

استخراج سینرژی عضلانی عضلات نایین تنه قبل و بعد از خستگی حین اجرای حرکت یک ضرب وزنه برداری

م.د. فاضل محمد عبس

fadhil@uomus.edu.iq

م.م. محمد سلام خلف

msa580106@gmail.com

م.م. مصطفی احمد عبد الأمير

mustafa.ahmed@uobabylon.edu.iq

مقدمه

وزنه برداری از رشته‌های ورزشی محبوب و مدال آور المپیکی است که ورزشکاران زیادی هر ساله به این رشته ورزشی علاقه مند و جذب می‌شوند. وزنه برداری نوعی ورزش قدرتی است که در آن دو یا چند مفصل و کل بدن در انجام حرکات وزنه برداری نقش ایفا می‌کنند. در حین اجرای حرکات یک ضرب و دو ضرب وزنه برداران باید حداکثر نیرو را ایجاد کنند. حرکات تک ضرب و دو ضرب وزنه برداری حرکات پیچیده‌ای هستند که کل بدن را درگیر انقباضات عضلانی سنگینی می‌کنند. وزنه برداران به دلیل اهمیت مسابقات در طول روز در دو نوبت صبح و عصر تمرینات خود را سپری می‌کنند که می‌تواند خستگی عضلانی و آسیب‌دیدگی را در پی داشته باشد.

خستگی عضلانی عبارت است از عدم توانایی عضله در تولید نیروی کافی برای ادامه حرکت (سیفرک¹ و همکاران، 2009). به طور معمول، این امر می‌تواند در نتیجه ورزش شدید یا حفظ وضعیت های ثابت برای مدت طولانی باشد. همچنین خستگی یکی از شایع‌ترین علل درد مزمن در ناحیه عضلات یا مفاصل بدن است (روی² و همکاران، 1989). سالانه میلیون‌ها نفر در سراسر جهان از درد مزمن در سیستم عضلانی اسکلتی خود رنج می‌برند. از این رو، روشی که خستگی عضلانی را به دنبال مداخله مناسب تشخیص دهد، می‌تواند تا حد زیادی خطر درد مزمن را کاهش دهد. الکترومیوگرافی سطحی (EMG) می‌تواند برای تشخیص خستگی عضلانی استفاده شود (تورو و همکاران، 2019). مشاهده شده است که طیف فرکانس سیگنال sEMG زمانی که عضله خسته می‌شود، کاهش می‌یابد (چودھاری و نیمبارت³، 2015).

مطالعات بر روی خستگی موضعی عضلانی عمدتاً بر کاهش نیروی انقباض عضلانی در طول یک فعالیت پایدار متمرکز شده است (قاسیم⁴ و همکاران، 2022). اختلال عضلانی در نهایت منجر به خستگی کامل می‌شود، جایی که ادامه انجام کار برای آزمودنی غیرممکن است. تکنیک‌های ثابت دیگری وجود دارد که برای تشخیص خستگی موضعی عضلانی استفاده می‌شود، مانند طیف سنجی مادون قرمز نزدیک (NIRS) و سونوگرافی و روش‌هایی برای ارزیابی خستگی عضلانی، مانند شاخص کرنش مور-گارگ و مقیاس بورگ (بورگ، 1970). اطلاعات میو الکتریکی خستگی عضلانی را می‌توان در تغییرات در فرکانس و دامنه سیگنال و در سرعت هدایت عضلانی مشاهده کرد، در حالی که عوامل مکانیکی مربوط به خستگی عضلانی در کاهش نیروی اعمال شده توسط عضله آشکار می‌شوند (اسکویی و گان⁵، 2008).

تجزیه و تحلیل سینرژی عضلات به طور فزاینده‌ای در حوزه‌هایی مانند علوم اعصاب، رباتیک، توانبخشی یا علوم ورزشی برای تجزیه و تحلیل و درک بهتر هماهنگی حرکتی استفاده می‌شود (تورپین⁶ و همکاران، 2021). مفهوم سینرژی عضلانی در دهه اخیر توجه محققان را به خود جلب کرده و شامل همکوشی و

