مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی کردستان/ دوره پانزدهم/ پائیز ۱۳۸۹/ ۶۹-۵۹

بررسی تأثیر اعمال نیروی خارجی بر میزان فعالیت عضلات اطراف شانه حین حرکت push up

بیتا واثقی[۱]، صدیقه سادات نعیمی[۲]، خسرو خادمی کلانتری[۳]، عباس رحیمی[۳]، علیرضا سرمدی[۴]

۱- دانشجوی کارشناس ارشد فیزیوتراپی، شعبه بین الملل قشم، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

۲-استادیار، گروه فیزیوتراپی دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران(مؤلف مسؤول)، تلفن: ۷۷۵۴۸۴۹۶-۰۲۱ (داخلی ۲۵۷)

naimi_se@yahoo.com

۳- دانشیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

۴-استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

چکیده

زمینه و هدف: در نگرش جدید کنترل حرکتی، تأثیر نیروی عضلانی علاوه بر تولید حرکت در ایجاد ثبات و کنترل فعالیت نیز مطرح است. هدف از این مطالعه سنجش میزان فعالیت الکتریکی عضلات اطراف مفصل شانه با به کارگیری الکترومیوگرافی سطحی برای شناسایی و بررسی نحوه فعالیت این عضلات طی یک سری الگوهای حرکتی استاتیک و دینامیک بوده است.

روش بررسی: این تحقیق به روش نیمه تجربی روی ۳۰ نفر از افراد سالم و جوان دختر و پسر در دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال و با میانگین سنی (۲/۹± ۲۳/۲۸) که به روش نمونه‌گیری ساده انتخاب شدند، انجام شد. افراد با ترتیب تصادفی در معرض الگوهای حرکتی قرار گرفتند و فعالیت الکتریکی عضلات اطراف شانه جهت بررسی چگونگی رفتار عضلات ثبت گردید. اثر نیروی خارجی اعمال شده بر مفصل شانه در سه سطح، هم در حالت استاتیک و هم در حالت دینامیک مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: بر اساس نتایج بدست آمده، با ازدیاد اعمال نیروی خارجی، افزایش معناداری در فعالیت عضلات اسکاپولاتوراسیک به جز تراپز فوقانی در فاز پایین رونده مشاهده گردید ($p<۰/۰۵$). با افزایش میزان نیروی اعمال شده بر مفصل شانه در فاز بالارونده حرکت نیز در اکثر عضلات مورد مطالعه تفاوت معنادار مشاهده گردید ($p<۰/۰۵$) همچنین در حالت استاتیک با اعمال نیروی خارجی تنها در عضله ترس ماژور تفاوت معنادار نسبت به وضعیت مرجع مشاهده گردید ($p=۰/۰۱$).

نتیجه‌گیری: با توجه به نتاج، اعمال نیروی خارجی در فاز بالا رونده حرکت Push up مؤثرتر از فاز پایین رونده می‌باشد. به گونه‌ایی که می‌توان گفت در فاز بالارونده با اعمال نیروی کمتر (۲٪ وزن افراد به عنوان نیروی خارجی) تغییرات سطح فعالیت عضلانی بیشتر از زمان تحمل ۴٪ وزن افراد به عنوان نیروی خارجی می‌باشد و در حالت استاتیک تغییر چندانی ایجاد نمی‌شود.

کلید واژه‌ها: الکترومیوگرافی، فعالیت عضلانی، ثبات شانه

وصول مقاله: ۸۹/۵/۲۵ اصلاحیه نهایی: ۸۹/۸/۵ پذیرش مقاله: ۸۹/۸/۲۷

مقدمه

از آنجا که مفصل شانه پر تحرک‌ترین مفصل بدن محسوب می‌شود، می‌توان گفت ثبات مفصل شانه به نوعی قربانی تحرک بالای این مفصل شده است لذا، نقش عضلات برای تأمین ثبات خصوصاً در حین حرکت بسیار حائز اهمیت می‌باشد. علاوه بر این بسیاری از مطالعات انجام شده در سالهای اخیر بیانگر توجه عمیق و رو به رشد نسبت به عوامل عصبی عضلانی در جهت تأمین و حفظ ثبات عملکردی مفصل می‌باشد. در نگرش جدید توانایی تولید نیرو در عضله به عنوان تنها عامل مهم در نظر گرفته نمی‌شود بلکه میزان سرعت، آمادگی سیستم عصبی عضلانی و نوع الگوی فعالیت

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

عضلات در جهت ایجاد ثبات لحظه به لحظه، حفظ و کنترل وضعیت مفصل بسیار حائز اهمیت می‌باشد (۳-۱).

