10.22037/jrm.2019.112130.2160 Research Article

Examination of Muscular Electromyography during Deadlift at Pyramid and Reverse Pyramid Loadings

Zahra Heshmati[1], Amir Sarshin[1*], Ali Abbasi[2]

1. Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Karaj Branch, Islamic Azad University, Karaj, Iran
2. PhD, Assistant Professor in Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

Received: 09.July.2019 Revised: 03.August.2019 Accepted: 14.August.2019 Published Online: 02.September.2019

ABSTRACT

Background and Aims: Athletes use Pyarmid and Reverse Pyramid loadings in resistance training to increase training load. Although researches have shown that each loading is effective in increasing strength and muscle mass, from the viewpoint of risk of injury and biomechanics, the differences between these two patterns on athletic performance have not been fully understood. The purpose of the current study was to examine muscular electromyography during deadlift in pyramid and reverse pyramid loadings.

Materials and Methods**:** A total of 15 amateur female bodybuilders voluntarily participated in the current study taking part in five Repeated Maximum (5RM) calculation test as well as deadlift test with pyramid and reverse pyramid loading at 60%, 80%, and 100% of 5 RM during three days with 48 hours rest. Rectus Femoris, Vastus Medialis, Biceps Femoris, Tibialis Anterior, Gastrocnemius, Gluteus Maximus, and Erector Spine EMG were collected using MyoMuscle Noraxon system at 1500 Hz frequency during deadlift tasks. The muscular IEMG and hamstring to quadriceps co-contraction during five squat repeats were calculated and compared in similar loads during pyramid and reverse pyramid loadings.

Results**:** The results of dependent t-test showed that lower extremity muscular EMG did not have significant differences in similar loads at pyramid and reverse pyramid loadings ($P > 0.05$); however, hamstring to quadriceps co-contraction was significantly higher in pyramid compared with reverse pyramid in similar loadings ($P \leq 0.05$).

Conclusion: According to the results, both pyramid and reverse pyramid loadings in deadlift can cause similar muscular activation in females, and female athletes and coaches can use both these methods to increase muscular force capacity. However, because of higher hamstring to quadriceps co-contraction in pyramid, compared with reverse pyramid loading, it seems that using pyramid loading is more reasonable to increasing joint stability and reducing injuries.

Keywords: Electromyography; Deadlift; Pyramid loading; Reverse pyramid loading

How to cite this article: Zahra Heshmati, Amir Sarshin, Ali Abbasi. Examination of Muscular Electromyography during Deadlift at Pyramid and Reverse Pyramid Loadings. J Rehab Med. 2020; 9(2):17-24.

*Corresponding Author: Amir Sarshin, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Karaj Branch, Islamic Azad University, Karaj, Iran
Email: amsarshin@gmail.com

مقاله پژوهشی
10.22037/jrm.2019.112130.2160

بررسی الکترومایوگرافی عضلات در اجرای ددلیفت به روش هرمی و هرمی معکوس در زنان تمرین‌کرده

زهرا حشمتی[۱]، امیر سرشین*[۱]، علی عباسی[۲]

۱. دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد کرج، دانشگاه آزاد اسلامی، کرج، ایران
۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

دریافت مقاله ۹۸/۰۴/۱۸ **بازنگری مقاله** ۹۸/۰۵/۱۲ **پذیرش مقاله** ۹۸/۰۵/۲۳

چکیده

مقدمه و اهداف: ورزشکاران در تمرینات مقاومتی از الگوهای باردهی هرمی و هرمی معکوس به منظور افزایش بار تمرین استفاده می‌کنند. اگر چه مطالعات نشان داده اند هر کدام از این الگوهای باردهی در افزایش قدرت و حجم عضلانی موثر هستند، با این حال همچنان تفاوت های این دو نوع باردهی بر عملکرد ورزشکار از منظر بیومکانیک و ریسک بروز خطر کاملا مشخص نشده است. هدف این پژوهش بررسی الکترومایوگرافی عضلات در اجرای ددلیفت به روش هرمی و هرمی معکوس در زنان تمرین کرده بود.

مواد و روش‌ها: پانزده زن ورزشکار پرورش اندام از شهر کرج به صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. آزمودنی ها طی سه روز با فاصله ۴۸ ساعت از یکدیگر، در آزمون های محاسبه 5RM، ددلیفت با باردهی هرمی و هرمی معکوس با ۶۰ درصد، ۸۰ درصد و ۱۰۰ درصد میزان پنج تکرار بیشینه شرکت کردند. در حین انجام حرکت ددلیفت داده های فعالیت الکتریکی عضلات رکتوس فموریس، وستوس مدیالیس، بایسپس فموریس، تیبیالیس آنتریور، گستروکنمیوس، گلتئوس ماگزیموس و ارکتوراسپاین توسط دستگاه مایوماسل نوراکسون با فرکانس ۱۵۰۰ هرتز ثبت شد. فعالیت الکتریکی تجمعی و هم انقباضی عضلات کوادریسپس و همسترینگ طی ۵ تکرار حرکت در میزان بار همسان در دو روش باردهی هرمی و هرمی معکوس مقایسه شد.