¹ Cifrek

² Roy

³ Chowdhury & Nimbarte

⁴ Qassim

⁵ Oskoei & Gan

⁶ Turpin



فعالیت عضلات برای رسیدن به یک هدف خاص عصبی می‌شود که نتایج آن در مقایسه با یافته‌ها در سطح کینماتیک و کینتیک پایدارتر است؛ به طوریکه مشخص شده است انجام الگوی حرکت با الگوهای متفاوت سبب تغییر راهبردهای حرکت یا سینرژی‌های حرکت نمی‌شود. بنابراین، تجزیه یا دیکامپوز سیگنال-های EMG به مؤلفه‌های پایه و ضرایب آن‌ها کمک می‌کند تا محققان به الگوهای عصبی پایه دست پیدا کنند. شناسایی این الگوهای پایه عصبی یا الگوهای سینرژی می‌تواند در شناخت سازوکارهای حرکت و توسعه عملکرد و همچنین اهداف بالینی و توانبخشی مؤثر باشد. سیستم کنترلی حرکت بدن انسان، همواره فعالیت-های بدن را به گونه‌ای کنترل می‌کند که بیشترین بازده و با کمترین میزان خستگی در عضلات حاصل شود. اساس این نوع فعالیت تحت عنوان سینرژی در بدن در نظر گرفته می‌شود (کریستیانسن⁷ و همکاران، 2016). رانالدی⁸ و همکاران (2023) در مطالعه‌ای به بررسی روش‌های بهینه برای استخراج هم‌افزایی عضلانی از آزمون نشسته به ایستاده پرداختند. روش کار به این صورت بود که سیگنال‌های الکترومیوگرافی سطحی از آزمایش‌های نشسته به ایستاده ضبط شد. سپس سینرژی عضلانی از سیگنال‌هایی با مدت زمان متفاوت (یعنی 5 بار نشستن برای ایستادن و 30 ثانیه نشستن برای ایستادن) از بخش‌های مختلف یک چرخه کامل نشستن به ایستادن به نشستن استخراج شد. سپس عملکرد با استفاده از روش‌های اعتبارسنجی متقابل مشخص شد. نتایج نشان داد که می‌توان به درستی هم‌افزایی عضلانی را از سیگنال‌های نسبتاً کوتاه در یک آزمایش نشسته به ایستاده شناسایی کرد. آنها نتیجه‌گیری کردند که تعریف مجموعه‌ای از روش‌های بهینه برای استخراج هم‌افزایی عضلانی از یک آزمایش بالینی مانند نشستن به ایستادن برای اطمینان از کاربرد هر تحلیل مرتبط با سینرژی در عمل بالینی، بدون نیاز به دانش روش‌های پردازش سیگنال فنی و ویژگی‌های اساسی سیگنال ممکن نیست (رانالدی و همکاران، 2023). حاجیلو و همکاران در سال 2016 به بررسی تأثیر خستگی عضلانی بر الگوی سینرژی عضلانی و دوییدن پرداختند. در این مطالعه وزن نسبی عضلات چهارسر رانی، دوقلو، نعلی و درشت‌نئی قدامی در سینرژی اول و دوم، وزن نسبی عضلات همسترینگ و درشت‌نئی قدامی در سینرژی سوم و چهارم بیشتر از سایر عضلات بود و در سینرژی پنجم وزن نسبی همه عضلات برابر بود (حاجیلو و همکاران، 2020). نکته قابل توجه اینست که استفاده از روش‌های جدید مربوط به بررسی سینرژی‌های عضلانی طی حرکات ورزشی و بویژه طی اجرای پروتکل‌های خستگی در فعالیت‌های ورزشی از قبیل وزنه برداری در پژوهش‌های پیشین چندان مورد بررسی قرار نگرفته است. بررسی دیدگاه‌های جدید در مورد چالش‌ها و مسائل مشخص کرده است که باید در کارهای آینده برای دستیابی به درک بهتری از آسیب‌های حرکتی و درمان توانبخشی با استفاده از سینرژی عضلانی مورد توجه قرار گیرند. اینها شامل کاربرد روش‌ها در مقیاس‌های وسیع‌تر، استانداردسازی رویه‌ها، گنجاندن هم‌افزایی در فرآیند تصمیم‌گیری بالینی، ارزیابی ضرایب زمانی و مدل‌های مبتنی بر زمانی، کار گسترده بر روی الگوریتم‌ها و درک مکانیسم‌های فیزیو پاتولوژیک آسیب‌شناسی است. و همچنین کاربرد و انطباق رویکردهای مبتنی بر هم‌افزایی برای سناریوهای مختلف توانبخشی برای افزایش شواهد موجود (ژاویو⁹ و همکاران، 2023).

