مطالعات طب ورزشی شماره ۹، بهار و تابستان ۱۳۹۰، صص ۲۶-۱۳

تأثیر تمرینات ثبات‌دهندهٔ مرکزی بر برخی پارامترهای کینماتیک راه رفتن زنان دارای کمردرد مزمن در مقایسه با زنان سالم

شبنم همتی[۱]، رضا رجبی[۲]، نورالدین کریمی[۳]، علی اکبر جهاندیده[۴]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۶/۲۳ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۵/۲۲

چکیده

کمردرد مشکلی شایع و فراگیر در جوامع امروزی است که در حدود ۶۰ تا ۸۰ درصد از تمام بزرگ‌سالان را در طول زندگی تحت تأثیر قرار می‌دهد. راه رفتن، به‌عنوان مهارتی پایه، بخش عمده‌ای از فعالیت‌های روزمرهٔ انسان است. اطلاعات اندکی در مورد ویژگی‌های راه رفتن در افراد مبتلا به کمردرد، در مقایسه با افراد سالم وجود دارد و تمرینات ثبات‌دهندهٔ عمقی به‌عنوان یکی از درمان‌های مؤثر برای کمردرد مزمن مطرح است؛ از این رو، هدف از تحقیق حاضر بررسی یک دوره تمرینات ثبات‌دهندهٔ عمقی بر برخی پارامترهای کینماتیک راه رفتن زنان دارای کمردرد مزمن است. ۷ زن مبتلا به کمردرد به‌عنوان گروه تجربی و ۹ زن سالم به‌عنوان گروه کنترل (۲۰- ۲۷ سال) در این مطالعه شرکت کردند. از معیار لبوف و همکاران (۱۹۹۶) برای ارزیابی حاد یا مزمن بودن کمردرد استفاده شد. قبل از دورهٔ تمرینی، پارامترهای کینماتیک، از طریق راه رفتن در مسیری سه متری که دو صفحهٔ نیرو روی آن قرار داشت و مجهز به شش دوربین مادون قرمز بود، اندازه‌گیری شد (پیش‌آزمون). برنامهٔ تمرینی ثباتی در دوازده روز متوالی از ساده به مشکل اجرا شد. در نهایت، مجدداً آزمون راه رفتن به عمل آمد (پس آزمون). در مرحلهٔ پیش‌آزمون بین طول گام زنان سالم و دارای کمردرد تفاوت معنی‌داری دیده شد (P= ۰/۰۰۹). تفاوت بین سرعت گام و زمان سکون (P =۰/۳۵) معنی‌دار نبود (P= ۰/۵۶). در مرحلهٔ پس‌آزمون در هیچ‌یک از ویژگی‌های راه رفتن بین زنان سالم و زنان دارای کمردرد تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (P<۰/۰۵)، در حالی که ویژگی‌های راه رفتن در زنان دارای کمردرد مزمن، قبل و بعد از دورهٔ تمرینی، فقط در طول گام، تفاوتی معنی‌دار نشان داد (P = ۰/۰۰۴). با توجه به نتایج تحقیق، این احتمال وجود دارد که تمرینات ثباتی از طریق کاهش درد، باعث بهبود راه رفتن بیماران مبتلا به کمردرد شود؛ زیرا در این مطالعه طول گام آزمودنی‌ها بعد از دورهٔ درمان افزایش یافت.

کلیدواژه های فارسی: کمردرد مزمن، طول گام برداری، سرعت راه رفتن، مدت زمان سکون.

۱. کارشناس ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران (نویسندهٔ مسئول)
Email: hemmati1363@gmail.com
۲. دانشیار دانشگاه تهران Email: rrajabi@ut.ac.ir
۳. عضو هیئت علمی دانشگاه علوم بهزیستی و توان‌بخشی
۴. مدرس دانشگاه آزاد اسلامی واحد قوچان Email: aliakbarjahandideh3@gmail.com

مقدمه

راه رفتن حرکتی بنیادی است که انسان از اولین سال زندگی خود در این دنیای خاکی می‌آموزد. توانایی راه رفتن در برخی بیماری‌ها به‌طورکامل از فرد سلب می‌شود ژیا برخی از اجزای آن دست‌خوش تغییرات جدی می‌شود. کمردرد از علت‌های ناتوانی در جمعیت بزرگ‌سالان است که میزان شیوع آن در زمان زندگی ۶۰ تا ۸۰٪ تخمین زده شده است و به‌طور تقریبی ۸۰٪ بیماران مبتلا به کمردرد، مبتلا به کمردرد غیراختصاصی[1] هستند و ۷ تا ۱۰٪ از آن‌ها کمردرد مزمن غیراختصاصی دارند (۱). مطالعات نشان داده است که بیماران مبتلا به کمردرد غیراختصاصی در کنترل حرکتی انحرافات پیش‌بینی شده و در پاسخ به انحرافات، متفاوت با افراد سالم عمل می‌کنند. این تغییر در کنترل عصبی - عضلانی، احتمالاً به‌دلیل تأثیر درد بر کنترل حرکتی یا بعلت تغییر در سیستم عصبی مرکزی است. چندین مطالعه بیان کرده‌اند که بیماران مبتلا به کمردرد به سفتی[2] خلفی - قدامی کمر دچارند (۲، ۳)؛ بنابراین، سفتی کمر ممکن است تفاوت در کنترل حرکتی بین افراد سالم و بیمار را توضیح دهد. پس منطقی است که انتظار داشته باشیم، تغییر در کنترل عصبی - عضلانی در بیمارانی با کمردرد غیراختصاصی در دیگر اعمال حرکتی مثل راه رفتن نیز دیده شود (۱). وقتی افراد سالم انحرافی[3] را پیش‌بینی می‌کنند، عضلات تنه را برای مقابله با از دست دادن تعادل منقبض می‌کنند. در افراد دارای کمردرد، این پیش‌بینی کاهش می‌یابد و زمان عکس‌العمل کندتر می‌شود و عدم اصلاح مؤثر فعالیت عضلات راست‌کنندهٔ ستون مهره‌ها[4] در انحرافات آزمایشی، در مقایسه با افراد سالم وجود دارد (۴). این تغییر در کنترل عصبی - عضلانی احتمالاً به تأثیر درد بر کنترل حرکتی یا به تغییر در سیستم عصبی مرکزی مربوط است (۱)؛ در نتیجه قابل تصور است که افراد دارای کمردرد کنترل حرکاتشان را به‌وسیلهٔ راه رفتن کندتر و دقت بیشتر، ارتقا دهند تا هنگام روبرو شدن با انحرافات ایمنی بیشتری داشته باشند. در واقع، مطالعاتی که الگوی راه رفتن بیمارانی با کمردرد غیراختصاصی را بررسی کرده‌اند، افزایش فعالیت عضلهٔ راست‌کنندهٔ ستون مهره‌ها و کاهش چرخش معکوس بین لگن، کمر و ستون فقرات سینه‌ای را نشان داده‌اند (۵، ۶). به‌علاوه، وقتی از افراد دارای کمردرد درخواست می‌شود که سرعت راه رفتن خود را افزایش دهند، بر خلاف افراد بدون درد، تمایل دارند به‌جای طول گام، ریتم گام

1. Nonspecific low back pain
2. Stiffness
3. Perturbation
4. Erector spine

برداری خود را افزایش دهند (۱).

در راه رفتن طبیعی، الگو های هماهنگ‌شدهٔ تنه، چرخش لگن و فعالیت عضلات تنه برای حفظ تعادل پویا، کاهش هزینه انرژی و برخورد مؤثر با انحرافات در هنگام حرکت مهم است. در راه رفتن افراد سالم، هماهنگی عرضی تنه - لگن از مرحلهٔ این فاز[1] (لگن و تنه هم‌زمان در جهت یکسان می‌چرخند) به سمت هماهنگی آنتی فاز[2] (چرخش معکوس لگن در مقابل تنه) گسترش می‌یابد، اما افراد دارای کمردرد با وجود اینکه قادرند سریع‌تر از حالت مطلوب خود راه بروند، هنگام افزایش سرعت راه رفتن از مرحلهٔ این فاز به سمت هماهنگی آنتی فاز با مشکلاتی در هماهنگی تنه - لگن روبرو می‌شوند (۴). لاموت[3] و همکارانش (۲۰۰۲) در تحقیق خود تحت عنوان «هماهنگی تنه - لگن در صفحهٔ عرضی در راه رفتن اشخاص مبتلا به کمردرد غیراختصاصی» بیان کردند که زمان و دامنهٔ چرخش صفحهٔ عرضی لگن با سازوکار طول یک گام[4] در هنگام راه رفتن، نه در دویدن، رابطه دارد (۵). همچنین ساندرز[5] و همکارانش (۲۰۰۵) در تحقیق خود با عنوان «تغییر در کینماتیک سه بعدی کمری - لگنی و فعالیت عضلات، با سرعت و جهت حرکت» بیان کردند که حرکت کمری - لگنی بر طول گام‌برداری در هنگام دویدن و راه رفتن اثر دارد و ارتباط خوبی (r=۰/۹۳) بین طول یک گام و دامنهٔ چرخش صفحهٔ عرضی کمری - لگنی مشاهده کردند (۷). مجموعهٔ کمری – لگنی - رانی و عضلات اداره‌کنندهٔ آن مرکز بدن انسان[6] شناخته می‌شود که موقعیتی آناتومیکی است که مرکز ثقل بدن در آن قرار دارد و شاخهٔ اصلی حرکت محسوب می‌شود. کنترل عصبی - عضلانی مطلوب مجموعهٔ کمری - لگنی در هنگام حرکت انسان نقشی حیاتی در حفظ پوسچر تنه، افزایش هر چه بیشتر کارآیی حرکات و جلوگیری از آسیب دارد و برخی از محققان پیشنهاد کرده‌اند که حرکت ستون فقرات و لگن هدایتی اولیه (اصلی) برای حرکات جنبشی اندام‌های تحتانی فراهم می‌کند (۷).

عضلات ران که جزئی از عضلات مرکزی‌اند، نقشی کلیدی در پایداری تنه و لگن در راه رفتن دارند. گروهی معتقدند که عضلات ابداکتور ران نقش مهمی در ثبات طرفی لگن دارند و ضعف این عضلات باعث بر هم خوردن ثبات طرفی لگن، افتادگی و تیلت طرفی لگن و در نهایت، کمردرد می‌شود (۸). در واقع، استقامت ضعیف و تأخیر در انقباض عضلات اکستنسور ران

---

1. In-phase
2. Anti-phase or out-of-phase
3. Lamot
4. Stride length
5. Saunders
6. Human core

(سرینی بزرگ) و ابداکتور ران (سرینی میانی) در افراد مبتلا به کمردرد و دیگر وضعیت‌های اسکلتی - عضلانی مثل اسپرین مچ پا نشان داده شده است (۹). عضلهٔ سرینی بزرگ همکاری زیادی برای راه رفتن دارد و عملکرد غیرمؤثر آن می‌تواند ابعاد زیادی از چرخهٔ راه رفتن را به خطر بیندازد. این عضله به نحوی قابل ملاحظه در حمایت اندام تحتانی، به‌وسیلهٔ نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در هنگام شروع فاز استقرار[1]، از تماس کف پا با زمین[2] تا بعد از جدا شدن پنجهٔ پا مشارکت دارد. همچنین اکستنشن زانو در فاز استقرار، به‌وسیلهٔ عمل این عضله به‌عنوان آنتاگونیست کنترل می‌شود و در فازهای استقرار و نوسان، در اکستنشن ران و کنترل میزان فلکشن آن مشارکت دارد (۱۰). فرضیه‌ای قوی در درمان و جلوگیری از کمردرد، با استفاده از تقویت عضلات مرکزی وجود دارد و استفادهٔ بالینی وسیع از آن گواه این امر است. مطالعات نشان می‌دهد این برنامه ممکن است به کاهش درد و بهبود عملکرد بیماران دارای کمردرد کمک کند (۹). بررسی‌ها نشان می‌دهد که بیشتر تحقیقات در مورد افراد مبتلا به کمردرد به کینماتیک کمری - لگنی و ارتباط درد با راه رفتن پرداخته‌اند (۴- ۶، ۱۱، ۲۰). با وجود تحقیقات در خصوص برخی پارامتر های راه رفتن در افراد مبتلا به کمردرد و اینکه ورزش درمانی، به‌ویژه تمرینات ثباتی از درمان‌های مؤثر در کمردرد مزمن است، هنوز تحقیقات برای رسیدن به برنامهٔ تمرین درمانی‌ای مؤثر و زود بازده ادامه دارد و آخرین رویکردهای درمانی به فعال بودن و عملکردی بودن تمرینات از نظر تئوریک اشاره دارند؛ از این رو، این تحقیق با هدف بررسی تأثیر تمرینات ثباتی بر برخی پارامترهای راه رفتن زنان مبتلا به کمردرد انجام شده است.

روش‌شناسی پژوهش

تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی و طرح تحقیق از نوع پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه تجربی و پس آزمون در گروه شاهد است. جامعهٔ آماری این تحقیق را جامعهٔ در دسترس زنان مبتلا به کمردرد مزمن مکانیکال غیراختصاصی (بدون سابقهٔ ورزش منظم یا قهرمانی) مراجعه‌کننده به کلینیک‌های فیزیوتراپی و مراکز آموزشی - درمانی دانشگاه علوم بهزیستی و توان‌بخشی تشکیل می دادند. قبل از آزمون، تعداد افراد سالم ۱۳ نفر و تعداد افراد مبتلا به کمردرد ۱۵ نفر بود، ولی در پایان دوره چهار نفر از گروه کنترل و هشت نفر از گروه تجربی (به علت غیبت در مرحلهٔ پس‌آزمون، نتایج غیرمتعارف، شرکت نامنظم یا داشتن درد طی انجام تمرینات) حذف

1. Stance
2. Flat foot

شدند.

روش انتخاب نمونه‌ها به‌صورت معیارهای ورود و خروج از مطالعه بود. معیارهای ورود به مطالعه شامل: داشتن دامنهٔ سنی ۲۰-۴۰ سال و عدم ابتلا به عفونت، تومور، بیماری‌های روماتوئیدی، شکستگی مهره‌ها، پوکی استخوان، دفورمیتی شدید پوسچرال، ناهنجاری‌های مادرزادی ستون فقرات، مهرهٔ شکاف دار[1]، لقی مهرهٔ کمری[2]، دررفتگی خودبه‌خودی مهره[3]، درد تیرکشنده به پاها، درد شدید شبانه، افسردگی، بیماری‌های مجاری ادراری و زنان، سابقهٔ ورزش منظم، مصرف داروهای ضد التهابی و ضد درد در دورهٔ مطالعه بود که تمام این موارد توسط فیزیوتراپ ارزیابی شد. منظور از کمردرد مزمن غیراختصاصی در این مطالعه، بیمارانی هستند که در زمان شرکت در تحقیق مبتلا به کمردرد بودند یا سابقهٔ حملات تکرار شوندهٔ کمردرد داشتند. همچنین در برای درد آن‌ها هیچ علت خاصی یافت نشده و دورهٔ زمانی کمردرد سه ماه یا بیشتر بود. برای اندازه‌گیری درد از مقیاس دیداری درد استفاده شد که در این تحقیق افرادی که شدت درد بیشتر از سه داشتند انتخاب می‌شدند. همچنین در مورد حاد یا مزمن بودن کمردرد از معیار خود گزارشی کمردرد استفاده شد که توسط لبوف[4] و همکاران (۱۹۹۶) تدوین شده است (۱۲). تمام معاینات توسط فیزیوتراپیست مجرب انجام شد و گروه افراد سالم طی دورهٔ تمرینی روال عادی زندگی خود را طی کردند.

در این تحقیق از سیستم آنالیز حرکت vicon460 (ساخت کشور انگلستان) آزمایشگاه ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توان‌بخشی استفاده شده بود. سیستم متشکل از شش دوربین مادون قرمز با فرکانس ۲۵۰-۵۰ هرتز، یک work station و یک دستگاه رایانه بود. به‌علاوه، از دو صفحهٔ نیرو نیز برای ثبت دقیق لحظه تماس پاشنهٔ پا استفاده شده بود.

در این تحقیق از نشانگرهای غیرفعال استفاده شده بود که اشعهٔ مادون قرمز ساطع شده از دوربین را منعکس می‌کنند. نشانگرها به قوزک خارجی، پاشنه و سطح خارجی استخوان کف پایی پنجم و اپی‌کندیل ران در هر دو پا وصل شد (۱۳). آزمودنی‌ها از فاصلهٔ یک متری نقطهٔ کالیبره شده شروع به راه رفتن کردند و تا فاصله یک متر بعد از اتمام نقطهٔ کالیبره شده ادامه دادند (۱۴). آزمودنی باید به گونه‌ای راه می‌رفت که پای راست طی راه رفتن روی فورس پلیت اول و دوم قرار می‌گرفت. قابل ذکر است که آزمودنی‌ها از محدودهٔ کالیبره شده و زمان آغاز فیلم‌برداری اطلاعی نداشتند. بررسی راه رفتن، قبل و بعد از دورهٔ تمرین در ساعت‌های

1. Spina bifida
2. Spondylolysis
3. Spondylolisthesis
4. Leboeuf-Yde

مشخصی از صبح (۸- ۱۱) و در آزمایشگاه ارگونومی دانشگاه انجام شد.

در این تحقیق بیماران تحت نظر محقق و فیزیوتراپ مجرب به مدت ۱۲ جلسه در روزهای متوالی در محل سالن ورزشی خوابگاه تمرینات را انجام دادند و نوع تمرینات به‌ترتیب از ساده به پیچیده و با گذشت روزهای تمرینی و افزایش آمادگی بیماران، تمرینات سخت‌تر اجرا شد که باعث افزایش میزان فشار و اضافه بار می‌شد. تأکید عمده روی عضلهٔ مولتی فیدوس و عرضی شکم بود که به کمک لمس این عضله به فرد آموزش داده شد. آموزش با لمس بدین صورت بود که آزمونگر با قرار دادن انگشتان خود روی عضلهٔ آزمودنی (عضلهٔ عرضی شکم در محل دو بند انگشت در داخل و پایین خارهای قدامی فوقانی لگن و برای مولتی فیدوس در دو طرف خار خلفی مهره‌های کمری، به‌ویژه در مجاورت مرکز قوس کمر L 3-4) از او می‌خواست بدون انقباض دیگر عضلات فقط به‌صورت متوسط، عضلهٔ زیر دست را منقبض کند و بازخورد لازم به‌صورت کلامی داده می‌شد. فرد باید می‌توانست بدون توقف ریتم تنفس این حرکت را انجام دهد (۱۴). آموزش و تمرین انقباض تونیک عضلهٔ عرضی شکم و مولتی فیدوس هم‌زمان با حرکت اندام‌ها (دست و پاها) اول به‌صورت جداگانه (شکل۱ و ۲) و سپس هم‌زمان دو اندام مخالف با هم (دست و پای مخالف) اجرا شد (شکل۳) و به‌ترتیب در وضعیت‌های طاق باز خوابیده، دمر خوابیده، خوابیده به پهلو (شکل۴)، پل زده (شکل۵) حالت چهار دست و پا، نشسته و در حالت ایستاده بود.

شکل۱ و ۲. انقباض عضلهٔ عرضی شکم و حرکت دست‌ها و پاها به‌صورت جداگانه

شکل۳. انقباض عضلهٔ عرضی شکم و حرکت، هم‌زمان دست و پای مخالف

شکل۴. حرکت بالا آوردن پاها (ابتدا پای رویی بالا آورده می‌شود سپس پای زیری)

شکل۵. فشار مختصر کف پا به زمین، فشرده شدن هر دو باسن به یکدیگر، انقباض عضلهٔ عرضی شکم، پل زدن و بالا آوردن یک پا

در ادامه، فرد انقباض تونیک عضلات مولتی فیدوس و عرضی شکم را در حین فعالیت‌های نیازمند تعادل بیشتر مانند ایستادن روی تختهٔ تعادل و نشستن روی توپ سوئیس را با چشم باز و بسته اجرا می‌کرد و در نهایت، انقباض تونیک این دو عضله را حین فعالیت‌های روزمرهٔ زندگی مانند راه رفتن اجرا می‌نمود. تمام تمرینات در سه سِت و هر سِت به مدت ۴۵ ثانیه اجرا شد (۹، ۱۴) و آزمودنی‌هایی که طی دورهٔ تمرینی احساس درد کردند یا به‌صورت نامنظم در تمرینات شرکت کردند، از تحقیق حذف شدند. بعد از اتمام دورهٔ تمرینی مجدداً اطلاعات خام

کینماتیکی آزمودنی‌ها جمع‌آوری شد.

روش‌های آماری استفاده شده در این تحقیق شامل آمار توصیفی برای تعیین شاخص‌های مرکزی و پراکندگی، آزمون کولموگروف - اسمیرنوف برای تعیین طبیعی بودن توزیع متغیرها بود و از آزمون t نمونه‌های مستقل برای بررسی بین گروهی (زنان سالم و زنان دارای کمردرد) و t همبسته برای بررسی ویژگی‌های راه رفتن (طول گام، سرعت گام، زمان استقرار)، قبل و بعد از دوره تمرینی استفاده شد.

یافته‌های پژوهش

میانگین و انحراف استاندارد سن، قد، وزن، شاخص تودهٔ بدن و طول پای آزمودنی‌های تحقیق در هر دو گروه در جدول ۱ ارائه شده است. برای همگن بودن گروه‌ها در شاخص‌های قد، وزن، سن، طول پا و شاخص تودهٔ بدن از آزمون t مستقل استفاده شد. نتایج آزمون در خصوص متغیرهای مورد نظر نشان می‌دهد بین گروه‌ها تفاوت معنی‌داری وجود ندارد و در این متغیرها همگن‌اند (جدول۱).

جدول۱. داده های توصیفی آزمودنی‌ها

آماره گروه	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	طول پا (سانتی متر)	شاخص تودهٔ بدن (kg/m^2)
افراد سالم	۲۲/۱۰ ±۲/۲۸	۵۳/۸۵ ±۹/۲۹	۱۶۰/۳ ± ۵/۶	۸۰/۹۰ ±۳/۵۱	۲۰/۹۶ ± ۳/۴۲
افراد مبتلا به کمردرد	۲۲/۵۰ ±۳/۰۲	۵۶/۴۰ ± ۵/۲۴	۱۵۷/۷ ± ۵/۰۳	۸۴/۳۵ ±۴/۲۲	۲۲/۷۶ ± ۲/۸۳
p-value	۰/۷۴۳	۰/۴۶۰	۰/۲۹۱	۰/۰۶	۰/۲۱۶

نتایج آنالیز واریانس چندمتغیره نشان داد در مرحلهٔ پیش‌آزمون، بین زنان سالم و مبتلا به کمردرد تفاوت معنی‌داری در طول گام (P= ۰/۰۰۹) وجود دارد، ولی تفاوت در سرعت گام و زمان سکون (P =۰/۳۵) معنی‌دار نیست (P= ۰/۵۶)، همچنین در مرحلهٔ پس‌آزمون در هیچ‌یک از ویژگی‌های راه رفتن بین زنان سالم و زنان دارای کمردرد تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (P<۰/۰۵) (جدول ۲).

جدول۲. مقایسهٔ ویژگی‌های راه رفتن در زنان سالم و زنان دارای کمردرد مزمن در مرحلهٔ پیش‌آزمون و پس‌آزمون

	گروه	طول گام	زمان سکون	سرعت گام
پیش‌آزمون	سالم	۱۲۱/۷	۰/۷۳	۱۰۱/۴
	کمردرد	۱۱۲/۴	۰/۷	۰/۹۷
	P-value	۰/۰۰۹	۰/۳۵	۰/۵۶
پس‌آزمون	سالم	۱۲۲/۹	۰/۷۰	۱۰۴/۷
	کمردرد	۱۲۴/۳	۰/۶۷	۱۱۵/۳
	P-value	۰/۶۷	۰/۲۷	۰/۰۶۸

استفاده از t همبسته نیز نشان داد بین ویژگی‌های راه رفتن در زنان دارای کمردرد مزمن، قبل و بعد از دورهٔ تمرینی، فقط در طول گام تفاوت معنی‌داری مشاهده شد (P = ۰/۰۰۴)، در صورتی که در زمان سکون (P =۰/۷۳) و سرعت گام (P =۰/۳۳) تفاوت، معنی‌دار نبود (جدول۳).

جدول ۳. ویژگی‌های راه رفتن در زنان دارای کمردرد مزمن در مرحلهٔ پس و پیش‌آزمون

	طول گام	زمان سکون	سرعت گام
پیش‌آزمون *	۱۱۰/۶	۰/۶۸	۱۱۰/۶
پس‌آزمون	۱۲۴/۳	۰/۶۷	۱۱۵/۳
P-value	۰/۰۰۴	۰/۷۳	۰/۳۳

* تفاوتی که در پیش‌آزمون با جدول ۱ در طول گام و بقیه موارد وجود دارد به‌دلیل حذف شدن چند آزمودنی طی تحقیق است.

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از اجرای پژوهش حاضر، بررسی ویژگی‌هایی راه رفتن زنان دارای کمردرد مزمن، در مقایسه با زنان سالم و تأثیر تمرینات ثباتی بر برخی پارامتر های کینماتیک راه رفتن این افراد بود. طول گام زنان دارای کمردرد، درمقایسه با زنان سالم کوتاه‌تر بود و میانگین سرعت نشان داد گروه مبتلا به کمردرد، در مقایسه با افراد سالم (۱۰۱/۴ cm/s) سرعت کندتری داشتند (۰/۹۷cm/s). بیشتر مطالعات نشان داده‌اند بیماران مبتلا به کمردرد، سرعت کمتر و طول قدم‌های کوتاهی دارند. همچنین، در تمام سرعت‌های راه رفتن، طول گام‌برداری در گروه مبتلا به کمردرد کوتاه‌تر است (۴- ۶، ۱۵، ۱۶). ویسمارا و همکارانش (۲۰۰۹) نیز بیان کردند که گروه دارای کمردرد، در مقایسه با افراد چاق و سالم زمان استقرار طولانی‌تر و طول قدم‌های کوتاه‌تری دارند (۱۷). سرعت راه رفتن کندتر در بیمارانی با کمردرد غیراختصاصی سازوکاری حفاظتی است که به تلاش برای کاهش نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در هنگام فاز استقرار راه رفتن وابسته است (۵، ۶). باید توجه کرد که توزیع درد در افراد دارای کمردرد به‌طور متفاوتی نیروی عکس‌العمل عمودی زمین را هنگام راه رفتن تحت تأثیر قرار می‌دهد، افراد مبتلا به کمردرد، در مقایسه با افراد بدون درد راه رفتن کندتر و متناسب با آن نیروی عکس‌العمل عمودی کمتری دارند. با این حال، وقتی از افراد دارای کمردرد خواسته می‌شود سریع‌تر راه بروند، این افراد مانند افراد سالم توانایی راه رفتن سریع و تحمل میزان قابل توجهی از نیروی عکس‌العمل عمودی زمین را دارند (۶). العبیدی و همکاران (۲۰۰۳) درد

پیش‌بینی‌شده[1] و ترس مربوط به درد[2] را از پیش‌بینی‌کننده‌های قوی کمبود سرعت در راه رفتن ترجیهی و سریع در افراد مبتلا به کمردرد می‌دانند (۱۸)؛ بنابراین شاید راه رفتن کندتر این افراد به‌دلیل ترس از درد باشد.

بعد از دورهٔ درمانی، در هیچ‌یک از ویژگی‌هایی راه رفتن زنان سالم و مبتلا به کمردرد تفاوتی دیده نشد، اما باید توجه داشت که افراد دارای کمردرد بعد از مداخلهٔ درمانی سرعت راه رفتن بیشتری (۱۱۵/۳cm/s) در مقایسه با افراد سالم داشتند (۱۰۴/۷ cm/s). فونسکا و همکارانش (۲۰۰۹) به تأثیر درد بر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و تأثیر یک دوره تمرینات پیلاتس پرداختند و مشخص شد که بر خلاف گزارشات قبل،ی سرعت راه رفتن در افراد دارای کمردرد کندتر نبود. بعد از مداخلهٔ درمانی در گروه پیلاتس، نیروی حمایت میانی[3] اندام تحتانی سمت چپ افزایش نشان داد. این محققان بیان کردند که کاهش درد در این بیماران تخلیهٔ وزن[4] را در اندام تحتانی طی سکون تک پا[5] بهبود داده است (۱۹).

افزایش سرعت راه رفتن مطلوب با افزایش نیروی عکس‌العمل عمودی زمین همراه است، اگر سرعت راه رفتن با طول گام بلند تر افزایش پیدا کند. بدیهی است که افزایش در نیروی عکس‌العمل عمودی نتیجهٔ تغییراتی از جمله کاهش درد است (۲). در مطالعهٔ حاضر شدت درد بیماران بعد از تمرین کاهش معنی‌داری داشت (p=۰/۰۳۲)؛ بنابراین شاید تمرینات ثباتی با کاهش درد توانایی بیماران را برای چیره شدن به نیروی عکس‌العمل عمودی بزرگ‌تر افزایش داده است؛ در نتیجه، پژوهش حاضر نشان داد تمرینات ثباتی می‌تواند راه رفتن بیماران مبتلا به کمردرد را بهبود دهد؛ زیرا طول گام این افراد، در مقایسه با قبل از تمرین تفاوت معنی‌داری داشت (p=۰/۰۰۴). هرچند در سرعت گامِ زنان دارای کمردرد پس از مداخلهٔ درمانی تفاوت معنی‌داری دیده نشد، میانگین سرعت بعد از مداخله بیشتر شد که نشان می دهد احتمالاً تمرینات ثباتی از طریق افزایش طول گام به افزایش سرعت راه رفتن نیز منجر می‌شود. قابل ذکر است که در این تحقیق به‌دلیل کوچک بودن فضای آزمایشگاه و کوتاه بودن مسیر راه رفتن (سه متر) سرعت آزمودنی‌های این تحقیق در واقع سرعت یک گام برداری است؛ بنابراین ممکن است یکی از دلایلی که باعث یکسان بودن سرعت گروه سالم و کمردردی شده است،

1. Anticipation of pain
2. Pain-related fear
3. Middle-Support Force
4. Weight Discharge
5. Single-Leg Stance

طول مسیر راه رفتن باشد. ابرگ[1] و همکارانش (۱۹۹۳) در تحقیق خود بیان کردند که اطلاعات گزارش شده از سرعت راه رفتن در مسیر طولانی بیشتر از مسیرهای کوتاه است. در واقع، بسیاری از ویژگی‌های راه رفتن به سرعت راه رفتن وابسته است (۲۰)؛ برای مثال کارتلی[2] و همکارانش (۱۹۸۵) نشان دادند که بین سرعت راه رفتن و مدت فاز استقرار (r= -۰/۷۱) ارتباطی معکوس وجود دارد (۲۱). همچنین با توجه به تحقیقات ذکر شده در اغلب مطالعات از نوار گردان به‌عنوان ابزار اندازه‌گیری میزان سرعت افراد استفاده شده است. در واقع، آزمودنی روی نوار گردان سرعتی را انتخاب می‌کند که سرعت مطلوب و آزادانهٔ خود باشد. با این حال، باید به تفاوت‌های ظریفی که بین راه رفتن روی نوار گردان و زمین وجود دارد، به‌ویژه در مورد زاویهٔ مفاصل توجه کرد. در واقع، آگاهی فرد از طول محدود شدهٔ نوار گردان نوار گردان ممکن است علتی باشد برای اینکه آن‌ها گام برداری خود را کوتاه کنند (۲۲).