یافته‌ها: نتایج آزمون تی وابسته نشان داد میزان فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در میزان بار همسان در باردهی هرمی و هرمی معکوس تفاوت معنی داری ندارد ($P > ۰/۰۵$)، با این حال میزان هم انقباضی عضلات کوادریسپس و همسترینگ در میزان بار همسان در باردهی هرمی به طور معنی داری بیشتر از باردهی هرمی معکوس بود ($P \leq ۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج این مطالعه می توان گفت هر دو الگوی باردهی هرمی و هرمی معکوس در حرکت ددلیفت باعث درگیری مشابه عضلات اندام تحتانی در دختران می شوند و ورزشکاران دختر و مربیان می توانند از هر دو این روش ها جهت افزایش ظرفیت های نیروی عضلانی بهره بگیرند. با این حال با توجه به بیشتر بودن هم انقباضی عضلات کوادریسپس و همسترینگ در باردهی هرمی نسبت به هرمی معکوس، به نظر می رسد استفاده از تمرینات هرمی به دلیل ایجاد امنیت در ثبات مفصل و کاهش احتمال بروز آسیب در مفصل منطقی تر باشد.

واژه‌های کلیدی: الکترومایوگرافی، ددلیفت، باردهی هرمی، باردهی هرمی معکوس

نویسنده مسئول: امیر سرشین، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد کرج، دانشگاه آزاد اسلامی، کرج، ایران
آدرس ایمیل: amsarshin@gmail.com

مقدمه و اهداف

در برنامه‌های تمرینی مقاومتی از انواع تمرینات زنجیره حرکتی باز و بسته برای تنوع تمرین و افزایش ظرفیت تولید نیروی عضلات استفاده می‌شود. از این میان تمرینات مقاومتی زنجیره حرکتی بسته و چندمفصله به علت درگیر کردن تعداد عضلات بیشتر و کاهش ریسک آسیب در برنامه‌های بازتوانی بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرند. این تمرینات که جزو حرکات بنیادی تمرینات مقاومتی هستند، برای اجرای موفق در بسیاری از ورزش‌ها و فعالیت‌های بدنی انجام می‌شود و دارای مزایای مستقیم بیومکانیکی و عصبی-عضلانی می‌باشند.[۱-۲] ددلیفت به دلیل توانایی درگیر کردن گروه‌های عضلانی مختلف، از بهترین تمرینات چندمفصله برای افزایش ظرفیت و قدرت عضلات و بهبود کیفیت زندگی می‌باشد که مشابهت زیادی با بسیاری از فعالیت‌های روزانه نظیر نشستن، برخاستن و بلند کردن اجسام از روی زمین دارد. هم‌چنین در بحث بازتوانی و کلینیکی برای بهبود قدرت عضلات گلوتئال، کوادریسپس، همسترینگ و ارکتور اسپاین و بافت‌های مرتبط با مفاصل پس از مصدومیت کاربرد دارد.[۱-۲] مطابق با اصول فیزیولوژیکی علم تمرین، برای دستیابی به بالاترین ظرفیت عضلات در حین تمرینات مقاومتی باید اصولی مانند اصل اضافه بار، حجم تمرین، سرعت تمرین و زمان استراحت بین تکرارها و ست ها مورد توجه قرار گیرد.[۳] از بین متغیرهای تمرین مقاومتی، روش‌های مختلفی برای اضافه بار تمرین توسط مربیان و ورزشکاران مورد استفاده قرار می‌گیرد. اصل اضافه بار توسط روش‌های مختلفی مانند هرمی، هرمی معکوس، دراپ ست، سوپرست، دایره‌ای و روش‌های دیگر انجام می‌شود.

تغییر بار تمرین می‌تواند اثر معناداری بر میزان متابولیسم، ترشح هورمون‌ها، فعالیت سیستم عصبی-عضلانی و واکنش قلبی-عروقی داشته باشد.[۴] از طرفی دیگر، استفاده از روش تمرینی با ست‌های متعدد برای افزایش قدرت و حجم عضلانی نسبت به روش تمرینی یک ست برتری دارد که به دلیل فشار بیشتری است که طی ست‌های متعدد بر عضله وارد می‌شود.[۵، ۶] در بین روش‌های گوناگون تمرینات مقاومتی با وزنه، اغلب ورزشکاران از روش هرمی و هرمی معکوس برای افزایش قدرت استفاده می‌کنند.[۷] استفاده از الگوی باردهی با افزایش تدریجی بار از یک ست تا ست بعدی با به‌کارگیری تعداد تکرارهای بیشتر در ست با بارهای کمتر سبب افزایش زمان تحت تنش قرار گرفتن عضلانی می‌شود.[۸] این ادعا بیان می‌کند که ایجاد خستگی بیشتر موجب فراخوانی عمده واحدهای حرکتی می‌گردد. بر اساس نتایج مطالعات، بیشترین افزایش در قدرت و حجم عضلانی زمانی حاصل می‌شود که بیشترین واحد حرکتی به کار گرفته شود.[۵] با استفاده از الگوی باردهی با کاهش تدریجی بار تمرین از یک ست تا ست بعدی (هرمی معکوس)، استفاده از بارهای بیشینه و نزدیک به بیشینه در ست‌های ابتدایی تمرین سبب ایجاد پیش‌فعالی عضلانی می‌شود و با فرخوانی واحدهای حرکتی بیشتر، افزایش قدرت را تحریک می‌کند.[۹] مطالعات بسیاری از هر دو روش تمرینی حمایت می‌کنند، به عنوان مثال وید (۲۰۱۴) معتقد است برای آماده‌سازی عضلات تا حد نهایی و رساندن آن‌ها به حد واماندگی باید از روش هرمی استفاده شود.[۱۰] از طرفی دیگر، هرینگ (۲۰۰۲) روش هرمی معکوس را به عنوان یکی از بهترین روش‌های افزایش قدرت معرفی می‌کند و آن را برای همه گروه‌ها مناسب می‌داند.[۱۱] از نظر وی فواید این روش عبارت از تعداد دوره‌های کمتر، کاهش زمان تمرین، ایجاد پیش‌فعالی عضلانی، استراحت بیشتر بین دوره‌ها و رشد سریع عضلات می‌باشد.[۱۱] با مرور این مطالعات مشاهده می‌شود که محققین اکثرا پارامترهای فیزیولوژیکی مانند قدرت و توان را مورد نظر قرار داده‌اند، درحالی‌که انجام مطالعات بیومکانیکی و الکترومایوگرافی در کنار تغییرات فیزیولوژیکی در طی این تمرینات می‌تواند جنبه‌های مختلفی از جمله کیفیت اجرا و آسیب‌زا بودن حرکات را مورد بررسی قرار دهد.