با توجه به مطالب بیان شده و استفاده از روش‌های مختلف جهت استخراج سینرژی عضلانی ضروری به نظر می‌رسد. لذا هدف از پژوهش حاضر بررسی یک رویکرد جدید برای تشخیص خستگی عضلانی بر اساس الگوهای هم‌افزایی در طول حرکت دوضرب وزنه برداری با شدت بالا می‌باشد. به نوعی تحقیق حاضر به دنبال پاسخ به این سوال است که آیا رویکرد جدید می‌تواند خستگی عضلانی بر اساس الگوهای هم‌افزایی در طول حرکت دوضرب وزنه برداری با شدت بالا بسنجد؟
روش

⁷ Kristiansen⁸⁹ Zhao



شرکت کنندگان

جامعه آماری پژوهش حاضر وزنه برداران شهر بابلرس بود. با استفاده از نرم افزار G*Power برای رسیدن به توان آماری 0/8 و اندازه اثر 0/85 حداقل نمونه 12 نفر انتخاب گردید. معیارهای ورود به مطالعه شامل نداشتن سابقه درد، جراحی، شکستگی و ناهنجاریهای اندام تحتانی و تنه بود. اهداف و نحوه اجرای تحقیق با بیان یکسان برای تمام افراد توضیح داده شد و در صورت پذیرش فرد برای شرکت در پژوهش، رضایتنامه کتبی گرفته شد. همه ثبت داده ها از عضلات پای غالب فرد گرفته شد. برای مشخص شدن آن از فرد خواسته شد 3 بار تویی را با پا شوت کند. پای که به تعداد بیشتر برای ضربه زدن به توپ استفاده میشد، به عنوان پای غالب در نظر گرفته شد (اسمیل و همکاران، 2016).

الکترومایوگرافی

از دستگاه ثبت الکترومایوگرافی هشت کاناله نور آکسون (Noraxon myoMotion, USA) به منظور ثبت فعالیت الکتریکی عضلات استفاده شد. عضلات پهن داخلی، پهن خارجی، راست رانی، نیم وتری، نیم غشایی، دو سر رانی، سرینی و نعلی برای الکتروگذاری آماده شد. موهای زائد با خود تراش از روی پوست ناحیه مورد نظر تراشیده شده و سپس با الکل کاملاً تمیز گردید (تا اندازه‌ای که پوست ناحیه مورد نظر قرمز شود). سیگنال‌های الکترومایوگرافی با استفاده از الکترودهای یک بار مصرف نقره-کلراید نقره¹⁰ (مطابق با پروتکل اروپایی سنایام¹¹) با فرکانس نمونه برداری 1500 هرتز ثبت شد. فیلترهای پایین گذر 500 هرتز و بالاگذر 10 هرتز و همچنین تاج فیلتر (برای حذف نویز برق شهر) 60 هرتز برای فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی انتخاب شد. همچنین نرخ نمونه برداری در فعالیت الکتریکی عضلات برابر HZ1000 قرار گرفت. محل عضلات منتخب و اعمالی مانند تراشیدن محل الکتروگذاری و تمیز کردن با اتانول 70 درصد طبق توصیه نامه SENIAM انجام شد.

پروتکل خستگی و اجرا

قبل از ورود به تست، یک دوره آشنایی با جزییات مراحل انجام تست با بیان یکسان برای همه افراد شرکت کننده صورت گرفت. برای گرم کردن از کشش عضلات چهارسر رانی، همسترینگ، عضلات کاف و اداکتورهای ران، عضلات ساق پا و مچ پا به صورت نگهداشتن کشش به مدت 30 ثانیه و سه تکرار کشش برای عضله استفاده شد (کوکیرو و همکاران، 2005). بعد از قرارگیری دقیق الکترودها، آزمودنی‌ها برحسب 70 درصد آخرین رکورد خود در مسابقات استانی یا کشوری، حرکت یکضرب و دوضرب را در سه تکرار انجام دادند. زمان استراحت بین دو حرکت یکضرب و دوضرب 3 دقیقه بود. سپس برای انجام پروتکل مناسب خستگی عملکردی هر آزمودنی حرکت اسکوات چهارسر رانی را برحسب 50 درصد از وزن بدن تا حد واماندگی به شکلی که دیگر قادر به انجام اسکوات نباشند، ادامه دادند (ریمر و ویکستروم، 2010). بلافاصله بعد از اعمال پروتکل خستگی عملکردی هر آزمودنی با 70 درصد آخرین رکورد خود در مسابقات استانی یا کشوری حرکت یکضرب را انجام دادند.

