این، مدلی برای پیش‌بینی چگونگی تغییر ابعاد و فعالیت این عضله در مطالعه‌ها گزارش نشده است.

شکل (۱)- تصویر شماتیک از مراحل انجام مطالعه در مطالعه حاضر، همبستگی بین نیروی ایجادشده در اثر انقباض ایزومتریک مفصل شانه با چگونگی تغییر ابعاد عضله مولتی‌فیدوس گردنی در سطح مهره چهارم گردن با ارائه مدل‌های پیش‌بینی‌کننده ارزیابی شده است. هدف از این بررسی، مقایسه مدل‌های ایجادشده است برای تعیین اینکه کدام یک از چهار عامل بُعد قدامی-خلفی، بُعد جانبی، اندازه و

### ۲-۲- تحلیل داده‌ها

رابطه تغییر ابعاد عضله مولتی‌فیدوس گردنی با مقدار نیروی ایزومتریک ایجادشده در اثر انقباض مفصل شانه در شش جهت حرکتی خود، با استفاده از روش رویه پاسخ [۳۹] ارزیابی می‌شود. برای این منظور پس از نرمال‌سازی داده‌ها، مقدار نیروی به دست‌آمده از دینامومتر به عنوان متغیر مستقل و تغییر ابعاد عضله مولتی‌فیدوس گردنی به عنوان متغیر وابسته در نظر گرفته می‌شود.

در ابتدا، رابطه بین این دو عامل در افراد و فعالیت‌ها، به طور جداگانه ارزیابی می‌شوند. مدل‌های پیش‌بینی‌کننده برای چهار

عامل اندازه‌گیری شده عضله با استفاده از معادله‌های زیر محاسبه شده و با یکدیگر مقایسه می‌شوند:

$$(N_{APD})_{ij} = \beta_0 + \beta_1(N_{STR})_{ij} + \beta_2(N_{STR})_{ij}^2 + \varepsilon$$

$$i = 1, \dots, 40, \quad j = 1, \dots, 6 \quad (1)$$

$$(N_{LD})_{ij} = \beta_0 + \beta_1(N_{STR})_{ij} + \beta_2(N_{STR})_{ij}^2 + \varepsilon$$

$$i = 1, \dots, 40, \quad j = 1, \dots, 6 \quad (2)$$

$$(N_{MLD})_{ij} = \beta_0 + \beta_1(N_{STR})_{ij} + \beta_2(N_{STR})_{ij}^2 + \varepsilon$$

$$i = 1, \dots, 40, \quad j = 1, \dots, 6 \quad (3)$$

$$(N_{SHAP})_{ij} = \beta_0 + \beta_1(N_{STR})_{ij} + \beta_2(N_{STR})_{ij}^2 + \varepsilon$$

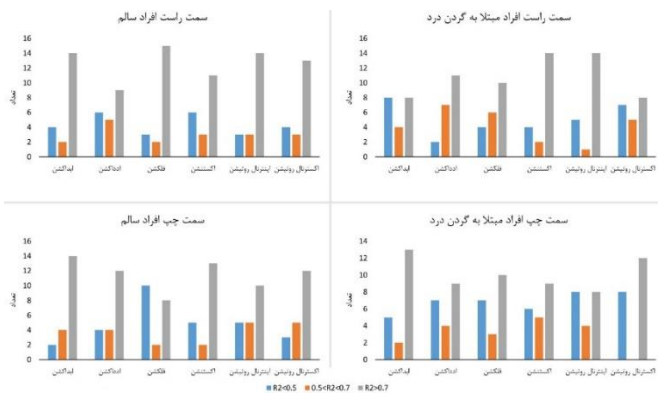
$$i = 1, \dots, 40, \quad j = 1, \dots, 6 \quad (4)$$