در سال‌های اخیر، سؤالاتی از این قبیل مطرح شده است که چرا همهٔ بیماران مبتلا به کمردرد دچار کاهش سطح فعالیت فیزیکی نمی‌شوند و فقط گروهی از آن‌ها به کاهش سطح تناسب فیزیکی دچار می‌شوند؟ مدل‌های توضیحی در پاسخ به این سؤالات مطرح شده است که بر طبق آن‌ها استراتژی‌های متفاوتی در اثر درد باعث تغییر در سطح فعالیت فیزیکی بیماران می‌شود. طبق مدل رفتار اجتناب از ترس، گروهی از بیماران مبتلا به کمردرد مزمن به‌دلیل ترس از افزایش درد و ایجاد آسیب مجدد، از افزایش سطح فعالیت فیزیکی خود هراس دارند که ترس آن‌ها از درد و افزایش فعالیت فیزیکی، انگیزشی در جهت محدودیت حرکتی این افراد ایجاد می‌کند و باعث جلوگیری از آسیب های دردناک و یا بازگشت مجدد صدمات می‌شود؛ بنابراین، افراد مبتلا به کمردرد مزمن که طبق این مدل رفتار می‌کنند، سطح فعالیت فیزیکی کمی در زندگی روزمره خود خواهند داشت و تغییرات مربوط به کاهش سطح تناسب فیزیکی در بدن آن‌ها نمایان خواهد شد (۲۳). عقیدهٔ اجتناب از ترس دربارهٔ فعالیت جسمانی از پیش‌بینی‌کننده‌های قوی سرعت راه رفتن است (۱۸). با توجه به اینکه در این تحقیق از پرسشنامهٔ خودداری از ترس استفاده نشده، نمی‌توان تعیین کرد که آیا کمردرد بر سطح فعالیت فیزیکی این افراد تأثیر گذاشته است یا خیر؟ بنابراین پیشنهاد می‌شود مطالعات آینده ترس ناشی از انجام فعالیت جسمانی را نیز بررسی کنند. با توجه به نتایج این پژوهش، بین ویژگی‌هایی راه رفتن زنان سالم و زنان دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی تفاوت وجود دارد و افراد مبتلا به کمردرد، در مقایسه با افراد سالم طول گام کوتاه‌تری دارند و احتمالاً تمرینات

1. Oberg
2. Kirtley

ثباتی می‌تواند از طریق کاهش درد راه رفتن افراد دارای کمردرد را بهبود بخشد.

آنچه که تاکنون در باره موضوع حاضر می دانیم این است که بیماران مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی بیشتر بعلت تغیر در سیستم عصبی-عضلانی و یا درد در کنترل حرکتی بویژه راه رفتن متفاوت با افراد سالم عمل می کنند. لذا این افراد با راه رفتن کند تر و دقت بیشتر سعی در پیش بینی انحرافات حرکتی داشته تا ایمن تر باشند. همچنین شواهدی وجود دارد که نشان می دهد تقویت عضلات مرکزی باعث درمان و یا پیشگیری از کمردرد مزمن می شود.

آنچه که این تحقیق به ادبیات پیشینه اضافه می کند این است که با استفاده از تمرینات ثبات مرکزی می توان در طول گام برداری افراد دارای کمر درد مزمن که معمولا دچار اختلال می باشند بهبودی ایجاد کرد. این یافته از جمله یافته های جدید در این حیطه می باشد و تائید مهمی در راستای اثر بخشی تمرینات ثبات مرکزی در بهبود برخی از پارامترهای راه رفتن در زنان مبتلا به کمر درد مزمن غیر اختصاصی می باشد.

منابع:

1. Elbaz, A., Mirovsky, Y., Mor, A., Enosh, S.H., Debbi, E., Segal, G., Barzilay, Y., Debi, R. (2009). A novel biomechanical device improves Gait pattern in patient with chronic nonspecific low back pain. Spine, 34(15): E507- E512.
2. Latimer, J., Lee, M., Adams, R., Moran, C.M. (1996). An investigation of the relationship between low back pain and lumbar posteroanterior stiffness. J Manipulative Physiol Ther, 19(9): 587-91.
3. Colloca, C.J., Keller, T.S. (2004). Active Trunk Extensor Contributions to Dynamic Posteroanterior Lumbar Spinal Stiffness. J Manipulative Physiol Ther, 27(4): 229-237.
4. Lamoth, C.J., Meijer, O.G., Daffertshofer, A., Wuisman, P.I., Beek, P.J. (2006). Effect of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: change in motor control. Eur Spine, 15(1): 23-40.
5. Lamoth, C.J.C., Meijer, O.G., Wuisman, P.I.J.M., Van Dieen, J., Levin, M.F., Beek, P.J. (2002). Pelvic-Thorax Coordination in Transverse Plan during Walking in persons with Nonspecific Low Back pain. Spine, 27(4): E92.
6. Lee, C.E., Simmonds, M.J., Etnyre, B.R., Morris, G.S. (2007). Influence of pain

distribution on gait characteristics in patients with low back pain: part 1: vertical ground reaction force. Spine, 42(12): 1329-36.

7. Saunders, S.W., Schached A., Rathe, D., Hodges, P.W. (2005). Changes in three dimensional Lumbo-Pelvic Kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of Locomotion. Clin Biomech, 20(8): 784-793.

۸. عرب، امیر مسعود، (۱۳۷۹). تعیین میزان تأثیر فاکتورهای مکانیکی مختلف در بروز کمردرد. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه علوم بهزیستی و توان‌بخشی.

9. Akuthota, V., Ferreiro, A., Moore, T., Fredericson, M. (2008). Core stability exercise principle. Current Sport Med Reports, 7(1): 39-44.

10. Wilson, J., Ferris, E., Heckler, A., Maitland, L., Taylor, C. (2005). A structured review of the role of gluteus maximus in rehabilitation. NZ Physiotherapy, 33 (3): 95-100.

11. Carpes, F.P., Reinehr, F.B., Mota, C.B. (2008). Effects of a program for trunk strength and stability on pain, low back and pelvis kinematics and body balance: A pilot study. Bodywork and Move Therapies, 12(1): 22-30.

12. Leboeuf-Yde, C., Klougart, N., Lauritzen, T. (1996). How common is low back pain in Nordic population? Spine, 21, 1518-26.

13. Winter, D.A. (1991). The Biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological (2nd ed.pp 1-88). Spurr GB, Sepic Waterloo. On: university of waterloo press. 3rd ed. p:330-335.

۱۴.کریمی، نورالدین، (۱۳۸۷). بررسی تأثیر تمرینات عملکردی فشرده و تحت نظر ثبات دهندهٔ ستون فقرات در توان‌بخشی کمردرد مزمن غیراختصاصی. پایان‌نامهٔ دکتری فیزیوتراپی. دانشگاه تربیت مدرس.

15. Keefe, F.J., Hill, R.W. (1985). An Objective approach to Quantifying Pain Behavior and Gait Patterns in Low Back Pain Patients. Pain, 153-161.

16. Lamoth, C.J.C., Stins, J.F., Pont, M., Kerckhoff, F., Beek, P.J. (2008). Effect of attention on the control of locomotion in individuals with chronic low back pain. NeurooEng Rehabil, 5(13): 1-8.

17. Vismara, L., Cimolin, V., Galli, M., Crivellini, M., Capodaglio, P. (2009). Quantitative analysis of the effects of obesity and low back pain on gait. Gait & Posture, 30S, S26–S74.

18. Al-Obaidi, S.M., Al-Zoabi, B., Al-Shuwaie, N., Al-Zaabie, N., Nelson, R.M. (2003). The influence of pain and pain-related fear and disability beliefs on walking velocity in chronic low back pain. Int J Rehabil Res, 26(2): 101-108.

19. Fonseca, J.L.D., Magini, M., Freitas, T.H.D. (2009). Laboratory Gait Analysis in Patients with Low Back Pain before and After a Pilates Intervention. Sport

Rehabil, 18: 269-282.

20. Oberg, T., Karsznia, A., Oberg, K. (1993). Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. Rehabil Rese and Develop, 30 (2).

21. Kirtley, C., Whittle, M.W., Jefferson, R.J. (1985). Influence of Walking Speed on Gait Parameters., Biomedical Eng, 7(4): 282-8.

22. Whittle, M.W. (2007). Gait analysis introduction. Oxford: ButterWorth Heninemann.

۲۳.نیک سپهر، محمد، (۱۳۸۷). پاسخ‌های قلبی عروقی بیماران مبتلا به کمر درد مزمن به تمرینات ثبات دهندهٔ ستون فقرات، قبل و بعد از یک دوره تمرینات ثبات‌دهندهٔ تنه. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه تربیت مدرس.

مطالعات طب ورزشی شماره ۹، بهار و تابستان ۱۳۹۰، صص ۴۸-۲۷

اثرات ماساژ پیش از فعالیت و گرم کردن بر خستگی عصبی – عضلانی عضلهٔ گاستروکنمیوس در طول انقباض وامانده‌ساز

طاهر افشارنژاد[۱]، مسعود خرسندی کلور[۲]، محمد غلامپور[۳]، محمدرضا بهدوست[۴]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۷/۴ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۵/۲۲

چکیده

هدف از این تحقیق مقایسه اثر ماساژ و گرم کردن پیش از فعالیت بر خستگی عصبی- عضلانی عضله گاستروکنمیوس در طول انقباض ایزومتریک زیربیشینه بود. طرح تحقیق از نوع اندازه گیری مجدد بود. ۱۵ مرد سالم بدون سابقه آسیب‌دیدگی اندام تحتانی و تمرین منظم برای این تحقیق داوطلب شدند. آزمودنی‌ها به طور تصادفی برای اجرای یک پروتکل گرم کردن یا ماساژ تخصیص یافتند. این فرآیند چند روز بعد تحت شرایط دیگر تکرار شد. انقباض وامانده ساز شامل۵۰ تکرار ایستادن روی پنجه پا و بلافاصله ۶۰ ثانیه انقباض ایزومتریک پلانتار فلکشن مچ پا بود. فرکانس میانه(MF)، فرکانس توان میانگین(MPF)، نرخ تقاطع صفر (ZCR) و میانگین الکترومیوگرافی (AEMG)، از سیگنال‌های الکترومیوگرافی ثبت شده از عضلات گاستروکنمیوس داخلی و خارجی پای غیربرتر، در طول انقباض ایزومتریک پلانتار فلکشن مچ پا مورد محاسبه قرار گرفت. جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون تحلیل واریانس دوطرفه (۲×۱۲، شرایط×زمان) و آزمون t وابسته در سطح معنی داری $P\leq0.05$ استفاده شد. در بخش خارجی عضله گاستروکنمیوس، تحت شرایط ماساژ، تمام شاخص‌های خستگی کاهش را نشان داد، اما پس از گرم کردنMF، MPF و ZCR افزایش یافت. در بخش داخلی عضله، در هر دو شرایط، تغییر قابل ملاحظه ای رخ نداد. به‌طور کلی تفاوت معنی داری در MF وMPF بین گرم کردن با ماساژ وجود داشت. یافته های این تحقیق از ماساژ پیش از فعالیت به واسطه بالا بردن مقادیر پایه MF و MPF حمایت می‌کند. همچنین ورزشکاران را جهت به تأخیر انداختن خستگی عصبی- عضلانی تشویق به گرم کردن فعال می‌کند.

کلید واژه‌های فارسی: گرم کردن، ماساژ پیش از فعالیت، خستگی عصبی- عضلانی، انقباض وامانده‌ساز.

۱. عضو هیئت علمی دانشگاه شمال (نویسندهٔ مسئول) Email: afsharnezhad@hotmail.com
۲، ۴. کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی Email: masoud.khorsandi@gmail.com
۳. کارشناس ارشد فیزیولوژی ورزش Email: m.53gholampour@yahoo.com

مقدمه

خستگی در اثر تحمل انقباضی پیوسته به‌وجود می‌آید و با علائمی مانند کاهش نیرو، لرزش و درد موضعی مشخص می‌شود. کاهش تولید نیرو، نقص در ثبات پوسچرال، کاهش دقت و سرعت پاسخ‌های حرکتی، کاهش کنترل سرعت و شتاب اندام‌ها و مستعد کردن بدن برای آسیب‌دیدگی از پیامدهای خستگی هستند. احتمالاً خستگی از طریق این سازوکارها به همراه اختلال در هماهنگی عضلانی موجب نقصان عملکرد نیز می‌شود (۱)؛ از این رو به تعویق انداختن خستگی در طول فعالیت اهمیت بسیاری دارد. بسیاری از مربیان و ورزشکاران عقیده دارند که فعالیت‌های پیش از تمرین مانند گرم کردن، کشش و ماساژ می‌تواند مزایایی برای عملکرد، پیشگیری از آسیب و به تعویق انداختن خستگی در پی داشته باشد.

گرم کردن به‌عنوان معمول‌ترین مدالیتهٔ پیش از تمرین در ورزشکاران، به‌منظور فعال کردن پتانسیل‌های بیولوژیکی و روانی استفاده می‌شود (۲). نتایج تحقیقات مختلف نشان می‌دهد گرم کردن از طریق غلبه بر مقاومت چسبندگی مفاصل و عضلات در برابر حرکت، افزایش فعالیت ATP_{ase}، کوتاهی چرخهٔ پل عرضی (۳)، افزایش سرعت انتقال پتانسیل عمل و متعاقب آن افزایش سرعت انقباض عضله، افزایش قدرت (۴)، افزایش دامنهٔ حرکتی، افزایش میزان ایمپالس‌های عصبی، تغییر رابطهٔ نیرو - سرعت، افزایش دمای بدن و خون رسانی به عضله بر فعالیت‌های کوتاه مدت اثرگذار است که می‌توانند در به تأخیر انداختن خستگی نقش داشته باشند (۶- ۷). با وجودی که برخی مطالعات ارتباط بین تغییرات مختلف بیومکانیکی و فیزیولوژیکی را بعد از گرم کردن تأیید کرده‌اند(۸)، یافته‌های بسیاری از تحقیقات نیز تأثیر گرم کردن عمومی را بر عملکرد را تأیید نمی‌کنند (۹- ۱۱)؛ مثلاً گرای و نیمو[1] (۲۰۰۱) گزارش کردند گرم کردن با شدت کم به مدت ۵ دقیقه هیچ تأثیری بر زمان واماندگی در رکاب زنی شدید ندارد (۱۱). در مورد کشش نیز تحقیقات بر کاهش نیروی تولیدی دلالت داشته‌اند و تنها یک تحقیق اثر کشش بالستیک را بر کاهش رکورد دو سرعت گزارش کرده است؛ از این رو پیشنهاد شده است که گرم کردن به‌عنوان مدالیتهٔ کنترل به‌کار گرفته شود (۵).

با وجود اینکه تعداد ورزشکارانی که از ماساژ پیش از تمرین استفاده می‌کنند روز به روز در حال افزایش است، تأثیر ماساژ بر عملکرد ورزشی و خستگی مورد تردید است (۱۲). به‌صورت نظری، ماساژ از طریق سازوکارهای نورولوژیکی مانند کاهش تحریک پذیری عصبی – عضلانی (۱۳)، درد (۱۴) و انقباض عضلانی (۱۳) می‌تواند اثراتی بالقوه بر عملکرد داشته باشد، اما تنها

1. Gray & Nimmo

چند مطالعهٔ محدود به‌طور اختصاصی به اثرات ماساژ پیش از اجرای ورزشی توجه کرده‌اند. هانتر و همکاران[1] (۲۰۰۶) در تحقیقی که از طرح ماساژ مشابه تحقیق حاضر استفاده کرده بودند، دریافتند در قدرت ایزوکنتیک با سرعت کند پس از ماساژ کاهشی معنی‌دار به‌وجود می‌آید، ولی این کاهش با هیچ‌گونه تغییری در شاخص‌های الکترومیوگرافی همراه نبود (۱۵). همچنین مدارکی وجود دارد دالّ بر اینکه ماساژ موجب کاهش فعالیت واحدهای حرکتی می‌شود. این تحقیقات از رفلکس H قبل و پس از ماساژ استفاده کرده‌اند. این روشی معتبر برای اندازه‌گیری فعالیت واحدهای حرکتی است، ولی با ثبت سیگنال الکترومیوگرافی سطحی در انقباض ارادی تا حدی متفاوت است (۱۶). گودوین و همکارانش[2] (۲۰۰۷) گزارش کردند که ماساژ ۱۵ دقیقه‌ای اندام تحتانی در دو سرعت ۳۰ متر تأثیری معنی‌دار بر عملکرد ندارد (۱۷). همچنین هارمر[3] (۱۹۹۱) گزارش کرد ماساژ ۳۰ دقیقه‌ای کل بدن هیچ اثری روی پاسخ‌های فیزیولوژیکی سریع در طول دویدن با شدت زیربیشینه و تواتر گام برداری در دو سرعت ندارد (۱۸). تحقیق دیگری نیز نشان داد ماساژ ۶ تا ۱۵دقیقه‌ای ساق پا حتی موجب کاهش قدرت ایزوکنتیک می‌شود (۱۹). افزایش کراتین کیناز و لاکتات دهیدروژناز همراه با ماساژ شدید کل بدن نیز گزارش شده که نشان‌دهندهٔ آسیب‌های اندک مکانیکی و فزایش فعالیت غشای سلولی است (۲۰).

در مجموع، تحقیقات پس از گرم کردن و ماساژ هیچ‌گونه تغییری در عملکرد ثبت نکرده‌اند که مرتبط با فعالیت واحدهای حرکتی باشد، اما باید توجه داشت که این مطالعات نقص در ظرفیت تولید نیرو را با سنجش میزان کاهش آن بر پایهٔ انقباض ارادی بیشینه[4] ارزیابی کرده‌ان د(۲۱)، درحالی که خستگی عضله که با این روش اندازه‌گیری شده است، میل به اثرپذیری از عوامل غیرعینی همچون انگیزش فردی و سطح درد دارد؛ از این رو، اندازه‌گیری‌های عینی‌تر و پایاتری برای ارزیابی اثربخشی ماساژ و گرم کردن بر خستگی عضله نیاز است (۲۲). آنالیز طیف توان الکترومایوگرافی می‌تواند به‌عنوان شاخصی از به‌کارگیری واحد حرکتی به‌منظور کمّی سازی خستگی عصبی - عضلانی به‌کار گرفته شود. در طول خستگی موضعی تغییرات قابل ملاحظه‌ای در سیگنال الکترومیوگرافی رخ می‌دهد. عمده‌ترین این تغییرات، کاهش فرکانس و افزایش دامنهٔ سیگنال است که با یکدیگر مرتبطاند (۲۳). برخی محققان افزایش فراخوانی

1. Hunter, et al.
2. Goodwin, et al.
3. Harmer
4. Maximum Voluntary Contraction (MVC)

واحدهای حرکتی و هم‌زمانی فعال‌سازی واحدهای حرکتی و برخی دیگر عواملی همچون سرعت هدایت در طول غشاء، نرخ آتشباری و تغییر شکل پتانسیل عمل واحدهای حرکتی را از دلایل اصلی این تغییرات بیان کرده‌اند (۲۴).

از سوی دیگر، بیش از ۱۰۰ نوع ماساژدرمانی متداول توسط ورزشکاران به‌کار گرفته می‌شود (۲۵). یکی از مشکلات عمده در تحقیقات پیشین روش‌شناسی ضعیف، سطوح ناپایدار کنترل، نبود شرایط پلاسیبویی، تعداد کم نمونه و نبود جزئیات ماساژ به‌کار رفته اعم از نوع ماساژ، شدت و مدت زمان استروک‌ها یا کل ماساژ است. بدون این جزئیات تحقیقات مختلف قابل مقایسه نخواهند بود و قابلیت تکرارپذیری تحقیق نیز مورد تردید خواهد بود (۲۶). در این تحقیق علاوه بر استروک‌های سطحی از روش‌های ماساژ عمقی‌تر نیز استفاده شده که در تحقیقات پیشین بررسی تأثیر این روش‌ها نیز برای تحقیقات بیشتر پیشنهاد شده است (۱۷)؛ از این رو مطالعهٔ حاضر به بررسی اثرات گرم کردن و ماساژ بر خستگی موضعی عضلات دوقلوی داخلی و خارجی ساق پا از طریق آنالیز دامنه و طیف توان سیگنال‌های الکترومایوگرافی برای اندازه‌گیری میزان خستگی عصبی - عضلانی پرداخته است.

روش‌شناسی پژوهش

نمونه‌ها ۱۵ داوطلب مرد سالم با میانگین: سن ۱/۸۱± ۲۰/۶۳ سال، قد ۴/۵±۱۷۳/۸۸ سانتی متر و وزن ۷/۶۴± ۷۲/۰۴ کیلوگرم بودند. آزمودنی ها قبل از اجرای تحقیق پرسشنامهٔ اطلاعات پزشکی و فرم رضایت‌نامه را تکمیل کردند و در جلسه‌ای توجیهی با اهداف و جزئیات برنامهٔ تحقیق و اجرای آزمون به شکل صحیح آشنا شدند. این افراد سابقهٔ هیچ‌گونه بیماری عصبی - عضلانی، درد و ناراحتی یا عمل جراحی در اندام تحتانی نداشتند. کلیهٔ آزمون‌ها و اندازه‌گیری‌ها در دو مرحله پس از گرم کردن و پس از ماساژ انجام شدند. چون فعالیت عضلات پای غیربرتر آزمودنی‌ها کمتر از پای برتر بود؛ محققان برای دقیق‌تر شدن نتایج حاصل از تحقیق، پروتکل را روی پای غیربرتر -که توسط آزمون شوت به توپ مشخص شده بود- انجام دادند.

گرم کردن: در این تحقیق از یک پروتکل عمومی گرم کردن به روش ترکیبی استفاده شد؛ به این شکل که ابتدا آزمودنی‌ها به مدت ۵ دقیقه با ۵۰ درصد ضربان قلب بیشینه می‌دویدند. سپس، ۵ دقیقه حرکات کششی را اجرا می‌کردند. در نهایت، آزمودنی‌ها پنج تکرار دو سرعت ۳۶ متر را با یک دقیقه استراحت بین هرکدام اجرا می‌کردند (۲۷).

پروتکل ماساژ: جدول ۱ پروتکل ماساژ استفاده‌شده در تحقیق را نشان می‌دهد. کل مراحل

انجام ماساژ حدود ۷ دقیقه طول می‌کشید (۱۵).

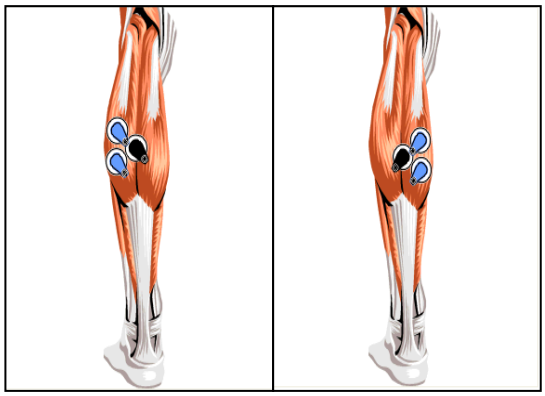
جدول ۱. مراحل انجام ماساژ، تکنیک‌ها و شدت آن‌ها

نوع تکنیک ماساژ	توضیحات	تکرار و شدت
دست کشیدن[1]	با یک یا دو ست و با استفاده از کل کف دست به‌طور مرکزگرا و در جهت‌های مختلف	چهار استروک خیلی سبک برای اثر تسکین‌دهنده[2]، سپس دو استروک کمی محکم‌تر برای اثر اندک روی مویرگ‌های سطحی
افلوراژ	با هر دو دست و با استفاده از کل کف دست به‌صورت مرکزگرا و مرکزگریز	حرکت اول تا اندازه‌ای عمیق تا خون را در مویرگ‌های سطحی به حرکت درآورد. حرکت دوم عمیق‌تر تا بر مویرگ‌های عمقی‌تر اثر کند و حرکت سوم کاملاً عمیق انجام شد.
پتریساژ	گرفتن و جمع کردن با هر دو دست و با کل دست به صورت V شکل و به طور مرکزگرا و مرکزگریز	شدت حرکت اول تا اندازه‌ای که بر مویرگ‌های سطحی و بافت‌های نرم سطحی دیگر اثر بگذارد. حرکت دوم شدیدتر به‌طوری که مویرگ‌های عمقی و بافت‌های نرم عمقی‌تر تحت تأثیر قرار گیرد.
چلاندن (رینگینگ)[3]	با هر دو دست و با استفاده از کل کف دست به‌صورت مرکزگرا و مرکزگریز و در جهات مختلف	یک تکرار
پیچاندن(رولینگ)[4]	پیچاندن عضله به صورت مرکزگرا	یک تکرار با گرفتن و بالا آوردن بافت عضله به‌طوری که بر ساختارهای نرم عمقی اثر بگذارد.

اندازه‌گیری الکترومیوگرافی سطحی: برای الکترومیوگرافی از الکترودهای دو قطبی (دو الکترود ثبت‌کنندهٔ سیگنال و یک الکترود زمین)، با استفاده از دستگاه Muscle Tester هشت کاناله مدل ME3000p8 ساخت شرکت Mega Electronic فنلاند استفاده شد. برای کاهش امپدانس الکتریکی در محل اتصال لیدها، ابتدا موهای زائد پوست به‌وسیلهٔ تراشیدن با تیغ به آرامی و بدون ایجاد خراشیدگی از بین برده شد، سپس پوست با استفاده از پنبهٔ آغشته به الکل تمیز شد. معیار رسیدن به سطح مطلوب امپدانس پوست (مقاومت کم) این بود که رنگ پوست به حالت قرمز روشن درآید. برای رسیدن پوست به شرایط امپدانس الکتریکی ثابت پنج

1. Stroking
2. Sedative Effect
3. Wringing
4. Rolling

دقیقه زمـان صـرف شـد. سـپس از لیـدهای ژل مرطـوب Ag و AgCl نـوع Skin Tact (F55) استفاده شد. فاصلهٔ بین الکترودها دو سـانتی‌متـر بـود و مکـان الکترودهـا طبـق دسـتورالعمل شماتیک برنامهٔ Megawin ver.2.4، با اسـتفاده از مـاژیکی بـا مانـدگاری طـولانی، روی بخـش میانی شکم عضلهٔ گاستروکنمیوس بخش داخلی و خارجی پای غیربرتر مشخص شـد و سـپس الکترودها به نقاط مورد نظر متصل شدند. برای کاهش نویز، سایر دستگاه‌های برقـی از دسـتگاه اندازه‌گیری دور نگـه داشـته شـده و دمـای اتـاق نیـز تـا حـد امکـان ثابـت نگـه داشـته شـد. الکترومیوگرافی هنگام اجرای آزمون انقباض ایستا توسط آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد. برای ایجاد هماهنگی بین اجرای آزمون انقباض ایستا و اندازه‌گیری الکترومیوگرافی از آلارم صوتی دسـتگاه الکترومایوگرافی برای شروع و خاتمهٔ انقباض استفاده شد. سیگنال الکترومیوگرافی دریافت شده توسط الکترودها به کمک پیش‌تقویـت‌کننـدهٔ Analog differential مـدل Megawin بـا Gain ۳۷۵ ساخت کارخانهٔ Mega Electronic فنلانـد بـا محـدودهٔ فرکـانس ۸ HZ (High pass) تـا ۵۰۰HZ (Low pass) تقویت شد. سپس، توسط مبدل آنالوگ/دیجیتال (A/D) ۱۲بیـت هشـت کاناله با حساسـیت ۳ میکروولـت و Resolution ۲/۹۵ میکروولـت نـوع ۱۱۰dbسـاخت همـان کارخانه سمپلینگ شده و توسط کابل نوری به کامپیوتر منتقل شد.



شکل ۱. نقاط اتصال لیدهای الکترومیوگرافی سطحی به عضلهٔ دوقلوی پای چپ

پردازش سیگنال: به‌منظور بررسی خستگی عصبی - عضلانی در این تحقیق از چهار شـاخص مهم استفاده شد که قبلاً در تحقیقات الکترومیوگرافی سطحی به‌کار گرفتـه شـده بودنـد (۲۳، ۲۴). این چهار شاخص عبارت بودند از: میـانگین الکترومیـوگرافی[1] (AEMG)، فرکـانس تـوان

1. Average Electromyography

میانگین[1] (MPF)، فرکانس میانه[2] (MF) و نرخ تقاطع صفر[3] (ZCR). برای پردازش سیگنال و محاسبهٔ شاخص‌ها از نرم‌افزار Megawin ver.2.4 طراحی شده توسط شرکت Mega Electronic استفاده شد. شاخص‌ها و درصد تغییرات آن‌ها در طول انقباض وامانده‌ساز در کل بازهٔ زمانی ۶۰ ثانیه و همچنین در هر ۵ ثانیه از انقباض اندازه‌گیری شد.

شیوهٔ اجرای کار: به‌دلیل مناسب بودن آزمون انقباض ارادی ایزومتریک، برای ارزیابی خستگی عصبی - عضلانی،از این روش استاتیک استفاده شد. بدین منظور آزمودنی روی لبهٔ سازهٔ بتنی قابل حملی به ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر می‌ایستاد. به این دلیل از وضعیت ایستاده استفاده شد که تحقیقات قبلی نقش بیشتر عضلات دوقلو را نسبت به عضلات نعلی در وضعیت ایستاده (زاویهٔ ۱۸۰ درجهٔ مفصل زانو) نسبت به حالت نشسته (زاویهٔ ۹۰ درجهٔ مفصل زانو) تأیید کرده بودند. در این وضعیت، برای حفظ تعادل و کمترین حرکات انحرافی فرد از جلو یکی از انگشتان دستان خود را در وضعیت بازوی کشیده و ۹۰ درجه فلکشن شانه به تکیه‌گاهی چسبانده بود. در این وضعیت فرد هیچ‌گونه مزیتی برای انتقال وزن خود به تکیه‌گاه نداشت. وضعیت بدن تا حد امکان عمود نگه داشته می‌شد. به‌منظور دست‌یابی به بیشترین میزان خستگی عصبی - عضلانی، پس از برقراری وضعیت صحیح ابتدا آزمودنی ۵۰ تکرار حرکت پلانتار فلکشن را در کل دامنهٔ حرکتی و در مدت یک دقیقه انجام می‌داد و پس از تکرار آخر با فرمان محقق و صدای دستگاه پلانتار فلکشن مچ پا را با تحمل وزن در انتهای دامنهٔ حرکتی انجام داده، این وضعیت را به مدت ۶۰ ثانیه حفظ می‌کرد (۲۸).