در مطالعات بیومکانیکی که روی حرکات مقاومتی مختلف انجام گرفته، اکثرا مقایسه فعالیت الکتریکی عضلانی، کینماتیک و یا کینتیک بین فعالیت‌های مختلف مقاومتی و یا مقایسه بیومکانیک حرکات مقاومتی در وضعیت‌های مختلف و یا تاثیر خستگی مورد توجه قرار گرفته است؛ به عنوان مثال، ساهاسرابوده و همکاران (۲۰۱۷) فعالیت الکتریکی و هزینه انرژی وضعیت‌های مختلف اسکوات موازی و اسکوات عمیق حین پاشنه روی زمین و پاشنه جدا از زمین را بررسی و گزارش کردند، فعالیت عضلانی و هزینه انرژی بین تمام وضعیت‌های اسکوات متفاوت است و عمق اسکوات و وضعیت قرارگیری پاشنه فعالیت خالص عضلانی و هزینه انرژی را تعیین می‌کند.[۱۲] لانگ‌پری و همکاران (۲۰۱۵) در تحقیقی فعالیت عضلانی و بیومکانیک زانو را حین اسکوات و لانج بعد از خستگی اندام تحتانی در زنان جوان بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که خستگی موجب کاهش میانگین فعالیت وستوس لترالیس حین اسکوات و لانج می‌شود و هم‌چنین فعالیت عضلات چهارسررانی در اسکوات نسبت به لانج بیشتر است؛ بنابراین خستگی باعث تغییر استراتژی فراخوانی چهارسر حین اسکوات و لانج می‌شود.[۱۳] اسکلنبرگ و همکاران (۲۰۱۳) در تحقیقی به تفاوت‌های کینتیکی و کینماتیکی میان ددلیفت و سلام ژاپنی پرداختند که نتایج نشان داد زاویه فلکشن زانو در ددلیفت بیشتر بوده و تفاوتی در کینماتیک تنه در دو حرکت دیده نشد.[۱۴] مرور مطالعات نشان می‌دهد تفاوت باردهی‌های هرمی و هرمی معکوس بیشتر از منظر قدرت، توان و عملکرد فیزیولوژیکی مورد بررسی قرار گرفته است، درحالی‌که بررسی الکترومایوگرافی حرکات مقاومتی در حین باردهی‌های هرمی و هرمی معکوس می‌تواند از منظر پیش‌بینی بروز آسیب و بهبود عملکرد، به مربیان و ورزشکاران کمک شایانی کند. حال این سوال مطرح است که آیا فعالیت الکتریکی عضلات در حین انجام حرکت ددلیفت در میزان بارهای مشابه باردهی هرمی و هرمی معکوس متفاوت است یا خیر؛ بنابراین هدف از مطالعه حاضر بررسی الکترومایوگرافی عضلات حین اجرای ددلیفت به روش هرمی و هرمی معکوس در زنان تمرین‌کرده بود.

مواد و روش‌ها

با فراخوان محقق، تعداد ۱۵ زن ورزشکار پرورش اندام کار آماتور با حداقل سابقه تمرین دو سال مداوم از شهر کرج در مطالعه حاضر شرکت کردند (سن ۲۵/۵±۷۶/۱۲ سال، جرم ۶۵/۴۶±۵/۱۳ کیلوگرم، قد ۱۶۷/۳۲±۶/۴۸ سانتی‌متر و BMI ۲۴/۴±۴۵/۲۵ (kg/m^2)). آزمودنی‌ها دارای سلامت کامل عصبی-عضلانی و اسکلتی بودند و هیچ‌گونه محدودیت حرکتی و عمل جراحی در بدن و اندام تحتانی نداشتند. قبل از شروع مطالعه هدف از انجام مطالعه برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد هر گونه سابقه کشیدگی یا پارگی عضلانی در طی سال گذشته را یادآوری کنند و در صورت وجود آسیب از مطالعه حذف می‌شدند. در نهایت آنها فرم رضایت‌نامه شرکت در آزمون را مطالعه و امضا کردند. آزمودنی‌ها طی سه روز به محل آزمایشگاه مراجعه کردند؛ در روز اول محاسبه پنج تکرار بیشینه در حرکت ددلیفت انجام شد، سپس آزمودنی‌ها به صورت تصادفی به دو گروه تقسیم شدند و در روز دوم با اختلاف ۴۸ ساعت یک گروه حرکت ددلیفت را طی باردهی هرمی و گروه دوم ددلیفت طی باردهی هرمی معکوس را انجام دادند و در روز سوم با اختلاف ۴۸ ساعت گروه اول ددلیفت را طی باردهی هرمی معکوس و گروه دوم ددلیفت طی باردهی هرمی را انجام دادند.