اخیراً تحقیقات متعددی در جهت شناسایی الگوی فعالیت عضلات و نقش عواملی همچون تغییر میزان نیروی اعمال شده بر مفصل و تغییر ثبات سطح اتکا بر الگوی فعالیت عضلات در بدن، بویژه در اندام تحتانی صورت گرفته است. این در حالی است که تحقیقات چندانی در اندام فوقانی موجود نمی‌باشد که همین تعداد اندک مطالعات در اندام فوقانی دلالت بر این نکته دارند که تغییر میزان ثبات سطح اتکا تأثیر چندانی در تغییر فعالیت عضلات اطراف شانه ندارد (٤). از سویی دیگر اکثر مطالعات انجام شده در اندام فوقانی در زنجیره باز حرکتی بوده است، این در حالی است که انجام تمرینات در زنجیره حرکتی بسته، سبب می‌شود حرکت با نواقص کمتری انجام شود که علت این مسأله را هم انقباضی عضلات هنگام انجام تمرینات در زنجیره حرکتی بسته عنوان کردند چرا که هم انقباضی عضلات منجر به ایجاد ثبات دینامیک بیشتر و کنترل حرکتی بالاتر می‌گردد. در سرعت‌های بالای حرکتی و یا زمانی که حرکت در دامنه حرکتی بالایی انجام می‌شود هم انقباضی عضلات منجر به کاهش تدریجی سرعت و جذب مقداری از نیروی آسیب رساننده به مفصل می‌شود. بنابراین حرکت با ایمنی و ثبات بالاتری انجام می‌شود (۵ و۳). بنابراین نتایج بدست آمده در زنجیره حرکتی باز، قابل تعمیم به زنجیره حرکتی بسته نمی‌باشد. شایان ذکر است علی‌رغم انجام مطالعاتی هر چند محدود، تأثیر تغییر میزان نیروی خارجی اعمال شده بر مفصل کاملاً نامشخص باقی مانده است. جهت مطالعه در این زمینه الکترومیوگرافی کینزیولوژیک به عنوان یک روش و ابزار، جایگاه ویژه‌ایی در بسیاری از مطالعات داشته است که در این روش سنجش زمانبندی و سطح فعالیت الکتریکی عضلات جهت شناسایی رفتارها و الگوهای به کارگیری آنها در حرکات بارز بوده است (۷ و٦).

Lehman و همکارانش، به بررسی تفاوتهای فعالیت الکترومیوگرافی عضلات شانه در طول تمرین Push up با و بدون سوئیس بال پرداختند. در نهایت عنوان شد در طول تمرینات با سوئیس بال و با تغییر نوع تمرین Push Up میزان فعالیت عضلانی تغییری نمی‌کند، آنان گزارش کردند احتمالاً بی‌ثباتی سطح اتکا خود به خود باعث افزایش فعالیت عضلانی نمی‌شود (۸). همچنین Lehman عنوان کرد که یک سطح اتکا بی‌ثبات، نمی‌تواند میزان فعالیت عضلات ثبات دهنده در اطراف مفصل اسکاپولا توراسیک را در طی فعالیت و تمرین push up افزایش دهد. وی احتمال داد مکانیسم‌های دیگری مانند تغییر میزان نیروی اعمال شده بر مفصل شانه تأثیرگذار باشد (۹).

Alpert و همکارانش بیان کردند زمان انجام حرکات زنجیره باز حرکتی با افزایش نیرو، حداکثر فعالیت عضلانی از مراحل پایانی حرکت به مراحل جلوتر و ابتدایی شیفت پیدا می‌کند که این خود نشانه بسیج بیشتر موتور یونیت‌های عضلات بالا برندهٔ بازو با توجه به افزایش نیرو است (۲).

Oliveira و همکارانش، گزارش کردند با افزایش نیروی خارجی، عملکرد حس عمقی مفصل بهبود می‌یابد اما این افزایش دقت تنها در جهتی که نیرو وارد می‌شود مشاهده می‌گردد و روی جهات دیگر و صفحات دیگر بی‌تأثیر است (۱).

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

طبق مطالعات S.B Chen و همکارانش، بیشترین پاسخ عکس‌العمل نیرو[1] مفصل زمانی بود که فرد در حالت push up تحمل وزن روی یک اندام می‌کرد و کمترین میزان هم زمانی بود که فرد در حالت وضعیت چهار دست و پا و روی هر دو اندام فوقانی تحمل وزن می‌کرد. فعالیت‌های الکترومیوگرافی هر عضله هم نشان داد که با افزایش میزان نیروی تحمل شده توسط اندام‌ها، میزان فعالیت عضلانی کاهش پیدا کرده است (۱۰).

با مرور تحقیقات گذشته مشاهده می‌شود که در بسیاری از موارد روی حرکات غیر فعال در زوایای محدود تأکید شده است و این در حالی است که با توجه به اهمیت ثبات و کنترل حرکت در حالت دینامیک مطالعات منسجمی در حالت فعال موجود نمی‌باشد. از سوی دیگر مطالعات مقایسه‌ایی بین تمرینات در حالت فعال و غیر فعال بسیار نادر می‌باشد. این در حالی است که وجود این نوع مطالعات به یافتن راه مناسب جهت افزایش و یا بهبود میزان فعالیت عضلانی و در نتیجه بهبود کیفیت حرکات خصوصاً در اندام فوقانی بسیار کمک‌کننده می‌باشد. لذا هدف از انجام مطالعه حاضر بررسی و مقایسه بزرگی فعالیت عضلات اطراف شانه حین تغییر میزان نیروی خارجی اعمال شده بر مفصل شانه در وضعیت Push up در دو حالت استاتیک و دینامیک می‌باشد.

روش بررسی

مطالعه حاضر به روش نیمه تجربی انجام شد و تأثیر تغییر میزان نیروی خارجی تحمل شده توسط مفصل بر فعالیت عضلانی مورد بررسی قرار گرفت. هر آزمودنی به طور متوالی و با ترتیب تصادفی در معرض تمام سطوح متغیر مستقل قرار گرفت. متغیر مستقل در این آزمون سه سطح از مقادیر متفاوت نیروی خارجی بود که در حالت دینامیک و استاتیک مورد بررسی قرار گرفت. در این آزمون متغیر وابسته سطح فعالیت الکتریکی عضله بود که توسط الکترومیوگرافی سطحی ثبت گردید.