تجزیه و تحلیل آماری: از آزمون t وابسته برای مقایسهٔ متغیرها در کل بازهٔ زمانی در دو شرایط جداگانه و برای مقایسهٔ متغیرها در بازه‌های ۵ ثانیه‌ای از آزمون تحلیل واریانس ۲×۱۲ (دو متغیر درون‌گروهی، اندازه‌گیری‌های مکرر) استفاده شد. به‌منظور بررسی روند تغییرات متغیرها در دو شرایط آزمون روند با استفاده از الگوی خطی به‌کار گرفته شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها، با استفاده از نرم‌افزار SPSS انجام و سطح معنی‌داری $P\leq ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

یافته‌های پژوهش

نتایج بدست آمده از شاخص‌های خستگی عصبی - عضلانی ۱۵ آزمودنی در طول یک انقباض وامانده‌ساز با اعمال ماساژ و گرم کردن پیش از آن در جدول۱ نشان داده شده است.

---

1. Mean Power Frequency
2. Median Frequency
3. Zero Crossing Rate

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار (M±SD) شاخص‌های خستگی عصبی - عضلانی عضلهٔ گاستروکمینیوس پس از ماساژ و گرم کردن

شاخص‌های خستگی عصبی - عضلانی	واحد	گاستروکنمیوس بخش داخلی		گاستروکنمیوس بخش خارجی	
		پس از ماساژ	پس از گرم کردن	پس از ماساژ	پس از گرم کردن
میانگین الکترومیوگرافی (AEMG)	(μV)	۱۷۹/۵±۳۵۹/۱	۱۵۰/۹±۱۶۰/۲	۱۱۶/۹±۲۰۷/۱	۱۳۰/۳±۱۴۴/۵
میانگین توان فرکانس (MPF)	(Hz)	۱۲۸±۵۱/۶	۱۲۸/۱±۵۶/۷	*۱۳۵/۶±۵۰/۱	*۱۱۷/۸±۴۲/۲
میانگین فرکانس (MF)	(Hz)	۱۰۷/۲±۵۲/۳	۱۱۱/۲±۵۴/۶	*۱۱۶/۶±۵۳/۹۸	*۹۷/۷±۳۸/۳
نرخ تقاطع صفر (ZCR)	(Hz)	۲۱۳/۲±۶۶/۹	۲۰۷/۷±۱۰۰/۳	۲۲۱/۷±۸۳/۱	۱۹۶/۹±۷۰/۹

* در سطح P≤۰/۰۵ معنی‌دار است.

همان‌طور که در جدول ۱ ملاحظه می‌شود، بین دو شرایط ماساژ و گرم کردن، در شاخص‌های MPF (t=۲/۷۱۷،*P=0.017*) و MF (t=۲/۱۷۲،*P=0.048*) در بخش خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس حین انقباض وامانده‌ساز تفاوت معنی‌داری وجود دارد. تفاوت بین AEMG و ZCR معنی‌دار نیست (*P≥0.05*). همچنین، بین هیچ‌یک از شاخص‌ها در بخش داخلی عضلهٔ گاستروکنمیوس تحت شرایط گرم کردن و ماساژ تفاوت معنی‌داری وجود ندارد. جدول ۲ نتایج آزمون تحلیل واریانس دوطرفه (۱۲× ۲) درون‌گروهی (زمان× شرایط) را برای مقایسهٔ شاخص‌های خستگی عصبی - عضلانی در بخش داخلی و خارجی عضلهٔ گاستروکمینیوس تحت شرایط ماساژ و گرم کردن در هر ۵ ثانیه از یک دقیقه انقباض وامانده‌ساز نشان می‌دهد.

جدول ۲. مقایسهٔ شاخص‌های خستگی عصبی - عضلانی بخش داخلی و خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس تحت شرایط ماساژ و گرم کردن در طول یک دقیقه انقباض وامانده ساز

متغیرها	بخ عضله گاستروکنمیوس	عامل	درجهٔ آزادی	F	سطح معنی‌داری
تغییرات میانگین فرکانس (MF)	خارجی	شرایط × زمان	۳/۹۰۸	۴/۱۰۱	*۰/۰۰۶
	داخلی	شرایط × زمان	۴/۷۴۶	۰/۵۴۰	۰/۷۳۶
تغییرات میانگین توان فرکانس (MPF)	خارجی	شرایط × زمان	۴/۴۳۵	۳/۴۶۶	*۰/۰۱
	داخلی	شرایط × زمان	۵/۵۴۷	۰/۹۸۶	۰/۴۴۰
تغییرات نرخ تقاطع صفر (ZCR)	خارجی	شرایط × زمان	۳/۸۳۷	۳/۸۱۲	*۰/۰۰۹
	داخلی	شرایط × زمان	۵/۵۶۵	۰/۴۹۶	۰/۷۹۷
تغییرات میانگین الکترومیوگرافی (AEMG)	خارجی	شرایط × زمان	۲/۲۳۲	۰/۴۸۳	۰/۶۴۲
	داخلی	شرایط × زمان	۲/۱۹۰	۰/۹۹۶	۰/۳۸۷

* در سطح P≤۰/۰۵ معنی‌دار است.

همان‌طور که در جدول ۲ ملاحظه می‌شود، با توجه به مقدار F و سطح معنی‌داری در تحلیل واریانس دوطرفه، اثر تعاملی شرایط با دو سطح (گرم کردن و ماساژ) و زمان با ۱۲ سطح (هر ۵ ثانیه از یک دقیقه انقباض وامانده‌ساز) در تغییرات میانگین فرکانس (MF)، میانگین توان

فرکانس (MPF)، نرخ تقاطع صفر (ZCR) بخش خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس معنی‌دار است، اما در میانگین الکترومیوگرافی (AEMG) تفاوت معنی‌داری وجود ندارد. در شاخص‌های خستگی بخش داخلی عضلهٔ گاستروکنمیوس نیز هیچ تفاوت معنی‌داری بین دو شرایط ماساژ و گرم کردن در هیچ‌یک از شاخص‌ها ملاحظه نشد.

جدول ۳. نتایج آزمون t برای مقایسهٔ شاخص‌های خستگی بخش داخلی و خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس تحت شرایط ماساژ و گرم کردن در هر ۵ ثانیه از یک دقیقه انقباض وامانده‌ساز

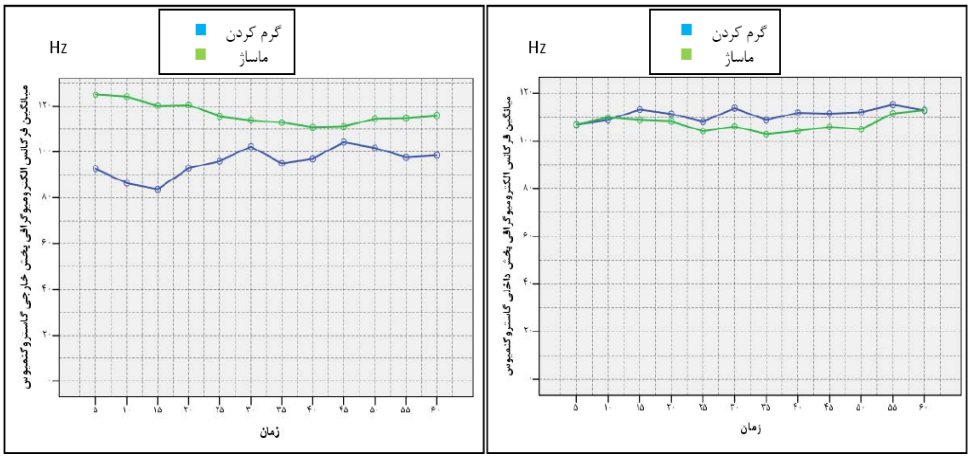
متغیرها	بخش	آماره	زمان ۵-۱	۱۰-۵	۱۵-۱۰	۲۰-۱۵	۲۵-۲۰	۳۰-۲۵	۳۵-۳۰	۴۰-۳۵	۴۵-۴۰	۵۰-۴۵	۵۵-۵۰	۶۰-۵۵
MF	خارجی	t	۳/۰۶۲	۴/۱۱۱	۳/۷۲۸	۳/۷۴۶	۲/۸۵۷	۱/۵۰۶	۲/۰۶۷	۱/۳۸۰	۰/۷۴۷	۱/۳۴۰	۱/۵۸۷	۱/۷۹۵
		sig	*۰/۰۰۸	*۰/۰۰۱	*۰/۰۰۲	*۰/۰۰۲	*۰/۰۱۳	۰/۱۵۴	۰/۰۵۸	۰/۱۸۹	۰/۴۶۷	۰/۲۰۱	۰/۱۳۵	۰/۰۹۴
	داخلی	t	۰/۰۰۶	۰/۰۷۳	۰/۳۲۳	۰/۲۳۶	۰/۳۰۴	۰/۵۹۴	۰/۴۱۸	۰/۵۴۶	۰/۳۶۹	۰/۴۶۴	۰/۲۵۲	۰/۰۱۵
		sig	۰/۹۹۵	۰/۹۴۳	۰/۷۵۲	۰/۸۱۷	۰/۷۶۵	۰/۵۶۲	۰/۶۸۳	۰/۵۸۲	۰/۷۱۸	۰/۶۵۰	۰/۸۰۵	۰/۹۸۸
MPF	خارجی	t	۲/۴۲۴	۳/۲۰۸	۳/۱۹۴	۳/۵۴۴	۲/۳۰۷	۱/۱۴۱	۱/۴۵۹	۱/۳۰۸	۰/۸۲۱	۱/۰۲۵	۱/۴۸۰	۱/۳۵۲
		sig	*۰/۰۲۹	*۰/۰۰۶	*۰/۰۰۷	*۰/۰۰۳	*۰/۰۳۷	۰/۲۷۳	۰/۱۶۷	۰/۱۸۹	۰/۴۲۵	۰/۳۲۳	۰/۱۶۱	۰/۱۹۸
	داخلی	t	۰/۳۵۵	۰/۳۳۲	۰/۰۲۱	۰/۰۸۶	۰/۰۶۴	۰/۲۰۰	۰/۱۱۹	۰/۵۴۶	۰/۱۵۱	۰/۲۴۵	۰/۰۷۵	۰/۲۳۱
		sig	۰/۷۲۸	۰/۷۴۵	۰/۹۸۴	۰/۹۳۳	۰/۹۵۰	۰/۸۴۴	۰/۹۰۷	۰/۵۸۲	۰/۸۸۲	۰/۸۱۰	۰/۹۴۱	۰/۸۲۱
ZCR	خارجی	t	۱/۸۹۰	۲/۴۲۹	۲/۰۴۰	۱/۰۲۰	۰/۸۲۶	۰/۲۰۴	۰/۸۴۸	۰/۵۳۸	۰/۷۴۱	۰/۸۳۱	۰/۶۲۸	۰/۷۳۶
		sig	۰/۰۸۰	*۰/۰۲۹	۰/۰۶۱	۰/۳۲۵	۰/۴۲۳	۰/۸۴۱	۰/۴۱۱	۰/۵۹۹	۰/۴۷۱	۰/۴۲۰	۰/۵۴۰	۰/۴۷۴
	داخلی	t	۰/۲۵۴	۰/۱۰۸	۰/۳۵۹	۰/۵۹۸	۰/۱۵۵	۰/۱۵۰	۰/۶۹۱	۰/۰۳۹	۰/۱۶۱	۰/۱۲۲	۰/۴۵۶	۰/۶۳۱
		sig	۰/۸۰۳	۰/۹۱۵	۰/۷۲۵	۰/۵۶۰	۰/۸۷۹	۰/۸۸۳	۰/۵۰۱	۰/۹۶۹	۰/۸۷۵	۰/۹۰۵	۰/۶۵۵	۰/۵۳۸
AEMG	خارجی	t	۰/۰۳۱	۰/۲۰۲	۰/۰۸۷	۰/۱۵۷	۰/۲۷۳	۰/۲۶۷	۰/۱۶۷	۰/۰۶۹	۰/۱۵۰	۰/۳۸۴	۰/۴۸۲	۰/۶۱۴
		sig	۰/۹۷۵	۰/۸۴۳	۰/۹۳۲	۰/۸۷۷	۰/۷۸۹	۰/۷۹۴	۰/۸۷۰	۰/۹۴۶	۰/۸۸۳	۰/۷۰۷	۰/۶۳۷	۰/۵۴۹
	داخلی	t	۰/۰۸۷	۰/۱۶۳	۰/۱۲۹	۰/۱۳۴	۰/۵۱۵	۰/۳۹۷	۰/۴۴۹	۰/۳۶۲	۰/۳۵۳	۰/۳۴۰	۰/۴۶۹	۰/۵۷۳
		sig	۰/۹۳۲	۰/۸۷۳	۰/۸۹۹	۰/۸۹۵	۰/۶۱۵	۰/۶۹۷	۰/۶۶۰	۰/۷۲۳	۰/۷۳۰	۰/۷۳۹	۰/۶۴۶	۰/۵۷۶

* در سطح P≤۰/۰۵ معنی‌دار است.

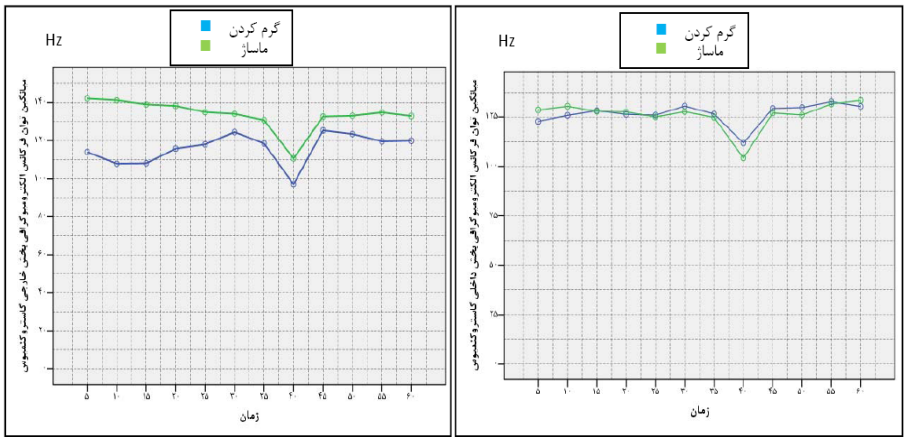
همان‌طور که در جدول ۳ ملاحظه می‌شود، برای تعیین تفاوت بین دو شرایط گرم کردن و ماساژ در هر ۵ ثانیه از یک دقیقه انقباض وامانده‌ساز به‌طور مجزا از t وابسته استفاده شد. نتایج این آزمون در مورد MF نشان می‌دهد تنها در بخش خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس تفاوتی معنی‌دار بین دو شرایط در ۲۵ ثانیهٔ ابتدایی انقباض وامانده‌ساز وجود دارد. این تفاوت عیناً در مورد MPF نیز مشاهده می‌شود؛ یعنی میزان MPF در دو شرایط در ۲۵ ثانیهٔ ابتدایی انقباض وامانده‌ساز تنها در بخش خارجی عضلهٔ دوقلو متفاوت است. در مورد نرخ تقاطع صفر (ZCR) بین دو شرایط تنها در بخش خارجی عضله گاستروکنمیوس بین ۵ تا ۱۰ ثانیه تفاوتی معنی‌دار وجود دارد. در میانگین الکترومیوگرافی (AEMG) نیز هیچ تفاوت معنی‌داری بین دو شرایط در

بخش داخلی یا خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس وجود ندارد.

همان‌طور که در نمودار ۲ ملاحظه می‌شود، با چشم‌پوشی از تفاوت‌های اندک، روند تغییرات میانگین فرکانس الکترومیوگرافی در بخش داخلی عضلهٔ گاستروکنمیوس تحت شرایط گرم کردن و ماساژ تقریباً مشابه است. نتایج آزمون روند با مدل خطی در بخش داخلی (F=۰/۴۲۵،P=0.525) عضله نیز تفاوت معنی‌داری بین دو شرایط نشان نمی‌دهد. با این حال، روند تغییرات میانگین فرکانس الکترومیوگرافی در بخش خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس تحت شرایط گرم کردن و ماساژ تا حدودی متفاوت است. نتایج آزمون روند با مدل خطی نیز در بخش خارجی (F=۵/۳۹۲،P=0.036) تفاوتی معنی‌دار بین گروه‌ها نشان می‌دهد.

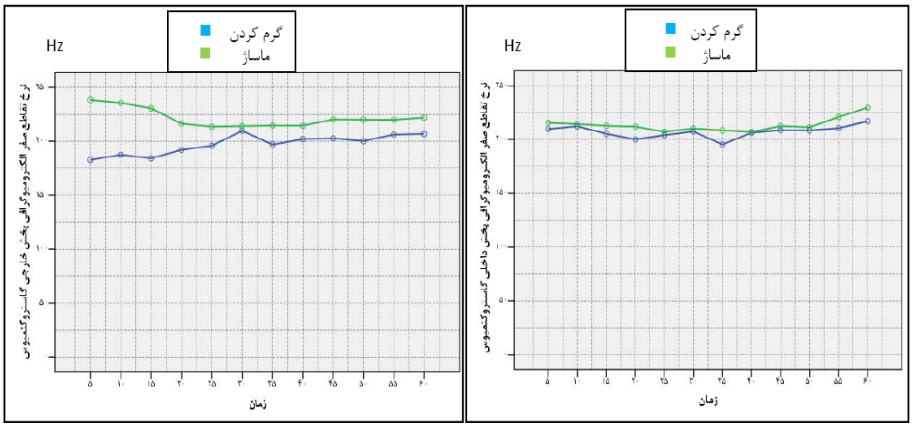


شکل ۲. مقایسهٔ روند تغییرات میانگین فرکانس بخش داخلی و خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس تحت شرایط گرم کردن و ماساژ



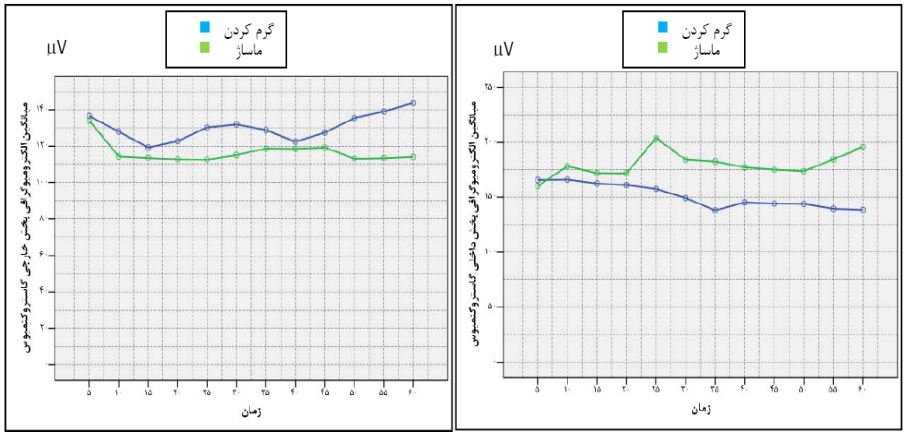
شکل ۳. مقایسهٔ روند تغییرات میانگین توان فرکانس بخش داخلی و خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس تحت شرایط گرم کردن و ماساژ

همان‌طور که در نمودار ۳ ملاحظه می‌شود، با چشم‌پوشی از تفاوت‌های اندک، روند تغییرات میانگین توان فرکانس الکترومیوگرافی در بخش داخلی عضلهٔ گاستروکنمیوس تحت شرایط گرم کردن و ماساژ تقریباً مشابه است. نتایج آزمون روند با مدل خطی در بخش داخلی (F=۲/۳۲۸،P=۰/۱۴۹) عضله نیز تفاوت معنی‌داری بین دو شرایط نشان نمی‌دهد. با این حال، روند تغییرات میانگین توان فرکانس الکترومیوگرافی در بخش خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس تحت شرایط گرم کردن و ماساژ، به‌ویژه در ۲۵ ثانیهٔ ابتدایی تا حدودی متفاوت است. نتایج آزمون روند با مدل خطی نیز در بخش خارجی (F=۵/۹۵۰،P=۰/۰۲۹) تفاوتی معنی‌دار بین گروه‌ها نشان می‌دهد.



شکل ۴. مقایسهٔ روند تغییرات نرخ تقاطع صفر بخش داخلی و خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس تحت شرایط گرم کردن و ماساژ

همان‌طور که در نمودار ۴ ملاحظه می‌شود، با چشم‌پوشی از تفاوت‌های اندک، روند تغییرات نرخ تقاطع صفر در بخش داخلی عضلهٔ گاستروکنمیوس تحت شرایط گرم کردن و ماساژ تقریباً مشابه است. نتایج آزمون روند با مدل خطی در بخش داخلی (F=۰/۱۱۶،P=۰/۷۳۸) عضله نیز تفاوت معنی‌داری بین دو شرایط نشان نمی‌دهد. با این حال، روند تغییرات نرخ تقاطع صفر در بخش خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس تحت شرایط گرم کردن و ماساژ، به‌ویژه در ۳۰ ثانیهٔ ابتدایی تا حدودی متفاوت است. نتایج آزمون روند با مدل خطی نیز در بخش خارجی (F=۸/۲۰۴،P=۰/۰۱۲) تفاوت معنی‌داری بین گروه‌ها نشان می‌دهد.



شکل ۵. مقایسهٔ روند تغییرات میانگین الکترومیوگرافی بخش داخلی و خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس تحت شرایط گرم کردن و ماساژ

با توجه به نمودار ۵ به نظر می‌رسد روند تغییرات میانگین الکترومیوگرافی، هم در بخش داخلی و هم خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس تحت شرایط گرم کردن و ماساژ تا حدی متفاوت است، به‌ویژه در ۱۰ ثانیهٔ انتهایی تفاوت اندکی بین شرایط گرم کردن و ماساژ وجود دارد. با این حال، نتایج آزمون روند با مدل خطی، هم در بخش داخلی (F=۱/۲۷۲،P=۰/۲۷۸) و هم در بخش خارجی (F=۰/۳۶۴،P=۰/۵۵۶) تفاوت معنی‌داری بین گروه‌ها نشان نمی‌دهد.

بحث و نتیجه‌گیری

کاهش خستگی و بهبود عملکرد، اصلی‌ترین موارد مورد انتظار از کاربرد گرم کردن و ماساژ است (۲۹، ۳۰). این مطالعه به مقایسهٔ اثر گرم کردن و ماساژ بر خستگی عضلانی موضعی، با استفاده از الکترومیوگرافی سطحی پرداخته است.

نتایج این تحقیق نشان داد مقادیر MF و MPF اولیه پس از ماساژ به‌طور معنی‌داری بیشتر از گرم کردن بود. به‌دلیل اینکه MF و MPF متناسب با فراخوانی واحدهای حرکتی، سرعت هدایت فیبرهای عضلانی، ویژگی‌های فیلترینگ بافت و دمای عضله است، گمان می‌رود ماساژ یکی از این عوامل را تحت تأثیر قرار داده باشد. تأثیر نرخ آتشباری واحدهای حرکتی بسیار اندک است؛ چون آن‌ها نمایندهٔ درصد کمی از کل طیف فرکانس سیگنال الکترومیوگرافی‌اند. شکل ایمپالس واحد حرکتی بیشترین تأثیر را بر MF و MPF دارد که تحت تأثیر سرعت هدایت فیبرهای عضلانی و ویژگی‌های فیلترینگ بافت قرار دارد. فرض بر این است که هرگونه افزایش یا کاهش در نیروی تولیدی باید با تغییر در فراخوانی واحدهای حرکتی و نرخ آتشباری همراه باشد؛ مثلاً تعداد واحدهای حرکتی به‌طور مستقیم با میانگین الکترومیوگرافی مرتبط است (۱۵)، اما میانگین الکترومیوگرافی پایه پس از گرم کردن و ماساژ تقریباً یکسان است؛ یعنی تعداد واحدهای حرکتی در دو شرایط متفاوت نیست. از طرف دیگر، برخی محققان دریافتند در آزمودنی‌های سالم، طیف فرکانس مستقل از شدت انقباض است. باسماجان و دلوکا (۱۹۸۵) اشاره کرده‌اند که اگرچه نرخ تغییرات MPF به‌وسیلهٔ شدت انقباض تحت تأثیر قرار می‌گیرد، هیچ‌گونه توافقی روی تأثیر شدت انقباض بر MPF پایه وجود ندارد (۲۴). برخی دیگر نیز مانند هاگبرگ و اریکسون[1] (۱۹۸۲) دریافتند که MPF با افزایش شدت انقباض در شدت‌های کم حتی افزایش می‌یابد. در سطوح بالاتر (بیش از ٪۲۵ MVC) MPF مستقل از شدت انقباض است (۳۱). موریتانی و مورو[2] (۱۹۸۷) نیز دریافتند که MPF پایه از صفر تا ۸۰ درصد MVC افزایش می‌یابد (۳۲). در این تحقیق از سطح بار مشابه در هردو شرایط استفاده شد؛ بنابراین، در مجموع می‌توان گفت این فرضیه که فراخوانی واحدهای حرکتی و نرخ آتشباری در اثر ماساژ تغییر می‌کند، رد می‌شود؛ چون نه شدت بار و تعداد واحدهای حرکتی تغییر چندانی کرده و نه این عوامل اثر زیادی روی MF و MPF دارند. در این صورت می‌توان چهار فرضیه را مطرح کرد: اول اینکه احتمال دارد روش گرم کردن مورد استفاده در این تحقیق آنقدر شدید بوده که موجب انباشتگی محصولات متابولیکی و کاهش pH عضله شده است. کاهش در MF و MPF با افزایش تجمع محصولات بیوشیمیایی و کاهش pH مرتبط است. این عوامل موجب کاهش سرعت انتشار پتانسیل عمل در طول فیبر عضلانی می‌شود (۳۳). فرضیهٔ دوم این است که ماساژ بیش از گرم کردن دمای درونی عضله را افزایش داده باشد و از این راه موجب افزایش سطوح پایهٔ MF و MPF شده باشد. احتمالاً دمای درون عضله

1. Hagberg & Ericson
2. Moritani & Muro

از طریق افزایش سرعت هدایت عصبی یا تغییر اثر فیلترینگ بافت بر MF و MPF اثرگذار است. اگرچه دورکین و همکاران[1] (۲۰۰۶) با بررسی ماساژ با دستگاه هنگام رانندگی افزایش معنی‌داری در دمای پوست، جریان خون و اکسیداسیون عضله گزارش کردند، در AEMG و MPF افزایش معنی داری گزارش نشد (۳۴). فرضیهٔ سوم این است که ماساژ تأثیری مستقیم بر فیلترینگ بافت داشته است. هاگبرگ و اریکسون (۱۹۸۲) نیز گمان می‌کنند که یکی از دلایل تغییر MF تغییر اثر فیلتر بافت باشد (۳۱). در این خصوص، نگ و همکاران[2] (۲۰۰۷) با بررسی و مقایسهٔ اثر گرم کردن فعال (کشش فعال، دوی جاگینگ و رکاب‌زنی با شدت کم روی ارگومتر) و غیرفعال (شامل ماساژ، کیسهٔ آب گرم و کشش ایستا) نتیجه گرفتند که تنها گرم کردن غیرفعال تأثیری معنی‌دار بر زمان اجرای رکاب‌زنی داشته است. آن‌ها اتساع عروقی در عضلات پس از گرم کردن غیرفعال را دلیل این مسئله می‌دانند. احتمالاً زیاد بودن شدت گرم کردن فعال برای آزمودنی‌های غیرورزشکار و خستگی آن‌ها از دلایل کاهش زمان واماندگی در شرایط گرم کردن فعال است؛ بنابراین یافته‌های تحقیق حاضر با یافته‌های نگ و همکاران (۲۰۰۷) هم‌خوانی دارد (۳۵). در نهایت، آخرین سازوکار احتمالی تأثیر ماساژ بر شاخص‌های خستگی عصبی - عضلانی تأثیر آن بر برخی هورمون‌ها و نوروترانسمیترها می‌باشد. به‌طور یقین می‌توان گفت تحریک گیرنده‌های فشاری زیر پوست به افزایش تون واگوس، کاهش ضربان قلب، افزایش بتا آندورفین‌ها، سروتونین و دوپامین و کاهش مادهٔ P، افزایش کورتیزول و بهبود سیستم ایمنی، تغییر فعالیت مغز و EEG (افزایش بتا، آلفا و تتا و کاهش دلتا) منجر می‌شود که برآیند آن افزایش تمرکز و تسهیل عملکرد شناختی است (۱۶، ۳۶). بر اساس مطالعهٔ فیلد و همکاران[3] (۲۰۰۷) ماساژ ممکن است ترشح هورمون کورتیزول و استرس عمومی را کاهش داده، سطوح سروتونین و دوپامین را افزایش دهد (۱۶). همچنین ماساژ موجب تحریک سمپاتیکی می‌شود که می‌تواند نقش مهمی در پارامترهای آمادگی ورزشکار پیش از فعالیت شامل ضربان قلب، دمای بدن، سرعت تنفس و تعریق داشته باشد که در شرایط استرس‌زای قبل از رقابت مهم‌اند. (۲۰)؛ بنابراین احتمالاً ماساژ از طریق این سازوکار می‌تواند بر حالت روانی ابتدایی آزمودنی‌ها هنگام شروع انقباض تأثیر گذاشته باشد.

یافته‌های این تحقیق همچنین نشان داد بین دو شرایط در تغییرات MF، MPF و ZCR در طول یک دقیقه تحمل انقباض تفاوت معنی‌داری وجود دارد. در مقایسهٔ ۵ ثانیه به ۵ ثانیه

1. Durkin, et al.
2. Ng, et al.
3. Field, et al.

شاخص‌های خستگی هنگام تحمل انقباض ایزومتریک ملاحظه شد که تنها در شاخص‌های MF و MPF در بخش خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس، بین دو شرایط در ۲۵ ثانیهٔ ابتدایی انقباض وامانده‌ساز تفاوت معنی‌داری وجود دارد. در مورد ZCR تفاوت معنی‌دار بین دو شرایط تنها در بخش خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس بین ثانیهٔ ۵ تا ۱۰ وجود داشت. در میانگین الکترومیوگرافی (AEMG) نیز هیچ تفاوت معنی‌داری بین دو شرایط در بخش داخلی یا خارجی عضلهٔ گاستروکنمیوس وجود نداشت. با توجه به نمودارهای ۲ و ۳ ملاحظه می‌شود که میزان MF، MPF و ZCR پس از کاهشی اندک در ۱۰ ثانیهٔ اول در هر دو شرایط، تا ۳۰ ثانیه پس از انقباض در شرایط گرم کردن پیش از فعالیت افزایش می‌یابد و در مجموع تا پایان انقباض شیب صعودی دارد، اما در شرایط ماساژ تا ثانیهٔ ۴۰ پس از انقباض به‌تدریج کاهش می‌یابد و در مجموع شیب نزولی دارد. این یافته‌ها مبین این نکته است که گرم کردن تأثیر بهتری بر کاهش خستگی عصبی – عضلانی، به‌خصوص در ۴۰ ثانیهٔ ابتدایی انقباض داشته است. پیشنهاد شده که ماساژ ممکن است اثری سریع و موقتی بر انقباض داشته باشد. در مطالعهٔ هانتر و همکاران[1] (۲۰۰۶) ماساژ روی انقباض اول اثرگذار بود، ولی در ادامه روی سایر انقباض‌ها اثری نداشت (۱۵). پژوهش تاناکا و همکاران[2] (۲۰۰۲) با اعمال ۷ دقیقه ماساژ مشابه تحقیق حاضر نشان داد که این ماساژ هیچ تأثیری بر شاخص‌های خستگی عصبی - عضلانی عضلات کمر ندارد، اما شاخص‌های روانی خستگی را کاهش می‌دهد (۳۷). در این تحقیق از دویدن های سریع در پایان گرم کردن استفاده شد که نه‌تنها در بهبود ویژگی‌های انقباضی محیطی عضله مؤثر است؛ بلکه بر مجموعهٔ اتصالات عصبی - عضلانی نیز تأثیر دارد. همچنین کارآیی سیستم عصبی - عضلانی نیز در این مورد افزایش می‌یابد (۸). همچنین ممکن است گرم کردن فعال به بازسازی مجدد عناصر متحرک در بدنهٔ کلاژن مانند پلی ساکارید و آب کمک کند (۳۸). از سوی دیگر، گرم کردن احتمالاً بر محتوای جریان خون عضله نیز تأثیر بیشتری دارد. محدودیت جریان خون موجب انتقال اکسیژن ناکافی و کاهش تخلیهٔ محصولات متابولیکی می‌شود. موری و همکاران[3] (۲۰۰۴) افزایش معنی‌داری در حجم خون عضلانی MBV[4] پس از ماساژ مشاهده کردند، اما این افزایش برای اثرگذاری بر تغییراتMF کافی نبود. آن‌ها اذعان می‌کنند که شاید اگر از روش‌های دیگری مانند گرم کردن فعال استفاده می‌شد، نتایج کاملاً متفاوت بود (۳۹).