برای محاسبه پنج تکرار بیشینه ابتدا گرم کردن عمومی بدن صورت گرفت، سپس از آزمودنی حداکثر وزنه‌ای سوال شد که تصور می‌کند می‌تواند تنها پنج تکرار در اجرای حرکت ددلیفت موفق پرس کند یا خیر. پس از آماده کردن وزنه مورد نظر بر روی هالتر شروع به اجرا کرد. سپس پس از استراحت ۴-۳ دقیقه، با آزمون و خطا مقدار وزنه تغییر داده می‌شد تا به جایی برسد که فقط پنج تکرار در حرکت ددلیفت را اجرا کند. بدین منظور اگر در اولین آزمون بیش از ۵ تکرار انجام داده بود، مقدار وزنه بیشتر می‌شد و اگر کمتر از ۵ تکرار انجام داده بود، مقدار وزنه کمتر می‌شد تا به تعداد ۵ تکرار برسد. قبل از انجام آزمون اصلی هر آزمودنی گرم کردن انجام می‌داد و الکترودها در محل‌های مناسب روی عضلات نصب شدند. باردهی هرمی به این صورت بود که آزمودنی‌ها پنج تکرار حرکات اسکوات با ۶۰٪، ۸۰٪ و ۱۰۰٪ میزان پنج تکرار بیشینه انجام داده و در حین حرکت اطلاعات الکترومایوگرافی عضلات آنها ثبت شد. باردهی هرمی معکوس به این صورت بود که آزمودنی‌ها حرکت اسکوات را به صورت ۱۰۰٪، ۸۰٪ و ۶۰٪ پنج تکرار بیشینه به صورت هرمی معکوس انجام می‌دادند و در این حین اطلاعات الکترومایوگرافی عضلات آنها ثبت می‌شد. بین هر بارگذاری آزمودنی حدود ۲ تا ۴ دقیقه استراحت در نظر گرفته شد. عرض پاها برای حرکت ددلیفت به اندازه عرض شانه هر فرد تعیین شد و در حین انجام حرکات، آهنگ حرکت[1] هر فرد کنترل نمی‌شد تا نزدیک به شرایط تمرینی آزمودنی باشد.

ثبت فعالیت الکتریکی عضلات و تحلیل آن: برای ثبت اطلاعات الکترومایوگرافی عضلات مطابق با الگوی سنیام[2]، الکترودهای سطحی یکبار مصرف Ag/AgCl (F-RG1, Skintact, Austria) روی عضلات رکتوس فموریس، وستوس مدیالیس، بایسپس فموریس، تیبیالیس آنتریور، گستروکنمیوس، گلتئوس ماگزیموس و ارکتوراسپاین پای برتر آزمودنی‌ها قرار می‌گرفت. پای برتر آزمودنی‌ها پایی بود که با آن توپ را شوت می‌کردند. محل قرارگیری الکترودها توسط ژیلت تراشیده شد تا موهای زائد آن نواحی پاک شود. سپس توسط الکل محل قرارگیری الکترودها پاک شد و الکترودها با فاصله مرکز تا مرکز دو سانتی‌متر در راستای تارهای عضلانی قرار گرفتند. پس از قرارگیری الکترودها، پری امپلی فایر دستگاه الکترومایوگرافی مایوماسل (Noraxon, USA) به الکترودها وصل شد که به صورت وایرلس دیتاها را به منبع دستگاه ارسال می‌کرد. داده‌های الکترومایوگرافی با فرکانس ۱۵۰۰ هرتز جمع-آوری شد. یک سنسور شتاب‌سنج (Noraxon, USA) روی مرکز هالتر قرار داده شده بود تا فازهای حرکت ددلیفت را مشخص کند.

جهت تحلیل داده‌های الکترومایوگرافی، ابتدا شروع و انتهای هر یک از پنج حرکت توسط دیتاهای شتاب‌سنج قراردادهشده روی هالتر مشخص شد. سپس دیتاهای مربوط به الکترومایوگرافی عضلات توسط فیلتر میان‌گذر با فرکانس برش ۱۵ و ۵۰۰ هرتز فیلتر شد. فعالیت الکتریکی تجمعی[3] (IEMG) هر عضله طی پنج حرکت ددلیفت توسط نرم‌افزار دستگاه در هر باردهی محاسبه شد.

هم‌انقباضی[4]: شاخص هم‌انقباضی عضلات کوادریسپس و همسترینگ با استفاده از فرمول زیر محاسبه شد که شاخصی برای ثبات مفصل زانو است. این شاخص مطابق فرمول زیر محاسبه شد.

Co-contraction=1–(Average Agonist Muscles Activity/Average Muscle Antagonist)

در این معادله زمانی که عدد به صفر نزدیک می‌شود، میزان هم‌انقباضی بالاتر است و زمانی که عدد به یک یا منفی یک نزدیکتر می‌شود، هم‌انقباضی کمتر است.

یافته‌ها

نتایج آزمون شاپیرو-ویلک نشان داد تمامی داده‌های فعالیت الکتریکی عضلات در میزان بارهای مختلف در باردهی هرمی و هرمی معکوس دارای توزیع نرمال هستند ($P>0/05$). نتایج آزمون تی وابسته نشان داد فعالیت الکتریکی عضلات رکتوس فموریس، وستوس مدیالیس، بایسپس فموریس، تیبیالیس آنتریور، گستروکنمیوس، گلتئوس ماگزیموس و ارکتوراسپاین در حین اسکوات در میزان بارهای ۶۰، ۸۰ و ۱۰۰ درصد پنج تکرار بیشینه در باردهی هرمی و هرمی معکوس تفاوت معناداری ندارند ($P>0/05$). با این حال هم‌انقباضی عضلات همسترینگ و کوادریسپس در بارهای مشابه در حین باردهی

1 Cadence
2 SENIAM
3 Integrated Electromyography
4 Co-contraction Index (CI)

هرمی به طور معناداری بیشتر از هرمی معکوس بود ($P\leq ۰/۰۵$). نتایج میانگین و انحراف استاندارد فعالیت الکتریکی عضلات رکتوس فموریس، وستوس مدیالیس، بایسپس فموریس، تیبیالیس آنتریور، گستروکنمیوس، گلتئوس ماگزیموس و ارکتوراسپاین و همچنین هم‌انقباضی عضلات کوادریسپس و همسترینگ در باردهی‌های مختلف در باردهی هرمی و هرمی معکوس و نتایج آزمون تی وابسته در جدول ۱ مشاهده می‌شود.