<sup>۱</sup> Methodology Response Surface

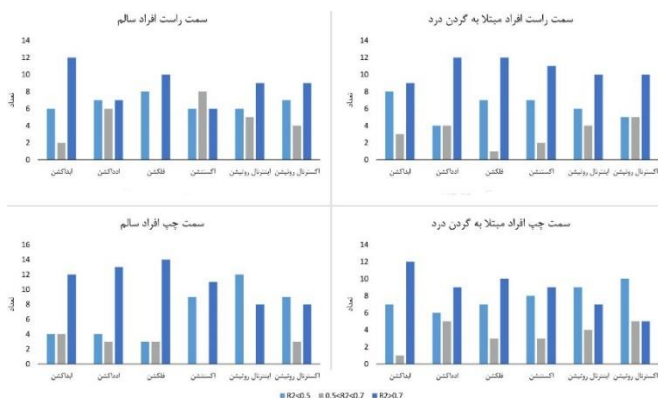
چهار پارامتر اندازه‌گیری شده عضله در فعالیت‌های مجزا نشان می‌دهند.



شکل (۲) - محدوده ضریب‌های همبستگی رگرسیونی برای رابطه بعد قدامی-خلفی عضله مولتی‌فیدوس گردنی با نیروی ایزومتریک مفصل شانه در شش جهت حرکتی آن



شکل (۳) - محدوده ضریب‌های همبستگی رگرسیونی برای رابطه بعد جانبی عضله مولتی‌فیدوس گردنی با نیروی ایزومتریک مفصل شانه در شش جهت حرکتی آن



شکل (۴) - محدوده ضریب‌های همبستگی رگرسیونی برای رابطه اندازه عضله مولتی‌فیدوس گردنی با نیروی ایزومتریک مفصل شانه در شش جهت حرکتی آن

که  $N\_APD$  بعد قدامی-خلفی نرمال شده،  $N\_LD$  بعد جانبی نرمال شده،  $N\_MLD$  اندازه نرمال شده و  $N\_SHAP$  نسبت شکل نرمال شده عضله،  $N\_STR$  مقدار نیروی نرمال شده،  $\beta$  ضرایب‌های رگرسیونی،  $\varepsilon$  مقدار خطا،  $i$  تعداد افراد و  $j$  شش فعالیت مفصل شانه هستند.

معادله‌های بالا برای هر دو سمت راست و چپ، ارزیابی می‌شوند.

برای حذف تأثیر افراد بر مدل‌های ایجاد شده، افراد به‌عنوان عوامل بلاک شده در نظر گرفته شدند. به‌طور کلی در روش رویه پاسخ، برای حذف تأثیر متغیرهای مزاحم و غیرضروری در ارزیابی تأثیر یک متغیر بر متغیر وابسته، از اثر بلاک<sup>۲</sup> استفاده می‌شود. رابطه بین این دو عامل به‌صورت معادله‌های زیر بیان می‌شود:

$$N\_APD_i = \beta_0 + \beta_1 N\_STR_i + \beta_2 (N\_STR_i)^2 + BE_{subject} + \varepsilon \quad i = 1, \dots, 6 \quad (5)$$

$$N\_LD_i = \beta_0 + \beta_1 N\_STR_i + \beta_2 (N\_STR_i)^2 + BE_{subject} + \varepsilon \quad i = 1, \dots, 6 \quad (6)$$

$$N\_MLD_i = \beta_0 + \beta_1 N\_STR_i + \beta_2 (N\_STR_i)^2 + BE_{subject} + \varepsilon \quad i = 1, \dots, 6 \quad (7)$$

$$N\_SHAP_i = \beta_0 + \beta_1 N\_STR_i + \beta_2 (N\_STR_i)^2 + BE_{subject} + \varepsilon \quad i = 1, \dots, 6 \quad (8)$$

که  $i$  فعالیت‌های مفصل شانه و  $BE_{subject}$  ضریب مربوط به افرادی است که به‌عنوان عوامل بلاک شده در نظر گرفته شده‌اند. چهار معادله بالا برای سمت راست افراد سالم و مبتلا به گردن درد، بررسی شده و مدل‌های پیش‌بینی‌کننده ارائه می‌شود.

باتوجه به یافته‌های مطالعه قبل و با تقسیم‌بندی داده‌ها در دو گروه بالای ۵۰ درصد و زیر ۵۰ درصد، مدل‌های پیش‌بینی‌کننده برای ابعاد عضله مولتی‌فیدوس سمت راست در طول ابداکشن در نیروی ۵۰-۰ درصد برای افراد سالم و نیروی ۵۰-۱۰۰ درصد برای افراد مبتلا به گردن درد با استفاده از معادله‌های ۵ تا ۸ ارائه شدند.