1. Hunter, et al.
2. Tanaka, et al.
3. Mori, et al.
4. Muscle blood volume

در مجموع، تحقیقات مختلف نشان می‌دهند ماساژ بر جریان خون عضله تأثیری ندارد و یا آن‌قدر اثرگذار نیست که بتواند بر از بین بردن لاکتات تأثیر بگذارد (۳۶). در این تحقیق از تکنیک‌های افلوراژ، پتیریساژ، رینگینگ و رولینگ استفاده شد. این تکنیک‌ها با ایجاد نیروی مرکزگرا برای تخلیهٔ مویرگ‌ها و سیاهرگ‌ها با واکنشی بیش‌جبرانی می‌تواند جریان خون را افزایش دهد (۲۰)، اما احتمالاً جریان خون در خلال تمرینات گرم کردن بسیار بیشتر افزایش پیدا می‌کند. دلیل دیگر اثرِ کمِ ماساژ در به تأخیر انداختن خستگی این است که ماساژ قابلیت تحریک‌پذیری نورون‌های حرکتی آلفا را کاهش می‌دهد. برخی محققان معتقدند ماساژ یک نقطه ممکن است به پاسخی عمومی در عضلات منجر شود؛ به عبارت دیگر، توان عضلانی حاصل از فعالیت کم نورون‌های نخاعی نه‌تنها به‌وسیلهٔ ایمپالس های دوک عضلانی کنترل می‌شود؛ بلکه به‌وسیلهٔ فرمان‌های مغز به نورون‌های حرکتی نیز تحت تأثیر قرار می‌گیرد؛ از این رو تغییرات مرتبط با ماساژ در تانسیون عضله از طریق تغییر در تنش سایر عضلات متعادل می‌شود؛ یعنی ماساژ در مجموع بر هر عضله تأثیری اندک خواهد داشت (۴۰).

در نهایت، بین شاخص‌های خستگی گروه‌ها در ۳۰ ثانیهٔ انتهای انقباض وامانده‌ساز تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. یکسان بودن این شاخص‌ها در دو شرایط نشان‌دهندهٔ نبود تفاوت در فراخوانی واحدهای حرکتی و نرخ آتشباری می‌باشد. می‌توان پیشنهاد کرد که احتمالاً برای جبران کاهش ظرفیت تولید نیرو پس از ماساژ افزایشی در فراخوانی عصبی رخ داده است. با این حال، زمانی که تعداد واحدهای حرکتی بیشتری فراخوانی شدند- در طول انقباض زیربیشینه- افزایش نیروی تولیدی به گیرنده‌های وابرانی بستگی خواهد داشت که پیام‌ها را به سیستم عصبی مرکزی می‌فرستند (۱۵).

در تعمیم یافته‌های این پژوهش باید احتیاط کرد؛ زیرا این تحقیق با چندین محدودیت روبه‌رو بوده است. یکی از محدودیت‌های این تحقیق ارتباط منفی بین خستگی‌پذیری عضله و محتوای تارهای کندانقباض در آن است. ممکن است یک دقیقه انقباض ایزومتریک توصیه شده به‌وسیلهٔ یانگ و همکاران[1] (۲۰۰۵) که در این تحقیق استفاده شد، به‌دلیل محتوای زیاد تارهای کندانقباض در عضلهٔ گاستروکنمیوس و مقاوم بودن در برابر خستگی کافی نباشد. همچنین تفاوت‌های فردی در خستگی‌پذیری نیز می‌تواند بر نتایج تحقیق اثر داشته باشد (۴۱). مشکل دیگر کنترل نشدن تغذیهٔ آزمودنی‌ها و همچنین میزان فعالیت بدنی آن‌هاست که با توجه به بررسی عضلات دوقلو در این تحقیق که بیشترین کاربرد را در فعالیت‌های روزمره دارند، با

1. Young, et al.

اهمیت‌تر می‌شود. این عوامل بر میزان گلیکوژن عضله و سطوح لاکتات اثرگذارند که از عوامل مهمِ مؤثر در خستگی هستند (۲۶). یکی دیگر از محدودیت‌های این پژوهش کوتاه بودن زمان اعمال ماساژ است. طبق مطالعات پژوهشگران ژاپنی، ۷ دقیقه زمان برای واکنش‌های فیزیولوژیکی بافت‌های موضعی اطراف کافی است (۴۲). این مطالعات بعد از ۵ دقیقه ماساژ، با استفاده از ابزار مکانیکی افزایش معنی‌داری در جریان خون عضلانی نشان دادند. با وجود این، در تحقیق حاضر مشاهده شد مدت اعمال ماساژ در این مطالعه، کوتاه و ناحیهٔ آن نیز، در مقایسه با طراحی‌های بالینی محدود است؛ بنابراین نمی‌توان نتایج این پژوهش را به ماساژ کاربردی تعمیم داد که زمان زیادی طول می‌کشد و نواحی بیشتری (احتمالاً کل بدن) در آن درگیرند. از سوی دیگر، اگر پروتکل ماساژ از پیش تعیین شده باشد، ایجاد این محدودیت ممکن است آزادی حرکات ماساژور را که اصلی مهم در اثرگذاری ماساژ است تحت‌الشعاع قرار دهد. دیگر محدودیت این پژوهش به بررسی خستگی از طریق سیگنال الکترومیوگرافی ارتباط دارد. خستگی می‌تواند تحت تأثیر عواملی مانند میزان تحمل، انگیزش و تطابق سینرژیست (عضلات همکار) قرار بگیرد که در سیگنال الکترومیوگرافی جایی ندارند. یکی دیگر از محدودیت‌های بررسی خستگی از طریق داده‌های الکترومیوگرافی نبود ارتباط قوی بین کاهش دامنهٔ سیگنال نرمال‌سازی شده بر حسب MVC و کاهش توان خروجی است. به‌طور ویژه، هنگام فراخوانی بیشینهٔ واحدهای حرکتی، دامنهٔ سیگنال الکترومیوگرافی کاهش می‌یابد، اما در طول انقباضات زیربیشینه که تعدادی واحد حرکتی غیرفعال وجود دارد، خستگی محیطی نمی‌تواند موجب توقف تمرین شود. دامنهٔ سیگنال الکترومیوگرافی با توجه به تعداد واحدهای حرکتی فراخوانی شده و نرخ آتشباری واحدهای حرکتی تغییر می‌کند. هنگام خستگی تغییراتی در پتانسیل عمل به‌وجود می‌آید که می‌تواند هنگامی که سیگنال الکترومیوگرافی پس از انقباض وامانده‌ساز توان رسیدن به مقادیر زیربیشینه را ندارد، مستقل از هرگونه کاهشی در ظرفیت فعال‌سازی عضله مشارکت داشته باشد. یکی دیگر از محدودیت‌های کاربرد این نتیجه، تعمیم آن به حرکات دینامیک است. خستگی بر انقباض عضلانی با سرعت‌های مختلف به گونه‌ای متفاوت اثر می‌گذارد. کاهش در فراخوانی واحدهای حرکتی و نرخ آتشباری می‌تواند به‌دلیل اثرات رفلکسی در نخاع رخ دهد. از سوی دیگر، طبق نتایج پژوهش‌های قبلی به نظر نمی‌رسد که در طول دورهٔ انقباض وامانده‌ساز در این تحقیق خستگی به‌دلیل سازوکارهای مرکزی در CNS رخ داده باشد (۴۳). در نهایت، هرچند هدف مطالعه حاضر مقایسهٔ دو مدالیتهٔ پیش از فعالیت بود و وجود گروه کنترل ضرورتی نداشت، پیشنهاد می‌شود در مطالعات بعدی به این موضوع توجه شود.

نتایج این پژوهش از ماساژ پیش از فعالیت به‌دلیل اثرگذاری بر مقادیر پایهٔ شاخص‌های خستگی عصبی - عضلانی عضله گاستروکنمیوس و از گرم کردن فعال برای به تعویق انداختن خستگی عصبی - عضلانی این عضله حمایت می‌کند. هرچند نتایج تحقیقات مختلف در این مورد کاملاً بحث‌برانگیز است، بدیهی به نظر می‌رسد که گرم کردن همراه با کشش روشی مؤثرتر و ارزان‌تر از ماساژ پیش از فعالیت است، اما طبق نتایج تحقیقات، ماساژ اثرات مثبتی بر شاخص‌های خستگی ادراک‌شده نیز دارد که می‌تواند توجیه خوبی برای استفاده از آن توسط ورزشکاران باشد. با این حال برای تعیین بهترین مداخله‌های پیش از فعالیت برای هر رشتهٔ ورزشی و ترکیب‌های مختلف مداخله‌های موجود برای دست‌یابی به بهترین هدف باید تحقیقات بیشتری انجام شود.

منابع:

1. Slobounov, S. (2008), Injuries in athletics: Causes and consequences, Springer Science, LLC, USA, p: 77-97.
2. Bishop, D. (2003), Warm up I: potential mechanisms and the effects of passive warm up on exercise performance. Sports Med; 33:439–54.
3. Bergh, U., and Ekblom, B. (1979), Influence of muscle temperature on maximal muscle strength and power output in human skeletal muscles, Acta Physiol Scond; 107:33-37.
4. Stewart, D., Macaluho, A., and Devito, G. (2003), The effect of an active warm-up on surface EMG and muscle performance in healthy humans, Eur J Appl Physiol, 89:509-513.
5. Weerapong, P., Hume, PA., and Kolt, GS. (2005), The mechanisms of massage and effects on performance, muscle recovery and injury prevention .Sports Med. 35:235–256.
6. Strojnik, V., and Komi, PV. (1998), Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. Eur J Appl Physiol, 84:344-350.
7. Taylor, KL., Sheppard, JM., Lee, H., Plummer, N. (2009), Negative effect of static stretching restored when combined with a sport specific warm-up component, Journal of Science and Medicine in Sport; 12:657–661.
8. Skof, B., and Strojnik, V. (2007), The effect of Two warm-up protocols on some biomechanical parameters of the neuromuscular system of middle distance runners. Journal of Strength and Conditioning Research, 21(2): 394-399
9. Bishop, D., Bonetti, D., & Dawson, B. (2001). The effect of three different warm-up intensities on kayak ergometer performance. Medicine & Science in

Sports & Exercise; 33:1026-1032.

10. Arnett, M. (2002). Effects of prolonged and reduced warm-up on diurnal variation in body temperature and swim performance. J Strength and Conditioning Research; 16:256-261.
11. Gray, S., & Nimmo, M. (2001). Effects of active, passive or no warm-up on metabolism and performance during high-intensity exercise. J Sports Sci; 19:693-700.
12. Ogai, R., Yamane, M., Matsumoto, T., Kosaka, M. (2008), Effects of petrissage massage on fatigue and exercise performance following intensive cycle pedaling, Br J Sports Med; 42:834–838.
13. Sullivan, S., Williams, L., Seabone, D., and Morelli, M. (1991), Effects of massage on alpha motoneuron excitability. Phys Ther; 71:555–560.
14. Preyde, M. (2000), Effectiveness of massage therapy for sub-acute low-back pain: A randomized controlled trial. CMAJ 162:1815–1820.
15. Hunter, AM., Watt, JM., Watt, V. et al. (2006), Effect of lower limb massage on electromyography and force production of the knee extensors, Br J Sports Med;40:114–118.
16. Field, T., Diego, M., Hernandez-Reif, M. (2007), Massage therapy research, Developmental Review; 27:75–89.
17. Goodwin, J.E., M. Glaister, G. Howatson, R.A. Lockey, and G. McInnes. (2007), Effect of pre-performance lower-limb massage on thirty-meter sprint running. J Strength Cond Res; 21(4):1028-1031.
18. Harmer, P. (1991). The effect of pre-performance massage on stride frequency in sprinters. J Athletic Train; 26: 55-58.
19. Wiktorsoon-Moller, M., Oberg, B. Ekstrand, J., and Gillquist, J. (1983), Effects of warming up, massage, and stretching on range of motion and muscle strength in the lower extremity. Am J Sports Med; 11:249-252.
20. Callaghan, MJ. (1993), The role of massage in the management of the athlete: a review, Br J Sp Med; 27(1): 28-33.
21. Rinder, AN., Sutherland, CJ. (1995), An investigation of the effects of massage on quadriceps performance after exercise fatigue. Complement Ther Nurs Midwifery; 1:99-102
22. Kankaanpaa, M., Taimela, S., Airaksinen, O., Hanninen, O. (1999), The efficacy of active rehabilitation in chronic low back pain. Effect on pain intensity, self-experienced disability, and lumbar fatigability. Spine; 24:1034-42
23. DeLuca, CJ. (1979), Physiology and mathematics of myoelectric signals. IEEE Trans Biomed Eng, 26: 313-325.

24. Basmajian, JV., DeLuca, CJ.(1985), Muscle Alive, their function revealed by electromyography, Ed 5, Baltimore, MD, Wiliams & Wilkins.

25. Eisenberg, DM., Kessler, R.C. Foster, C. Norlock, F.E. Calkins, D.R. AND Delbanco, T.L. (1993), Unconventional medicine in the United States: Prevalence, costs and patterns of use, N Engl J Med; 328:246-252.

26. Robertson, A., WATT, JM., and Galloway, SDR. (2004), Effects of leg massage on recovery from high intensity cycling exercise. Br J Sports Med. 38:173–176.

27. Ertugrul, G. (2010), Acute Effects of Different Warm-Up Methods on Sprint, Slalom Dribbling, and Penalty Kick Performance in Soccer Players, Journal of Strength & Conditioning Research; 24(4): 950-956.

28. Kinugasa, R., Akima, H. (2005). Neuromuscular Activation of Triceps Surae Using Muscle Functional MRI and EMG. Medicine & Science in Sport & Exercise, 37(4): 593-598

29. Galloway, SD., Watt, JM. (2004), Massage provision by physiotherapists at major athletics events between 1987 and 1998. Br J Sports Med; 38:235–6.

30. Stewart, M., Adams, R., Alonso, A, Van Koesveld, B., and Campbell, S. (2007), Warm-up or stretch as preparation for sprint performance? J Sci Med Sport; 10:403–410.

31. Hagberg, M., Ericson, BE. (1982), Myoelectric power spectrum dependence on muscular contruction level of elbow flexors. Eur J Appl Physiol; 48: 147-156

32. Moritani, T., Muro, M. (1987), Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. Am J Phys Med. 57: 263-277.

33. Bonato, P., Roy, SH., Knaflitz, M., and De Luca, CJ. (2001), Time-Frequency Parameters of the Surface Myoelectric Signal for Assessing Muscle Fatigue during Cyclic Dynamic Contractions, IEEE Transactions on Biomedical Engineering; 48(7): 745-753.

34. Durkin, JL., Harvey, A., Hughson, RL., Callaghan, JP. (2006). The effects of lumbar massage on muscle fatigue, muscle oxygenation, low back discomfort, and driver performance during prolonged driving. Ergonomics; 49(1):28-44.

35. Ng, G.F., Cheng, CY., Fung, ML., Ngai, NW., Wong, EY., Yeung, AF. (2007), Comparison of the time to perceived exertion in cycling with different warm-up procedures, Hong Kong Physiotherapy Journal; 25:10-13.

36. Hemmings, BJ. Smith, M., Graydon, J., Dyson, R. (2000), Effects of massage on physiological restoration, perceived recovery, and repeated sports performance, Br J Sports Med; 34:109–115

37. Tanaka, T, Leisman, H., Mori, G., and A Nishijo, K. (2002), The effect of massage on localized lumbar muscle fatigue. BMC Comp and Alt Med 2:9.

38. Fletcher, I., & Jones, B. (2004). The effects of different warm-up stretch protocols on 20 meter sprint performance in trained rugby union players. Journal of Strength and Conditioning Research; 18:885-888.

39. Mori, H., Ohsawa, H, Tanaka, TH., Taniwaki, E., Leisman, G., Nishijo, K. (2004), Effect of massage on blood flow and muscle fatigue following isometric lumbar exercise, Med Sci Monit; 10(5):173-178.

40. Kassolik, K., lska, A, Kisiel-Sajewicz, K., Marusiak, J., Kawczynski, A., Jaskolski, A. (2009), Tensegrity principle in massage demonstrated by electro- and mechanomyography, Journal of Body work and Movement Therapies; 13:164–170

41. Young, R., Gutnik, B., Moran, R.W., and Thomson, RW. (2005), The effect of effleurage massage in recovery from fatigue in the Adductor muscles of the thumb, J Manipulative Physiol Ther; 28:696-701.

42. Otsuka, T., Hirai, K., Mori, H., Nishijo, K. (1999), Change of intramuscular circulation by commercial massage device. Nihon Shugi Ryouho Zasshi; 10.

43. Weir, J.P., Beck, TW., Cramer, JT., Housh, TJ. (2006), Is fatigue all in your head? A critical review of the central governor model, Br J Sports Med; 40:573–586.

مطالعات طب ورزشی شماره ۹، بهار و تابستان ۱۳۹۰، صص ۶۰-۴۹

تأثیر خستگی بر ثبات عملکردی بسکتبالیست‌های دارای ناپایداری عملکردی مچ پا

حمید خرم‌نژاد[۱]، منصور صاحب الزمانی[۲]، اسماعیل شریفیان[۳]، محمدرضا امیرسیف‌الدینی[۴]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۷/۲۶ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۵/۲۲

چکیده

هدف این تحقیق بررسی اثر خستگی بر ثبات عملکردی بسکتبالیست‌های دارای ناپایداری عملکردی مچ پاست. آزمودنی‌های این تحقیق، ۲۸ نفر از بازیکنان بسکتبال ۱۶ تا ۲۱ سالهٔ شرکت-کننده در لیگ جوانان استان کرمان بودند که به‌صورت انتخابی، با توجه به پرسشنامهٔ ویژهٔ ناپایداری مچ پا و تأیید پزشکی به دو گروه دارای ناپایداری عملکردی مچ (۱۶مرد میانگین وزن ۱۰/۴۹±۷۱/۳۱ کیلوگرم، میانگین قد ۹/۱۶ ± ۱۸۱/۷۵سانتی‌متر، میانگین سن ۱/۷۰ ± ۱۸/۱۲ سال) و گروه سالم (۱۲مرد با میانگین وزن ۹/۸۹ ± ۷۳/۶۶ کیلوگرم، میانگین قد ۷/۰۸ ± ۱۸۳/۲۵سانتی‌متر، میانگین سن ۱/۸۳ ±۱۸/۴۱ سال) تقسیم شدند. برای اعمال خستگی از پروتکل خستگی ویژهٔ بسکتبال و برای کمی کردن کنترل قامت از آزمون Y استفاده شد. ابتدا و انتهای هر پروتکل آزمون Y گرفته می‌شد. برای اطمینان از خستگی آزمودنی‌ها، با استفاده از مقیاس بورگ در ابتدا و انتهای پروتکل از آزمودنی‌ها درخواست شد احساس واقعی خود را در مورد شدت فعالیت گزارش دهند. تجزیه و تحلیل داده‌ها، با استفاده از آزمون t همبسته و t مستقل (P< ۰/۰۵) انجام شد. نتایج تحقیق نشان داد کنترل قامت در هر دو گروه، بعد از اعمال خستگی دچار نقص شده است. به‌علاوه مشخص شد تأثیر خستگی در هر دو گروه یکسان بوده است؛ یعنی اینکه گروه تجربی توانسته سازوکارهای کنترل قامت را با خستگی هماهنگ کند؛ بنابراین هر دو گروه بازیکنان سالم و دارای ناپایداری عملکردی مچ پا، هنگام خستگی به‌دلیل نقص در کنترل قامت مستعد بروز اسپرین مچ پا هستند.

کلیدواژه‌های فارسی: خستگی ویژهٔ بسکتبال، کنترل قامت پویا، ناپایداری عملکردی مچ پا، آزمون تعادلی Y.

۱. کارشناس ارشد حرکات اصلاحی و آسیب شناسی دانشگاه شهید باهنر کرمان (نویسندهٔ مسئول)
Email: sport253@gmail.com

۲. دانشیار دانشگاه شهید باهنر کرمان

۳- ۴. استادیار دانشگاه شهید باهنر کرمان Email: sahebozamani@yahoo.com

مقدمه

کنترل قامت در عملکرد رشته‌های ورزشی نقش مهمی ایفا می‌کند و در تمامی رشته‌ها از تیراندازی که کمترین جابه‌جایی را داراست تا رشته‌هایی مانند ژیمناستیک، کشتی و بسکتبال که به جابه‌جایی سریع همراه با بیشترین میزان تعادل نیاز دارد، نقش حیاتی و تعیین کننده‌ای در موفقیت ورزشکار دارد (۷). بسکتبال از محبوب‌ترین رشته‌های ورزشی در جهان است و ۱۱ درصد جمعیت جهان به‌طور منظم بسکتبال بازی می‌کنند. تعداد بسکتبالیست‌های مرد و زن جوان در حال افزایش است و با افزایش این تعداد، میزان آسیب‌دیدگی هم افزایش می‌یابد. به‌دلیل ماهیت این رشتهٔ ورزشی، درصد زیادی از آسیب‌های گزارش شده در اندام تحتانی و مچ پاست (۵). به گفتهٔ دامور[1] و همکاران (۲۰۰۳) بین ۳۵/۹ تا ۹۲ درصد آسیب‌های بسکتبالیست‌های جوان در اندام تحتانی بوده که بیشتر این آسیب‌ها در مچ پا روی داده است (۱).

از آنجاکه تلاش برای کاهش میزان آسیب در بازیکنان بسکتبال هنوز ادامه دارد، محققان بیشتر بر عوامل خطرزایی مثل توانایی حس عمقی، سطح توسعهٔ حرکتی، سطح رقابت و خستگی تمرکز کرده‌اند (۵). خستگی پدیده‌ای رایج است که طی فعالیت‌های ورزشی به‌وجود می‌آید و باعث اختلال در عملکرد حرکتی افراد می‌شود (۱۱). در دههٔ اخیر دانشمندان علوم ورزشی به مقولهٔ خستگی، به‌عنوان یکی از عوامل منفی اثرگذار بر عملکرد ورزشی و ارتباط آن با کنترل قامت توجه کرده‌اند؛ زیرا خستگی و کم شدن کنترل قامت می‌تواند از عوامل آسیب‌های اسکلتی- عضلانی در ورزشکاران باشد (۱۳). به‌منظور بررسی اثر خستگی بر سیستم کنترل قامت از تکنیک‌های مختلفی برای خسته کردن بدن و اندام‌ها، به‌ویژه برای اندام تحتانی استفاده شده است که شامل انقباضات ایزوکنتیک، حرکات تکراری، انقباضات ایزومتریک و فعالیت‌های عملکردی برای ایجاد خستگی عملکردی می‌باشد؛ به‌طور مثال ناردون[2] و همکارانش (۱۹۹۸) مسیر و محدودهٔ نوسان قامت را در هشت فرد سالم بررسی کردند. این افراد پس از ۲۵ دقیقه راه رفتن نوار گردان، در حالی که پاها را کنار هم قرار داده بودند، در دو حالت چشم باز و بسته روی صفحهٔ تعادل‌سنج ایستادند. محققان دریافتند خستگی باعث افزایش نوسان قامت به مدت ۱۵دقیقه پس از تمرین می‌شود (۱۲). روزی[3] و همکاران (۱۹۹۹)، تعادل ۳۵ دانشجوی ورزشکار را با استفاده از سیستم پایداری بایودکس[4] اندازه‌گیری کردند. از

1. Damore
2. Nardone
3. Rozzi
4. Biodex

آزمودنی‌ها خواسته شد در وضعیت صفحهٔ بی‌ثباتی، سیستم را تا حد امکان در وضعیت افقی نگه دارند. در این بررسی از پروتکل خستگی ایزوکینتیک برای اعمال خستگی بر عضلات فلکسور و اکستنسور زانو استفاده شد. ابتدا، حداکثر گشتاور کانسنتریک چهارسر رانی محاسبه شد. در این مطالعه از سه نوبت تمرین فلکشن و اکستنشن زانو با فاصلهٔ ۴۰ ثانیه میان نوبت‌ها استفاده شد. نوبت اول و دوم شامل ۴۰ انقباض حداکثر بود. در نوبت سوم حرکت تا جایی ادامه یافت که میزان گشتاور اکستنسور در سه تکرار متوالی کمتر از ۲۵ درصد گشتاور حداکثر اولیه شد. سپس، دوباره آزمون تعادل گرفته شد و نتایج نشان داد در اثر خستگی، شاخص پایداری کل تغییر معنی‌داری نداشت (۱۵). کاترین[1] و همکاران (۲۰۰۱) به بررسی اثر خستگی بر نیروهای عکس‌العمل زمین و حرکات مفصل مچ پا، حین دویدن با سرعت ۲/۹ متر بر ثانیه روی نوار گردان (در ۵۰ درصد ابتدایی فاز stance) در ۱۱ زن پرداختند. آن‌ها عضلات دورسی فلکسور و اینوتور پا را قبل و بلافاصله پس از خستگی ارزیابی و اعلام کردند خستگی موضعی این دو گروه عضله بر نیروهای عکس‌العمل زمین و حرکت مچ پا حین راه رفتن تأثیر معنی-داری دارد که می‌تواند نقش مهمی در ضایعات مچ پا در تمرین یا مسابقه بر عهده داشته باشد (۸). ویلکینز[2] و همکاران (۲۰۰۴) عملکرد آزمودنی‌ها را روی سیستم امتیازدهی خطای تعادل[3] و چگونگی کاهش آن را بعد از خستگی مطالعه کردند. آن‌ها در تحقیق خود از پروتکل خستگی هفت ایستگاهی برای شبیه‌سازی فعالیت در حین ورزش استفاده کردند و دریافتند که افزایش امتیازات BESS به‌سرعت بعد از خستگی نشان می‌دهد که در واقع تعادل تحت تأثیر خستگی قرار گرفته است (۱۹). هارکینز[4] و همکارانش (۲۰۰۵) اثر دو نوع خستگی را بر مدت اختلال ثبات قامتی بررسی کرده، به این یافته مهم رسیدند که هر چه مقدار خستگی بیشتر باشد، اختلال در سیستم کنترل قامت بیشتر خواهد بود (۶). مارکو[5] و همکارانش (۲۰۰۷) کنترل قامت را پس از یک دوره فعالیت وامانده‌ساز روی نوار گردان بررسی کردند. آزمودنی‌های تحقیق را ۲۰ نفر (۱۵ مرد و ۵ زن) با میانگین سنی۳/۶ ± ۲۳/۷ تشکیل می‌دادند. برای اندازه‌گیری تعادل آزمودنی‌ها از صفحهٔ نیرو استفاده شد و خستگی نیز با دویدن روی نوار گردان (در حالی که در هر دقیقه بر سرعت آن افزوده می‌شد) اعمال می‌شد. نتایج این تحقیق نشان داد پس از پروتکل خستگی، افزایش معنی‌داری در نوسان‌های بدن (کاهش تعادل) ایجاد شده است (۱۰).

---

1. Kathryn
2. Wilkins
3. Balance Error Scoring System (BESS)
4. Harkins
5. Marco

لطافت کار و همکاران (۲۰۰۹) تأثیر خستگی عضلانی حاصل از فعالیت درمانده ساز را بر ثبات عملکردی ورزشکاران حرفه‌ای ارزیابی کردند. آزمودنی‌های تحقیق را ۳۰ نفر مرد ورزشکار حرفه‌ای با میانگین سنی ۲/۱ ± ۲۳ تشکیل می‌دادند. برای ارزیابی تعادل از دستگاه Biodex و برای ایجاد خستگی از آزمون RAST [1] استفاده کردند. آن‌ها پیشنهاد کردند که خستگی عضلانی باعث کاهش ثبات عملکردی و ثبات جانبی می‌شود، اما احتمال دارد روی ثبات ناحیهٔ قدامی - خلفی تأثیری نداشته باشد؛ احتمالاً به این دلیل که وقتی فرد دچار خستگی می‌شود، CNS با حالتی پیش‌بین و جبران‌کننده به کمک اغتشاشات ایجاد شده در ثبات عملکردی بدن می‌آید و تا حدودی حرکات جبرانی را به‌وجود می‌آورد (۹).

بیشتر پژوهش‌ها برای بررسی اثر خستگی بر سیستم کنترل وضعیت قامت از پروتکل‌های غیرمرتبط با تمرینات ورزشی و مسابقات استفاده کرده‌اند. همچنین این پژوهش‌ها بیشتر سیستم کنترل وضعیت قامت ایستا را بررسی کرده‌اند و مطالعات کمتری در مورد کنترل وضعیت قامت پویا، با استفاده از آزمون‌های عملکردی انجام شده است؛ از این رو به نظر می‌رسد به‌دلیل موجود نبودن پژوهش‌هایی در مورد ارتباط بین کنترل وضعیت قامت پویا و خستگی حاصل از ورزش و مفاهیم رایج آن، ضروری است با استفاده از پروتکل خستگی عملکردی و مشابه تمرینات ورزشی و مسابقات و از طریق آزمون عملکردی ارزیابی کنترل وضعیت قامت پویا به رابطهٔ احتمالی و چگونگی تعامل خستگی کل بدن با کنترل وضعیت قامت پویا پرداخته شود؛ از این رو این تحقیق در نظر دارد تأثیر خستگی را بر ثبات عملکردی بسکتبالیست‌های دارای ناپایداری عملکردی مچ بررسی کند.