این تحقیق از نوع اندازه‌گیری مکرر بود و افراد مورد مطالعه شامل ۳۰ نفر از مردان و زنان سالم و جوان بین ۲۰ تا ۳۰ سال بودند که در صورت نداشتن معیارهای حذف نمونه با روش نمونه‌گیری ساده در مطالعه قرار گرفتند. این معیارها شامل هرگونه مشکل عضلانی اسکلتی در ۶ ماه گذشته، سابقه درد در مفصل شانه و یا شکستگی و در رفتگی، جراحی، ضربات شدید در اندام فوقانی بود. سابقه افراد از لحاظ مصرف مواد مخدر و الکل و یا داروهای آرامبخش و مسکن مورد بررسی قرار گرفت. پس از توضیحات لازم در مورد نحوه و روش انجام مطالعه به افراد، آنها موافقت آگاهانه خود رابه صورت رضایت نامه کتبی اعلام کردند.

ـ وضعیت شروع آزمون

همانگونه که در تصویر (۱) مشاهده می‌شودآزمودنی در وضعیت Push up قرار می‌گرفت به گونه‌ایی که شانه کاملاً عمود بر زمین و در ۹۰ درجه فلکشن قرار داشت. هیچ چرخش داخلی و خارجی در اندام فوقانی وجود نداشت. به گونه‌ایی که انگشت میانی افراد دقیقاً زیر مفصل آکرومیو کلاویکولار قرار می‌گرفت (۱۱). سر در راستای تنه و ستون فقرات قرار داشت. از داوطلب خواسته شد در طول انجام آزمون به زمین نگاه کند. به گونه‌ایی که درناحیه گردنی چرخش

2. Force Reaction

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

به راست و چپ و یا فلکشن و یا اکستنشنی نیز در ناحیه گردنی وجود نداشته باشد.



تصویر ۱: وضعیت شروع آزمون

میزان نیروهای اعمال شده بر اساس درصدی از وزن بدن داوطلبین محاسبه و اعمال می‌شد. نیروهای اعمال شده ۲ و ۴٪ وزن بدن داوطلبین می‌بود که توسط ژاکتی مخصوص که داوطلب آن را به تن می‌کرد، اعمال می‌شد. وزنه ها در فاصله‌ایی برابر از لبهٔ داخلی دو اسکاپولا و روی ستون فقرات پشتی قرار داشتند. ژاکت به گونه‌ایی طراحی شده است که وزنه‌ها حد فاصل مهره سوم و مهره هفتم پشتی قرار گیرند و میزان وزنه‌ها برای هر فرد متناسب با وزن وی قابل تغییر بود.

- اطلاعات الکترو میوگرافی

فعالیت عضلانی توسط الکترودهای سطحی (دستگاه Biometric ساخت کشور انگلستان) از جنس Al/AgClبه شکل مستطیل با ابعاد ۳۸×۲۰ میلیمتر و با فاصله ۲۰ میلیمتر بین دو الکترود که به وسیله هشت کانال مجزا که به دستگاه AD convertor، اتصال دارد، ثبت می‌شد. میزان حساسیت این دستگاه ۳۰۰ $\pm$ $_{nv}$ و امپدانس خروجی کمتر از ۱۰ مگا اهم، نویز (noise) کمتر از ۱ μ v و gain= 1000 است. Resolution دستگاه نیز ۱۰۰۰ Hz بود.

اطلاعات EMG از عضلات شانهٔ غالب هر یک از افراد مورد آزمایش جمع‌آوری شد.

- الکترودگذاری

محل الکترودگذاری با عمل shaving و با کاغذ سنباده نرم و الکل ایزوپروپیل ۹۰٪ و آب و صابون کاملاً تمیز شده و آماده قرارگیری الکترودها در محل می‌شدند. از چسب دو طرفه (cm ۲/۵ TESA) و جهت ثابت کردن الکترودها روی پوست استفاده می‌شد الکترودهای ثبات طبق نظر SENIAM و موازی با فیبرهای عضلانی قرار داده شد. برای صحت و شناسایی بهتر عضله، از انقباضات ایزومتریک بر اساس روشهای تست قدرت عضلانی به صورت دستی استفاده شد.

تراپز فوقانی، تراپز تحتانی، سراتوس آنتریور، سر دراز بایسپس، ترس ماژور و دلتوئید خلفی عضلات مورد آزمون در این مطالعه بودند.

- وضعیت‌های مورد تست

تمامی نمونه‌ها در سه وضعیت به شرح زیر مورد آزمون قرارگرفتند:

۱. دست‌ها روی زمین، پاها روی زمین.

۲. دست روی زمین، پاها روی زمین ۲٪ وزن بدن، نیروی وارد بر مفصل افزایش یافت.

۳. دست‌ها و پاها روی زمین و ۴ ٪ وزن بدن، نیروی وارد بر مفصل شانه افزایش یافت.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

- روش آزمون

قبل از شروع تست‌ها در اولین مرحله، تمامی مراحل آزمون به داوطلب شفاهاً توضیح داده شد و توسط فیلمی که از قبل تهیه شده بود داوطلبین از تمامی مراحل آزمون با خبر گشتند. سپس از فرد خواسته شد برای آشنایی بیشتر در وضعیت‌های آزمون قرار گیرد و حرکت push up را انجام دهد. به گونه‌ایی که در حالت دینامیک، شروع و خاتمه حرکت Push up فرد مورد آزمون با شروع و اتمام حرکت نمونه همزمان گردد. بدین ترتیب تمامی نمونه‌ها با سرعت مشابه حرکات را انجام می‌دادند.