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد فعالیت الکتریکی عضلات رکتوس فموریس، وستوس مدیالیس، بایسپس فموریس، تیبیالیس آنتریور، گستروکنمیوس، گلتئوس ماگزیموس و ارکتوراسپاین و هم‌انقباضی کوادریسپس و همسترینگ در باردهی‌های مختلف در باردهی هرمی و هرمی معکوس و نتایج آزمون تی وابسته

IEMG (mV)	میزان بار (٪)	باردهی	میانگین و انحراف استاندارد	نتایج t وابسته
رکتوس فموریس	۶۰	هرمی	۵/۹۸±۲/۵۵	t۱۴=-۲/۱۳۰ و P=۰/۰۵۱
		هرمی معکوس	۷/۸۵±۲/۴۲	
	۸۰	هرمی	۱۰/۱۲±۲/۲۶	t۱۴=۰/۵۷۹ و P=۰/۵۷۲
		هرمی معکوس	۹/۵۹±۲/۹۸	
	۱۰۰	هرمی	۱۲/۳۴±۰/۹۶	t۱۴=۲/۰۳۹ و P=۰/۰۶۱
		هرمی معکوس	۱۱/۳۴±۱/۳۳	
وستوس مدیالیس	۶۰	هرمی	۶/۷۸±۲/۱۵	t۱۴=-۰/۰۲۸ و P=۰/۹۷۸
		هرمی معکوس	۶/۷۹±۱/۹۸	
	۸۰	هرمی	۷/۲۹±۱/۸۸	t۱۴=۰/۱۹۳ و P=۰/۸۵۰
		هرمی معکوس	۷/۱۸±۲/۱۴	
	۱۰۰	هرمی	۹/۴۰±۲/۱۸	t۱۴=۰/۰۱۷ و P=۰/۹۸۷
		هرمی معکوس	۹/۳۹±۱/۶۹	
بایسپس فموریس	۶۰	هرمی	۷/۶۷±۲/۰۴	t۱۴=۰/۰۵۱ و P=۰/۹۶۰
		هرمی معکوس	۷/۶۴±۲/۲۵	
	۸۰	هرمی	۹/۱۲±۲/۰۷	t۱۴=۰/۱۲۹ و P=۰/۸۹۹
		هرمی معکوس	۹/۰۵±۲/۶۶	
	۱۰۰	هرمی	۱۰/۴۵±۲/۱۳	t۱۴=-۰/۴۳۴ و P=۰/۶۷۱
		هرمی معکوس	۱۰/۷۵±۲/۰۰	
تیبیالیس آنتریور	۶۰	هرمی	۲/۴۷±۰/۸۷	t۱۴= ۰/۱۶۵ و P=۰/۸۷۱
		هرمی معکوس	۲/۴۲±۰/۷۳	
	۸۰	هرمی	۲/۶۸±۰/۸۷	t۱۴=۱/۸۴۴ و P=۰/۰۸۶
		هرمی معکوس	۲/۱۷±۰/۸۷	
	۱۰۰	هرمی	۳/۰۲±۰/۹۹	t۱۴=۰/۶۳۹ و P=۰/۵۳۳
		هرمی معکوس	۲/۸۰±۰/۸۳	
گستروکنمیوس	۶۰	هرمی	۴/۵۴±۱/۳۲	t۱۴=-۰/۸۷۳ و P=۰/۳۹۸
		هرمی معکوس	۵/۰۵±۱/۶۲	
	۸۰	هرمی	۴/۷۶±۱/۳۹	t۱۴=-۰/۴۸۳ و P=۰/۶۳۷
		هرمی معکوس	۴/۹۷±۱/۵۰	
	۱۰۰	هرمی	۵/۸۳±۱/۳۶	t۱۴=۰/۱۱۶ و P=۰/۹۱۰
		هرمی معکوس	۵/۷۸±۱/۰۱	
گلتئوس ماگزیموس	۶۰	هرمی	۷/۹۸±۱/۷۱	t۱۴=-۱/۰۳۶ و P=۰/۳۱۸
		هرمی معکوس	۸/۶۶±۲/۰۵	
	۸۰	هرمی	۹/۶۲±۱/۸۷	t۱۴=-۰/۳۷۸ و P=۰/۷۱۱
		هرمی معکوس	۹/۳۳±۱/۹۲	
	۱۰۰	هرمی	۱۱/۷۴±۱/۶۳	t۱۴=-۰/۰۰۹ و P=۰/۹۹۳
		هرمی معکوس	۱۱/۷۴±۱/۴۴	
ارکتور اسپاین	۶۰	هرمی	۹/۳۸±۲/۰۲	t۱۴=-۰/۰۴۹ و P=۰/۹۶۱
		هرمی معکوس	۹/۴۲±۲/۹۴	
	۸۰	هرمی	۱۰/۶۸±۲/۸۶	t۱۴=-۱/۴۹۲ و P=۰/۱۵۸
		هرمی معکوس	۱۱/۸۶±۲/۱۰	
	۱۰۰	هرمی	۱۵/۲۷±۲/۶۸	t۱۴=-۱/۵۰۶ و P=۰/۱۵۴
		هرمی معکوس	۱۶/۲۹±۲/۰۴	
هم‌انقباضی کوادریسپس و همسترینگ	۶۰	هرمی	۰/۲۱±۰/۳۲	t۱۴=-۲/۷۳۵ و P=۰/۰۰۸
		هرمی معکوس	۰/۵۵±۰/۴۲	
	۸۰	هرمی	۰/۲۰±۰/۳۵	t۱۴=-۲/۴۳۲ و P=۰/۰۰۹
		هرمی معکوس	۰/۴۴±۰/۵۱	
	۱۰۰	هرمی	۰/۱۵±۰/۳۴	t۱۴=-۳/۱۵۴ و P=۰/۰۰۴
		هرمی معکوس	۰/۵۰±۰/۲۷	