آنالیز داده ها

پس از ثبت جریان، سیگنال خام الکترومایوگرافی تحت پردازش در حوزه زمان قرار گرفت و به وسیله الگوریتم محاسبه ریشه میانگین مربعات Root mean square یا (RMS) پردازش گردید. عدد حاصل از پردازش به وسیله RMS، منعکس کننده میانگین توان یک سیگنال است که میزان یا سطح فعالیت عضله را نشان می دهد (28).

EMG های بدست آمده با استفاده از متلب آنالیز شد. سیگنالهای EMG رکتیفای و بر حداکثر مقدار MVC نرمالایز شد. مجدداً فیلتر پایین گذر درجه 4 باترورت با فرکانس برشی 10 هرتز به کار گرفته شد.

¹⁰ Ag-AgCl

¹¹. SENIAM

همگرایی بهینه سازی توسط VAF کل در مقابل تعداد هم افزایی اعمال شده بررسی می شود. VAF بر اساس تعریف Torres-Oviedo و همکاران (2006) تعریف شده است:

$$VAF = \left(1 - \frac{\sum_{k=1}^{2700} \sum_{j=1}^{12} \epsilon_{kj}^2}{\sum_{k=1}^{2700} \sum_{j=1}^{12} A_{kj}^2} \right) * 100$$

، و A-CS خطا است، یعنی e جایی که ماتریس به هم پیوسته C و A را مشخص می کنند A و e ردیف ها و ستون های مقادیر z و k شاخص های هستند EMG داده ها و ضرایب

تعداد مورد نیاز هم افزایی بر اساس (1) ارائه درصد 90 VAF و (2) افزودن یک هم افزایی دیگر VAF را 65% افزایش می دهد.

تعداد مورد نیاز هم افزایی بر اساس (1) ارائه 90% VAF و (2) افزودن یک هم افزایی دیگر VAF را 65% افزایش می دهد. داده های EMG به MVC و زمان از ابتدای باز شدن زانو تا انتهای باز شدن مجدد زانو نرمال شد.

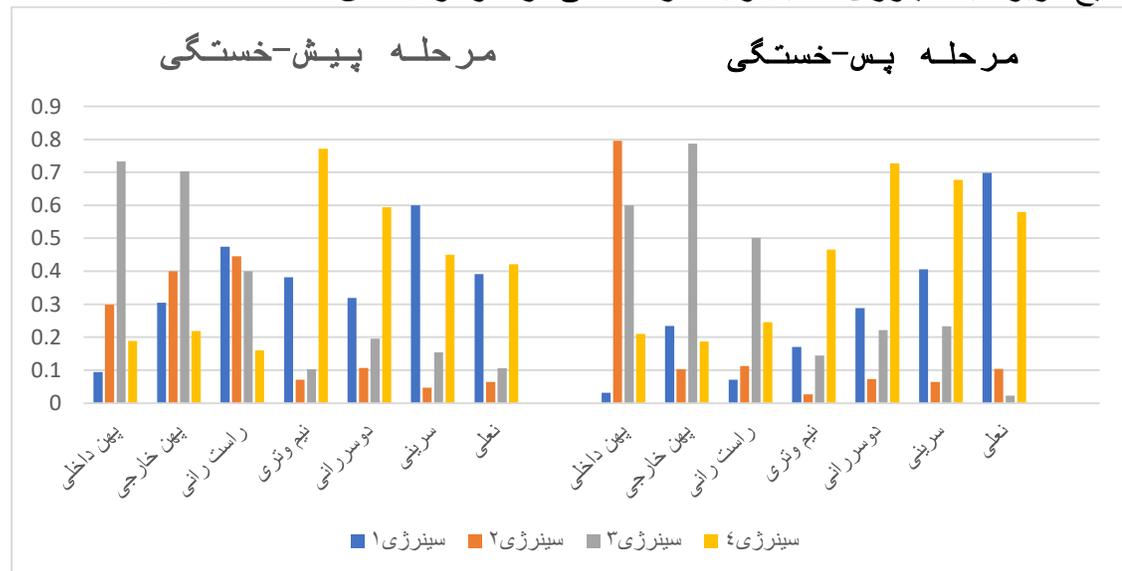
تحلیل آماری

برای به دست آوردن حداقل 90% VAF بدون افزایش بیش از 5% با یک هم افزایی اضافی، مشخص شد که چهار هم افزایی برای بازسازی EMG مشاهده شده در طول حرکت یک ضرب مورد نیاز است (VAF: 93.1% قبل، 91.9% بعد).

سینرژی عضلانی بین حالت های قبل و بعد از خستگی با همبستگی های پیرسون دو طرفه در SPSS مقایسه شد. از آزمون های T نمونه زوجی نیز برای آزمایش تفاوت های مربوط به خستگی در RMS استفاده شد.