### ۳- یافته‌ها و بحث

با استفاده از معادله‌های ۱ تا ۴، مدل برای هر شخص ارائه شد. شکل‌های ۲ تا ۵، محدوده ضریب‌های همبستگی را برای

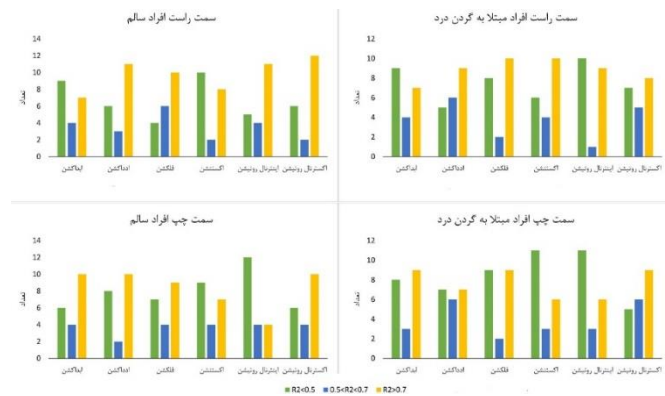
<sup>۲</sup> Blocking Effect

۵۰ درصد در افراد مبتلا به گردن درد، به ترتیب برابر با ۰/۵۰۵، ۰/۲۹ و ۰/۵۰۲ است.

آگاهی از فعالیت عضله‌های عمقی گردن که نقش مهمی در ایجاد تعادل و پایداری گردن دارند، می‌تواند در تعیین عملکرد تغییر یافته آنها در افراد مبتلا به گردن درد و تجویز تمرین درمانی و درمان‌های فیزیکی متناسب با آن، مؤثر باشد. در مطالعه قبلی نشان دادیم که فعالیت مفصل شانه در جهت‌های متفاوت به فعال شدن عضله مولتی‌فیدوس گردنی منجر می‌شود. همچنین با توجه به یافته‌های این مطالعه، همبستگی بالایی بین تغییر بُعد قدامی-خلفی عضله مولتی‌فیدوس گردنی در سمت راست با نیروی ایزومتریک مفصل شانه در طول ابداکشن با نیروی ۵۰ تا ۱۰۰ درصد MVC برای افراد مبتلا به گردن درد و نیروی ۰ تا ۵۰ درصد برای افراد سالم وجود دارد ( $R^2=0.166-0.151$ ) [۳۵]. با در نظر گرفتن این که برای فعالیت‌های مختلف اسکلتی-عضلانی به فعالیت عضله مولتی‌فیدوس نیاز است، 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 تاثیر بگذارد. هدف از مطالعه حاضر، ارائه مدل‌های پیش‌بینی‌کننده برای تغییر ابعاد این عضله در طول انقباض ایزومتریک مفصل شانه و تحلیل مدل‌های به دست آمده است.

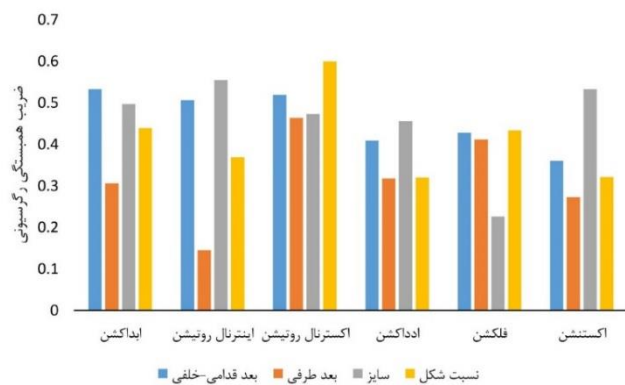
طبق شکل‌های (۲) تا (۵)، برای سمت راست افراد سالم در تمام فعالیت‌ها به جز ابداکشن، مقادیر قابل قبول « $R^2$ » برای بُعد قدامی-خلفی بیشتر از سایر عامل‌ها است. این مطلب برای سمت راست و چپ افراد مبتلا به گردن درد نیز صادق است. همچنین درباره مدل‌های به دست آمده برای سمت چپ افراد سالم، ضریب همبستگی رگرسیونی در تمام فعالیت‌ها برای بُعد قدامی-خلفی بیشتر از سه عامل دیگر است؛ در نتیجه با توجه به این نمودارها به نظر می‌رسد که بُعد قدامی-خلفی عضله، همبستگی بیشتری نسبت به سه عامل دیگر با نیروی ایجاد شده در اثر انقباض ایزومتریک مفصل شانه داشته باشد.