در مرحلهٔ بعد به منظور آمادگی بیشتر برای انجام آزمون اصلی، افراد به مدت ۵ دقیقه تمریناتی جهت گرم کردن (warm up) بدن شامل تمرینات ملایم از جمله تمرینات کششی اندام فوقانی را انجام دادند و مجدداً قبل از شروع آزمون اصلی صحت محل الکترودها چک می‌شد. از داوطلب خواسته شد در وضعیت‌های شرح داده شده قرار گیرد. شایان ذکر است که به منظور جلوگیری از هرگونه احتمال یادگیری، وضعیت‌ها به صورت تصادفی و توسط جدول اعداد تصادفی انتخاب شدند. در وضعیت‌های دینامیک، به مدت ۳ ثانیه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات قبل از شروع آزمون ثبت شد و از داوطلب خواسته شد به محض شروع حرکت در فیلم تهیه شده، حرکت را آغاز کند و سعی کند با سرعتی مشابه با فیلم، حرکت را انجام دهد و به پایان برساند. در تمام این مدت فعالیت الکتریکی عضلات ثبت گردید. در حالت استاتیک بعد از قرار گرفتن در وضعیت مورد آزمون، به مدت ۱۰ ثانیه فعالیت الکتریکی عضلات نامبرده شده ثبت گردید. شایان توجه است که فعالیت الکتریکی عضلات در تمامی وضعیت‌های آزمون چه در حالت استاتیک و چه در حالت دینامیک، با سه بار تکرار و دو دقیقه استراحت بین هر تکرار و نیز بدون جابه جایی دست‌ها در زمان استراحت انجام گردید. در طول انجام تمرینات نیز از افراد خواسته شد که چشم‌های خود را نبندند و فقط به دوربین کوچکی که جهت نمایش فیلم نمونه در فاصله برابر از دست راست و چپ قرار می‌گرفت، نگاه کنند، به گونه‌ایی که سر در وضعیت مطلوب ذکر شده قرار گیرد. به منظور کنترل توزیع یکسان وزن بین هر دو اندام فوقانی از دو ترازوی دیجیتالی یکسان با دقت اندازه‌گیری ۱ گرم استفاده گردید. چنانچه تفاوت اعداد بین دو ترازو بیشتر از یک کیلوگرم می‌شد تست متوقف می‌شد و پس از استراحتی ۳ دقیقه‌ایی مجدد همان حرکت تکرار می‌شد. بعد از ثبت سیگنال‌های الکترومیوگرافی در تمامی حرکات در یک فرد، مرحله آنالیز سیگنال‌ها جهت سنجش و مقایسه‌های آماری شروع گردید. آنچه که در این تحقیق در آنالیز الکترومیوگرافی به آن پرداخته شد، در محدوده حوزه توان بود. در این حوزه، با اندازه‌گیری شاخص RMS [۲] به عنوان یک معیار جهت مقایسه سطح فعالیت الکتریکی عضلات مختلف با یکدیگر پرداخته شد. لازم به ذکر است جهت استخراج داده‌ها از سیگنال‌های خام الکترومیوگرافی از نرم افزارهای Data Log و MATLAB استفاده گردید. به تصویر نمونه شماره ۲ توجه فرمایید.

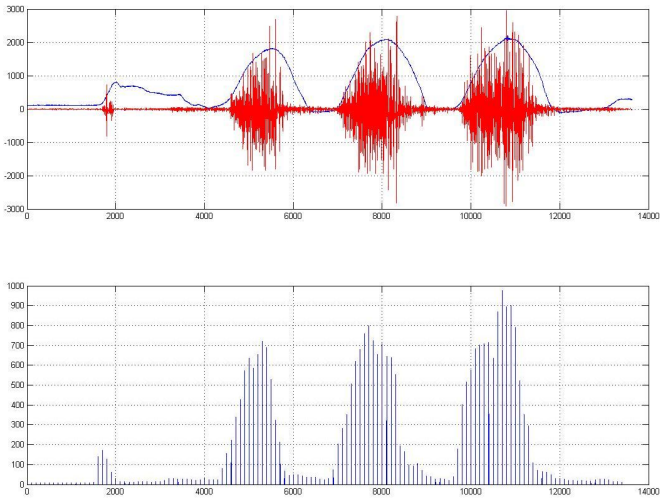
پس از احراز صحت و دقت داده‌ها تمامی اطلاعات بدست آمده جهت انجام برنامه‌های آماری وارد نرم افزار

2..Root – Mean Square

RMS در واقع همان اندازه‌گیری اولیه بزرگی[۲] یک سیگنال متناوب AC می‌باشد، که روشهای محاسباتی پیچیده‌ایی دارد.در این روش از توان دوم سیگنال‌های خام استفاده می‌گردد و نیازی به Full-Wave Rectification ندارد.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

SPSS نسخه ۱۷ گردید. شایان ذکر است که در این مطالعه، با آزمون K_S یک جامعه، نرمال بودن توزیع داده‌ها در هر وضعیت سنجیده شد و در نهایت به وسیله آزمون‌های Multi factorial Repeated Measure و Pair T_Test وضعیت عضلات مختلف در هر الگوی حرکتی و سپس وضعیت تک تک عضلات در الگوهای حرکتی مورد بررسی و مقایسه قرار گرفتند.



تصویر ۲: نمایی از ثبت الکترومیوگرافی همراه با گونیامتری (قسمت بالایی تصویر) و RMS (قسمت پایینی تصویر) عضله بایسپس در حین آزمون

یافته‌ها

میانگین سنی این افراد ۲/۹±۲۳/۲۸ سال، میانگین وزن آنها ۱۱/۸۳±۶۳/۷۶ کیلوگرم و میانگین قد این افراد ۸/۳±۱۷۰/۲۸ سانتیمتر بود. وسیله اصلی استفاده شده در این تحقیق دستگاه الکترومیوگرافی سطحی پرتابل ساخت شرکت Biometrics انگلستان بود.