روش‌شناسی پژوهش

روش پژوهش از نوع نیمه تجربی است که در آن تأثیر متغیر مستقل خستگی حاصل از فعالیت بر متغیر وابستهٔ کنترل وضعیت قامت پویا از طریق پیش‌آزمون - پس‌آزمون اندازه‌گیری شد. آزمودنی‌های این تحقیق، ۲۸ نفر از بازیکنان بسکتبال ۱۶ تا ۲۱ سالهٔ شرکت‌کننده در لیگ جوانان استان کرمان بودند که به‌صورت انتخابی، با توجه به پرسشنامهٔ ویژهٔ ناپایداری مچ پا [2] و تأیید پزشکی به دو گروه دارای ناپایداری عملکردی مچ (۱۶مرد با میانگین وزن ۱۰/۴۹±۷۱/۳۱ کیلوگرم، میانگین قد ۹/۱۶ ± ۱۸۱/۷۵ سانتی‌متر، میانگین سن ۱/۷۰ ± ۱۸/۱۲ سال) و گروه سالم (۱۲مرد با میانگین وزن ۹/۸۹ ± ۷۳/۶۶ کیلوگرم، میانگین قد ۷/۰۸ ± ۱۸۳/۲۵ سانتی‌متر،

1. Running-based Anaerobic Sprint Test
2. Cumberland Ankle Instability Tools (CAIT)

میانگین سن ۱/۸۳ ±۱۸/۴۱ سال) تقسیم شدند. به‌منظور اطمینان از همگنی گروه‌ها بین متغیرهای سن، وزن، قد، حداکثر اکسیژن مصرفی، نمرهٔ بی‌ثباتی مچ و شاخص تودهٔ بدن از آزمون t مستقل استفاده شد تا مشخص شود تنها تفاوت دو گروه نمرهٔ بی‌ثباتی مچ پاست که نتایج آن در جدول ۱ نشان داده شده است.

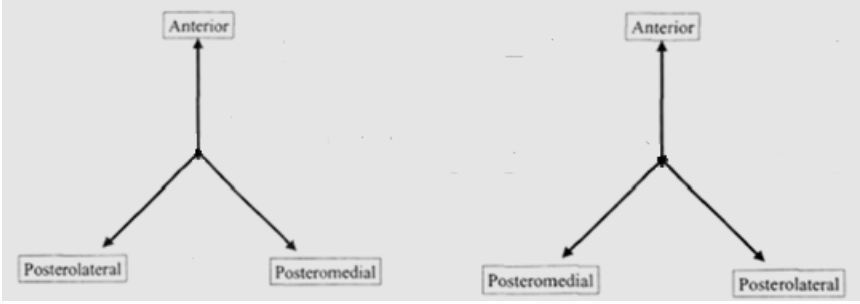
تصویر ۱. آزمودنی حین اجرای آزمون تعادلی Y

جدول ۱. نتایج آزمون t مستقل برای اطمینان از همگنی گروه‌ها

متغیر	شاخص آماره t	درجهٔ آزادی	سطح معنی‌داری
سن	-۰/۴۳	۲۶	۰/۶۶۸
وزن	-۰/۶۰	۲۶	۰/۵۵۳
قد	-۰/۴۷	۲۶	۰/۶۴۲
حداکثر اکسیژن مصرفی	۰/۱۸	۲۶	۰/۸۵۱
نمرهٔ بی‌ثباتی مچ	-۹/۷۶	۲۶	۰/۰۰۱ *
شاخص تودهٔ بدن	-۰/۴۱	۲۶	۰/۶۷۹

* نشان‌دهنده معنی‌داری متغیر بین دو گروه در حد ۰/۰۵ $\geq \alpha$ است

برای ارزیابی کنترل وضعیت قامت پویا از آزمون تعادلی Y استفاده شد. در این آزمون، سه جهت به‌صورت Y و با زوایای ۱۳۵، ۱۳۵ و۹۰ درجه نسبت به هم قرار می‌گیرند (۱۴). در این آزمون، طول واقعی پا یعنی از خار خاصرهٔ فوقانی قدامی تا قوزک داخلی برای نرمال کردن اطلاعات اندازه‌گیری می‌شود (۴). پس از ارائهٔ توضیحات لازم در مورد آزمون توسط آزمونگر، هر آزمودنی شش بار این آزمون را تمرین می‌کرد تا روش اجرای آزمون را فرا گیرد. سپس، پای برتر آزمودنی تعیین می‌شد تا اگر پای راست اندام برتر باشد، آزمون خلاف جهت عقربه‌های ساعت انجام شود و اگر پای چپ برتر بود، آزمون در جهت عقربه‌های ساعت انجام می‌شد (۴).

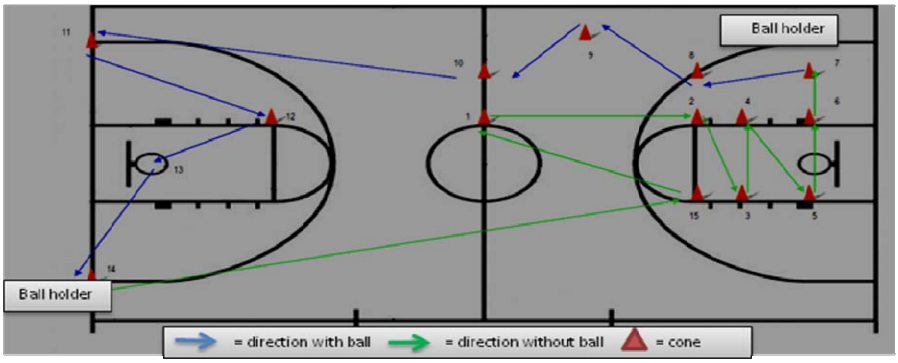


ایستادن روی پای چپ ایستادن روی پای راست

شکل ۱. نمای کلی آزمون تعادلی

برای اجرای این آزمون، آزمودنی در مرکز دستگاه می‌ایستد و سپس روی یک پا (گروه دارای ناپایداری عملکردی مچ روی پای ناپایدار و گروه سالم روی پای سالم) قرار می‌گیرد و با پای دیگر تا آنجا که خطا نکند (پا از مرکز دستگاه حرکت نکند، روی پایی که عمل دست‌یابی را انجام می‌دهد تکیه نکند یا شخص نیفتد) عمل دست‌یابی را انجام می‌دهد و به حالت طبیعی روی هر دو پا برمی‌گردد. فاصلهٔ محل تماس تا مرکز، فاصلهٔ دست‌یابی است. هر آزمودنی هر یک از جهت‌ها را سه بار به‌صورت دایره‌ای انجام می‌دهد و در نهایت، میانگین آن‌ها محاسبه می‌شود و بر اندازهٔ طول پا (بر حسب cm) تقسیم در ۱۰۰ ضرب می‌شود تا فاصلهٔ دست‌یابی بر حسب درصد اندازهٔ طول پا به‌دست آید.

به‌منظور اعمال خستگی، از پروتکل خستگی ویژهٔ بسکتبال (Basketball Movement Circuit Specific) استفاده شد(۱۶). این پروتکل از لحاظ مدت، شدت و الگوهای حرکتی شبیه به بازی بسکتبال است. این پروتکل در زمین بسکتبال قابل اجراست و شامل چهار مرحلهٔ چهار دقیقه‌ای با شدت ضربان ۹۰ تا ۹۵ درصد HR_{max} همراه با سه دقیقه استراحت فعال (Jogging) با شدت ۷۰ درصد HR_{max} بین هر مرحله است. در حین انجام این پروتکل ضربان قلب آزمودنی‌ها با استفاده دستگاه ضربان‌سنج پولار کنترل می‌شود. قبل از انجام پروتکل، نحوهٔ صحیح اجرای آن به آزمودنی‌ها آموزش داده شد.



شکل ۲. حرکات زنجیره‌ای ویژهٔ بسکتبال. ۲-۱ دویدن رو به جلو با تمام سرعت؛ ۲ گردش به چپ؛ ۳-۲ حرکت به پهلوی چپ با گام ریز؛ ۴-۳ حرکت به پهلوی راست با گام ریز؛ ۵-۴ حرکت به پهلوی چپ با گام ریز؛ ۶-۵ حرکت به پهلوی راست با گام ریز؛ ۷-۶ دویدن همراه با پرش‌های عمودی (در ایستگاه شمارهٔ ۷ توپ دریافت کرده)؛ ۱۰-۷ انجام عمل دریبل سریع بین مخروط‌ها؛ ۱۱-۱۰ دریبل سریع؛ ۱۲-۱۱ دریبل سریع؛ ۱۳-۱۲ انجام لای- آپ؛ ۱۳ ریباند لای- آپ؛ ۱۴-۱۳ دریبل سریع (رها کردن توپ در ایستگاه ۱۴) ؛ ۱۵- ۱۴ دویدن رو به جلو با تمام سرعت؛ ۱-۱۵ حرکت رو به عقب

برای تعیین میزان خستگی آزمودنی‌ها از مقیاس بورگ (RPE) استفاده شد. برای اندازه‌گیری RPE، از آزمودنی‌ها خواسته می‌شد احساس واقعی خود را در مورد شدت فعالیتی که انجام داده‌اند، بیان کند و سپس، با استفاده از جدول طرح شده توسط بورگ مقیاس آن استخراج شد. از آزمودنی‌ها پس از گرم کردن (۱۰- ۵ دقیقه دویدن نرم و آهسته و کشش اندام تحتانی)، پیش‌آزمون Y و RPE به عمل آمد و بعد از اتمام پروتکل، پس‌آزمون Y و RPE تکرار شد.
به‌منظور مقایسهٔ میانگین‌های کنترل قامت و تعیین تفاوت RPE در دو زمان ذکر شده در هر گروه از آزمون t همبسته استفاده شد و از آزمون t مستقل نیز برای مقایسهٔ میانگین‌های کنترل قامت در بین گروه کنترل و تجربی در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ > α استفاده شد.

یافته‌های پژوهش

با توجه به نتایج آزمون t همبسته در مورد میانگین فاصله‌های دست‌یابی در هر سه جهت در دو مرحلهٔ پیش‌آزمون و پس‌آزمون (جدول ۲) مشاهده شد که مقدار t محاسبه‌شده در سطح α=۰/۰۵ در همه جهت‌ها معنی‌دار است؛ به عبارت دیگر، می‌توان گفت تعادل پویای افراد دارای ناپایداری عملکردی مچ پا و افراد سالم بعد از اعمال پروتکل خستگی کاهش یافته است. همچنین نتایج آزمون t مستقل در مورد اختلاف میانگین بین دو گروه که در جدول ۳ ارائه

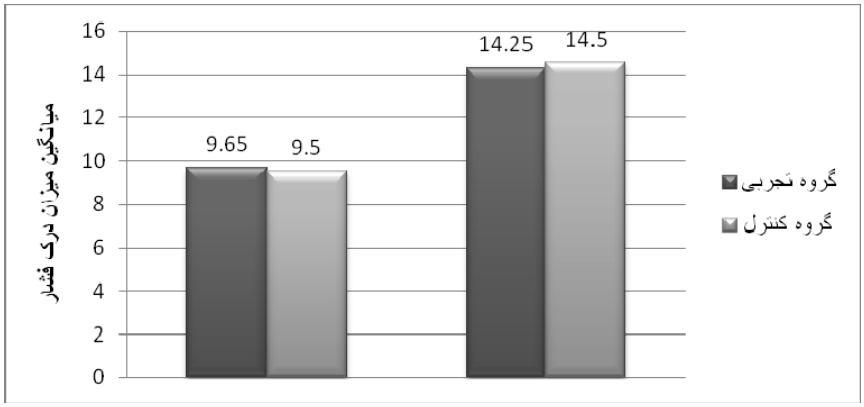
شده است، نشان داد مقدار t محاسبه‌شده در سطح α =۰/۰۵ معنی‌دار نیست؛ به عبارت دیگر، می‌توان گفت بین تعادل پویای افراد سالم و افراد داری ناپایداری عملکردی مچ پا بعد از اعمال پروتکل خستگی تفاوت معنی‌داری وجود ندارد.

جدول ۲. ارتباط بین میانگین نمرات کنترل قامت پویا در گروه ناپایدار و گروه سالم

متغیرها	شاخص‌های آماری	فراوانی	میانگین	انحراف استاندارد	خطای استاندارد	t مشاهده شده	درجهٔ آزادی	ارزش P
تجربی	پیش‌آزمون	۱۶	۹۹/۹۳	۶/۲۷	۱/۵۶	۶/۴۸	۱۵	۰/۰۰۱
	پس‌آزمون	۱۶	۹۲/۱۱	۷/۰۳	۱/۷۵			
کنترل	پیش‌آزمون	۱۲	۱۰۳/۲۰	۶/۳۸	۱/۸۴	۶/۸۴	۱۱	۰/۰۰۱
	پس‌آزمون	۱۲	۹۴/۶۲	۶/۱۸	۱/۷۸			

جدول ۳. مقایسهٔ بین اختلاف میانگین نمرات کنترل قامت پویا در گروه ناپایدار و گروه سالم

متغیرها	شاخص‌های آماری	فراوانی	میانگین	انحراف استاندارد	خطای استاندارد	t مشاهده شده	درجهٔ آزادی	ارزش P
اختلاف میانگین نمرات در گروه ناپایدار		۱۶	۷/۸۱	۴/۸۱	۱/۲۰	-۰/۴۴	۲۶	۰/۶۶
اختلاف میانگین نمرات در گروه سالم		۱۲	۸/۵۸	۴/۳۴	۱/۲۵			



نمودار۱. میانگین میزان تغییرات درک فشار در گروه کنترل و تجربی

بحث و نتیجه‌گیری

ناردون و همکاران (۱۹۹۸)، کاترین و همکاران (۲۰۰۱)، ویلکینز و همکاران (۲۰۰۴)، هارکینز و همکاران (۲۰۰۵)، مارکو و همکاران (۲۰۰۷) و لطافت‌کار و همکاران (۲۰۰۹) تا حدودی کاهش کنترل تعادل و افزایش نوسانات بدن را پس از اعمال برنامه‌های مختلف خستگی گزارش کرده‌اند. کارکرد نامناسب عضلات و اثرات حسی خستگی می‌توانند دلایل احتمالی کاهش مشاهده‌شده باشند (۱۸). اعمال برنامهٔ خستگی در ناحیه‌ای از بدن و روی عضلات عمل‌کننده در یک مفصل موجب می‌شود گیرنده‌های حسی پیام‌هایی به سیستم عصبی مرکزی ارسال کنند و این سیستم با ارسال پیامی مبنی بر کاهش فعالیت انقباضی عضلات مورد نظر، احتمالاً برای جلوگیری از آسیب عضله، به این پیام‌ها پاسخ می‌دهد؛ بنابراین اعمال برنامهٔ خستگی سبب می‌شود سرعت انتقال عصبی در راه‌های آوران و وابران منتج به گروه عضلاتی کاهش یابد که این عامل نیز می‌تواند در کاهش تعادل پویا و فاصلهٔدست‌یابی آزمودنی‌ها پس از اعمال برنامهٔ خستگی نقش داشته باشد (۱۷). در تضاد با یافته‌های تحقیق حاضر، روزی و همکاران (۱۹۹۹) که اثر خستگی را بر تعادل بررسی کرده بودند، به این نتیجه رسیدند که نوسان بدن پس از خستگی هیچ افزایشی نیافت. یکی از دلایل این تناقض می‌تواند وجود تفاوت در نوع تکلیف تعادلی استفاده‌شده و نوع تکلیف اعمال‌شده برای ایجاد خستگی باشد، آن‌ها در تحقیق‌شان برای ایجاد خستگی از پروتکل خستگی ایزوکنتیک استفاده کردند که حرکات انجام شده در این پروتکل جزء زنجیرهٔ حرکتی باز محسوب می‌شوند و در ضمن گروه‌های عضلانی و حرکت مفاصل در این نوع پروتکل به‌صورت مجزا اجرا می‌شوند؛ بنابراین تعمیم این نتایج به تمرینات ورزشی و رقابت‌ها بحث‌برانگیز است. از دلایل دیگر این تناقض را می‌توان استفاده روزی و همکاران از دستگاه تعادلی Biodex در بررسی تعادل دانست. از آنجا که سطح زیری این دستگاه متحرک است، می‌توان چنین بیان کرد که محققان به‌جای کنترل قامت پویا ،کنترل قامت نیمه‌پویا را مطالعه کرده‌اند، در حالی که در تحقیق حاضر کنترل قامت پویا با استفاده ازآزموت Y بررسی شد که نسخهٔ اصلاح شدهٔ آزمون SEBT است. آزمون Y از آزمون-های ثبات عملکردی مفصل است (۱۴) که می‌تواند میزان کنترل عصبی - عضلانی اندام تحتانی را اندازه‌گیری کند.

در تحقیق حاضر هر دو گروه در انتهای پروتکل دچار نقص در کنترل قامت شدند، اما این نقص در بین دو گروه تفاوت قابل‌ملاحظه‌ای نداشت. در این تحقیق انتظار می‌رفت گروه تجربی، نقص بیشتری در انتهای بازی تجربه کند؛ چون مشخص شده است ناپایداری عملکردی مچ پا کنترل قامت پویا را دچار اختلال می‌کند و پیدایش خستگی نیز این نقص را افزایش می‌دهد.گریبل و

همکاران (۲۰۰۴) اثرات ترکیبی خستگی و بی‌ثباتی مزمن مچ پا را بر کنترل قامت پویا بررسی کردند و به نتایجی متضاد یافتهٔ حاضر دست یافتند. آن‌ها بیان کردند که پای دارای بی‌ثباتی گروه ناسالم، در مقایسه با پای گروه سالم پس از بروز خستگی فاصلهٔ دست‌یابی کمتری در اجرای SEBT دارد (۳)؛ به عبارت دیگر، بی‌ثباتی مزمن مچ پا بروز نقص را در کنترل قامت پویا به همراه خستگی فزونی می‌بخشد. شاید یکی از علل تضاد یافتهٔ گریبل و همکارانش با تحقیق حاضر، استفاده از پروتکل خستگی تک مفصلی باشد، در حالی که در این تحقیق پروتکل خستگی ویژهٔ بسکتبال به‌کار برده شد. در پروتکل خستگی گریبل، مفاصل کل اندام تحتانی به‌عنوان زنجیرهٔ کامل حرکتی خسته نشدند؛ بنابراین اجرای آزمون SEBT پس از این نوع خستگی، به ورزش بسکتبال قابل تعمیم نیست، ولی پروتکل استفاده‌شده در این تحقیق را می‌توان به بسکتبال تعمیم داد. چنین نتیجه‌ای در این فرضیه نمی‌تواند حاصل اثر یادگیری آزمون Y در گروه تجربی باشد، زیرا هر دو گروه برای خنثی‌کردن این اثر، هر یک از جهت‌های این آزمون را دست‌کم شش بار تمرین کردند (۳). همچنین فرضیهٔ خستگی بیشتر در گروه کنترل حذف می‌شود؛ زیرا با تجزیه و تحلیل داده‌های آماری مربوط به میزان درک فشار (RPE) معلوم شد هر دو گروه به یک میزان خسته شده‌اند.

نمودار ۱ تغییرات ایجادشده در میزان درک فشار را در بین هر دو گروه نشان می‌دهد. اختلال کمتر در اجرای آزمون Y در گروه تجربی، در مقایسه با گروه کنترل، چنین پیشنهاد می‌کند که افراد گروه تجربی توانسته‌اند سازوکارهای کنترل قامت را با خستگی هماهنگ کنند. این نتیجه را نمی‌توان به اثر یادگیری تکلیف کنترل قامت نسبت داد؛ زیرا افراد قبل از شروع پروتکل با آزمون Y آشنا شده بودند. نقص زیاد کنترل قامت گروه کنترل را در مقایسه با گروه تجربی می‌توان تا اندازه‌ای به ظرفیت عمل کشف سیستم عصبی - عضلانی نسبت داد. همراه با خستگی، سرعت تحریک دوک‌های عضلانی و سلول‌های عصبی قشر حرکتی کاهش می‌یابد. علاوه بر این، خستگی در پیام‌های آوران ایجاد پارازیت می‌کند. این تغییرات روی‌هم‌رفته به نقص بیشتر کنترل قامت منجر می‌شود. با وجود این، در طول وهله‌های خستگی، فیبرهای آوران Ia می‌توانند به تغییرات طول فیبرهای عضله حساس‌تر شود؛ بنابراین دوک‌های عضلانی میزان شلیک عصبی‌شان را افزایش می‌دهند (۱۸).

از دلایل دیگر برای قبول این فرضیه می‌توان به این موضوع اشاره کرد که بی‌ثباتی مزمن مچ پا اجرای عملکردی اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار نمی‌دهد (۲)؛ به عبارت دیگر اگر در اجرای آزمون SEBT در گروه تجربی در طول پروتکل نقصی ایجاد شده است، می‌تواند به‌علت خستگی باشد نه بی‌ثباتی عملکردی مچ پا؛ بنابراین خستگی توانسته است به یک میزان کنترل قامت

بازیکنان را در انتهای نیمهٔ دوم دچار نقص کند. در واقع، به‌دلیل ماهیت رقابتی بسکتبال، افراد باید بتوانند مهارت‌ها را با سطح بهینه‌ای اجرا کنند. یافته‌های این فرضیه چنین پیشنهاد می‌کند که اگرچه افراد بی‌ثباتی مچ پا دارند، اما نقص‌های حس عمقی‌شان باعث کاهش فعالیت‌های عملکردی مانند اجرای SEBT نمی‌شود.

با توجه به یافته‌های این تحقیق، خستگی عملکردی حاصل از ورزش می‌تواند کنترل وضعیت قامت پویا را تحت تأثیر قرار داده، احتمال بروز آسیب و کاهش عملکرد ورزشی ورزشکاران را در پی داشته باشد؛ بنابراین استفاده از دوره‌های تمرینی مناسب برای ارتقای آمادگی جسمانی ورزشکاران و کاهش تجربهٔ خستگی در یک فعالیت ویژه توصیه می‌شود.

منابع:

1. Damore, D.T., Metzl, J.D., Ramundo, M., Pan, S., Van Amerongen, R. (2003). Patterns in childhood sports injury. Pediatr Emerg Care, 19: 65–67.
2. Demeritt, K. M., Shultz, S. J., Docherty, C. L., Gansneder, B. M., Perrin, D. H. (2002). Chronic ankle instability does not affect lower extremity functional performance. Journal of Athletic Training, 37(4): 507-511.
3. Grible, P., et al (2004). The effects of fatigue and chronic Ankle instability on Dynamic postural control. J of Athletic training, 39 (4): 321-329.
4. Gribble, P., Hertel, J. (2003). Considerations for the normalizing measures of the star excursion balance test. Measurments Phys Educ Exer Sci, 7: 89-100.
5. Harmer P. A. (2005). Basketball injuries. Med Sport Sci. Basel, 49: 31–61
6. Harkins, K. M., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., Malone, T. R., McCrory, J. L. (2005). Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. Journal of Athletic Training, 40(3): 191-196.
7. Huston, J.L., Sandrey, M.A., Lively, M.W., Kotsko, K. (2005). The effects of calf-muscle fatigue on sagittal-plane joint-position sense in the ankle. J Sport Rehabil, 14:168-184.
8. Kathryn A.2001. Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. Human movement science.20.257-276
9. Letafatkar, M.K., Alizadeh, M.H., Kordi, M.R. (2009). The Effect of Exhausting Exercise Induced Fatigue on the Double-Leg Balance of Elite Male Athletes. Journal of Social Sciences, 5 (4): 445-451.
10. Boue, M., Faelliandet, E., et al. (2007). Postural control after a strenuous treadmill exercise. J Neuroscience Letters, 276-281.

11. Millet, G.Y., Lepers, R. (2004). Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. Sports Med., 34: 105-116.

12. Nardone, A. (1998). Postural adjustments associated with voluntary contraction of leg muscles in standing man. Exp brain research, 69(3): 469-80

13. Pappas, E., Sheikhzadeh, A., Hagins, M., Nordin, M. (2007). The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: Peak values. J Sports Sci and Med, 6: 77-84.

14. Plisky, P.J., Rauh, M.J., Kaminski, T.W., Underwood, F.B. (2006). Star excursion balance test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. J Orthop Sports Phys Ther, 36: 911-919.

15. Rozzi, S.L., Lephart, S.M., Fu, F.H (1999). Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes. Journal of Athletic Training, 34 (2): 106–114.

16. Smith, M. (2004). Basketball skill test for the big men. FIBA Assist Magazine, 07: 59-60.

17. Taylor, J.L., Bulter, J.E., Gandevia, S.C. (2000). Changes in muscle afferents, motoneurons and motor drive during muscle fatigue. European Journal of Applied Physiology, 83: 106-

18. Timothy, A., Kulpa, B.S. (2006). The Effects of Activity related fatigue on Dynamic postural control as measured by SEBT.115.

19. Wilkins, J.C., Valovich McLeod, T.C., Perrin, D.H., Gansneder, B.M. (2004). Performance on the balance error scoring system decreases after fatigue. J Athl Train, 39(2): 156-161.

مطالعات طب ورزشی شماره ۹، بهار و تابستان ۱۳۹۰، صص ۷۰-۶۱

اثر عامل‌های سرعت و سنگینی بار در پدیدهٔ هم‌انقباضی عضلات درگیر در جابه‌جایی وزنه با تأکید بر تجربهٔ کار

مهدی گودینی[۱]، نادرفرهپور[۲]، هومان نیک مهر[۳]، داود نقش‌پور[۴]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۹/۷ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۳/۲۴

چکیده

هدف از این مطالعه، بررسی اثر عامل‌های سرعت و سنگینی باری که توسط کارگر جابه‌جا می‌شود بر عملکرد عضلات تنه بود. ۱۰ نفر از کارگران با تجربه در حمل بار از میان شاغلان شرکت‌های ساختمانی شهر همدان با میانگین سنی ۲/۰۶±۲۵/۴ سال و قد ۶/۱۹±۱۷۳/۱ سانتی‌متر و وزن ۸/۹۹ ±۶۷/۶۳۸کیلوگرم که دست‌کم سه سال سابقهٔ کار مداوم در حیطهٔ حمل بار داشتند به‌عنوان گروه تجربی و ۱۰ نفر از افراد بدون سابقهٔ کار با میانگین سنی ۱/۴۱±۲۳سال، قد ۵/۰۷ ± ۱۷۳/۶سانتی‌متر و وزن ۷/۱۷± ۶۴/۸۵ کیلوگرم که هیچ‌گونه سابقهٔ فعالیت ورزشی مرتبط با حمل بار نداشتند به‌عنوان گروه کنترل انتخاب شدند. با استفاده از دستگاه EMG ۱۶ کاناله مدل MA300-16 فعالیت الکترومیوگرافی عضلات، راست شکمی، ارکترواسپاینا در ناحیهٔ مهرهٔ دوم و سوم کمری و سرینی در حین جابه‌جایی وزنه بین سطح زمین و روی میزی به ارتفاع کمر(ناف) ثبت شد. داده‌ها، با استفاده از آنالیز واریانس (تحلیل عاملی) تجزیه و تحلیل شدند. مقایسهٔ بین گروهی نشان داد در حرکت سریعِ افراد بی‌تجربه، میزان هم‌انقباضی بسیار کمتر از افراد باتجربه بود. در مجموع، در کاری برابر، میزان RMS و شدت فعالیت عضلانی در افراد باتجربه کمتر از افراد بی‌تجربه بود. به‌علاوه، میزان هم‌انقباضی در دو گروه متفاوت است. وجود انقباض نسبی زیاد در عضلات شکم موجب استحکام مهره‌های کمری می‌شود؛ در نتیجه از میزان آسیب کمر کاسته می‌شود. تجربهٔ کاری موجب بهبود بهرهٔ کاری عضلانی و کاهش فشارهای نامتقارن بر دیسک‌ها و مفاصل ستون مهره‌ای می‌شود. افراد بی‌تجربه در حرکات سریع حین جابه‌جایی وزنه در خطر آسیب‌دیدگی قرار دارند.

کلیدواژه‌های فارسی: الکترومیوگرافی، جابه‌جایی وزنه، هم انقباضی، تجربهٔ کاری.

۱. کارشناس ارشد تربیت بدنی دانشگاه بوعلی‌سینا همدان (نویسندهٔ مسئول) Email: Mehdi.godini1@gmail.com
۲. دانشیار دانشگاه بوعلی‌سینا همدان Email: Naderfarahpour1@gmail.com
۳. دانشگاه بوعلی‌سینا همدان
۴. کارشناس ارشد تربیت بدنی

مقدمه

کمردرد و آسیب‌های اسکلتی در اثر حمل بسیار شایع است. حدود ۴۰٪ از مشاغلی که با بلند کردن، پایین آوردن، کشیدن یا هل دادن بار همراه‌اند، ستون فقرات را تحت فشارهای مکانیکی قرار می‌دهند. کارگران در مراکز کار، به ویژه در انبارها و مراکز تولیدی به‌دلیل جابه‌جایی اجسام سنگین یا حمل بار سبک با تکرار زیاد در معرض کمردردهای حاد و مزمن قرار دارند (۱- ۳). کمردرد هزینه‌های مالی و خسارت های اقتصادی سرسام‌آوری بر دولت‌ها تحمیل می‌کند که بیشتر این هزینه‌ها صرف درمان و زمان‌های کاری از دست رفتهٔ کارگران و کمتر صرف پیشگیری از آسیب‌های ستون فقرات می‌شود (۴).

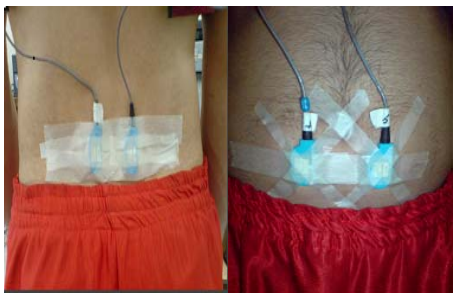
اگر هنگام حمل اجسام، به‌طور هم‌زمان خم شدن و چرخش محوری در ستون مهره‌ها رخ دهد، خطر بروز کمر درد و فتق دیسک بسیار زیاد خواهد بود (۵). همچنین، انجام مداوم و تکراری حمل بار با سرعت‌ها و وزن‌های گوناگون می‌تواند از عوامل مهم آسیب‌زا باشد. از دیگر عوامل بسیار مهم و اثرگذار بر آسیب‌های ناشی از حمل بار می‌توان به بی‌تجربگی فرد در حمل بار اشاره کرد که با ضعف و ناهماهنگی انقباضات عضلانی در ارتباط است.

هماهنگی و عملکرد مناسب عضلات، به‌ویژه در تنه، نقش مهمی در کاهش و پیشگیری از بروز آسیب ستون مهره‌ای ایفا می‌کند (۶- ۸). هم‌انقباضی آنتاگونیست و آگونیست عضلات تنه نقش مهمی در ایجاد پایداری دارند (۹). در این زمینه، ماراس و میرکا (۲۰۰۴) نشان دادند هم‌انقباضی بین عضلات آگونیست و آنتاگونیست با گشتاور تنه ارتباط زیادی دارد. هنگام بلند کردن اجسام، انقباض عضلات شکمی با افزایش فشار درون شکمی موجب افزایش پایداری ستون مهره‌ای کمری می‌شود (۱۰- ۱۴). ون‌داین و همکارانش (۲۰۰۳) گزارش کردند هم‌انقباضی عضلات تنه برای جلوگیری از آشفتگی و استحکام بیشتر در تنه هنگام حمل بار افزایش می‌یابد. مجموعهٔ مطالعات گذشته سازوکار هم‌انقباضی در عضلات تنه را آشکارا تبیین نکرده‌اند و به‌علاوه، اثر متقابل عوامل مهمی چون تجربهٔ کاری، سرعت حمل و سنگینی بار را بر انقباضات عضلانی تنه در هر دو فعالیت بالا بردن و پایین آوردن بار بررسی نشده است. بر این اساس، هدف اصلی این پژوهش بررسی اثر متقابل تجربهٔ کاری، سرعت و سنگینی بار در میزان هم‌انقباضی بین عضلات شکم و اکستنسورهای تنه در هر دو فعالیت بالا بردن و پایین آوردن بار است.