با توجه به اینکه همبستگی بین تغییر ابعاد عضله مولتی‌فیدوس با افزایش نیرو در طی فعالیت ابداکشن و عضله سمت راست بیشتر از سایر فعالیت‌ها است [۳۵، ۳۸]؛ بنابراین با ارزیابی ضریب همبستگی مدل‌های به دست آمده برای فعالیت‌ها بدون در نظر گرفتن افراد (شکل ۶) می‌توان دریافت که مقدار « $R^2$ » در طی ابداکشن برای بُعد قدامی-خلفی عضله بیشتر از سه عامل دیگر است. این یافته با نتایج به دست آمده از قسمت قبل مطابقت دارد.



شکل (۵)- محدوده ضریب‌های همبستگی رگرسیونی برای رابطه نسبت شکل عضله مولتی‌فیدوس گردنی با نیروی ایزومتریک مفصل شانه در شش جهت حرکتی آن

با بلاک کردن افراد، ۲۴ مدل برای افراد سالم و ۲۴ مدل برای افراد مبتلا به گردن درد ارائه شد. مقادیر « $R^2$ » مدل‌های پیش‌بینی‌کننده برای سمت راست افراد سالم به صورت زیر است. طبق این مدل‌ها مقدار « $R^2$ » برای بُعد قدامی-خلفی عضله بین ۰/۵۳۳-۰/۳۶، برای بُعد جانبی بین ۰/۴۶۴-۰/۱۴۵، برای اندازه عضله بین ۰/۵۵۵-۰/۲۲۶ و برای نسبت شکل آن بین ۰/۳۲-۰/۱۶ است.



شکل (۶)- مقدار ضریب‌های همبستگی رگرسیونی برای مدل‌های پیش‌بینی‌کننده در سمت راست افراد سالم

مقدار « $R^2$ » مدل‌های به دست آمده در ابداکشن برای چهار عامل بُعد قدامی-خلفی، بُعد جانبی، اندازه و نسبت شکل عضله سمت راست در افراد سالم، به ترتیب برابر با ۰/۵۵۲، ۰/۴۷۸، ۰/۵۱۵ و ۰/۴۵۷ و برای افراد بیمار، به ترتیب برابر با ۰/۳۳۹، ۰/۳۶۳، ۰/۳۳۸ و ۰/۲۴۸ است.

با تقسیم‌بندی داده‌ها در دو گروه، مقدار « $R^2$ » برای این چهار عامل در نیروی ۵۰-۰ درصد MVC برای افراد سالم به ترتیب برابر با ۰/۱۶۶، ۰/۴۷۶، ۰/۵۶۳ و ۰/۵۴۲ و برای نیروی ۱۰۰-

گردن درد، ممکن است همبستگی بالا در نیروی ۵۰-۱۰۰ درصد MVC ناشی از وجود تأخیر در زمان شروع به فعالیت عضله‌های عمقی گردن در این افراد باشد [۳۵].

جدول‌های (۱) و (۲)، مدل‌های به‌دست‌آمده برای دو گروه را نشان می‌دهند. طبق این جدول‌ها، در هر دو گروه سالم و مبتلا به گردن درد، معنی‌دار بودن مدل برای بُعد قدامی-خلفی عضله بیشتر از سه عامل دیگر است و ضریب همبستگی بالاتری دارد.