بحث

هدف مطالعه حاضر مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات رکتوس فموریس، وستوس مدیالیس، بایسپس فموریس، تیبیالیس آنتریور، گستروکنمیوس، گلتئوس ماگزیموس و ارکتوراسپاین و هم‌انقباضی کوادریسپس و همسترینگ حین ددلیفت طی بارگذاری‌های هرمی و هرمی معکوس بود. از نتایج اولیه این مطالعه این بود که فعالیت الکتریکی عضلات در هر دو باردهی-های هرمی و هرمی معکوس، در میزان بار ۱۰۰ درصد پنج تکرار بیشینه بیشترین مقدار بود و در میزان بار ۶۰ درصد پنج تکرار بیشینه کمترین مقدار را داشت. این نتیجه با نتایج مطالعات گذشته هم‌راستا بود که گزارش شده بود افزایش فعالیت الکتریکی عضلات در بارهای بالاتر بیشتر از بارهای پایین‌تر است.[۱۳، ۱۵-۲۰] این مشاهده از طریق اصل اندازه قابل توجیه می‌باشد. طبق اصل اندازه، واحدهای حرکتی بسته به مقدار نیروی مورد نیاز فعال می‌شوند. در صورتی که میزان نیروی مورد نیاز جهت انجام کار کم باشد، ابتدا واحدهای حرکتی کوچکتر کندانقباض فعال می‌شود و مقدار نیروی مورد نیاز برای انجام کار را فراهم می‌آورد. اگر نیروی مورد نیاز بیشتر شود، واحدهای حرکتی بزرگتر (تندانقباض) فعال می‌شود و بدین‌وسیله مقدار نیروی مورد نیاز را فراهم می‌کند.[۳] واحدهای حرکتی کندانقباض میزان فعالیت الکتریکی عضلانی کمتری نسبت به واحدهای حرکتی تندانقباض دارند[۲۱]؛ بنابراین منطقی است که میزان فعالیت الکتریکی عضلات در میزان بار ۶۰ درصد کمتر از ۸۰ درصد و ۱۰۰ درصد پنج تکرار بیشینه باشد.

از دیگر نتایج مطالعه حاضر، این بود که نشان داد در هر دو وضعیت باردهی هرمی و هرمی معکوس، به ترتیب مقدار فعالیت الکتریکی عضلات ارکتوراسپاین، گلتئوس ماگزیموس، بایسپس فموریس، وستوس مدیالیس، رکتوس فموریس، گستروکنمیوس و تیبیالیس آنتریور در حین ددلیفت از بیشترین مقدار به کمترین مقدار می‌باشد. نتایج این مطالعه هم‌راستا با نتایج مطالعه بزرا و همکاران (۲۰۱۳) می‌باشد که نشان دادند فعالیت الکتریکی عضلات ارکتوراسپاین نسبت به بقیه عضلات اندام تحتانی در حین ددلیفت بیشترین میزان را دارد.[۲۲] این موضوع اهمیت عضلات ارکتور اسپاین و گلتئوس ماگزیموس را در حین حرکت ددلیفت می‌رساند. در حین حرکت ددلیفت از میانه حرکت بلند کردن هالتر، تنه شروع به اکستنشن شدن می‌کند و با بازشدن تنه، حرکت ددلیفت کامل می‌شود. باز شدن تنه توسط عضلات ارکتور اسپاین و گلتئوس ماگزیموس انجام می‌گیرد؛ بنابراین منطقی است که در حین ددلیفت این دو عضله بیشترین مقدار فعالیت الکتریکی عضلانی را داشته باشند. چون آزمودنی‌های این مطالعه افراد سالم و با سابقه تمرین و کار با وزنه بودند، بنابراین می‌توان این مشاهده را برای انجام الگوی صحیح حرکت ددلیفت در نظر گرفت و هر گونه تغییر مشاهده‌شده در الگوی فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در حین حرکت ددلیفت توسط هر فرد را به عنوان الگوی اشتباه حرکت ددلیفت تعیین کرد که می‌تواند در طولانی‌مدت باعث آسیب شود.