در بررسی توزیع طبیعی با آزمون K_S، تمامی متغییرها از توزیع نرمالی برخوردار بودند. با مقایسه تمامی وضعیت‌های مورد مطالعه، در فاز پایین رونده حرکت تمامی عضلات اسکاپولاتوراسیک مورد مطالعه در این آزمون به جز تراپز فوقانی (p=۰/۴۲) تفاوت معناداری مشاهده گردید (p<۰/۰۵). همانگونه که در جدول ۱ آمده است، با مقایسه دو به دوی وضعیت‌ها مشاهده شد این معناداری زمان اعمال ۲٪ وزن بدن به عنوان نیروی خارجی وجود دارد (p<۰/۰۵) و زمان اعمال ۴٪ وزن بدن به عنوان نیروی خارجی تنها در عضله ترس ماژور افزایش معنادار مشاهده گردید (p=۰/۰۳). از بین عضلات اسکاپولاهومرال مورد آزمون در این مطالعه عضله بایسپس تفاوت معناداری در فاز پایین رونده حرکت Push up نشان داد (p=۰/۰۱).

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

جدول ۱ : میانگین تغییرات RMS و میزان احتمال در وضعیت‌های مختلف اعمال نیرو در فاز پایین رونده حرکت Push up

نام عضلات	2%W_Ref	P_ Value	4% W_ Ref	P_ Value	2% _ 4 % W	P_ Value
تراپز فوقانی	۳٤/٦±٦/٤	۰/۰۷	۲٤/٥±٦/۱	۰/۰٦	۱۰/۳±۱/۱	۰/۰۷
تراپز تحتانی	۲۵/۴±۴/۶	۰/۰۸	٤۸/۹±۳/۸	۰/۰۲	۲۲/٤±۱/۲	۰/۱۷
دلتوئید خلفی	۲۸/٤±۳/۱	۰/۰۹	۳/۳±۸/٥	۰/۰۸	۴/۴±۲/۸	۰/۱۹
سراتوس آنتریور	۱۰/۳±٤/٤	۰/۰۰۰	۱۱/٥±٥/۱	۰/۰۹	۰/۹±۰/۱	۰/۸۳
ترس ماژور	۲۲/٥±۳/۹	۰/۰۰۲	۳٥/۷±۴/۶	۰/۰۳	۱۳/٥±۲/۸	۰/۸
سر درازبایسپس	٥/۱±۱/۱	۰/۰۹	۸/۸±۱/٦	۰/۱۱	۳/۷±۱/٥	۰/۱۸

2% W _ 4 % W 2% W _ 4 % W: مقایسه وضعیت اعمال ۲٪ و۴٪ وزن بدن به عنوان نیروی خارجی

4% W_ Ref: مقایسه وضعیت مرجع و ۴٪ وزن بدن به عنوان نیروی خارجی

2%W_Ref: مقایسه وضعیت مرجع و ۲٪ وزن بدن به عنوان نیروی خارجی

در فاز بالارونده حرکت نیز همان گونه که در جدول ۲ مشاهده می‌شود، در اکثر عضلات مورد مطالعه تفاوت معنادار مشاهده گردید (p<۰/۰۵) و تنها در عضله تراپز فوقانی (p=۰/۰۶) و سراتوس آنتریور (p=۰/۳۴) تفاوت معنادار مشاهده نگردید. افزایش معنادار در هر دو عضله اسکاپولاهومرال (بایسپس و دلتوئید خلفی) در فاز بالا رونده حرکت Push up مشاهده گردید.

جدول ۲: میانگین تغییرات RMS و میزان احتمال در وضعیت‌های مختلف اعمال نیرو در فاز بالا رونده حرکت Push up

نام عضلات	2%W_Ref	P_ Value	4% W_ Ref	P_ Value	2% _ 4 % W	P_ Value
تراپز فوقانی	۳۳/٦±۳/۱	۰/۰۷	۲۳/٤±۳/٦	۰/۱۳	٥/٤±۳/۱	۰/٦۸
تراپز تحتانی	٤۸/٦±۸/٥	۰/۰۲	۳٤/٥±٤/۱	۰/۰۰۱	۲۲/٤±۱/۲	۰/٦٥
دلتوئید خلفی	۲٥/۱±۳/۲	۰/۰٦	۱٤/٤±۲/۸	۰/۰۱	۱۱/۳±۳/۸	۰/۰۸
سراتوس آنتریور	۱٦/۳±٤/٦	۰/۰۹	۱۲/٦±٤/۳	۰/۰۸	۳/٥±۲/۱	۰/۸۳
ترس ماژور	۳۸/٤±٤/۱	۰/۰۰۲	۲۸/۲±٤/٦	۰/۰۰٤	۱۰/٥±۲/۸	۰/۲۱
سر دراز بایسپس	٤٦/۱±۱٤/۳	۰/۰۱	٤۷/٦±۱۳/۳	۰/۰۳	۳/۸±۲/۱	۰/٤٥

بررسی‌های انجام شده در حالت استاتیک نشان می‌دهد که در این حالت با اعمال نیروی خارجی تنها در عضله ترس ماژور تفاوت معنادار نسبت به وضعیت مرجع مشاهده شد. (p=۰/۰۱) که این افزایش معنادار هم زمان اعمال ۲٪ وزن افراد به عنوان نیروی خارجی (p=۰/۰۳) و هم زمان اعمال ۴٪ وزن افراد به عنوان نیروی خارجی (p=۰/۰۰۲) مشاهده گردید و در سایر عضلات تفاوت معناداری مشاهده نگردید (p>۰/۰۵).