با تقسیم‌بندی داده‌ها در دو گروه ۵۰- و ۰-۵۰ درصد MVC، مشاهده می‌شود که ضریب همبستگی برای تمام عامل‌های اندازه‌گیری‌شده عضله (به جز بُعد جانبی در افراد سالم و اندازه عضله در افراد مبتلا) نسبت به مدل‌های به-دست‌آمده برای نیروی ۰-۱۰۰ درصد، افزایش می‌یابد. این امر می‌تواند حاکی از این باشد که ابعاد عضله در افراد سالم تا نیروی حدود ۵۰ درصد MVC، به دلیل انقباض تغییر می‌کند؛ اما پس از این نیرو با توجه به قرارگرفتن عضله در حالت کشش، تغییر ابعاد آن با رزولوشن دستگاه اولتراسوند به‌طور دقیق قابل مشاهده و اندازه‌گیری نیست. برای افراد مبتلا به

جدول (۱) - مدل‌های پیش‌بینی‌کننده برای رابطه تغییر ابعاد عضله مولتی‌فیدوس گردنی با نیروی ایزومتریک ابداکشن مفصل شانه در سمت راست

متغیر وابسته	بُعد قدامی-خلفی	بُعد جانبی	اندازه	نسبت شکل
$\beta_0$	-۰/۰۰۳*	-۰/۰۰۳	۰/۰۰۹*	-۰/۰۰۱*
$\beta_1$	۵/۵۴۹*	-۰/۳۳۲	۶/۵۰۲	۲/۴۴۵
$\beta_2$	-۸/۱۱۴*	۲/۳۱۱	-۱۰/۰۳۸	-۳/۲۱۶
$BE_{subject}$	-۰/۰۳۶-۰/۰۶۳	-۲/۷۱۷-۰/۱۶۵	-۴۰/۴۷۷-۴/۳۰۱	-۹/۵۹۳-۰/۵۹۲
$R^2$	۰/۶۶	۰/۴۷۶	۰/۵۶۳	۰/۵۴۲
$SEE$	۰/۱۶	۰/۳۸۸۸	۰/۱۵۵۱	۰/۲۴۰۳

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

$\beta_0$  ضریب ثابت،  $\beta_1$  ضریب جمله خطی،  $\beta_2$  ضریب جمله مربعی،  $BE$  جمله مربوط به عامل بلاک‌شده،  $SEE$  خطای استاندارد تخمین،  $R^2$  ضریب همبستگی رگرسیونی)

جدول (۲) - مدل‌های پیش‌بینی‌کننده برای رابطه تغییر ابعاد عضله مولتی‌فیدوس گردنی با نیروی ایزومتریک ابداکشن مفصل شانه در سمت راست

متغیر وابسته	بُعد قدامی-خلفی	بُعد جانبی	اندازه	نسبت شکل
$\beta_0$	-۲/۲۱۵	۴/۷	-۲۰/۱۲۴	۰/۸۴۳
$\beta_1$	۲/۰۱۸*	-۲۱/۴۱	۵۶/۰۶۴	-۲/۲۱۴
$\beta_2$	۰/۶۶۳	۱۶/۰۴۷	-۳۷/۰۱۳	۱/۲۴۵
$BE_{subject}$	-۲۴/۹۸۳-۱/۴۸۳	-۴۱/۸۴۵-۲/۶۴۹	-۴۱/۲۶۵-۲/۷۶۷	-۲۱/۰۷۴-۱/۱۱۶
$R^2$	۰/۵۰۵	۰/۵	۰/۲۹	۰/۵۰۲
$SEE$	۰/۳۲۳	۰/۶۸۳	۰/۱۴۲	۰/۲۴۳

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

$\beta_0$  ضریب ثابت،  $\beta_1$  ضریب جمله خطی،  $\beta_2$  ضریب جمله مربعی،  $BE$  جمله مربوط به عامل بلاک‌شده،  $SEE$  خطای استاندارد تخمین،  $R^2$  ضریب همبستگی رگرسیونی)

### ۳-۱- محدودیت‌ها

در این مطالعه، تصویر اولتراسوند عضله مولتی‌فیدوس در دو سمت راست و چپ به‌صورت جداگانه ثبت شده است. ثبت هم‌زمان تصویر عضله در دو سمت، ممکن است در مقایسه عملکرد آن در دو سمت مفید باشد.