نتایج

نتایج مربوط به سینرژی ها قبل و بعد از خستگی در نمودار 1 نشان داده شده است.



نمودار 1 نتایج مربوط به سینرژی ها عضلات قبل و بعد از خستگی

بر اساس نتایج حاصل، تعداد 4 سینرژی در طول حرکت تک ضرب وزنه برداری در مراحل مختلف حرکت وجود دارد.



بر اساس این نتایج، در سینرژی اول که مربوط به حرکت لیفت وزنه می باشد عضلات نعلی و سرینی، دو سر رانی و نیم وتری عضلات غالب می باشند. در سینرژی دوم که مربوط به مرحله نشستن مجدد می باشد عضلات راست رانی، پهن داخلی و خارجی غالب می باشد ضمن اینکه تا قبل از خستگی سهم عضله پهن خارجی بیشتر می باشد ولی بعد از خستگی پهن داخلی جایگزین آن می شود. در سینرژی سوم که مرتبط با بلند شدن از حالت نشسته می باشد، عضلات پهن داخلی، پهن خارجی و راست رانی غالب می باشد ضمن اینکه پس از خستگی سهم پهن خارجی بیشتر می باشد. در سینرژی چهارم که مرتبط با نگاه داشتن وزنه بالای سر برای مدتی می باشد، عضلات نیم وتری (مخصوصا پیش از خستگی) و دو سر رانی بیشترین سهم را دارند.

جدول 1 نتایج آزمون تی همبسته برای عضلات درگیر بین حالت پیش از خستگی و پس از خستگی

| درجات آزاد | مقدار تی معناداری | انحراف استاندارد | میانگین |
|------------|-------------------|------------------|--------------------------------------|
| 0.110 | 27 | -1.652 | 0.08071-پهن داخلی(پیش)-پهن داخلی(پس) |
| 0.015 | 27 | 2.597 | 0.07857پهن خارجی(پیش)-پهن خارجی(پس) |
| 0.007 | 27 | 2.910 | 0.13714راست رانی(پیش)-راست رانی(پس) |
| 0.000 | 27 | 4.473 | 0.13000نیم وتری(پیش) - نیم وتری(پس) |
| 0.207 | 27 | -1.294 | 0.02357-دوسر رانی(پیش)-دوسر رانی(پس) |
| 0.323 | 27 | -1.006 | -0.03214سرینی(پیش) - سرینی(پس) |
| 0.001 | 27 | -3.538 | -0.10571نعلی(پیش) - نعلی(پس) |

بر اساس نتایج حاصل از آزمون پی همبسته، بین عضلات پهن خارجی، راست رانی، نیم وتری و نعلی در مرحله پیش از خستگی و بعد از خستگی اختلاف معنی دار دارد.

جدول 2 نتایج آزمون همبستگی پیرسون برای عضلات مختلف قبل و بعد از خستگی

| عضلات | میزان همبستگی | میزان معناداری |
|--------------------------------|---------------|----------------|
| پهن داخلی(پیش)-پهن داخلی(پس) | 0.598 | 0.001 |
| پهن خارجی(پیش)-پهن خارجی(پس) | 0.834 | 0.000 |
| راست رانی(پیش)-راست رانی(پس) | -0.199 | 0.311 |
| نیم وتری(پیش)-نیم وتری(پس) | 0.905 | 0.000 |
| دو سر رانی(پیش)-دو سر رانی(پس) | 0.942 | 0.000 |
| سرینی(پیش)-سرینی(پس) | 0.737 | 0.000 |
| نعلی(پیش)-نعلی(پس) | 0.919 | 0.000 |

بر اساس نتایج حاصل از آزمون همبستگی پیرسون (جدول 2) همبستگی معنی داری بین عضلات پهن داخلی، پهن خارجی، نیم وتری، دو سر رانی، سرینی و نعلی وجود دارد.