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

جدول ۳: میانگین تغییرات RMS و میزان احتمال در وضعیت‌های مختلف اعمال نیرو درحالت استاتیک

نام عضلات	2%W_Ref	P_ Value	4% W_ Ref	P_ Value	2% _ 4 % W	P_ Value
تراپز فوقانی	-۹/۲±۳/۱	۰/۰۷	-۱۷±۳/۲	۰/۰٤	-٦/٤±۲/۱	۰/٦۸
تراپز تحتانی	۳۲/۲±۵/۱	۰/۰۸	۲۳/۵±۴/۳	۰/۰۵	۹/٤±٦/۳	۰/۸
دلتوئید خلفی	۱۶/۲±۳/۲	۰/۱۸	۳۲/۴±۷/۱	۰/۰۷	۱٦/۸±٦/۳	۰/۰٦
سراتوس آنتریور	۶۰/۴±۱۵/۱	۰/۰۵	۴۷/۳±۷/۴	۰/۰۷	۱۵/۵±۲/۱	۰/۱۲
ترس ماژور	۱۲/۶±۴/۹	۰/۰۳	۱۶/۴±۰/۹	۰/۰۰۲	۴/۰۲±۲/۸	۰/۰۱
سر درازبایسپس	۱۷/۵±۷/۶	۰/۳۲	۱۶/۴±۴/۶	۰/۱۵	۲/۰۶±۳/۵	۰/٤۷

بحث

در تحقیق حاضر، حالت دینامیک در دو فاز بالا رونده و پایین رونده حرکت Push up مورد بررسی قرار گرفت. با بررسی‌های انجام شده مشخص شد تنها با اعمال ۲٪ از وزن بدن به عنوان نیروی خارجی وارد بر مفصل، میزان فعالیت عضلانی در عضلات اسکاپولاتوراسیک خصوصاً تراپز تحتانی و سراتوس آنتریور افزایش معناداری نشان داده است. نکته حایز اهمیت در این میان، واکنش عضله تراپز فوقانی در وضعیت‌های مختلف اعمال نیروی خارجی بود. به گونه‌ایی که بر خلاف سایر عضلات، در تمام این وضعیت‌ها عضله تراپز فوقانی نه تنها تفاوت معناداری نشان نداد بلکه با افزایش مقدار نیروی خارجی، کاهش میزان فعالیت عضلانی نسبت به وضعیت مرجع مشاهده گردید. همچنین با اعمال نیروی خارجی تغییر چشمگیری در میزان فعالیت عضلات اسکاپولوهومرال مشاهده نشد. نتایج به دست آمده از این مطالعه به نوعی موید نتایج Alpert بود. وی در تحقیق خود عنوان کرد؛ اعمال نیروی خارجی بر مفصل شانه بر ریتم اسکاپولا توراسیک و میزان بسیج موتور یونیت‌ها و در نتیجه بر تأمین ثبات مفصلی تأثیرگذار بود (۲).

همچنین در مطالعه دیگری عنوان شده است که احتمالاً در وضعیت‌های مختلف الویشن، اسکاپولا رفتارهای متفاوتی در برابر نیروی خارجی اعمال شده نشان می‌دهد. طبق نظر این محقق، میزان فعالیت عضلات اسکاپولاتوراسیک در صفحه اسکاپولا و در صورت تحمل وزن بیش از ۴ کیلوگرم افزایش یافت. هر چند در این مطالعه صرف نظر از وزن و قد افراد برای تمام نمونه‌ها نیروی خارجی ثابتی استفاده شده بود و حرکت در زنجیره حرکتی باز انجام گرفته بود که به نظر می‌رسد وجود این دو فاکتور در این مطالعه مقایسه یافته‌ها را با یافته‌های ما غیر ممکن می‌سازد (۱۲).

در مطالعه دیگری که توسط Oliveira، انجام شد تأثیر میزان نیروی تولید شده توسط عضلات اطراف شانه را در چندین وضعیت قرارگیری زنجیره بسته مورد بررسی قرار داد. در این مطالعه مطرح شد با توجه به معناداری میزان فعالیت عضلات در برخی از وضعیت‌های مورد آزمون به دلیل تغییر مرکز ثقل بدن و در نتیجه تغییر میزان نیروی وارد شده بر اندام فوقانی، احتمالاً میزان نیروی وارده بر مفصل شانه بر میزان عملکرد شانه تأثیرگذار می‌باشد (۱).

با بررسی نتایج، کاملاً مشهود است که در فاز پایین رونده حرکت اعمال ۲٪ وزن افراد به عنوان نیروی خارجی جهت ایجاد تغییرات معنادار در میزان فعالیت عضلات اسکاپولاتوراسیک کفایت می‌کند. به گونه‌ایی