طبق این مدل‌ها، تغییر بُعد قدامی-خلفی عضله در افراد سالم با افزایش نیرو به‌صورت مربعی است؛ اما در افراد مبتلا به گردن درد به‌صورت خطی می‌باشد. از طرفی، درصد خطای مدل‌های به‌دست‌آمده بسیار پایین است که نشان‌دهنده دقت بالایی مدل می‌باشد.

back and musculoskeletal rehabilitation, vol. 25, pp. 67-72, 2012

- [7] 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
- [8] 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
- [9] Lee J-P, Wang C-L, Shau Y-W, Wang S-F. "Measurement of cervical multifidus contraction pattern with ultrasound imaging". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 19, pp. 391-397, 2009
- [10] Fernandez-de-las-penas C, C. Albert-sanchis J, Buil M, C. benitez J, Alburquerque 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
- [۱۱] آریمی ا. سمیه، سلطانی ر. سخایی، سیدیعقوب، 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
- [12] 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
- [13] Mayoux-Benhamou M, Revel M, Vallee C. "Selective electromyography of dorsal neck muscles in humans". *Experimental Brain Research*, vol. 113, pp. 353-360, 1997
- [14] Hodges PW, Pempel LHM, Herbert RD, Gandevia SC. "Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging". *Muscle & Nerve*, vol. 27, pp. 682-692, 2003
- [15] 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
- [16] 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:

#### ۴- نتیجه‌گیری

با بررسی مدل‌های پیش‌بینی‌کننده برای تغییر ابعاد مختلف عضله مولتی‌فیدوس در طول انقباض ایزومتریک مفصل‌شانه، می‌توان دریافت که همبستگی بیشتری بین مقدار نیروی ایجادشده در اثر انقباض با بُعد قدامی-خلفی عضله نسبت به سه عامل دیگر (بُعد جانبی، اندازه و نسبت شکل) با وجود دارد؛ بنابراین به نظر می‌رسد که بررسی تغییر بُعد قدامی-خلفی این عضله در طی ابداعش ایزومتریک شانه با نیروی MVC ۵۰-۱۰۰ درصد برای افراد سالم و ۵۰-۱۰۰ درصد MVC برای افراد مبتلا به گردن درد مزمن، اطلاعات مفیدتری را از چگونگی عملکرد آن ارائه دهد.

#### ۵- مراجع

- [1] 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
- [2] Rahnama L, Rezasoltani A, Khalkhali Zavieh M, Noori Kochi F, Akbarzadeh Baghban 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
- [3] 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
- [4] Rezasoltani A, Ahmadipour 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
- [5] Salavati M, Ekhbari B, Ebrahimi E, Ezzati K, Khah HH. "Association of ultrasonography findings with pain, range of motion, disability, and pressure pain threshold in subjects with upper trapezius myofascial pain syndrome". *Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal*, vol. 4, pp. 221-227, 2015
- [6] Rezasoltani A, Ahmadipour A, Khademi-Kalantari K, Javanshir K. "The sign of unilateral neck semispinalis capitis muscle atrophy in patients with chronic non-specific neck pain". *Journal of*