بحث و نتیجه گیری

هدف از این مطالعه بررسی میزان فعال سازی عضلات با سینرژی عضلانی در تجزیه و تحلیل خستگی برای توصیف بهتر خستگی در طول انقباضات پویا عضلانی بود. همانطور که فرض شد، تفاوت های مربوط به خستگی در ترکیبی از تغییرات فرکانس و فعال سازی به منظور تکمیل موفقیت آمیز حرکت یک



ضرب وزنه برداری ظاهر می شود. نشان داده شده است که خستگی می تواند منجر به تغییراتی در الگوهای هماهنگی عصبی عضلانی شود. این خستگی و در نتیجه آن تغییرات در الگوهای هماهنگی عصبی عضلانی حتی می تواند باعث یک یا چند عضله به طور نامناسب فعال شوند (هیوگرت و همکاران، 2020). در مطالعه حاضر، بر اساس نتایج، میانه فرکانس عضلات پهن خارجی، راست رانی، نیم وتری بعد از خستگی کاهش یافته است در صورتی که فعالیت عضله نعلی پس از خستگی افزایش یافته است. همچنین با وجود عدم معناداری در عضله پهن داخلی شاهد افزایش فعالسازی این عضله پس از خستگی هستیم. این نتایج نشان دهنده تغییر در میزان فعالسازی عضلات مختلف بدون تغییر در نوع عضلات درگیر (به دلیل وجود همبستگی مطلوب عضلات بین پیش-خستگی و پس-خستگی) می باشد.

روتا و همکاران (2014) به بررسی اثر خستگی بر فعالیت عضلات اندام فوقانی بازیکنان تنیس پرداختند که نتایج کاهش فعالیت برخی عضلات را نشان داد. بر اساس نظر محققین، برای توضیح این نتایج می توان چندین فرضیه را مطرح کرد. اول، خستگی عضلانی ممکن است باعث کاهش سطح فعال سازی عضلات شود. دوم، استراتژی های خودآگاه یا ناخودآگاه می توانند به توزیع مجدد فعالیت ماهیچه ای به عضلات غیرخسته به منظور محافظت از ارگانسیم و یا محدود کردن افت عملکرد منجر شوند. در غیر این صورت، اصلاحات فعالیت EMG همچنین می تواند استراتژی های اتخاذ شده برای مدیریت مبادله سرعت-دقت در چنین کار پیچیده ای را نشان دهد (روتا و همکاران، 2014). بنابراین به نظر می رسد بعد از خستگی برخی عضلات با افزایش فعالیت جایگزین عضلات خسته تر که دچار کاهش فعالیت شده اند، می شوند. در تحقیق حاضر به نظر می رسد عضلاتی مانند پهن داخلی و نعلی با افزایش فعالیت خود پس از خستگی به اجرا کننده کمک می کنند تا از افت عملکرد حاصل از کاهش فعالیت عضلاتی چون راست رانی، پهن خارجی و نیم وتری جلوگیری کنند.

هیوسمن و همکاران (2008) نشان دادند که آزمودنی ها در هنگام خستگی الگوی عملکرد حرکتی را تغییر می دهند تا بتوانند عمل مورد نظر را انجام دهند. بر اساس نظر محققین این مطالعه، خستگی منجر به افزایش کلی فعالیت عضلانی نشد، بلکه منجر به افزایش انتخابی در اوج فعالیت عضلانی شد. علاوه بر این، تفاوت های قابل توجه در درجه تنوع بین سینرژی ممکن است نشان دهنده ویژگی های عصبی مختلف سازمان هم افزایی و استراتژی ها برای غلبه بر نیازهای مکانیکی مختلف یک کار حرکتی باشد (سایتو و همکاران، 2023). در مطالعه ای فیلیپسو همکاران (2023) با هدف تعیین تفاوت های مرتبط با خستگی در فعال سازی همسترینگ بلافاصله قبل از فرود بیست و چهار شرکت کننده (13 مرد و 11 زن، سن = 24.3 [6.5] سال، وزن = 72.2 [19.3] کیلوگرم، قد = 169 [9.7] سانتی متر) را در این مطالعه شرکت دادند. شرکت کنندگان یک پروتکل پرش عمودی را قبل و بعد از یک پروتکل خستگی پایین تنه تکمیل کردند. دامنه الکترومیوگرافی همسترینگ (EMG) در 5 دوره قبل از فرود، اوج نیروهای واکنش عمودی زمین (بر حسب نیوتن/وزن بدن)، میزان بارگذاری (بر حسب وزن بدن در ثانیه)، و سیستم امتیازدهی خطای فرود اندازه گیری شد. زنان قبل و بعد از خستگی دامنه EMG بالاتری داشتند ($P < .024$)، با کاهش دامنه EMG برای هر دو جنس پس از خستگی ($P = .025$). هیچ تغییری در نیروی واکنش عمودی زمین، سرعت بارگذاری، یا سیستم امتیازدهی خطای فرود مشاهده نشد. مردان و زنان عملکرد فرود مشابهی را قبل و بعد از خستگی نشان دادند، اما استراتژی های هماهنگی عصبی عضلانی همسترینگ متفاوتی دارند. این نتایج نیز ثابت می کند خستگی عضلانی باعث تغییر در میزان فعال سازی یا به نوعی افزایش فعالسازی عضلات برای جبران افت فعالسازی عضلات دیگر می شود. خستگی و این تغییرات تفاوتی در الگوی فعالسازی عضلات (نوع عضلات درگیر) ایجاد نمیکند همانطور که در مطالعه حاضر همبستگی خوبی بین عضلات قبل و بعد از خستگی مشاهده شد. تنها تفاوت در میزان فعالسازی عضلات مختلف می باشد. بر اساس نتایج، خستگی عضلانی منجر به تغییر عضلات درگیر در حرکت نمی شود تا جایی که حتی در هنگام اجرای برخی حرکات متفاوت، الگوی سینرژی مشابه مشاهده شده است (فیم و همکاران، 2023). مشخص شده است که