روش‌شناسی پژوهش

جامعهٔ آماری پژوهش کارگران ساختمانی با دست‌کم سه سال تجربهٔ کار بودند. از میان کارگران ساختمانی شاغل در پروژه‌های در دست احداث دانشگاه بوعلی سینا، ۱۰ نفر از

کارگران با استفاده از روش انتخاب آسان به‌عنوان گروه تجربی انتخاب شدند. میانگین سن، قد و وزن گروه تجربی، به‌ترتیب ۲/۰۶±۲۴/۵ سال، ۶/۱۹±۱۷۳/۱سانتی‌متر و ۸/۹۹±۶۷/۶۳ کیلوگرم بود. همچنین، ۱۰ نفر از دانشجویان دانشگاه بوعلی سینا با میانگین سن، قد، وزن ۱/۴۱±۲۳ سال، ۵/۰۷±۱۷۳/۶سانتی‌متر و ۷/۱۷±۶۴/۸۵کیلوگرم به‌عنوان گروه کنترل انتخاب شدند. این عده سابقهٔ فعالیت در هیچ رشتهٔ ورزشی و شغلی مرتبط با حمل بار نداشتند. هیچ‌یک از افراد گروه‌های تجربی و کنترل سابقهٔ دردکمر، آسیب‌دیدگی، عمل جراحی و مشکلات اسکلتی و عصبی - عضلانی نداشتند. ابتدا، ضمن بیان اهداف و روش تحقیق، رضایت‌نامهٔ کتبی از آزمودنی‌ها دریافت شد. سپس، اطلاعات مربوط به سوابق پزشکی، ورزشی و مشاغل در قالب پرسشنامه‌ای جمع‌آوری شد. پس از آن، در صورت احراز شرایط پذیرش، قد (در حالت ایستاده بدون کفش با دم عمیق) و وزن افراد (بدون کفش و با کمترین لباس ورزشی بین ساعت‌های ۴- ۶ عصر) اندازه‌گیری شد. فعالیت عضلات ارکتوراسپاینا در دو سمت چپ و راست (بین مهره‌های دوم و سوم کمری) و عضلهٔ راست شکمی در هر دو طرف چپ و راست (با فاصلهٔ ۲/۵ سانتی‌متر از ناف) هنگام حمل بار در شرایط مختلف، با استفاده از دستگاه ۱۶ کانالهٔ EMG مدل MA 300-16 ثبت شد. فرکانس ثبت داده‌ها ۲۵۰۰ هرتز و پهنای باند ۱۲۵۰ هرتز بود. در آماده‌سازی و ثبت سیگنال‌های EMG از پرتوکل McGill 1996 (۱۹) پیروی شد. بعد از تراشیدن کامل موهای زائد و تمیز کردن پوست با پنبه و الکل طبی، الکترودها نصب شدند. الکترودها از نوع Bipolar بودند و فاصلهٔ مرکز تا مرکز الکترودها دو سانتی‌متر بود. شکل زیر محل نصب الکترودها را روی هر عضله نشان می‌دهد.



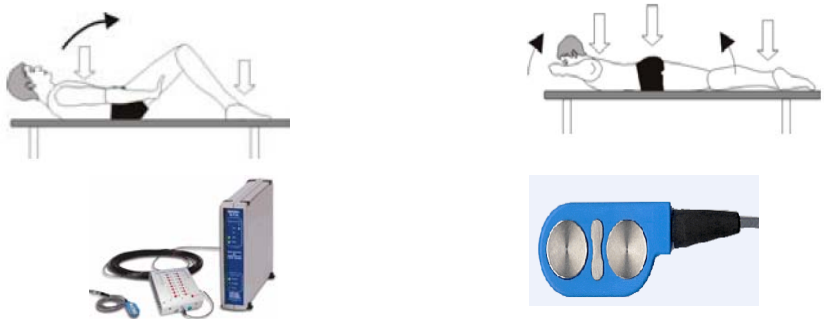
با استفاده از فیلتر، سیگنال‌های پایین گذر ۱۰ و بالای گذر ۵۰۰ هرتز و همچنین فرکانس ۵۰ هرتز برق شهری حذف شدند. فعالیت مورد نظر عبارت بود از: جابه‌جا کردن جعبه‌ای به ابعاد ۴۰×۳۰×۳۰ از روی زمین بر سطح میز در ارتفاع کمر و عکس آن. این وظیفه در دو سرعت معمولی و سریع انجام شد. وزن جعبه در دو اندازهٔ ۱۵٪ و ۳۰٪ وزن فرد در نظر گرفته شد. این

طرح در مجموع، چهار وظیفهٔ حرکتی را در بر می‌گرفت که عبارت بودند از:

۱- حمل بار ۱۵٪ با سرعت معمولی ۳- حمل بار ۱۵٪ با حداکثر سرعت

۲- حمل بار ۳۰٪ با سرعت معمولی ۴- حمل بار ۳۰٪ با حداکثر سرعت

بیشترین انقباض ارادی ایزومتریکی هر یک از عضله‌ها مطابق شکل زیر بر اساس روش باسمجیان و لوسا (۱۹۹۵) اندازه‌گیری شد.



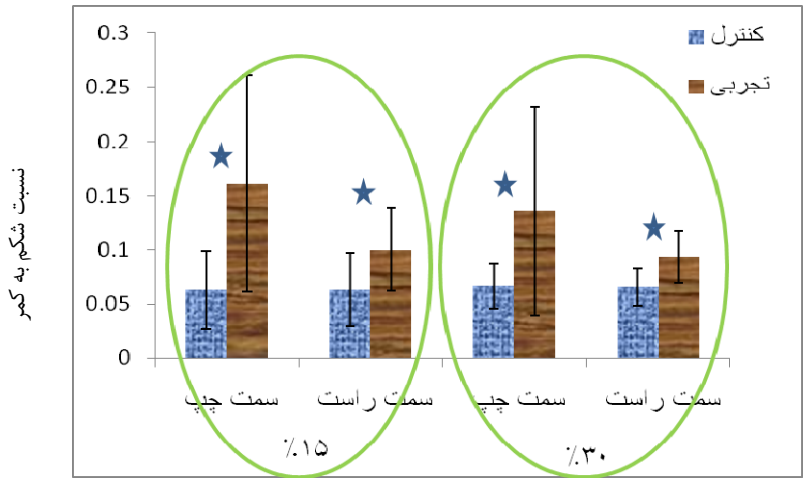
شکل ۱. دستگاه الکترومیوگرافی و الکترود سطحی

برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آنالیز واریانس با اندازه‌گیری تکراری[1] استفاده شد. این تجزیه و تحلیل‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۱۶ اجرا شد.

یافته‌های پژوهش

در نتایج زیر، مقادیر ارائه شده نسبت به RMS حداکثرانقباض ایزومتریک همسان سازی شده‌اند. در حین بالا بردن با سرعت آهسته، نسبت مقدار RMS همسان‌سازی شدهٔ شکم به کمر در گروه تجربی بین ۱۰٪ تا ۱۶٪ بود، اما این نسبت در گروه شاهد بین ۶٪ تا ۷٪ بود که رقم ناچیزی است. در این وظیفه، عضلهٔ شکمی در افراد تجربی انقباض قوی‌تری داشت، اما در گروه کنترل این عضله فعالیت ناچیزی از خود نشان داد.

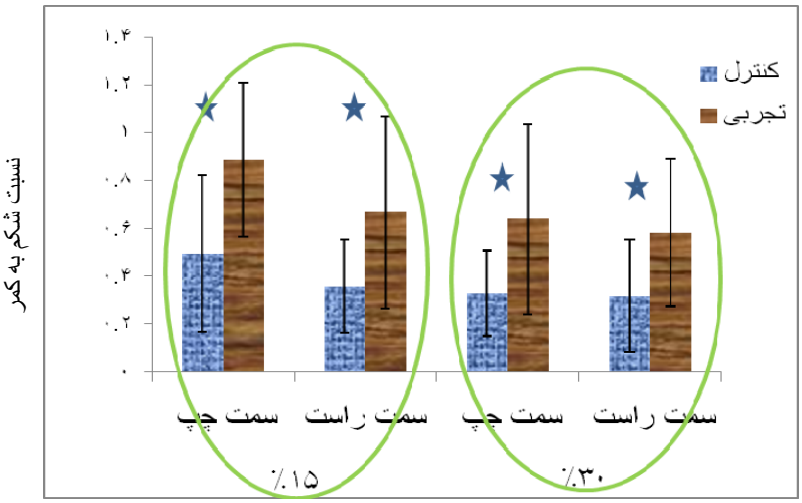
1. Repeated Measures



نمودار ۱. مقایسهٔ بالا بردن بار سرعت معمولی با ۱۵ و۳۰ درصد وزن بدن

همان‌طور که در نمودار ۱ مشاهده می‌شود، در وظیفهٔ بالا بردن بار در دو سمت بدن با سرعت معمولی و سنگینی ۱۵ و۳۰ درصد وزن بدن در گروه تجربی هم‌انقباضی بیشتری مشاهده می‌شود و اختلاف، معنی‌دار است که احتمالاً اثر تجربه در کارگران این اختلاف را ایجاد کرده است.

هنگام بالا بردن با حداکثر سرعت، نسبت مقدار RMS همسان‌سازی شدهٔ شکم به کمر در گروه تجربی حدود ۸۰٪ مشاهده شد، اما این نسبت در گروه شاهد ۴۲٪ بود. در این وظیفه، علاوه بر افزایش فعالیت عضلهٔ راست شکمی، در مقایسه با وظیفهٔ قبل در هر دو گروه، تفاوت معنی‌داری بین دو گروه مشاهده شد. نسبت هم‌انقباضی عضلات شکم به کمر در گروه تجربی تقریباً دو برابر افراد گروه کنترل بود. (p=۰/۰۰۱)



نمودار۲. بالا بردن بار در حرکت سریع با ۱۵ و۳۰ درصد وزن بدن

در وظیفهٔ پایین آوردن بار با سرعت آهسته هر دو گروه تقریباً رفتار مشابهی داشتند و هیچ‌گونه اختلافی در هم‌انقباضی دیده نشد. در تکلیف با حداکثر سرعت هم تفاوتی بین دو گروه مشاهده نشد.

علاوه بر تفاوت‌های مشاهده شده بین دو گروه، نتایج بررسی عامل وزن (۱۵٪ و۳۰٪) نشان داد هر دو گروه با افزایش مقدار وزنه، تغییرات مشابهی انجام می‌دهند؛ به عبارت دیگر، پاسخ‌های انقباضات عضلانی (مقدار RMS همسان‌سازی) به افزایش مقادیر وزنه در هر دو گروه یکسان است. برخلاف عامل وزن بار، عامل‌های سرعت (آهسته و سریع) و وظیفه (بالا بردن و پایین آوردن) در دو گروه تفاوت معنی‌داری نشان دادند.

جدول ۱. مقایسهٔ عامل‌های سرعت و جهت حرکت به‌صورت درون‌گروهی و بین گروهی

الف)	سرعت معمولی	حداکثر سرعت
کارگر	٪۱۱±۱	٪۴۸±۶
کنترل	٪۷±۱	٪۲۸±۶

ب)	بالا بردن	پایین آوردن
کارگر	٪۴۰±۴	٪۱۹±۳
کنترل	٪۲۱±۴	٪۱۳±۳

جدول الف) تغییرات میزان هم‌انقباضی عضلانی دو گروه را با افزایش میزان سرعت حمل بار

نشان می‌دهد. افراد باتجربه با افزایش سرعت حمل بار، افزایشی ۳۷ درصدی در مقدار هم‌انقباضی نشان می‌دهند، اما در افراد بی‌تجربه این مقدار ۲۱٪ بوده و از لحاظ آماری دو گروه در این عامل با یکدیگر تفاوت معنی‌داری دارند (p=۰/۰۰۱)

در جدول ب) میزان تغییرات هم‌انقباضی عضلات تنه در دو گروه در دو وظیفه (بالا بردن و پایین آوردن) نشان داده شده است. افراد باتجربه هنگام بلند کردن بار، در مقایسه با پایین آوردن، افزایشی ۲۱ درصدی در هم‌انقباضی نشان می‌دهند که این مقدار در افراد بی‌تجربه ۷٪ مشاهده شد. در مقایسهٔ این وظیفه نیز بین دو گروه تفاوت معنی‌داری از لحاظ آماری دیده شد (p=۰/۰۰۱)

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از اجرای این پژوهش بررسی تأثیر تجربه، سرعت و وزن بار بر شدت فعالیت عضلات تنه هنگام حمل جعبه بین زمین و روی میز در ارتفاع کمر بود. نتایج نشان داد نسبت هم‌انقباضی عضلات شکم به کمر در افراد باتجربه حدود ۱۲/۵٪ در حمل بار با سرعت معمولی است که این مقدار تقریباً دو برابر افراد عادی گزارش شد. در حمل بار سریع نیز این مقدار حدود ۷۵٪ و باز هم دو برابر گروه کنترل بود. مطالعات گذشته نشان می‌دهد برای پایداری ستون فقرات و جلوگیری از آسیب و فتق دیسک به مقدار بهینه‌ای از هم‌انقباضی نیاز است. دستگاه حسی عمقی بدن انسان با توجه به میزان درک وزن و سرعت بار و به‌ویژه گشتاور ایجاد شده، میزان هم‌انقباضی را کنترل می‌کند. تحقیقات دیگر در این زمینه نشان داده‌اند که در وضعیت ایستاده و راه رفتن عضلات کمر تقریباً کمترین فعالیت را دارند (۱۶). در راه رفتن نیز عضلات شکم بین ۲٪ تا ۵٪ حداکثر انقباض ایزومتریک خود منقبض می‌شوند (۱۷). هم‌انقباضی عضلات شکم و کمر در حالت ایستاده، آن هم در صورت افزودن وزنه‌ای ۳۲ کیلوگرمی بین ۱٪ تا ۳٪ گزارش شده است (۱۸). همچنین هم‌انقباضی برای خم شدن و گرفتن وزنه‌ای ۱۵ کیلوگرمی حدود ۱۵٪ گزارش شده است (۱۰).

نتایج این پژوهش نشان می‌دهد داشتن تجربه هم‌انقباضی مناسب و بهینه‌ای در افراد باتجربه ایجاد کرده است و مطالعات گذشته در این زمینه نیز نتایج مشابهی را نشان می‌دهند. استدلال محققان این است که افزایش هم‌انقباضی باعث افزایش فشار درون شکمی و کمک به پایداری ستون فقرات می‌شود (۱۰، ۱۲، ۱۹، ۲۰).

در حرکت سریع، درصد فعالیت عضلات شکم نسبت به تکلیف حرکت با سرعت معمولی حدود دو برابر افزایش یافته است. این سازوکار نشان می‌دهد هنگام انقباضات سریع برای باز شدن

ستون فقرات، عضلات شکمی با سرعت و قدرت بیشتری منقبض می‌شوند، این عمل اگرچه فشارهای عمودی بر ستون فقرات را افزایش می‌دهد، باعث کنترل فشارهای جانبی، قدامی خلفی و نیروهای قیچی‌وار نیز می‌شود. علاوه بر این، با افزایش انقباض عضلات کمری در حرکت سریع، عضلات شکمی انقباضات بیشتری نشان داده، سطح هم‌انقباضی را در شرایط بهینه‌ای قرار می‌دهند. در این پژوهش مشاهده شد که افراد بی‌تجربه شرایط مناسبی از هم‌انقباضی را حین حمل بار نشان ندادند و احتمالاً بیشتر در معرض خطر آسیب‌دیدگی قرار دارند. **این** سطح بهینه از هم‌انقباضی در افراد باتجربه می‌تواند به جلوگیری از خستگی و احتمالاً جلوگیری از کاهش فرکانس موضعی عضلات کمری منجر شود. نتایج مقایسهٔ هم‌انقباضی عضلات تنه نشان داد بین نسبت انقباض شکمی به انقباض کمری بین دو گروه تفاوت معنی‌داری در پایین آوردن وجود ندارد. این نتایج می‌تواند به‌دلیل انقباضات اکسنتریک عضلات کمری حین پایین آوردن بار و نیاز کمتر به هم‌انقباضی عضلات شکمی، با توجه به هم‌جهت بودن حرکت با نیروی جاذبه باشد.

با افزایش میزان سرعت حرکات در مفاصل بدن، میزان هم‌انقباضی افزایش می‌یابد. در حمل بار نیز میزان هم‌انقباضی عضلات تنه افزایش می‌یابد. با بررسی نتایج مشاهده شد که افراد باتجربه با افزایش سرعت حمل بار هم‌انقباضی بیشتری نشان می‌دهند که باعث افزایش استحکام و پایداری ستون فقرات و جلوگیری از خطر آسیب می‌شود. در افراد بی‌تجربه، هم‌انقباضی کمتر به احتمال فراوان باعث ایجاد آشفتگی بیشتر در ناحیهٔ کمری و افزایش خطر آسیب ناشی از حمل بار می‌شود که البته در این زمینه پژوهشی یافت نشد.

تجربهٔ کاری باعث بهبود عملکرد دستگاه حسی – عمقی، افزایش بهرهٔ کاری دستگاه عضلانی در ناحیهٔ تنه و کاهش فشار بر دیسک‌ها و مفاصل ستون فقرات می‌شود. در افراد باتجربه، به‌دلیل هم‌انقباضی بیشتر در عضلات تنه، به‌ویژه در فعالیت‌های سریع، استحکام و پایداری در ناحیهٔ ستون فقرات بیشتر است. هنگام پایین آوردن بار، به‌دلیل کاهش هم‌انقباضی در عضلات تنه احتمالاً افراد در معرض آسیب قرار دارند که این خطرات در افراد بی‌تجربه بیشتر است.

منابع :

1. Cook, T. Neumann, D. (1987). The effects of load placement on the EMG activity of the low back muscle during load carrying by men and women. Ergonomics, 30: 1413-1423.
2. NIOSH (1981). Work practice guide for manual lifting. NIOSH Technical Report No. 81-122. USA Department of Health and Human Services, National Institute for Occupational Safety and Health. Cincinnati, OH.

3. Videman, T., Nurminen, N., Troup, J.D.G. (1990). Lumbar spinal pathology in cadaveric material in relation to history of back pain. Occupation and physical loading: Spine, 15: 728–740.

4. Chase. J.A. (1999). Out patient management of low back pain. Orthopaedic Nursing, 11: 11–21.

5. Marras. W.S, Ferguson, S.A., Burr, D., Davis, K.G., Gupta, P. (2004). Spine loading in patients with low back pain during asymmetric lifting exertions. The Spine Journal, 4: 64–75.

6. Chen, H., LIN, C.J., Huang, C.L. (2006). Effects of a New Industrial Lifting Belt on Back Muscular Activity, Hand Force, and Body Stability during Symmetric Lifting. Industrial Health, 44: 493–502.

7. Chung, M.K., Song, Y.W., Hong, Y., Choi, K.I. (1999). A novel optimization model for predicting trunk muscle forces during asymmetric lifting tasks. International Journal of Industrial Ergonomics, 23: 41-50

8. Granata, K.P, Wilson, S.E. (2001). Trunk posture and spinal stability. Clinical Biomechanics, 16: 650-659.

9. Al-Angari, S.A. (2003). Biomechanics of Lifting (An implication Review). The Saudi Journal of Sports Medicine, 7(2).

10. Van Dieen, J.H, Kingma, I., Van der Bug, J.C.E. (2003). Evidence for a role of antagonistic cocontractionin controlling trunk stiffness during lifting. Journal of Biomechanics, 36: 1829–1836

11. Granata, K.P, Marras, W.S. (1995). The influence of trunk muscle coactivity on dynamic spinal loads. Spine, 20(8): 913-919.

12. Looze, M.P., Groen, H., Horemans, H., Kingma, I., Van Diee, J.H. (1999). Abdominal muscles contribute in a minor way to peak spinal compression in lifting. Journal of Biomechanics, 32: 655-662.

13. Potvin, J.R, McGill, S.M., Norman, R.W. (1991). Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. Spine, 16: 1099–1107.

14. McGill, S.M. (1996). Stability: from biomechanical concept to chiropractic practice. J Can Chirop Assoc, 43: 71–86.

15. Basmajian, C.J, Luca, D. (1985). Muscles Alive (Their Function Revealed by Electromyography).

16. Andersson, E.A., et al. (1996). EMG activities of the quadratus lumborum an erector spine muscles during flexion-relaxation and other motor tasks. Clin Biomech, 11(7): 392-400.

17. white, S.G., MCNair, P.J. (2002). Abdominaland erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. Clin.

Biomech, 17(3): 177-184

18. Cholewicki, J., Panjabi, M.M., Khachatryan, A. (1997). Stabilizing function of trunk flexor–extensor muscles around a neutral spine. Spine, 22: 2207–12.
19. Granata, K.P, Wilson, S.E. (2001). Trunk posture and spinal stability. Clinical Biomechanics, 16: 650-659.
20. Granata, K.P, Orishimo, K.F. (2001). Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. Journal of Biomechanics, 34: 1117–1123.

تأثیر یک دوره برنامهٔ تمرینی به همراه اغتشاشات سطح اتکاء در آب بر تعادل ایستا و پویای زنان میان‌سال

مهشید سقازاده[۱]، محمدحسین علیزاده[۲]، سپیده لطیفی[۳]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۹/۹ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۱/۱۵

چکیده

کاهش توانایی کنترل پوسچر و حفظ تعادل و به دنبال آن، افزایش نوسانات قامتی و احتمال زمین خوردن از جمله مشکلات جسمانی شایعی است که در اثر فرآیند افزایش سن رخ می‌دهد. تحقیقات زیادی گزارش کرده‌اند که تمرین به‌منظور بهبود توانایی حفظ تعادل در جلوگیری از زمین خوردن یا دست‌کم در به تعویق انداختن کاهش کارآیی عملکردی و عواقب ناشی از زمین خوردگی‌ها مهم است. هدف پژوهش حاضر، بررسی تأثیر یک دوره برنامهٔ تمرینی در آب به همراه اغتشاشات سطح اتکاء و با رعایت اصول علم تمرین بر تعادل ایستا و پویای زنان میان‌سال است. تعادل ایستای ۳۵ زن سالم میان‌سال با میانگین سنی ۵/۳۱ ± ۵۳/۷۱ قبل و بعد از انجام پروتکل تمرین در آب، از طریق زمان ایستادن روی یک پا با چشم باز و بسته و ثبت میزان طول نهایی و ناحیهٔ نوسانات مرکز ثقل در این حالت روی دستگاه توزیع فشار و تعادل پویای آن‌ها از طریق آزمون دست‌یابی عملکردی، اندازه‌گیری و به‌عنوان نمرهٔ پیش و پس‌آزمون آن‌ها ثبت شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌های آماری و نیز مقایسهٔ نمرات پیش و پس‌آزمون آزمودنی‌ها در آزمون‌های تعادلی از روش آماری تی زوجی استفاده شد. نتایج نشان داد بین میانگین طول نهایی و ناحیهٔ نوسانات مرکز ثقل در حالت ایستاده روی پای برتر (چشم باز و بسته)، میانگین زمان ایستادن روی یک پا در حالت ایستاده روی پای برتر (چشم باز و بسته) و میانگین آزمون دست‌یابی عملکردی دست برتر، قبل و بعد از تمرین در آب، در نمونه‌های مورد مطالعه تفاوت معنی‌داری وجود دارد ($P\leq ۰/۰۵$). با توجه به نتایج پژوهش استفاده از تمرین در آب به همراه اغتشاشات سطح اتکاء، برای حفظ و بازیابی تعادل در میان سالان در آینده توصیه می‌شود.

کلیدواژه‌های فارسی: تعادل ایستا، تعادل پویا، زنان میان‌سال، تمرین در آب، اغتشاشات سطح اتکاء.

۱ و ۳. کارشناسی ارشد آسیب شناسی و حرکات اصلاحی دانشگاه تهران (۱. نویسندهٔ مسئول)
Email: mahshid_saghazadeh@yahoo.com
۲. دانشیار دانشگاه تهران Email: mhalizadeh47@yahoo.com

مقدمه

پیری جمعیت، پدیده‌ای است که به‌علت بهبود شرایط اجتماعی و اقتصادی و کاهش میزان ابتلا به بیماری‌ها و مرگ و میر و نیز افزایش امید به زندگی در کشورهای توسعه یافته و در حال توسعه، از جمله ایران، به‌وجود آمده است. میان‌سالی مرحله‌ای از سیر طبیعی زندگی انسان است که قبل از ورود به مرحله سالمندی برای همهٔ افراد بشر پیش می‌آید و از آن گریزی نیست. انسان در تمامی مراحل عمر و دوران‌های مختلفی چون جنینی، نوزادی، کودکی، بلوغ و میان‌سالی نیازمند مراقبت‌های بهداشتی خاص است که دوران میان‌سالی نیز از این قاعده مستثنی نیست (۱).

آنچه مسلم است با افزایش سن، خطر بیماری‌های حاد و مزمن افزایش یافته، توانایی‌های عملکردی افراد و نیز قدرت حواس و ادراک آن‌ها کاهش می‌یابد. این تغییرات در حیطهٔ زیستی، روانی و اجتماعی کیفیت زندگی انسان را تهدید می‌کند تا جایی که آن‌ها را از انجام فعالیت‌های روزمره باز می‌دارد (۲). افزایش سن و ترس از خطر افتادن، افراد را بیش از پیش بی‌تحرک نموده و بر اختلالات سیستم کنترل‌کنندهٔ وضعیت بدنی می‌افزاید (۳). از جمله پیامدهای ثانویهٔ افزایش سن که سبب اختلال و ناتوانی در فعالیت‌های عملکردی افراد می‌شود، اختلال در حفظ تعادل است (۴-۶). کاهش تعادل و کنترل پوسچر، افزایش نوسانات قامتی و افزایش احتمال وقوع زمین خوردن از جمله مشکلات جسمانی شایعی است که به همراه برخی بیماری‌ها، در اثر فرآیند افزایش سن رخ می‌دهد (۲).

نتایج آخرین آمارها در سال ۱۳۸۵ بیانگر این است که بیش از ۷٪ جمعیت کشور را افراد بالای ۵۵ سال تشکیل می‌دهند (۱). طبق گزارش مرکز آمار ایران، جمعیت میان‌سال ایران با شیب صعودیِ چهار برابر رو به افزایش است، به‌طوری که تعداد افراد میان‌سال در سرشماری سال ۱۳۳۵، ۲/۰۰۱/۱۸۷ نفر و در سال ۱۳۸۵، ۸/۱۶۶/۱۶۲ نفر گزارش شده است (۷). این افزایش جمعیت میان سالان نشان‌دهندهٔ لزوم طراحی و برنامه‌ریزی برای اقدامات حمایتی در تمامی ابعاد اجتماعی، اقتصادی، بهداشتی و فرهنگی از سوی سیاست‌گذاران است. طبق گزارش مرکز سالمندی ایران، افتادن شایع‌ترین عارضه‌ای است که افراد مسنِ ایرانی، به‌ویژه زنان به‌دلیل کاهش تودهٔ بدون چربی بدن و کاهشِ قدرت عضلانی و نیز شیوعِ بیماری‌های مزمن فرسایشی با آن درگیرند (۸) که هزینه‌های سنگین بیمارستان، درمان‌های پزشکی و توان‌بخشی را بر خانواده و جامعه تحمیل می‌کند (۹). آسیب‌های حاصل از زمین خوردن نیز از مشکلات سلامتی عمومی مطرح شده است که هزینه‌های درمانی زیادی دارد (۱۰).

در تحقیقات بسیاری به تأثیر مثبت ورزش و تمرین بر افزایش قدرت عضلات (۱۱) و کاهش ضعف و سستی (۱۲) و بهبود کنترل تعادل (۱۳-۱۵) در افراد مسن اشاره شده است. نلسون گزارش کرد که بهبود تعادل و تمرین روی تعادل از عوامل مهم و اساسی در جلوگیری از زمین خوردن می‌باشند؛ بنابراین تمرین برای بهبود تعادل، به‌منظور جلوگیری یا دست‌کم به تعویق انداختن کاهش کارآیی عملکردی و عواقب زمین خوردگی‌ها مهم است (۱۶). تحقیقاتی که از تمرین در خشکی به‌عنوان وسیله‌ای برای پیشگیری از زمین خوردن در سالمندان استفاده کرده‌اند، نتایج مختلفی را نشان می‌دهند. بعضی از تحقیقات مؤثر بودن تمرینات ورزشی را در جلوگیری از افتادن نشان داده‌اند (۱۷-۲۲)، در حالی که بعضی دیگر تأثیری را گزارش نکرده‌اند (۲۳-۲۵). با وجود این، تحقیقات انجام شده در زنان کمتر به چشم می‌خورد.

استفاده از آب برای درمان بیماری‌ها تاریخچه‌ای طولانی و جالب توجه دارد. از آب به‌دلیل خاصیت شناوری، به‌عنوان وسیله‌ای برای آرامش روانی و تسکین درد استفاده شده است. کاهش وزن در اثر شناوری و آزادی حرکت در آب برای افرادی که مشکل حرکت روی زمین دارند، علاوه بر منافع روحی، فواید جسمی زیادی نیز به همراه دارد. بسیاری از حرکات که در سنین میان‌سالی و کهن‌سالی در خشکی به زحمت انجام می‌شود، در آب به سهولت انجام‌پذیر است و افراد قادرند با فشار کمتری نسبت به خشکی حرکات را انجام دهند (۲۶). تمرین در آب تأثیری مثبت بر تعادل و هماهنگی دارد؛ زیرا باعث تحریک سیستم‌های ادراکی، وستیبولار و بینایی می‌شود. بیانسی در آب استرس روی مفاصل و عضله را کاهش و دامنهٔ حرکتی را افزایش می‌دهد، در حالی که از بدن حمایت می‌کند (۲۷). محیط آب به فرد کمک می‌کند که اشتباه کند، از آن بازخورد گرفته، حرکت را بدون ترس از آسیب اصلاح نماید (۳) و همچنین باعث افزایش اعتماد به نفس، بهبود حالت و کاهش افسردگی و عصبانیت می‌شود (۲۸). افزایش عمق آب باعث پیشرفت در مقاومت و آب گرم باعث افزایش کارآیی عضله می‌شود (۲۷). با توجه به فواید برشمرده شده برای محیط آب، استفاده از آن، به‌ویژه برای کسانی که به‌دلیل ناراحتی‌های مفصلی قادر به انجام تمرینات در خشکی نیستند، از سوی جمعیت میان‌سال و سالمند استقبال شده است و شاید بتواند مشکلات انجام تمرینات در خشکی را هموار سازد. سوآمی و همکاران (۲۰۰۰) به اثرات مثبت برنامهٔ تمرین در آب بر توانایی تعادل در افراد مبتلا به آرتروز اشاره کرد (۲۹). سایمونز و همکاران (۱۹۹۶) با یک برنامهٔ تمرین در آب شامل راه رفتن، راه رفتن پهلو، لگد زدن و چرخش در جامعهٔ سالمندان توانایی تعادل آن‌ها را بهبود بخشید (۳).