نتایج مطالعه حاضر نشان داد فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در میزان بار یکسان بین باردهی هرمی و هرمی معکوس متفاوت نمی‌باشد. اگرچه مطالعات قبل انجام‌گرفته در زمینه بیومکانیک ددلیفت، این حرکت را از منظرهای کینماتیکی، کینتیکی و الکترومایوگرافی مورد بررسی قرار داده‌اند، با این حال با احتیاط می‌توان گفت نتایج این مطالعه با نتایج مطالعات قبل هم‌راستا است.[۱۳، ۱۶، ۱۷، ۱۹، ۲۰، ۲۳] پیش-فرض این مطالعه این بود که مقدار فعالیت الکتریکی عضلات بین دو نوع باردهی متفاوت می‌باشد و در روش باردهی هرمی معکوس در میزان بار مشابه نسبت به روش باردهی هرمی، عضلات فعالیت بیشتری داشته باشند. این انتظار و پیش‌فرض بر اساس اصل پتانسیل پیش‌فعالی[1] عضلات بود. بر اساس این اصل در صورتی که عضلات قبل از حرکت توسط یک بار بیشینه تحریک شوند، با فعال شدن حداکثر واحدهای حرکتی توانایی انجام بهتر حرکت متعاقب را دارند. به عنوان مثال، قبل از حرکت پرش عمودی سارجنت، در صورتی که فرد با ۸۰ درصد یک تکرار بیشینه خودش چند تکرار اسکوات را انجام دهد، قابلیت پرش عمودی وی افزایش خواهد یافت. با این حال، نتایج مطالعه کنونی نتیجه یکسانی در فعال‌سازی عضلات بین دو روش باردهی نشان داد.

اساس تمرینات مقاومتی بر اساس اصل‌های فیزیولوژیکی تمرین مانند اصل اضافه بار و اصل فراخوانی تارهای عضلانی و اصول دیگر فیزیولوژیکی بنا نهاده شده است. اصول فیزیولوژیکی که بیشتر مطالعات برای به‌کارگیری و استفاده از بارهای بیشینه به منظور افزایش قدرت و افزایش حجم توصیه کرده‌اند، بر این مبنا استوار است که بارهای بیشینه توان تحریک و فراخوانی همه واحدهای حرکتی اعم از تندانقباض و کندانقباض را دارا باشند.[۲۴] به طور کلی، استفاده از روش تمرینی با نوبت‌های متعدد برای افزایش قدرت و حجم عضلانی نسبت به روش تمرینی یک‌نوبته برتری دارد و آن هم به دلیل فشار بیشتری است که طی نوبت‌های متعدد بر عضله وارد می‌شود. رایج‌ترین برنامه‌های تمرینی استفاده از روش هرمی و هرمی معکوس است. ادعا شده است که استفاده از الگوی باردهی هرمی به دلیل حفظ شدت تمرین در سطح بیشینه در هر نوبت از تمرین، بیشترین سازگاری عصبی را ایجاد می‌کند؛ از این رو برای افزایش قدرت بیشینه بر سایر الگوهای باردهی برتری دارد. از طرفی دیگر، در الگوهای هرمی معکوس به نظر می‌رسد با فراخوانی واحدهای حرکتی بزرگ در ابتدا می‌توان افزایش بیشتری در قدرت و حجم عضلانی ایجاد کرد. مطالعاتی که شیوه‌های متفاوت تمرین مقاومتی را بررسی کرده‌اند، برخی افزایش مشابهی را در قدرت عضلانی گزارش کرده‌اند و بعضی تفاوت‌هایی در افزایش قدرت بین شیوه‌های تمرینی متفاوت گزارش کرده‌اند. به عنوان مثال، میرزایی و همکاران (۱۳۸۹) با مقایسه دو الگوی باردهی هرمی

1 Post Activation Potentiation

مسطح و هرمی اریب در بازیکنان فوتبال تفاوت معناداری در بین قدرت، توان و حجم عضلانی مشاهده نکردند.[۲۵] در واقع اساس تمرینات مقاومتی هرمی بر این است که با شروع تمرین با میزان باری کمتر از یک تکرار بیشینه، واحدهای حرکتی کوچکتر (تندانقباض) درگیر می‌شوند. با افزایش میزان بار کار، واحدهای حرکتی کوچکتر خسته شده و نیاز به فراخوانی واحدهای حرکتی بزرگتر (تندانقباض) می‌باشد تا بتوانند میزان بار را تحمل کنند. اعتقاد بر این است که با افزایش بار کار به میزان حداکثر، تمام واحدهای حرکتی درگیر می‌شوند و در نتیجه باعث افزایش قدرت عضلانی و حجم عضلانی می‌شوند. از طرفی دیگر، در تمرینات هرمی معکوس، اعتقاد بر این است که استفاده از بارهای بیشینه و تکرارهای کم، با فراخوانی واحدهای حرکتی تندانقباض و اعمال فشار بر دستگاه‌های عصبی-عضلانی و با تغییر در فعالیت عصبی عضله موجب افزایش بیشتری در قدرت عضلانی می‌شود. [۲۶-۲۷]

از نتایج دیگر مطالعه حاضر، این بود که هم‌انقباضی عضلات کوادریسپس و همسترینگ که شاخصی از ثبات دینامیک مفصل زانو است، در میزان بارهای مشابه در باردهی هرمی به طور معناداری بیشتر از باردهی هرمی معکوس بود. در حین ددلیفت، عضلات همسترینگ به عنوان آگونیست و عضلات کوادریسپس به عنوان آنتاگونیست عمل می‌کنند. افزایش هم‌انقباضی این عضلات می‌تواند به صورت دینامیک مفصل زانو را حمایت کند و از ایجاد فشار زیاد بر ارگان‌های زانو مانند لیگامنت ACL جلوگیری کند. به نظر می‌رسد افزایش تدریجی میزان بار در تمرینات مقاومتی به صورت هرمی می‌تواند باعث افزایش هم‌انقباضی عضلات آگونیست و آنتاگونیست و در نتیجه افزایش ثبات مفصل شود؛ بنابراین به نظر می‌رسد انجام تمرینات مقاومتی به روش هرمی می‌تواند به عنوان یک تمرین ایمن‌تر نسبت به تمرینات هرمی معکوس در زنان نیمه‌حرفه‌ای باشد.