تولید نیروی ایزومتریک و رسیدن حرکتی در اندام فوقانی با تعداد محدودی از سینرژی عضلانی، حتی در میان تغییرات خاص کار، نشان داده شده است.

در مورد مبحث روش های رایج در استخراج سینرژی عضلات، باید بیان کرد که روش های مختلفی به کار گرفته شده است. بر اساس تحقیقات، پیش پردازش سیگنال ها و الگوریتم های EMG برای استخراج سینرژی در بین مطالعات متفاوت بوده است و فاکتورسازی ماتریس غیر منفی بیشترین استفاده را داشت. پنج روش نرمال سازی EMG و پنج روش برای شناسایی تعداد بهینه سینرژی در مقالات استفاده شده است. اکثر مطالعات گزارش می دهند که تجزیه و تحلیل های مربوط به تعداد، ساختار و فعال سازی های سینرژی، بینش جدیدی در مورد مواردی چون آسیب شناسی فیزیولوژیکی کنترل حرکتی ارائه می دهد که با ارزیابی های بالینی استاندارد نمی توان به دست آورد. همچنین نشان می دهد که سینرژی عضلات ممکن است برای شخصی سازی درمان ها و توسعه استراتژی های درمانی جدید مفید باشد. البته موانع متعددی از پذیرش گسترده تر تحلیل سینرژی عضلانی از جمله فقدان پروتکل های آزمایشی استاندارد، روش های پردازش سیگنال، و روش های استخراج سینرژی جلوگیری می کنند. روشی در طراحی مطالعات باید یافت شود تا سیستماتیک بودن مطالعات کنترل حرکتی و امکان سنجی مطالعات بالینی را ترکیب کند (ژایو و همکاران، 2023).

با این حال به نظر می رسد با وجود روش های مختلف در استخراج سینرژی عضلانی، استخراج سینرژی عضلانی می تواند کاربردهای گوناگونی از قبیل پیشگیری از آسیب های عضلانی و بهبود عملکرد با تشخیص عضلات ضعیف تر (عضلاتی که دچار کاهش فعالیت در هر وهله سینرژی می شوند) شود. در یک مطالعه (فیم و همکاران، 2023)، سیگنال های الکترومیوگرافی (EMG) را از 13 عضله مختلف بازو، شانه و پشت 10 فرد سالم ثبت کردیم، در حالی که آن ها تکالیف ایزومتریک و ایزومتریک را با یکی از 12 هدف جهت دار در سطح افقی و در هر یک انجام دادند. از چهار موقعیت بازوی شروع فاکتورسازی ماتریس غیر منفی به داده های EMG برای شناسایی هم افزایی عضلات اعمال شد. پنج و شش هم افزایی عضلانی نشان دهنده تولید نیروی ایزومتریک و رسیدن نقطه به نقطه (point to point) هستند. آنها همچنین دریافتند که تعداد و ترکیب سینرژی عضلانی در سرتاسر فضای کاری بازو در هر تکلیف حرکتی حفظ شده است. بین وظایف حرکتی ایزومتریک و ایزومتریک، متوجه شدند که دو تا چهار سینرژی از هر پنج عضله در پروفایل های ترکیب و فعال سازی در سرتاسر مکان های بازوی آغاز کننده حرکت رایج است. به طور کلی، نتایج ممکن است بینش بیشتری در مورد تقسیم بندی عصبی حرکتی سینرژی عضلانی مشترک بین دو کار مختلف حرکتی بازو ارائه دهد و می تواند برای ارزیابی ناتوانی های حرکتی در افراد مبتلا به اختلالات حرکتی اندام فوقانی مورد استفاده قرار گیرد (فیم و همکاران، 2023).