با وجود پیشرفت‌های چشمگیری که امروزه در خصوص شناخت افراد مسن در جهان به‌وجود آمده، در ایران نگاه به این پدیده همچنان به‌صورت سنتی است و نیز فقر منابع علمی در این

زمینه برای ارتقای بینش و اطلاعات سالمندان و میان‌سالان و خانواده‌های آنان برای دست‌یابی به اهداف پیشگیرانه بسیار محسوس است (۱). در مجموع، با مطالعهٔ پیشینهٔ تحقیق می‌توان بیان کرد که تاکنون، تحقیقات کمی به بررسی تأثیر تمرینات در آب بر کنترل تعادل سالمندان پرداخته‌اند (۳،۴،۸،۳۰) و به اثرات مثبت تمرین در آب به‌علت خواص ویژه و منحصر به فرد آن اشاره کرده‌اند. با این حال، به نظر می‌رسد تنها یک پژوهش در خارج از کشور در حیطهٔ تأثیر ورزش در آب بر تعادل میان‌سالان انجام شده است (۳۱) و تحقیقات مربوط به تمرینات تعادلی سالمندان، هم در خشکی و هم در آب، کمتر اصول علم تمرین (مانند پیشرفت و بار اضافی، فردی بودن، اختصاصی بودن) را رعایت کرده‌اند و هیچ‌کدام از اغتشاشات سطح اتکاء در آب استفاده نکرده‌اند؛ بنابراین تمرینی که بتواند به بهبود تعادل، با در نظر گرفتن اصل اضافه بار، فردی و اختصاصی بودن بپردازد ضروری به نظر می‌رسد. همچنین با توجه به ویژگی‌های فیزیکی و خطر کمتر زمین خوردن افراد هنگام قرار گرفتن در آب (۱) و نبود پژوهشی در مورد تعادل ایستا و پویای زنان میان‌سال در ایران، می‌توان از محیط آب برای انجام تمرینات و پژوهش در این زمینه استفاده نمود؛ بنابراین پژوهش حاضر با رعایت اصول علم تمرین، به بررسی تأثیر یک دوره تمرین در آب به همراه اغتشاشات سطح اتکاء بر تعادل ایستا و پویای زنان میان‌سال پرداخته است تا شاید بتواند گوشه‌ای از خلأ موجود در تحقیقات داخلی را در حیطهٔ میان‌سالی، تعادل و ورزش در آب جبران کند و همچنین احتمال زمین خوردن‌های آتی افراد میان‌سال را کاهش دهد و با فعال نمودن آن‌ها از نظر جسمی، این امر را به عادتی در دوران میان‌سالی و سالمندی تبدیل کند.

روش‌شناسی پژوهش

پژوهش حاضر استنباطی از نوع مقایسه‌ای است و در نظر دارد تأثیر یک دوره برنامهٔ تمرینی را به همراه اغتشاشات سطح اتکاء در آب بر تعادل ایستا و پویای زنان میان‌سال، قبل و بعد از تمرین مقایسه کند. تعادل ایستا شامل میانگین طول نهایی[1] (بر حسب میلی‌متر) و ناحیهٔ (Area) نوسانات مرکز ثقل (بر حسب میلی‌متر مربع) و میانگین زمان ایستادن روی یک پا[2] (بر حسب ثانیه) و تعادل پویا شامل میانگین آزمون دست‌یابی عملکردی[3] (بر حسب سانتی‌متر) است.

1. Total Path Length (TPL)
2. One Leg Stance (OLS)
3. Functional Reach (FR)

جامعهٔ آماری پژوهش، زنان میان‌سال ۴۵ تا ۶۰ سالهٔ مراجعه‌کننده به باشگاه ورزشی تربیت معلم نسیبه بودند. شروع دامنهٔ سنی میان‌سالی ۴۵ سال (۳۲) و پایان میان‌سالی و شروع سالمندی با توجه به مقالهٔ مروری جمعیت‌شناسی سالمندان در ایران ۶۰ سال در نظر گرفته شده است (۳۳). پس از در نظر گرفتن شرایط ورود به مطالعه و رضایتمندی افراد برای شرکت در تحقیق، ۳۹ نفر به صورت هدفمند انتخاب شدند که از این تعداد چهار نفر به علت غیبت در بیش از نیمی از جلسات از پژوهش خارج شدند (۴) و ۳۵ نفر به‌عنوان نمونه‌های پژوهش در نظر گرفته شدند. ویژگی‌های جمعیت‌شناختی نمونه‌ها و همچنین بررسی شرایط خروج نمونه‌ها از تحقیق، با استفاده از فرم جمع‌آوری اطلاعات به‌دست آمد و افرادی که سابقهٔ بیماری مؤثر بر تعادل، جراحی در اندام تحتانی و ستون فقرات، اختلالات نورولوژیکی، ذهنی و عصبی مخلِّ تعادل، اختلالات بینایی اصلاح نشده، اختلالات حرکتی وابسته به واکر یا وسیلهٔ کمکی در راه رفتن، بیماری‌های مربوط به گوش داخلی، بی‌حسی در پا یا حساسیت جلدی و زخم پا داشتند و همچنین افرادی که در شش ماه اخیر (۳۴) در کلاس آب درمانی یا هرگونه فعالیت ورزشی منظم یا جلسات فیزیوتراپی شرکت داشتند از پژوهش حذف شدند.

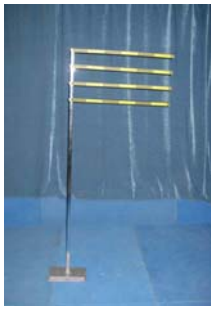
در این پژوهش، به‌منظور ارزیابی میانگین طول نهایی و ناحیهٔ نوسانات مرکز ثقل و همچنین میزان زمان نگهداری بدن روی یک پا با چشمان بسته و باز آزمون‌های تعادل ایستا روی دستگاه توزیعِ فشار[1] ساخت شرکت زبریس در حالت آزمون ایستا و روی پای برتر انجام شد. اعتبار این روش در مقالات متعددی گزارش شده است (۳۵، ۳۶) و از این دستگاه در خارج از ایران در تحقیقات متعددی استفاده شده است (۳۷، ۳۸). صفحهٔ این دستگاه در انواع مختلفی طراحی شده است که نوع FDM-S آن ۲۵۶۰ حسگر در سطح ۳۳/۹×۵۵/۲ سانتی‌متر، وزن ۶/۵ کیلوگرم و ابعاد ۲/۵×۴۰×۷۰ سانتی‌متر دارد (شکل۱) (۳۹).

پایایی طول نهایی و ناحیهٔ نوسانات مرکز ثقل طبق آزموت آزمایشی انجام شده روی دو نفر و هر نفر ۱۰ مرتبه، روی پای برتر به مدت ۱۵ ثانیه و با چشم باز، برای TPL (ICC=۰/۹۳) و برای Area (ICC=۰/۸۶) گزارش شد.

1. The pressure distribution measuring system FDM

شکل ۱. صفحهٔ دستگاه توزیع فشار از نوع FDM-S ساخت شرکت زبریس

آزمون دست‌یابی عملکردی نیز آزمونی بالینی برای ارزیابی تعادل پویاست که با استفاده از میلهٔ پایه‌دار (شکل۲) اندازه‌گیری شد. این ابزار، چهار میلهٔ افقی در ارتفاع ۱۲۰، ۱۳۰، ۱۴۰ و ۱۵۰ سانتی‌متری دارد که از دو طرف با متر نواری مدرج شده‌اند. در این آزمون، فرد در موقعیت ایستاده با فلکشن ۹۰ درجهٔ شانه و دست صاف در یک طرف و دست آویزان آزاد در پهلو و با پاهای برهنه در امتداد میله‌ای که در ارتفاع زائدهٔ آخرمی شانه است، قرار می‌گیرد و سپس، با دست صاف در حالی که پاها کاملاً روی زمین است در امتداد میله به سمت جلو حرکت می‌کند (۴۰). روایی و اعتبار این روش در مقالات متعددی (۴۱، ۴۲) گزارش شده است؛ به‌عنوان مثال دانکان و همکاران (۴۱) پایایی این روش را ICC= ۰/۸۱ گزارش کرده‌اند.



شکل ۲. میله پایه دار (معلم ۱۳۸۸) (۴۳)

روند انجام پروتکل تمرینی پژوهش (پیوست شمارهٔ ۱)، طبق برنامهٔ زیر انجام شده است (شکل ۳). این پروتکل در آب (۳۴) به مدت هشت هفتهٔ سه جلسه‌ای اجرا شد که طول هر جلسه ۶۰ دقیقه بود.

گرم کردن (۵ دقیقه) ⟸ انجام تمرینات مرحلهٔ ۱- ۴ پروتکل (۳۰ دقیقه) ⟸ انجام تمرینات با اغتشاشات سطح اتکا (مرحله ۵ پروتکل) (پنج دقیقه) ⟸ راه رفتن با وسایل حمایتی در عمیق (۱۵ دقیقه) ⟸ سرد کردن (۵ دقیقه)

شکل ۳. برنامهٔ یک جلسه تمرین در آب (۶۰ دقیقه)

قبل از انجام پروتکل تمرین در آب، تعادل ایستا و پویای تمام آزمودنی‌ها، به‌ترتیب از طریق آزمون‌های (OLS، TPL & Area) و (FR) اندازه‌گیری و به‌عنوان نمرهٔ پیش‌آزمون آن‌ها ثبت شد. پس از طی دو ماه پروتکل تمرینی، دوباره تعادل ایستا و پویای آزمودنی‌ها با استفاده از آزمون‌های مذکور اندازه‌گیری و به‌عنوان نمرهٔ پس‌آزمون آن‌ها ثبت شد. اطلاعات به‌دست آمده از اندازه‌گیری متغیرهای تحقیق با نرم‌افزار SPSS (version18) و با استفاده از آمار استنباطی تجزیه و تحلیل شد و ویژگی‌های جمعیت‌شناختی نمونه‌ها با استفاده از آمار توصیفی گزارش و برای رسم نمودارها و جدول‌ها از نرم‌افزار EXCEL استفاده شد. برای مقایسهٔ نمرات پیش‌آزمون و پس‌آزمون از آزمون آماری تی زوجی (به‌دلیل طبیعی بودن توزیع داده‌ها از طریق آزمون کلموگروف-اسمیرنوف) در سطح معنی‌داری α=۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌های پژوهش

ویژگی‌های جمعیت‌شناختی نمونه‌های پژوهش از قبیل سن، قد و وزن در جدول ۱ گزارش شده است.

جدول ۱. ویژگی‌های جمعیت‌شناختی نمونه‌های پژوهش (n= ۳۵)

متغیر	میانگین	انحراف معیار	دامنهٔ تغییرات
سن (سال)	۵۳/۷۱	۵/۳۱	۱۵
قد (سانتی‌متر)	۱۵۶/۷۴	۵/۸۲	۲۸
وزن (کیلوگرم)	۷۱/۳۷	۸/۴۸	۴۰

نتایج آزمون آماری تیِ زوجی نشان می‌دهد بین میانگین طول نهایی و ناحیهٔ نوسانات مرکز ثقل در حالت ایستاده روی پای برتر (چشم باز و بسته) قبل و بعد از تمرین در آب (P≤۰/۰۵) (جداول ۲)، بین میانگین زمان ایستادن روی یک پا در حالت ایستاده روی پای برتر (چشم باز و بسته) قبل و بعد از تمرین در آب (P≤۰/۰۵) (جدول ۲) و بین میانگین آزمون دست‌یابی عملکردی دست برتر، قبل و بعد از تمرین در آب (P≤۰/۰۵) (جدول ۲) در نمونه‌های مورد مطالعه تفاوت معنی‌داری وجود دارد.

جدول ۲. نتایج آزمون تی زوجی برای مقایسهٔ میانگین TPL، Area، OLS در حالت ایستاده روی پای برتر (چشم باز و بسته) و میانگین FR روی دست برتر، قبل و بعد از تمرین در آب در نمونه‌های مورد مطالعه (n= ۳۵)

نوع آزمون	Mean±SD (Pre-test)	Mean±SD (Post-test)	Mean difference±SD	P_{value}
TPL چشم باز	۴۱۷/۷۴± ۱۲۵/۷۸	۳۰۰/۲۵ ± ۱۲۵/۳۶	-۱۱۷/۴۸ ± ۸۵/۲۱	۰/۰۰۱
TPL چشم بسته	۳۱۳/۸۹ ± ۱۵۰/۷۲	۲۲۵/۹۶ ± ۹۶/۱۲	-۸۷/۹۳ ± ۹۲/۹۷	۰/۰۰۱
Area چشم باز	۲۲۶/۶۱± ۱۶۱/۷۲	۱۷۲/۰۹ ± ۱۳۶/۲۳	-۵۴/۵۱ ± ۷۴/۲۶	۰/۰۰۱
Area چشم بسته	۷۴۶/۴۲ ± ۱۷۸/۱۰	۳۵۵/۳۲ ± ۱۱۸/۷۴	-۱۲۱/۱ ± ۱۳۱/۵۶	۰/۰۰۱
OLS چشم باز	۳۳/۹۱± ۱۹/۵۳	۴۰/۷۷ ± ۱۶/۴۲	۶/۸۵ ± ۱۴/۶۴	۰/۰۰۹
OLS چشم بسته	۷/۸۸ ± ۵/۵۴	۱۸/۲۲ ± ۷/۷۹	۱۰/۳۴ ± ۷/۰۶	۰/۰۰۱
FR	۲۸/۱۱± ۶/۰۶	۳۲/۲۲±۵/۷۰	۴/۱۱ ± ۳/۶۱	۰/۰۰۱

بحث و نتیجه‌گیری

با توجه به یافته‌های پژوهش، تفاوت معنی‌داری میان میانگین طول نهایی و ناحیهٔ نوسانات مرکز ثقل در حالت ایستا، قبل و بعد از تمرین در هر دو حالت چشم باز و بسته در آب وجود دارد (P≤۰/۰۵). در خصوص تأثیر تمرین در آب بر نوسانات مرکز ثقل، نتیجهٔ این فرضیه با نتایج برخی از تحقیقات قبلی همسو (۱، ۴، ۲۹- ۳۱) همسو و با بخشی از تحقیق لُرد (۱۹۹۳) (۴۴) مغایر بوده است که تفاوت معنی‌داری را در حالت چشم بسته که فوم زیر دوپای نمونه‌ها بوده است گزارش نکرده است.

از دلایل احتمالی همسو بودن با تحقیقات فوق می‌توان گفت با افزایش سن، طول نهایی و ناحیهٔ نوسانات قامتی بیشتر می‌شود؛ به عبارت دیگر فرد بیشتر در معرض خطر برهم خوردن تعادل و افتادن قرار می‌گیرد و فعالیت بدنی (۴۵- ۴۷) و تمرین در آب (۱، ۴، ۴۳، ۲۹- ۳۱) می‌تواند در کاهش طول نهایی و ناحیهٔ نوسانات مرکز ثقل و در کل، بهبود تعادل مؤثر باشد. این تأثیر احتمالاً می‌تواند بدین دلیل باشد که ورزش و فعالیت بدنی باعث افزایش قدرت عضلات و کاهش ضعف، سستی و در نتیجه، بهبود کنترل تعادل می‌شود و از طرفی، تمرین در آب علاوه بر ویژگی‌های فیزیکی باعث حمایت از فرد می‌شود و فرد قادر خواهد بود وضعیت بدنی خود را به‌صورت مستقل حفظ کند. همچنین از آنجا که در محیط آب ترس از افتادن کم می‌شود، عضلات به راحتی وارد عمل شده، داده‌های ورودی به وستیبولار تسهیل می‌شوند؛ در نتیجه تعادل بهبود می‌یابد (۲۶).

به‌منظور به چالش کشاندن حسّ پیکری، آزمونگر در این پژوهش از تمرینات اغتشاشات سطح اتکاء استفاده کرده؛ زیرا راجزر (۴۸) تمرینات تحریک عکس‌العمل حس پیکری را بر کاهش

زمان شروع گام برداشتن مؤثر دانسته است. از طرفی، براساس فرضیهٔ حجازی، افراد با سابقهٔ زمین خوردن بیشتر بر حسّ عمقی پا متکی هستند تا بینایی (۴۹) ؛ زیرا مهم‌ترین سهم دهنده به تعادل در حین ایستادن همین حسّ عمقی است که اطلاعات آن از طریق گیرنده‌های داخل عضلات و تاندون‌ها و بازخورد در مورد وضعیت مفصل، حرکت و لمس به‌دست می‌آید (۵۰)؛ بنابراین آزمونگر با انجام تمرینات و آزمون‌های تعادل ایستا با چشم بسته، سیستم بینایی را حذف کرده تا به تقویت حسّ دهلیزی و پیکری افراد در حفظ تعادل بپردازد. از دیگر دلایل احتمالی کاهش طول نهایی و ناحیهٔ نوسانات قامتی، بیانسی در آب است که داده‌های ورودی به حس پیکری را کم می‌کند و فرد مجبور است به‌منظور حفظ تعادل از حس دهلیزی و بینایی خود کمک بگیرد و به تقویت این دو حس بپردازد؛ در نتیجه هنگام انجام آزمون OLS که خود باعث کاهش سطح اتکاء و چالش حس پیکری می‌شود، فرد می‌تواند عملکرد بهتری داشته باشد و راحت‌تر تعادل خود را حفظ کند. همچنین تلاطم در آب، به‌دلیل حرکت و فعالیت افراد در آن، نیازمند این است که فرد برای جلوگیری از افتادن در آب، بیشتر از سازوکار کنترل پوسچر خود استفاده کند. با توجه به موارد برشمرده، تحقق این نتیجه در این پژوهش دور از ذهن نیست، اما دلیل احتمالی اختلاف نتایج پژوهش حاضر با پژوهش لُرد (۴۳) که در حالت چشم بسته روی فوم، تفاوت معنی‌داری را در بهبود تعادل گزارش نکرد، این است که لُرد بر خلاف پژوهش حاضر، از تمریناتی که سیستم حسّ پیکری و بینایی را به چالش بکشاند مانند تمرینات روی یک پا با چشم بسته در حالی که فرد از دوقلو و تختهٔ شنا در زیر پای خود بهره می‌برد، استفاده نکرده است. به‌علاوه، پژوهش حاضر از فوم در سنجش تعادل استفاده نکرده است.

پژوهش حاضر همچنین نشان می‌دهد بین میانگین زمان ایستادن روی یک پا (OLS) در هر دو حالت چشم باز و بسته، قبل و بعد از تمرین در آب تفاوت معنی‌داری وجود دارد ($P\leq ۰/۰۵$). در خصوص اثر تمرین در آب بر آزمون OLS تحقیقی یافت نشد که علت احتمالی آن، این است که اغلب پژوهش‌های انجام شده در محیط آب به سنجش تعادل افراد سالمند پرداخته‌اند، در حالی که این افراد نمی‌توانند به مدت طولانی روی یک پا بایستند؛ در نتیجه این یافته را می‌توان این گونه تفسیر کرد که طبق گزارش کوی هنگام ایستادن روی یک پا با چشم بسته، بی‌ثباتی از دههٔ ۴۰ آشکار می‌شود که نشان می‌دهد وقتی سیستم حسّ پیکری از طریق OLS به چالش کشیده می‌شود و سیستم بینایی از طریق بستن چشم حذف می‌شود، آزمودنی برای نگهداری ثبات پوسچرال و حل تعارض درک عمقی به کمک سیستم دهلیزی نیاز دارد و اگر سیستم دهلیزی بی‌کفایت باشد، فرد نوسان پوسچرال بیشتری خواهد داشت و حتی ممکن

است سقوط کند (۵۱). از طرفی، یکی از مزایای استفاده از محیط آب برای تمرین، به چالش کشیدن حسّ عمقی است؛ زیرا تمرین در آب به‌دلیل ویژگی بیانسی، باعث کاهش فشارهای مربوط به تحمل وزن در مفاصل و کفِ پای فرد می‌شود (۵۲) ؛ به بیان دیگر، بار عمودی روی مفاصل در آب کاهش می‌یابد و فرد احساس شناوری و سبک‌تر بودن را تجربه می‌کند (۴)؛ در نتیجه مجبور است برای حفظ تعادل خود از حس بینایی و دهلیزی استفاده کند و با بستن چشم‌ها و حذف بینایی به استفادهٔ بیشتر از حس دهلیزی خود و در نتیجه، تقویت آن می‌پردازد. براساس این ویژگی محیط آب و همچنین رعایت اصل اختصاصی بودنِ علم تمرین مبنی بر مشکلات میان‌سالان بر حفظ تعادل روی یک پا، آزمونگر از تمرینات ایستادن روی یک پا استفاده کرد و تحقق این نتیجه در پژوهش ، دور از ذهن نمی‌باشد.

از طرفی، طبق یافته‌های پژوهش میان میانگین آزمون دست‌یابی عملکردی، قبل و بعد از تمرین در آب تفاوت معنی‌داری وجود دارد ($P\leq ۰/۰۵$)، که در خصوص تأثیر تمرین در آب بر آزمون FR، نتیجهٔ این فرضیه با نتایج پژوهش‌های هارا (۲۰۰۷)، سایمونز (۱۹۹۶) و علیرضایی (۱۳۸۷) همسو است. در تفسیر اثر تمرین در آب بر بهبود آزمون دست‌یابی عملکردی می‌توان گفت، از آنجا که تعادل پویا به معنی حرکت فعال مرکز فشار در محدودهٔ سطح اتکاء یا انجام تکلیفی عملکردی بدون درگیر شدن بخشی از سطح اتکاء و ثبات آن حین عمل دست‌یابی است (۴۲) ، استفاده از تمرینات در آب در بهبود فعالیت پویا و تحقق اهداف آن مؤثر است؛ زیرا فعالیت در آب به فرد اجازه می‌دهد تا دامنهٔ وسیعی از حرکات پویا را بدون افزایش خطر افتادن یا آسیب انجام دهد؛ به عبارت دیگر، محیط آب به فرد کمک می‌کند که اشتباه کند، از آن بازخورد بگیرد و حرکت را بدون ترس از آسیب اصلاح کند (۳). از طرفی، محیط گرم آب استخر نیز باعث افزایش جریان خون، به‌ویژه در مفاصل درگیر و نیز ریلکس کردن عضلات و کاهش موقت درد می‌شود (۲۹). در مجموع، تمرین در آب سرعت سقوط را کاهش داده، به فرد زمان بیشتری برای تشخیص مشکلات قامتیِ حین حرکات پویا می‌دهد که در نهایت، به سقوط منجر می‌شود (۳). همچنین، استفاده از تمرینات مشابه FR در پروتکل تمرینی پژوهش و افزایش اعتماد به نفس و کاهش ترس از زمین خوردن به دلیل فعالیت در محیط آب احتمالاً در بهبود نتیجهٔ آزمون FR مؤثر بوده‌اند.

با توجه به یافته‌های پژوهش، بین میانگین طول نهایی و ناحیهٔ نوسانات مرکز ثقل در حالت ایستا، بین میانگین زمان ایستادن روی یک پا در هر دو حالت چشم باز و بسته و بین میانگین آزمون دست‌یابی عملکردی، قبل و بعد از تمرین در آب اختلاف معنی‌داری وجود دارد. از طرفی، با حمایت پیشینهٔ پژوهش مشابه از این یافته‌ها می‌توان نتیجه گرفت که احتمالاً تمرین

در آب باعث کاهش طول و ناحیهٔ نوسانات قامتی، افزایش توانایی ایستادن فرد بر سطح اتکای کوچک‌تر و بهبود تعادل پویا می‌شود؛ در نتیجه پیشنهاد می‌شود از تمرین در آب برای حفظ و بازیابی تعادل میان‌سالان مشابه با شرایط تحقیق حاضر و همچنین حفظ و بازیابی تعادل میان‌سالان که خطرات کمتری دارد استفاده شود. همچنین از این تمرینات می‌توان برای به چالش کشاندن حسّ پیکری در تمرینات و نیز پیشرفت تعادل پویا در میان‌سالان استفاده کرد.

منابع:

۱. علیرضایی، ف. (۱۳۸۷). تأثیر یک دوره تمرین در آب بر تعادل ایستا و پویای زنان سالمند. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه تربیت معلم تهران.

2. Spiriduso, W. (1995). Physical dimention of aging. Champaign: Human Kinetics.

3. Simmons, V., Hansen, P. (1996). Effectiveness of water exercises on postural mobility in the well elderly: an experimental study on balance enhancement. J Gerontol, 51A(5):223-238.

4. Kaneda, K., Sato, D., Wakabayashi, H., Hanai, A., Nomura, T. (2008). A comparison of the effects of different water exercise programs on balance ability in elderly people. J Aging and Physical Activity,16:381-392.

5. Wells, J., Seabrook, J., Stolee, P., Borrie, M., Knoefel, F. (2003). State of the art in Geriatric rehabilitation. Arch phys Med Rehabil, 84:89-97.

۶. سرحدی، م.، ابوطالبی، ش.، حسینی، س. (۱۳۸۷). بررسی تأثیر نوع سطح اتکاء و نوع موضع توجه بر تعادل مردان سالمند با سابقهٔ افتادن. مجلهٔ سالمندی ایران، ۳(۹-۱۰):۳۴-۴۳.

۷. سایت مرکز آمار ایران. www.sci.org.ir.

8. Resende , S.M., Rassi, C.M., Viana, F.P. (2008). Effects of hydrotherapy in balance and prevention of falls among elderly women. Revista Brasileira De Fisioterapia, 12(1):57-63.

۹. مرکز تحقیقات سالمندی، سایت اینترنتی سالمند. www.iranianaging.com.

10. Province, M., Hadley, E., Hornbrook, M., Lipsitz, L., Miller, J., Mulrow, C., et al. (1995). The effects of exercise on falls in elderly patients. A preplanned meta-analysis of the FICSIT Trials. J Am Med Assoc, 273(17):1341-1347

11. Bonnefoy, M., Cornu, C., Normand, S., Boutitie, F., Bugnard, F., Rahmani, A., et al. (2003). The effects of exercise and protein-energy supplements on body

composition and muscle function in frail elderly individuals :A long-term controlled randomized study. Br J Nutr, 89(5):731-739.

12. Rockwood, K., Howlett, S., MacKnight, C., Beattie, B., Bergman, H., Hebert, R. et al. (2004). Prevalence, attributes, and outcomes of fitness and frailty in communitydwelling older adults: report from the Canadian study of health and aging. J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 59(12):1310-1317.

13. Hue, O., Seynnes, O., Ledrole, D., Colson, S., Bernard, P. (2004). Effects of physical activity program on postural stability in older people. Aging Clin Exp Res, 16(5):356-362.

14. Melzer, I., Benjuya, N., Kaplanski, J. (2005). Effect of physical training on postural control of elderly. Harefuah, 144(12):839-844.

15. Sihvonen, S., Sipilä, S., Era, P. (2004). Changes in postural balance in frail elderly women during a 4-week visual feedback training: a randomized controlled trial. Gerontology, 50(2):87-95.

16. Nelson, M., Layne, J., Bernstein, M., Nuernberger, A., Castaneda, C., Kaliton, D. (2004). The effects of multidimensional home-based exercise on functional performance in elderly people. J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 59:154-160.

17. Barnett, A., Smith, B., Lord, S., Williams, M., Baumand, A. (2003). Community base group exercise improves balance and reduces falls in at-risk older people: a randomized controlled. Age and Ageing, 32:407-414.

18. Gillespie, L., Gillespie, W., Robertson, M., Lamb, S., Cumming, R., Rowe, B. (2001). Interventions for preventing falls in elderly people. Cochrane Database Syst Rev, 3.

19. Li, F., Harmer, P., Fisher, K., McAuley, E., Chaumeton, N., Eckstrom, E., et al. (2005). Tai Chi and fall reductions in older adults: A randomize controlled trial. J Gerontol A Biol Sci Med Sci, (2):187-194.

20. Lord, S., Castell, S., Corcoran, J., Dayhew, J., Matters, B., Williams, S. (2003). The effect of group exercise on physical functioning and falls in frail older people living in retirement villages: a randomized, controlled trial. J Am Geriatr Soc, 51:1685-1692

21. Means, K., Rodell, D.,, O'Sullivan P. (2005). Balance, mobility, and falls among community-dwelling elderly persons: effects of a rehabilitation exercise program. Am J Phys Med Rehabil, 84:238-250.

22. Wolf, S., Barnhart, H., Kutner, N., McNeely, E., Coogler, C., Xu, T. (1996). Reducing frailty and falls in older persons: an investigation of Tai Chi and computerized balance training. J Am Geriatr Soc, 44:489-497.

23. McMurdo, M., Miller, A., Daly, F. (2000). A randomized controlled trial of fall prevention strategies in old people's homes. Gerontology, 46:83-87.

24. Reinsch, S., MacRae, P., Lachenbruch, P., Tobis, J. (1992). Attempts to prevent falls and injury: a prospective community study. Gerontologist, 46:83–87.

25. Wolf, S., Sattin, R., Kutner, M., O'Grady, M., Greenspan, A., Gregor, R. (2003). Intense Tai Chi exercise training and fall occurrences in older, transitionally frail adults: a randomized, controlled trial. J Am Geriatr Soc, 51:1693-1701.

26. Ruoti, R., Morris, D., Cole, A. (1997). Aquatic Rehabilitation. Philadelphia. Pa: Lippincott.

27. Devereux, K., Robertson, D., Briffa K. (2005). Effects of a water-based program on women 65 years and over: A randomized controlled trial. Australian Journal of Physiotherapy, 51:102-108.

28. Lepore, M., Gayle, G., Stevens, J. (1998). Adapted Aquatics programming. Champaign: Human Kinetics.

29. Suomi, R., Koceja, D. (2000). Postural sway characteristics in women with lower extremity arthritis before and after an aquatic exercise intervention. Arch Phys Med Rehabil, 81:780 -784.

30. Tamotsu, K., Takaori, K. (2009). A Study on the Contribution of Water Exercise to the Balance Function in Elderly Subjects. Natural Science and Applied Science, 57(2):25-32.

31. Hara, T., Yoshikawa, T., Nakao, H., Wang, L., Suzuki, T., Fujimoto, S. (2007). The effects of aqua exercise on balance function in middle-aged women. Jpn J Phys Fitness Sports Med, 6:357-364.

32. Waneen, W., Karen, L., Priscilla, G. (2004). Physical Dimensions of Aging. Champaign: Human Kinetics.

۳۳. میرزایی، م.، قهفرخی، ش. (۱۳۸۶). جمعیت‌شناسی سالمندان در ایران بر اساس سرشماری‌های ۱۳۸۵-۱۳۳۵. مجلهٔ سالمندی ایران، ۲(۵):۳۲۶.

34. Melzer, I., Elbar, O., Tsedek, I., Oddsson, L. (2008). A water- based training

program that includes perturbation to improve stepping responses in older adults: study protocol for a randomized controlled cross-over trail. BMC Geriatrics, 8(19).

35. Franchignoni, F., Tesio, L., Martino, M., Ricupero, C. (1998). Reliability of four simple, quantitative tests of balance and mobility in healthy elderly females. Aging (Milano),10(1):26-31.