در کل با توجه به نتایج مطالعه حاضر، می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که هر دو الگوی باردهی هرمی و هرمی معکوس در حرکت ددلیفت باعث درگیری مشابه عضلات اندام تحتانی در دختران می‌شود و ورزشکاران دختر و مربیان می‌توانند از هر دو این روش‌ها جهت افزایش ظرفیت‌های نیروی عضلانی بهره بگیرند. با این حال، با توجه به بیشتر بودن هم‌انقباضی عضلات کوادریسپس و همسترینگ در باردهی هرمی نسبت به هرمی معکوس به نظر می‌رسد استفاده از تمرینات هرمی به دلیل ایجاد امنیت در ثبات مفصل و کاهش احتمال بروز آسیب در مفصل منطقی‌تر باشد.

منابع

1. Fleck SJ, Kraemer W. Designing resistance training programs, 4E. Human Kinetics; 2014.
2. Kritz M, Cronin J, Hume P. The bodyweight squat: A movement screen for the squat pattern. Strength Cond J. 2009;31(1):76–85.
3. Kenney WL, Wilmore JH, Costill DL. Physiology of sport and exercise. Human kinetics; 2015.
4. Haudum A, Birklbauer J, Müller E. The effect of an acute bout of rubber tube running constraint on kinematics and muscle activity. J Sports Sci Med. 2012;11(3):459.
5. Stone MH, Collins D, Plisk S, Haff G, Stone ME. Training principles: Evaluation of modes and methods of resistance training. Strength Cond J. 2000;22(3):65.
6. Romanazzi M, Galante D, Sforza C. Intralimb joint coordination of the lower extremities in resistance training exercises. J Electromyogr Kinesiol. 2015;25(1):61–8.
7. Foran B. High-performance sports conditioning. Human Kinetics; 2001.
8. Tan B. Manipulating resistance training program variables to optimize maximum strength in men: a review. J Strength Cond Res. 1999;13(3):289–304.
9. Lloyd RS, Faigenbaum AD, Stone MH, Oliver JL, Jeffreys I, Moody JA, et al. Position statement on youth resistance training: the 2014 International Consensus. Br J Sports Med. 2014;48(7):498–505.
10. Wade SM, Pope ZC, Simonson SR. How prepared are college freshmen athletes for the rigors of college strength and conditioning? A survey of college strength and conditioning coaches. J Strength Cond Res. 2014;28(10):2746–53.
11. Herring R. Reverse pyramid training. Strength Cond J cond Res. 2002;25(3):213–31.
12. Sahasrabudhe SS, Agarwal BM, Mullerpatan RP. Comparison of muscle activity and energy cost between various bodyweight squat positions. Clin Kinesiol J Am Kinesiotherapy Assoc. 2017;71(2):19–25.
13. Longpré HS, Acker SM, Maly MR. Muscle activation and knee biomechanics during squatting and lunging after lower extremity fatigue in healthy young women. J Electromyogr Kinesiol. 2015;25(1):40–6.
14. Schellenberg F, Lindorfer J, List R, Taylor WR, Lorenzetti S. Kinetic and kinematic differences between deadlifts and goodmornings. Sport Med Arthrosc Rehabil Ther Technol. 2013;5(1):27.
15. Warner MB, Wilson DA, Herrington L, Dixon S, Power C, Jones R, et al. A systematic review of the discriminating biomechanical parameters during the single leg squat. Phys Ther Sport. 2019;1(36):78-91.
16. Zhou J, Ning X, Fathallah F. Investigating the effects of movement speed on the lumbopelvic coordination during trunk flexion. Hum Mov Sci. 2016; 1(48):153–60.
17. Hooper DR, Szivak TK, Comstock BA, Dunn-Lewis C, Apicella JM, Kelly NA, et al. Effects of fatigue from resistance training on barbell back squat biomechanics. J Strength Cond Res. 2014;28(4):1127–34.
18. Krosshaug T, Petushek EJ, Richter C, Paulsen G, Faul O. Effect of Load and

Various Equipment Modalities on Back Squat Biomechanics in Elite Powerlifters. In: ISBS-Conference Proceedings Archive. 2015.
19. Riemann BL, Lapinski S, Smith L, Davies G. Biomechanical analysis of the anterior lunge during 4 external-load conditions. J Athl Train. 2012;47(4):372–8.
20. Bryanton MA, Kennedy MD, Carey JP, Chiu LZF. Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting. J Strength Cond Res. 2012;26(10):2820–8.
21. Konrad P. The abc of emg. A Pract Introd to Kinesiol Electromyography. 2005;1(2005):30–5.
22. Bezerra ES, Simão R, Fleck SJ, Paz G, Maia M, Costa PB, et al. Electromyographic activity of lower body muscles during the deadlift and still-legged deadlift. J Exerc Physiol Online. 2013;16(3):30–9. Nijem RM, Coburn JW, Brown LE, Lynn SK, Ciccone AB. Electromyographic and force plate analysis of the deadlift performed with and without chains. J Strength Cond Res. 2016;30(5):1177–82.
23. Henry T. Resistance training for judo: functional strength training concepts and principles. Strength Cond J. 2011;33(6):40–9.
24. Mirzaei B, Mehrabi J, Azizi M, Barjashteh A. The effect of two patterns of flat pyramidal yield and oblique pyramid on maximum strength, lower trunk muscle strength and muscle volume. Sport Physiology. 2011;8(29):71-84.[In Persian]
25. Jones DA, Rutherford OM, Parker DF. Physiological changes in skeletal muscle as a result of strength training. Q J Exp Physiol Transl Integr. 1989;74(3):233–56.
26. Sale DG. Neural adaptation to strength training in strength and power. Publications. Oxford; 1992.