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

که اعمال نیروی بیشتر تحمل شده در مفصل، نتایج را کاملاً تغییر داده و در این حالت در اکثر عضلات اسکاپولاتوراسیک، تفاوت معناداری مشاهده نشد. در حالی که در فاز بالارونده حرکت، میزان فعالیت عضلات به طور کاملاً واضحی تغییر می‌کند و این تغییرات معنادار در جهت افزایش فعالیت عضلانی است، به گونه‌ایی که در اکثر عضلات اسکاپولاتوراسیک در تمام وضعیت‌های اعمال نیرو افزایش معنادار مشاهده گردید. اما نکته چشمگیر تغییر سطح فعالیت عضلات گلنوهومرال می‌باشد، به گونه‌ایی که در تمامی وضعیت‌های اعمال نیروی خارجی در فاز بالارونده، شاهد افزایش معنادار سطح فعالیت عضلات گلنوهومرال هستیم. با توجه به نتایج بدست آمده این احتمال وجود دارد که افزایش نیروی خارجی در فاز بالا رونده که حرکتی در جهت خلاف جهت جاذبه انجام می‌گردد، با افزایش سطح فعالیت عضلات رابطه مستقیمی داشت و در فاز پایین رونده که نیاز به کنترل حرکت اسکاپولا وجود داشت، سطح فعالیت عضلات اسکاپولاتوراسیک تغییر معنادار نشان داد. هر چند الگوی ثابتی در چگونگی فعالیت عضلات قابل مشاهده نیست. شایان ذکر است سطح فعالیت عضله تراپز فوقانی در هیچ یک از فازهای حرکت Push up تفاوت معناداری نشان نداد. با مقایسه وضعیت‌های یکسان آزمون شده در دو فاز پایین رونده و بالا رونده در حرکت Push up، این طور به نظر می‌رسد در فاز بالا رونده اعمال نیروی خارجی اثر بیشتری نسبت به فاز پایین رونده داشت. شاید علت این مسأله انجام حرکت بر خلاف نیروی جاذبه باشد به گونه‌ایی که تکمیل حرکت در این شرایط مستلزم افزایش سطح فعالیت عضلانی جهت غلبه بر نیروی جاذبه است. نتایج بدست آمده از مطالعه حاضر در راستای نتایج جمعی از مطالعات انجام شده در حالت استاتیک می‌باشد. تمامی این مطالعات در حالت استاتیک در زنجیره حرکتی باز انجام شده است و نتایج بدست آمده حاکی از این نکته می‌باشد که میزان نیروی تولید شده در عضلات با میزان نیروی تحمل شده در مفصل رابطه خطی دارد (۱۰و۱). گفتنی است Chen نتایج مشابهی را در زنجیره حرکتی بسته، بدست آورد که تفاوت عمده آن با مطالعه ما در نحوه اعمال نیروی خارجی بود. به گونه‌ایی که Chen با تغییر زاویه قرارگیری اندام فوقانی که تحمل وزن را انجام نمی‌داد میزان نیروی وارد شده بر شانه سمت تحمل کننده وزن را تغییر داده بود. در واقع وی به نوعی با تغییر مرکز ثقل بدن، میزان نیروی وارد بر مفصل را تغییر داده بود. این در حالی است که در مطالعه‌ایی که در سال ۲۰۰۸ توسط Iridiastadi انجام شد نتایجی مغایر با مطالعات قبلی بدست آمده است. در این مطالعه عنوان شده است میزان قدرت انقباض ایزومتریک و میزان Excursion عضله با اعمال نیروی خارجی کاهش می‌یابد. علت این مسأله نیز این طور بیان شده است که متعاقب اعمال نیروی خارجی و با توجه به تأثیرات کوتاه مدت خستگی که به دنبال انقباض ایزومتریک ایجاد می‌گردد، میزان تولید نیرو توسط عضله در واحد زمان کاهش می‌یابد (۱۳).

با بررسی نتایج می‌توان این طور نتیجه‌گیری کرد که اعمال نیروی خارجی در فاز بالا رونده حرکت Push up مؤثرتر از فاز پایین رونده می‌باشد. به گونه‌ایی که در این حالت بر خلاف تصور عمومی، میزان فعالیت عضلانی در فاز پایین رونده حرکت Push up بیشتر از فاز بالا رونده حرکت می‌باشد.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

بررسی وضعیت استاتیک

با بررسی نتایج بدست آمده از این مطالعه این طور به نظر می‌رسد که اعمال نیروی خارجی در حالت استاتیک تأثیر چندانی بر میزان فعالیت عضلات و در نتیجه ثبات مفصلی ندارد. در میان عضلات مورد آزمون در این مطالعه، تنها در عضله ترس ماژور افزایش معناداری در سطح فعالیت عضلانی مشاهده گردید و در سایر عضلات تغییر چندانی مشاهده نشد. در حالی که قبلاً نیز بحث شد در حالت دینامیک تأثیر اعمال نیروی خارجی بر مفصل شانه کاملاً مشهود است.

نتایج بدست آمده از مطالعه حاضر در راستای نتایج جمعی از مطالعات انجام شده در حالت استاتیک می‌باشد. تمامی این مطالعات در حالت استاتیک در زنجیره حرکتی باز انجام شده است و نتایج بدست آمده حاکی از این نکته می‌باشد که میزان نیروی تولید شده در عضلات با میزان نیروی تحمل شده در مفصل رابطه خطی دارد (۱۰ و ۱). گفتنی است S.B Chen نتایج مشابهی را در زنجیره حرکتی بسته بدست آورد که تفاوت عمده آن با مطالعه ما در نحوه اعمال نیروی خارجی می‌باشد. به گونه‌ایی که Chen با تغییر زاویه قرارگیری اندام فوقانی که تحمل وزن را انجام نمی‌داد میزان نیروی وارد شده بر شانه سمت تحمل کننده وزن را تغییر داده بود. در واقع وی به نوعی با تغییر مرکز ثقل بدن میزان نیروی وارد بر مفصل را تغییر داده بود.

این در حالی است که در مطالعه‌ایی که در سال ۲۰۰۸ توسط Iridiastadi انجام شد نتایجی مغایر با مطالعات قبلی بدست آمده است. در این مطالعه عنوان شده است میزان قدرت انقباض ایزومتریک و میزان Excursion عضله با اعمال نیروی خارجی کاهش می‌یابد. علت این مسأله نیز این طور بیان شده است که متعاقب اعمال نیروی خارجی و با توجه به تأثیرات کوتاه مدت خستگی که به دنبال انقباض ایزومتریک ایجاد می‌گردد، میزان تولید نیرو توسط عضله در واحد زمان کاهش می‌یابد (۱۳).