- palsy". *Physical Therapy*, vol. 90, pp. 1619-1630, 2010
- [27] Chi-Fishman G, Hicks JE, Cintas HM, Sonies BC, Gerber LH. "Ultrasound imaging distinguishes between normal and weak muscle". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 85, pp. 980-986, 2004
- [28] Ruiz-Muñoz M, Martín-Martín J, González-Sánchez M, Cuesta-Vargas AI. "Monitoring changes of the tibialis anterior during dorsiflexion with electromyography, sonomyography, dynamometry and kinematic signals". Roa Romero LM (ed) XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing, vol. 41, pp. 1075-1078, 2013
- [29] Kanehisa H, Ikegawa S, Fukunaga T. "Comparison of muscle cross-sectional area and strength between untrained women and men". *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, vol. 68, pp. 148-154, 1994
- [30] Abe T, Counts BR, Barnett BE, Dankel SJ, Lee K, Loenneke JP. "Associations between handgrip strength and ultrasound-measured muscle thickness of the hand and forearm in young men and women". *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 41, pp. 2125-2130, 2015
- [31] Jung DH, Lee WH, Kim SJ, Cynn HS. "Correlations between maximal isometric strength and the cross-sectional area of lumbrical muscles in the hand". *Physical therapy korea*, vol. 18, pp. 34-42, 2011
- [32] Kian-Bostanabad S, Azghani M-R. "The relationship between electromyography and thickness change in the skeletal muscles". submitted to *Journal of Medical engineering and physics*. 2016
- [33] Dieterich AV, Pickard CM, Strauss GR, Deshon LE, Gibson W, McKay J. "Muscle thickness measurements to estimate gluteus medius and minimus activity levels". *Manual Therapy*, vol. 19, pp. 453-460, 2014
- [34] 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
- [35] Kian-Bostanabad S, Azghani M-r, Rahnama L. "The relationship between shoulder joint response with cervical multifidus muscle dimensions, Normative database". Submitted to *Journal of Medical engineering and physics*. 2016.
- Sonomyography assessment for arm muscles". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, pp. 1191-1198, 2008
- [17] Freilich RJ, Kirsner RLG, Byrne E. "Isometric strength and thickness relationships in human quadriceps muscle". *Neuromuscular Disorders*, vol. 5, pp. 415-422, 1995
- [18] Rezasoltani. A, Ylinen. J, Vihko V. "Isometric cervical extension force and dimensions of semispinalis capitis muscle". *Rehabilitation Research and Development*, vol. 39, pp. 423-428, 2002
- [19] Ando R, Saito A, Umemura Y, Akima H. "Local architecture of the vastus intermedius is a better predictor of knee extension force than that of the other quadriceps femoris muscle heads". *Clinical Physiology and Functional Imaging*, vol. 35, pp. 376-382, 2015
- [20] Strasser E, Draskovits T, Praschak M, Quittan M, Graf A. "Association between ultrasound measurements of muscle thickness, pennation angle, echogenicity and skeletal muscle strength in the elderly". *AGE*, vol. 35, pp. 2377-2388, 2013
- [21] Guo J-Y, Zheng Y-P, Xie H-B, Chen X. "Continuous monitoring of electromyography (EMG), mechanomyography (MMG), sonomyography (SMG) and torque output during ramp and step isometric contractions". *Medical Engineering & Physics*, vol. 32, pp. 1032-1042, 2010
- [22] McMeeken JM, Beith ID, Newham DJ, Milligan P, Critchley DJ. "The relationship between EMG and change in thickness of transversus abdominis". *Clinical Biomechanics*, vol. 19, pp. 337-342, 2004
- [23] L. Whittaker J, Stokes M. "Ultrasound imaging and muscle function". *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, vol. 41, pp. 572-580, 2011
- [24] Ishikawa M, Dousset E, Avela J, Kyröläinen H, Kallio J, Linnamo V, Kuitunen S, Nicol C, V. Komi P. "Changes in the soleus muscle architecture after exhausting stretch-shortening cycle exercise in humans European". *Journal of Applied Physiology*, vol. 97, pp. 298-306, 2006
- [25] Bickerstaffe A, Beelen A, Zwarts MJ, Nollet F, van Dijk JP. "Quantitative muscle ultrasound and quadriceps strength in patients with post-polio syndrome". *Muscle & Nerve*, vol. 51, pp. 24-29, 2015
- [26] Moreau NG, Simpson KN, Teefey SA, Damiano DL. "Muscle architecture predicts maximum strength and is related to activity levels in cerebral

- [38] Karimi N, Rezasoltani A, Rahnama L, Noori-Kochi F, 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
- [39] Montgomery DC. "Design and analysis of experiments". John Wiley & Sons, 2008
- [36] Kristjansson E. "Reliability of ultrasonography for the cervical multifidus muscle in asymptomatic and symptomatic subjects". *Manual Therapy*, vol. 9, pp. 83-88, 2004
- [37] Arimi SA, Rezasoltani A, Sakhaei SY, Tabatabaei SM, Khalkhali M. "Reliability of ultrasonographic measurement of cervical multifidus muscle dimensions during isometric contraction of neck muscles". *Rehabilitation Medicine*, vol. 1, pp. 36-44, 2013