با توجه به نتایج مطالعه حاضر و ادبیات قبلی به نظر می رسد استخراج سینرژی های عضلانی و همچنین بررسی عملکرد عضلانی پس از خستگی می تواند در طراحی تمرینات برای تقویت عضلات در سینرژی هایی که اجرا کننده دچار افت می باشد، موثر باشد. برای مثال برخی از وزنه برداران در مرحله لیف وزنه دچار ضعف هستند که با تشخیص سینرژی مربوط به این مرحله از اجرا و تقویت عضلاتی که دچار خستگی می شوند به بهبود عملکرد آنها کمک کرد. همچنین تشخیص الگوهای سینرژیک و عضلات ضعیف هر فاز می تواند در کارهای بالینی و جلوگیری از آسیب های عضلانی موثر باشد.

Borg, G. (1970). Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*.

Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., & Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical biomechanics*, 24(4), 327-340.

- Chowdhury, S. K., & Nimbarte, A. D. (2015). Comparison of Fourier and wavelet analysis for fatigue assessment during repetitive dynamic exertion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(2), 205-213.
- Coqueiro KRR, Bevilaqua-Grossi D, Bérzin F, Soares AB, Candolo C, Monteiro-Pedro V. Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2005;15(6):596-603.
- Huygaerts, S., Cos, F., Cohen, D. D., Calleja-González, J., Guitart, M., Blazeovich, A. J., & Alcaraz, P. E. (2020). Mechanisms of hamstring strain injury: interactions between fatigue, muscle activation and function. *Sports*, 8(5), 65.
- Huysmans, M. A., Hoozemans, M. J. M., Van der Beek, A. J., De Looze, M. P., & Van Dieën, J. H. (2008). Fatigue effects on tracking performance and muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(3), 410-419.
- Kristiansen, M., Samani, A., Madeleine, P., & Hansen, E. A. (2016). Muscle synergies during bench press are reliable across days. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 30, 81-88.
- Oskoei, M. A., Hu, H., & Gan, J. Q. (2008). *Manifestation of fatigue in myoelectric signals of dynamic contractions produced during playing PC games*. Paper presented at the 2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.
- Pham, K., Portilla-Jiménez, M., & Roh, J. (2023). Generalizability of muscle synergies in isometric force generation versus point-to-point reaching in the human upper extremity workspace. *Frontiers in Human Neuroscience*, 17.
- Phillips, D. A., Buckalew, B. R., Keough, B., & Alencewicz, J. S. (2023). Preparing to Land: Hamstring Preactivation Is Higher in Females and Is Inhibited by Fatigue. *Journal of Applied Biomechanics*, 39(6), 370-376.
- Ranaldi, S., Gizzi, L., Severini, G., & De Marchis, C. (2023). Optimal Identification of Muscle Synergies From Typical Sit-to-Stand Clinical Tests. *IEEE Open Journal of Engineering in Medicine and Biology*, 4, 31-37.
- Reimer III RC, Wikstrom EA. Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2010;13(1):161-6.
- Rota, S., Morel, B., Saboul, D., Rogowski, I., & Hautier, C. (2014). Influence of fatigue on upper limb muscle activity and performance in tennis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(1), 90-97.
- Roy, S. H., De Luca, C. J., & Casavant, D. A. (1989). Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*, 14(9), 992-1001.
- Saito, H., Yokoyama, H., Sasaki, A., Matsushita, K., & Nakazawa, K. (2023). Variability of trunk muscle synergies underlying the multidirectional movements

and stability trunk motor tasks in healthy individuals. *Scientific Reports*, 13(1), 1193.

Smale, K. B., Shourijeh, M. S., & Benoit, D. L. (2016). Use of muscle synergies and wavelet transforms to identify fatigue during squatting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 28, 158-166.

Toro, S. F. d., Santos-Cuadros, S., Olmeda, E., Álvarez-Caldas, C., Díaz, V., & San Román, J. L. (2019). Is the use of a low-cost sEMG sensor valid to measure muscle fatigue? *Sensors*, 19(14), 3204.

Turpin, N. A., Uriac, S., & Dalleau, G. (2021). How to improve the muscle synergy analysis methodology?. *European journal of applied physiology*, 121(4), 1009-1025.

Zhao, K., Zhang, Z., Wen, H., Liu, B., Li, J., d'Avella, A., & Scano, A. (2023). Muscle synergies for evaluating upper limb in clinical applications: A systematic review. *Heliyon*.