مقایسه دو حالت استاتیک و دینامیک

با توجه به نتاج بدست آمده و با وجود اینکه در هر دو حالت استاتیک و دینامیک میانگین فعالیت عضلانی در اکثر عضلات رو به افزایش بود اما این طور به نظر می‌رسد که اعمال نیروی خارجی در حالت دینامیک تأثیرگذارتر از حالت استاتیک می‌باشد، به گونه‌ایی که در حالت استاتیک تغییرات اندکی و در تعداد کمی از عضلات مشاهده گردید. این در حالی است که در وضعیت دینامیک اعمال نیروی خارجی سبب افزایش معنادارتر و بارزتری در میزان فعالیت عضلات گردید.

نتیجه‌گیری

بر اساس نتایج بدست آمده می‌توان این طور نتیجه گرفت که به نظر می‌رسد اعمال نیروی خارجی در افزایش میزان فعالیت عضلانی تأثیرگذار می‌باشد. با بررسی‌های دقیق‌تر این طور نتیجه گرفته می‌شود که اعمال نیروی خارجی در فاز بالا رونده حرکت Push up مؤثرتر از فاز پایین رونده می‌باشد.

با توجه به اینکه در این مطالعه در برخی از عضلات رفتارها و سطح معناداری بین دو گروه خانم‌ها و آقایان متفاوت بود این نیاز کاملاً محسوس است جهت نیل به نتایج قطعی‌تر و یافتن پروتکل‌های درمانی مناسب، مطالعات بعدی در گروه‌های مجزای خانم‌ها و آقایان بررسی گردد. همچنین از آنجائیکه قدرت عضلات خانم‌ها و آقایان با هم متفاوت است شاید اعمال این مقدار از نیروی وزن محاسبه شده برای آقایان موجب

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]

تغییرات چندانی در میزان فعالیت عضلات نشده باشد. لذا پیشنهاد می‌شود جهت رسیدن به یک پروتکل درمانی مناسب و دقیق جهت بهبود و یا درمان بیمارانی که از بی‌ثباتی شانه رنج می‌برند، به این مهم توجه خاص گردد. جهت رسیدن به قطعیت در مؤثر بودن اثر اعمال نیروی خارجی بربهبود و یا درمان بی‌ثباتی‌های شانه، جای خالی انجام بررسی‌های کینماتیکی خصوصاً در نحوه حرکت اسکاپولا، کاملاً محسوس می‌باشد.

تشکر و قدردانی

بدینوسیله از مسئولین محترم مرکز تحقیقات فیزیوتراپی و شعبه بین‌الملل قشم دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی و تمامی افرادی که در به انجام رسیدن این تحقیق ما را یاری کردند نهایت تشکر را می‌نماییم.

References

1. de Oliveira AS, de Morais Carvalho M, de Brum DPC. Activation of the shoulder and arm muscles during axial load exercises on a stable base of support and on a medicine ball. Journal of Electromyography and Kinesiology2008; 18: 472-9.
2. Alpert SW, Pink MM, Jobe FW, McMahon PJ, Mathiyakom W. Electromyographic analysis of deltoid and rotator cuff function under varying loads and speeds. Journal of Shoulder and Elbow Surgery 2000/2; 9: 47-58.
3. Myers JB, Wassinger CA, Lephart SM. Sensorimotor contribution to shoulder stability: Effect of injury and rehabilitation. Manual Therapy 2006; 11: 197-201.
4. Khademi Khosro, Berenji Simin, Naeemei Seddighe, Ghasemi Mehri, Comparison of Myoelectrical Function of Shoulder Periarthicular Muscles during Closed Kinetic Chain Exercises in Healthy Young Persons journal of Rehabilitation, 2009; 10: 57-61.
5. Blanch P. Conservative management of shoulder pain in swimming. Physical Therapy in Sport 2004; 5: 109-24.
6. Lephart SM, Warner JJP, Borsa PA, Fu FH. Proprioception of the shoulder joint in healthy, unstable, and surgically repaired shoulders. Journal of Shoulder and Elbow Surgery 1994; 3: 371-80.
7. Lehman GJ. Clinical considerations in the use of surface electromyography: Three experimental studies. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics 2002; 25: 293-9.
8. Lehman GJ, MacIntyre I, MacMillan B, Chivers M, Fluter M. Shoulder muscle EMG activity during push up variations on and off a Swiss ball. Dynamic Medicine 2006; 5: 7.
9. Lehman GJ, Gilas D, Patel U. An unstable support surface does not increase scapulothoracic stabilizing muscle activity during push up and push up plus exercises. Manual Therapy 2008; 13: 500-6.
10. Chen SB, Chang JY, Hsu AT. Kinetics and electromyographic analyses of shoulder during upper extremity weight-bearing exercises. Journal of Biomechanics 2007; 40: S390-S.
11. de Arajo RC, Tucci HT, de Andrade R, Martins J, Bevilaqua-Grossi D, de Oliveira AS. Reliability of electromyographic amplitude values of the upper limb muscles during closed kinetic chain exercises with stable and unstable surfaces. Journal of Electromyography and Kinesiology 2009; 19: 685-94.
12. Pascoal AG, van der Helm FFCT, Pezarat Correia P, Carita I. Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. Clinical Biomechanics 2000; 15: S21-S4.
13. Iridiastadi H, Nussbaum MA, van Dieen JH. Muscular load characterization during isometric shoulder abductions with varying force. Journal of Electromyography and Kinesiology 2008; 18: 695-703.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-20]