36. Giorgetti, M., Harris, B., Jette, A. (1998). Reliability of clinical balance outcome measures in the elderly. Physiother Res Int, 3(4):274-283.

37. Borzsei, V., Berkes, I. Foot pressure- Distribution at ballet dancers. National Institute of Sports Medicine.

38. Hovath, M. (2005). Biomechanical characteristics of gait and postural stability of patients with hemiparesis. Budapest Semmelweis university.

39. Zebris. (2009). Measuring System for Gait and Stance Analysis FDM. Specifications and Operating Instructions.

40. Jonsson, E. (2006). Effects of healthy aging on balance. Stockholm: karolinska institute.

41. Duncan, P., Studenski, S., Chandler, J., Prescott, B. (1990). Functional reach: predictive validity in a sample of elderly male. Gerontol, 47(3):93-98.

42. Duncan, P., Weine, D., Chandler, J., Studenski, S. (1990). Functional reach: a new clinical measure of balance. Gerontol, 45(6):192-197.

۴۳.معلم، ه. (۱۳۸۸). بررسی نقش قدرت عضلات اکستنسور زانو و پلانتار فلکسور مچ پا درتعادل ایستا و پویا در زنان غیرورزشکار. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه تهران.

44. Lord, S., Mitchell, D., Williams, P. (1993). Effect of water exercise on balance and related factors in older people. Australian Journal of Physiotherapy, 39(3):217-222.

45. Judge, J., Underwood, M., Winsemiuse, D., Lindsey, C. (1993). Balance improvement in older women: effect of exercise training. Phys Ther, 73:274-275.

۴۶.خالدان، ا. (۱۳۷۹). اثر تمرینات ورزشی بر روی قابلیت‌های فیزیوبوژیکی و کارکردی افراد سالم در طول عمر. حرکت، ۵:۸۷-۱۰۷.

۴۷.گرشاسبی، ع. (۱۳۷۹). مقایسهٔ تعادل سالمندان مرد فعال و غیر فعال. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه شهید بهشتی.

48. Rogers, M., Johnson, M., Martinez, K., Mille, M., Hedman, L. (2003). Step training improves the speed of voluntary step initiation in aging. J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 58(1):46-51.

۴۹.حجازی، م. (۱۳۷۷). بررسی علل زمین خوردگی در افراد سالمند. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه توان‌بخشی و علوم بهزیستی شهید بهشتی.

50. Fitzpatrick, R., McCloskey, D. (1994). Proprioceptive, Visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans. J Physiol, 478:173-186.

51. Choy, N., Brauer, S., Nitz, J. (2003). Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. J Gerontol A Biol Sci Med Sci, 8(6):525-530.

۵۲.بیتس، آ.، هانسون، ن. «حرکت درمانی در آب». اصفهان: جهاد دانشگاهی دانشگاه اصفهان.

مطالعات طب ورزشی شماره ۹، بهار و تابستان ۱۳۹۰، صص ۹۸-۸۷

تأثیر تمرینات اسکات روی یک پا بر تعادل پویا، قدرت و توان اندام تحتانی ورزشکاران نخبه

محمد هیمن حاجبی[۱]، یحیی سخنگویی[۲]، سعید صادقی بروجردی[۳]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۹/۲۸ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۹/۲۰

چکیده

هدف از این پژوهش، بررسی تأثیر تمرینات اسکات روی یک پا بر تعادل پویا، قدرت و توان اندام تحتانی ورزشکاران نخبه بوده است. روش تحقیق نیمه‌تجربی بود و ۲۴ نفر ورزشکار، داوطلبانه در آن شرکت کردند که به‌صورت تصادفی به دو گروه کنترل و تجربی تقسیم شدند. قبل و بعد از اعمال برنامهٔ تمرینی اسکات روی یک پا، تعادل پویا، قدرت و توان اندام تحتانی آزمودنی‌ها با استفاده از آزمون‌های تعادل ستاره (SEBT)، یک تکرار حداکثر(1RM) پرس پا و پرش عمودی اندازه‌گیری شد. گروه تجربی، تمرینات اسکات روی یک پا را در شش هفته و هر هفته سه روز، به‌مدت ۳۰ تا ۴۵ دقیقه انجام دادند، در حالی‌که گروه کنترل به تمرینات معمول خود پرداختند. برای تحلیل داده‌ها از روش‌های آماری t وابسته و مستقل استفاده شد. نتایج نشان داد که تمرینات اسکات روی یک پا، تأثیر معنی‌داری در تعادل پویا، قدرت و توان اندام تحتانی گروه تجربی ورزشکاران نخبه دارد، در حالی‌که در گروه کنترل تفاوت، معنی‌داری یافت نشد. با توجه به یافته‌های تحقیق و آثار مثبت این روش تمرینی در بهبود تعادل پویا، قدرت و توان اندام تحتانی ورزشکاران نخبه، به مربیان و ورزشکاران پیشنهاد می‌شود که علاوه بر تمرینات اختصاصی، برای بهبود عملکردهای جسمانی و اجراها و در نهایت رسیدن به نتایج بهتر، این پروتکل تمرینی را به کار گیرند.

کلیدواژه‌های فارسی: تمرینات اسکات روی یک پا، تعادل پویا، قدرت، توان.

۱.کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی (نویسندهٔ مسئول)
Emai: himanhajebi@yahoo.com
۲. استادیار گروه فیزیوتراپی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی Email: yahya0102@yahoo.com
۳. دانشیار گروه تربیت بدنی دانشگاه کردستان Email:sborujerdi@uok.ac.ir

مقدمه

حضور موفق هر کشوری در صحنه‌های بین‌المللی، نشان از رشد اقتصادی، سیاسی، فرهنگی و علمی آن دارد. یکی از صحنه‌های مهم بین‌المللی، مسابقات ورزشی جهانی و المپیک است. امروزه، همهٔ کشورها برای کسب مدال‌های طلا، نقره و برنز رقابت‌های جهانی و المپیک، برنامه‌ریزی‌های زیربنایی چشمگیری دارند.(۱)

تعادل پویا، قدرت و توان اندام تحتانی سه متغیر مهم در اجرای مهارت‌های ورزشی در بیشتر رشته‌هاست (۳،۲). عوامل یاد شده علاوه بر جلوگیری از آسیب‌دیدگی در حین اجرای مهارت‌های ورزشی، موجب افزایش احتمال موفقیت هنگام اجرای فنون ورزشی می‌شود.

تعریف تعادل پویا چنین است: حفظ مرکز ثقل بدن در محدودهٔ سطح اتکا یا حرکت مرکز فشار هنگام اجرای یک مهارت، زمانی که قسمتی از سطح اتکا در اجرای آن مهارت درگیر نباشد (۴). تعادل پویا جزء جدانشدنی فعالیت‌های روزمره و مهارت‌های انتقال وزن و عامل مهمی در عملکرد ورزشی ورزشکاران است؛ تا آنجا که گامبتا و گری (۲۰۰۰) تعادل را مهم‌ترین عامل در توانایی اجرای ورزشی معرفی می کنند(۵).

قدرت عبارت است از توانایی بدن یا قسمتی از بدن برای اعمال نیرو یا بنا بر برخی تعاریف دیگر، عبارت است از قابلیت به‌کارگیری نیروی یک عضله یا گروهی از عضلات، برای یک بار و با حداکثر کوشش در قبال یک مقاومت. برخی از محققان تربیت بدنی، قدرت را مهم‌ترین عامل در مهارتهای ورزشی می‌دانند، زیرا قدرت، توانایی انقباض عضلانی است که سبب می‌شود حرکتی متوقف شود یا به‌وجود آید(۳). بلومفیلد(۱۹۹۲) معتقد است قدرت در بسیاری از ورزش‌ها نقش اصلی را دارد(۳).

سومین عامل توان است که اهمیت آن در اکثر ورزش‌ها به اثبات رسیده است. توان عبارت است از قابلیت فرد در به‌کارگیری حداکثر قدرت، در کوتاه‌ترین زمان ممکن یا به‌عبارت ساده‌تر، قابلیت به‌کارگیری قدرت در سرعت(۳). در واقع توان به‌معنی پرتاب بدن یا شیء در فضاست (اجرای کار در قبال زمان). عامل توان در فعالیت‌های پریدنی (پرتاب بدن)، پرتاب و فشار دادن (پرتاب اجسام) بسیار اساسی است. توان همچنین عاملی بنیادی در اعمال بیشترین ضربات با بیشترین سرعت است(۶).

برای بهبود این عوامل برنامه‌های مختلفی طراحی شده است. برنامهٔ تمرینی در نظر گرفته شده در این پژوهش تمریناتی است بر پایهٔ اسکات روی یک پا ،که جزو تمرینات قدرتی است و به‌صورت زنجیرهٔ بسته اجرا می‌شود(۷). در تمرینات قدرتی، اسکات بیشتر بر عضلات ران و

سرینی تمرکز دارد و نیز استخوان‌ها، لیگامنت‌ها و تاندون‌ها را در سرتاسر اندام تحتانی بدن تقویت می‌کند. اسکات، ورزشی حیاتی برای افزایش قدرت و حجم پاها و عضلات سرینی به‌شمار می‌رود. گرچه اسکات از دیرباز، از عناصر اساسی تمرینات با وزنه بوده است، در سال‌های اخیر، در رشته‌های مختلف به موضوع بحث تبدیل شده است (۸). یکی از انواع مختلف آن، اسکات روی یک پا است. این حرکت با ایستادن روی یک پا شروع می‌شود و به تعادل زیادی برای اجرا نیاز دارد. فرد از زانوی پای ثابت خم می‌شود، تا حد امکان پایین می‌آید و سپس به وضعیت ایستاده باز می‌گردد. برای حفظ تعادل، دست‌ها و پای غیرثابت را بالا می‌آورند و در جلو بدن قرار می‌دهند. حرکت اسکات روی یک پا از بهترین تمرینات قدرتی برای پاهاست (۹).

بسیاری از محققان، آثار مثبت تمرینات مقاومتی را بر بهبود عملکردهای ورزشی گزارش کرده اند. بودرئو و همکاران (۲۰۰۹) پیشنهاد کردند، هنگامی‌که هدف تقویت عضلات ران در برنامه‌های مقاومتی اندام تحتانی است، از تمرینات اسکات یک پا استفاده شود(۱۰). یامازاکی و همکاران (۲۰۱۰)، اسکات یک پا را حرکتی ایمن برای تمرین اندام تحتانی معرفی کرده‌اند. آنها بر این عقیده‌اند که با استفاده از تمرینات اسکات یک پای نیمه تمایل به کاهش مجدد آسیب لیگامنت متقاطع قدامی (ACL) در زنان مبتلا به این آسیب وجود دارد(۱۱). آنتونی و همکاران (۲۰۰۲)، تأثیرات مثبت اسکات یک پا را در برنامه‌های توانبخشی بعد از بازسازی لیگامنت متقاطع قدام(۱۲) و دمیرچی وهاشمی در سال ۱۳۸۲، تأثیرات مثبت تمرینات قدرتی را بر توان انفجاری پا تأیید کردند(۱۳).

در ورزش‌های مبارزه‌ای، اغلب، تقابل یک گشتاور در برابر گشتاورهای دیگر صورت می‌گیرد. برای پیچاندن حریف در حول محورهای تشکیل‌شده با پاها، ران‌ها، پشت و شانه‌های ورزشکار، از فشار و هل دادن، کشیدن و بلند کردن استفاده می‌شود. دروهای پا، برای برهم زدن سطح اتکای حریف، روش رایجی به‌حساب می‌آید(۱۴). از این‌رو تعادل داشتن حین مبارزه و برخورداری از قدرت و توان اندام تحتانی برای جلوگیری از افتادن و نیز زدن ضربات و اجرای فنون و در نهایت کسب امتیاز، بسیار مهم و ضروری است.

با مروری بر تحقیقات داخلی و خارجی، به‌نظر می‌آید که پژوهشگران، پیش از این کمتر به این موضوع توجه داشته‌اند. تحقیقات گذشته بیشتر شامل تمرینات مقاومتی روی دو پا بوده و در مورد اسکات روی یک پا و نیز در مورد تمرینات اسکات یک پا و تأثیر آن بر متغیرهای مؤثر در ورزش کمتر پژوهش شده است. با توجه به اهمیت عوامل مهمی مثل تعادل، قدرت و توان اندام تحتانی در ورزشکاران و نبود تحقیقی در زمینهٔ تأثیر تمرینات اسکات یک پا بر عوامل یادشده،

در این پژوهش سعی شده است به این موضوع پرداخته شود. امید است با توجه به نتایج تحقیق حاضر، بتوان تمرینات اسکات روی یک پا را به عنوان روش تمرینی مفیدی برای عملکردهای ورزشی در کنار دیگر روش‌های تمرینی توصیه کرد.

روش پژوهش

این تحقیق از نوع نیمه تجربی بود و در آن تأثیر تمرینات اسکات روی یک پا بر تعادل پویا، قدرت و توان اندام تحتانی از راه اجرای پیش‌آزمون-پس‌آزمون اندازه‌گیری شد. ۲۴ ورزشکار در ردهٔ سنی ۲۱-۱۷ سال از رشته‌های کاراته (۸ نفر)، کونگ‌فو (۷ نفر)، تکواندو (۵ نفر) و کشتی (۴ نفر)، داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند و به‌طور تصادفی در دو گروه کنترل (سن: ۱/۷۲±۱۷/۶۱ سال، قد: ۳/۰۲±۱۷۳/۲۵ سانتی‌متر و وزن: ۷/۱۷±۶۵/۰۷ کیلوگرم) و گروه تجربی (سن: ۲/۰۳ ±۱۷/۲۶ سال، قد:۴/۲±۱۷۵/۳ سانتی‌متر و وزن: ۵/۶±۶۱/۳۱ کیلوگرم) قرار گرفتند. شاخص‌های ورود افراد به تحقیق، شامل گذشت دو سال از شروع تمرینات ورزشی، داشتن مقام قهرمانی در مسابقات آموزشگاهی، شهرستانی و استانی، قرار داشتن در دامنهٔ وزنی ۵۵ تا ۶۵ کیلوگرم و نداشتن آسیب قبلی در اندام تحتانی بود.

روش اجرای آزمون

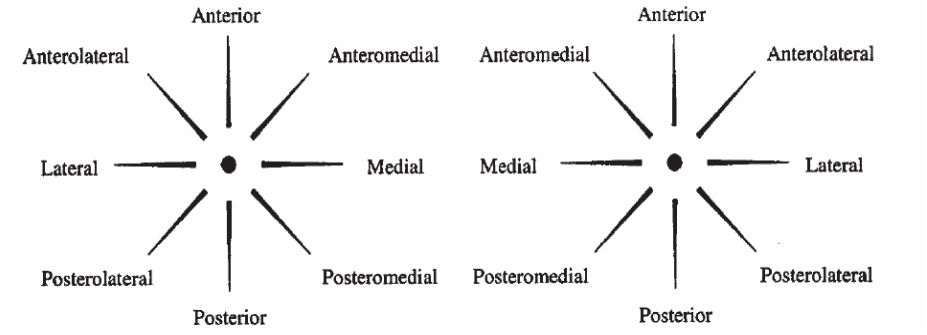
در این تحقیق، از آزمون پرس پا برای ارزیابی و اندازه‌گیری قدرت استفاده شد. آزمودنی ابتدا با حرکات کششی و وزنه‌های سبک خود را گرم می‌کرد و سپس حرکت پرس پا با استفاده از دستگاه پرس پا را انجام می‌داد. بین هر حرکت (با وزنهٔ جدید) آزمودنی، دست کم دو دقیقه استراحت می‌کرد. وزنه‌ها به صورت تدریجی افزایش می‌یافت. آزمایش وزنه‌های بیشتر تا حدی ادامه می‌یافت که آزمودنی دیگر قادر به بلندکردن وزنهٔ سنگین‌تر نباشد. آخرین وزنه‌ای که آزمودنی با موفقیت پرس می‌کرد، رکورد حداکثر (1RM) محسوب می‌شد. در نهایت برای به‌دست آوردن قدرت نسبی، رکورد اجرای یک تکرار حداکثر (1RM) بر وزن آزمودنی تقسیم می‌شد(۳).

آزمون پرش عمودی نمونه‌ای از آزمون‌های توان اندام تحتانی است که در این تحقیق به این منظور به‌کار گرفته شد. در این آزمون، آزمودنی به پهلو کنار دیوار قرار می‌گرفت (بدون کفش). یک دست را کنار بدن و دست دیگر را به‌صورت کشیده و راحت بالای سر قرار می‌داد و درحالی‌که انگشتان به پودر گچ آغشته شده بود، بر روی صفحهٔ مدرج علامت می‌گذاشت. سپس بدون استفاده از دوران کتف‌ها، درجا، پرش می‌کرد و در بالاترین نقطهٔ ممکن، بار دیگر با

انگشتان آغشته به گچ بر روی تختهٔ مدرج علامت می‌گذاشت. این کار باید سه بار انجام می‌گرفت. تفاوت دو عدد به‌دست آمده از حالت ایستاده و پرش، امتیاز آزمودنی است که بهترین امتیاز به‌دست‌آمده به‌عنوان اندازهٔ پرش ثبت می‌شد(۳).

از آزمون ستاره برای ارزیابی تعادل پویای آزمودنی‌ها استفاده شد. در این آزمون ۸ جهت که به‌صورت ستاره بر روی زمین رسم می‌شدند، با زاویهٔ ۴۵ درجه نسبت به یکدیگر قرار می‌گیرند. به‌منظور اجرای این آزمون و نیز نرمال کردن اطلاعات، طول واقعی پا یعنی از خار خاصرهٔ قدامی فوقانی تا قوزک داخلی، اندازه‌گیری می‌شود(۱۶،۱۵).

پس از توضیحات لازم آزمونگر در خصوص نحوهٔ اجرای آزمون، هر آزمودنی شش بار این آزمون را تمرین می‌کرد تا روش اجرای آن را فراگیرد. در ضمن قبل از شروع آزمون، پای برتر آزمودنی‌ها تعیین می‌شد تا در صورت برتری پای راست، آزمون در خلاف جهت عقربه‌های ساعت و در صورت برتری پای چپ، آزمون در جهت عقربه‌های ساعت انجام گیرد (شکل ۱)(۱۶).



ایستادن روی پای چپ ایستادن روی پای راست

شکل۱. نمای کلی SEBT

آزمودنی در مرکز ستاره می‌ایستاد، بر روی پای برتر(تک پا) قرار می‌گرفت و با پای دیگر در جهتی که آزمونگر به‌صورت تصادفی تعیین می‌کرد، تا آنجا که خطا نکند (عدم حرکت پای اتکا از مرکز ستاره، یعنی حفظ سطح اتکا حین دستیابی، روی پای غیر برتر که عمل دستیابی انجام می‌دهد هنگام تماس بخش دیستال آن با زمین تکیه نکند، یا شخص نیفتد، و به عبارتی شخص بتواند تعادل خود را حفظ کند) عمل دستیابی را انجام می‌داد و به حالت طبیعی روی دوپا برمی‌گشت.

فاصلهٔ محل پای آزاد تا مرکز ستاره ، فاصلهٔ دستیابی است. هر آزمودنی حرکت در هر یک از

جهت‌ها را سه بار انجام می‌داد و در نهایت میانگین آنها محاسبه و بر اندازهٔ طول پا (برحسب سانتی‌متر) تقسیم و سپس درعدد ۱۰۰ضرب می‌شد تا فاصلهٔ دستیابی برحسب درصدی از اندازهٔ طول پا به‌دست آید(۱۶).

محقق به‌منظور اعمال برنامهٔ تمرینی اسکات روی یک پا، پروتکلی را طراحی کرد که در آن ابتدا از حرکات کمکی برای آمادگی به‌منظور اجرای اسکات یک پا استفاده و سپس حرکت اسکات یک پا گنجانده شد. این پروتکل تمرینی، شامل اسکات با وزن بدن، حرکت لانچ بدون وزنه، انواع اسکات یک پای کمکی و اسکات روی یک پا بود. آزمودنی‌های گروه تجربی در شش هفته و هر هفته سه روز به‌مدت ۳۰ تا ۴۵ دقیقه بر روی هر دو پا و به‌صورت تناوبی انجام دادند. این تمرینات را در این مدت گروه کنترل به اجرای تمرینات عمومی خود می‌پرداختند. تمرینات گروه کنترل شامل گرم کردن عمومی، تمرینات آمادگی جسمانی اختصاصی معمول که از قبل انجام می‌دادند، مرور فنون و مبارزه و در نهایت سرد کردن بود که زیر نظر مربیان انجام می‌گرفت. قبل از شروع تمرینات از آزمودنی‌های هر دو گروه پیش‌آزمون SEBT، پرس پا و پرش عمودی به‌عمل آمد. در روز بعد از آزمودنی‌های گروه تجربی خواسته شد که با استفاده از لباس‌های ورزشی راحت، تمرینات اسکات را انجام دهند. بعد از پایان دورهٔ تمرینات، از دو گروه کنترل و تجربی، پس‌آزمون SEBT، پرس پا و پرش عمودی به‌عمل آمد. برای مقایسهٔ نتایج قبل و بعد از تمرینات اسکات روی یک پا از آزمون‌های t مستقل و t نمونه‌های زوج استفاده شد. آزمون‌ها دوسویه بودند، زیرا نمی‌دانستیم که تغییرات پروتکل تمرینی سبب افزایش متغیرهای تحقیق می‌شود یا خیر.

نتایج

ویژگی‌های فردی ورزشکاران گروه‌های کنترل و تجربی در جدول ۱ آورده شده است.

جدول۱. میانگین (انحراف معیار) ویژگی‌های فردی ورزشکاران گروه‌های کنترل و تجربی

متغیر	کنترل	تجربی
سن (سال)	۱۷/۶۱(۱/۷۲)	۱۷/۲۶(۲/۰۳)
قد (سانتی‌متر)	۱۷۳/۲۵(۳/۰۲)	۱۷۵/۳(۴/۲)
وزن (کیلوگرم)	۶۵/۰۷(۷/۱۷)	۶۱/۳۱(۵/۶)

همان‌گونه که درجدول۲ دیده می‌شود، در پیش‌آزمون، میان نمره‌های تعادل پویا در دو گروه کنترل و تجربی تفاوت معنی‌داری وجود ندارد، ولی در پس آزمون، نمره‌های تعادل پویای گروه تجربی به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه کنترل است. بررسی نتایج پیش‌آزمون و پس‌آزمون

گروه کنترل نشان می‌دهد که در دورهٔ اجرای تمرینات اسکات یک پا، تغییر معنی‌داری در تعادل پویای این گروه به‌وجود نیامده است (p=۰/۳۸۴). همین مقایسه در گروه تجربی نشان‌دهندهٔ افزایش معنادار تعادل پویاست.

همانگونه که در جدول۲ نشان داده شده است، در پیش‌آزمون، نمره‌های قدرت نسبی اندام تحتانی دو گروه کنترل و تجربی تفاوت معنی‌داری ندارند، ولی در پس‌آزمون، نمره‌های قدرت گروه تجربی به‌طور معنی‌داری (p=۰/۰۲۵) بیشتر از گروه کنترل است. بررسی نتایج پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه کنترل حاکی از آن است که در دورهٔ اجرای تمرینات اسکات روی یک پا، تغییر معنی‌داری در قدرت اندام تحتانی این گروه پدید نیامده است(p=۰/۳۴۷). همین مقایسه در گروه تجربی، نشان‌دهندهٔ افزایش معنادار در قدرت اندام تحتانی است

در اینجا نیز بر اساس یافته‌های جدول۲، در پیش‌آزمون، میان نمره‌های توان اندام تحتانی در دو گروه کنترل و تجربی تفاوت معنی‌داری وجود ندارد، ولی در پس‌آزمون، نمره‌های توان اندام تحتانی گروه تجربی به‌طور معناداری(p=۰/۰۱۱) بیشتر از گروه کنترل است. بررسی نتایج پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه کنترل نشان می‌دهد که در دورهٔ اجرای تمرینات اسکات روی یک پا، تغییر معنی‌داری در توان اندام تحتانی این گروه به‌وجود نیامده است(p=۰/۷۸۹). همین مقایسه در گروه تجربی نشان‌دهنده افزایش معنادار در توان اندام تحتانی است.

جدول۲.نتایج بررسی پیش‌آزمون و پس‌آزمون تعادل پویا، قدرت و توان اندام تحتانی گروه‌های کنترل و تجربی (سانتی‌متر، کیلوگرم قدرت/کیلوگرم وزن،سانتی‌متر)

	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	t مشاهده شده (وابسته)	سطح معنی‌داری
تعادل پویای گروه کنترل	۱۴۴/۵۵±۱۳/۵۰	۱۴۹/۲۵±۱۷/۵۷	-۰/۹۰۷	۰/۳۸۴
قدرت گروه کنترل	۱/۶۸±۰/۴۹	۱/۶۰±۰/۴۹	-۰/۹۸۲	۰/۳۴۷
توان گروه کنترل	۳۶/۷۵±۴/۹۷	۳۷/۱۶±۴/۳۲	-۰/۲۷۴	۰/۷۸۹
تعادل پویای گروه تجربی	۱۴۴/۱۵±۱۶/۹۶	۱۷۸/۹۹±۱۳/۲۱	-۱۲/۸۵	۰/۰۰۱
قدرت گروه تجربی	۱/۵۸±۰/۳۹	۲/۰۳±۰/۳۷	-۷/۹۴۲	۰/۰۰۱
توان گروه تجربی	۳۸/۱۶±۶/۷۱	۴۳/۲۵±۶/۲۱	-۷/۳۶۳	۰/۰۰۱

بحث

هدف از این پژوهش، بررسی تأثیر تمرینات اسکات روی یک پا بر تعادل پویا، قدرت و توان اندام تحتانی ورزشکاران نخبه بود. براساس نتایج تحقیق، بین تعادل پویا، قدرت و توان اندام تحتانی ورزشکاران گروه تجربی پس از شرکت در تمرینات اسکات روی یک پا و ورزشکاران

گروه کنترل اختلاف معنی‌داری وجود دارد. نتایج پژوهش حاضر با نتایج پژوهش‌های چلی و همکاران(۲۰۰۹) و ونگ و همکاران (۲۰۱۰) که تمرینات مقاومتی را برای بهبود عملکردهای ورزشی گزارش کردند(۱۷)، و نیز، با نتایج تحقیق استاپ و همکاران (۲۰۰۶) و تول و همکاران (۲۰۰۰)، که تمرینات مقاومتی را در بهبود تعادل مؤثر دانستند همسویی دارد(۱۸)؛ اما با نتایج پژوهش‌های نرل و همکاران (۲۰۰۹) و چاد و همکاران (۲۰۱۰) که اجرای تمرینات مقاومتی را به‌تنهایی در بهبود تعادل و توان اندام تحتانی مؤثر ندانستند متناقض است(۱۹و۲۰). در اکثر تحقیقات گذشته، تمرینات مقاومتی اجرا شده، بیشتر تمریناتی بر پایهٔ زنجیرهٔ حرکتی بستهٔ دو پا بوده است، ولی در این پژوهش، تمرینات مقاومتی اسکات روی یک پا به‌عنوان پروتکل تمرینی انتخاب شد که جزو تمرینات مقاومتی زنجیرهٔ حرکتی بسته است که روی یک پا انجام می‌گیرد و به‌همین دلیل علاوه بر افزایش قدرت و توان اندام تحتانی، به تعادل ویژه‌ای نیاز دارد. این نیاز به تعادل در اجرای تمرینات، ممکن است بر بهبود تعادل ورزشکاران شرکت‌کننده در این پژوهش اثرگذار بوده باشد. اجرای تمرینات بر روی یک پا و نیاز به تعادل در حین اجرای تمرینات، وجه تمایز تمرینات اسکات روی یک پا و دیگر تمرینات مقاومتی است که در پژوهش‌های پیشین، استفاده شده بودند. در اکثر پژوهش‌های گذشته، تأثیر تمرینات مقاومتی را بر آزمودنی‌های غیر ورزشکار (افراد غیرفعال، سالمندان، بیماران دچار ضایعهٔ نخاعی، پارکینسون و ...) بررسی کرده بودند. تفاوت در شدت و حجم اجرای تمرینات، ضعف عضلانی آزمودنی‌های غیرورزشکار و نیز آمادگی قبلی ورزشکاران شرکت‌کننده در این پژوهش نیز با در نظر گرفتن اینکه ایجاد تغییر در عملکردهای ورزشی، ورزشکاران نخبه نسبت به افراد غیرورزشکار بسیار متفاوت است. ممکن است بر روی نتایج تحقیق تأثیرگذار باشد تمرینات اسکات روی یک پا، به افزایش تعادل پویا در ورزشکاران نخبه گروه تجربی منجر شده است که این افزایش ممکن است به کاهش افتادن یا سقوط، افزایش هماهنگی در اجرای مهارت‌ها و در کل بهبود اجرای تکنیک و نتیجه‌گیری ورزشکاران نخبه منجر شود. احتمالاً این بهبود تعادل پویا نتیجهٔ تاثیر مثبت تمرین بر گیرنده‌های حس عمقی بوده یا اینکه بهبود قدرت در اثر تمرینات اسکات یک پا، موجب بهبود تعادل پویا شده و یا تمرینات اسکات روی یک پا بر هماهنگی عصبی- عضلانی تأثیر داشته و بهبود هماهنگی عصبی- عضلانی احتمالاً موجب بهبود تعادل پویا شده است. از طرفی افزایش قدرت اندام تحتانی ممکن است به افزایش قدرت ضربات پای ورزشکاران و اجرای بهتر فنون پرتابی و امتیازگیری از حریف منجر شود. این افزایش قدرت بر اثر عملکرد شدید عضلات اندام تحتانی در اسکات یک پا در هر دو طرف به‌صورت مجزا صورت گرفته و انقباض اکسنتریک و کانسنتریک در زنجیرهٔ بسته با غلبه بر وزن

بدن رخ داده که جزو تمرینات مقاومتی محسوب شده و قدرت افزایش پیدا کرده است. به‌علاوه افزایش توان احتمالاً بر اثر عواملی مانند افزایش قدرت در اثر انقباض‌های اکسنتریک و کانسنتریک مقاومتی بوده که قدرت یک بخش مهم در توان محسوب می‌شود همچنین در این حرکت، چون طویل شدن و کوتاه شدن هم در تمرینات افزایش توان به‌کار گرفته شده (پلایومتریک)، این نوع تمرینات با آنها همخوانی دارد و ممکن است در بهبود توان مؤثر بوده باشد. از طرفی تکرار حرکت هم در این زمینه ممکن است مفید بوده باشد. این افزایش توان اندام تحتانی در ورزشکاران ممکن است سبب شود که ضربات پای ورزشکاران در عین قوی بودن، سرعت خوبی نیز داشته باشد.

نتیجه‌گیری نهایی

با توجه به نتایج این تحقیق، در کل می‌توان به این مورد اشاره کرد که تمرینات اسکات روی یک پا در تعادل پویا، قدرت و توان اندام تحتانی ورزشکاران نخبه نقش دارد و به‌عنوان یک روش تمرینی کم‌هزینه، ایمن، انجام‌پذیر و ثمربخش در کنار سایر روش‌های تمرینی می‌توان از آن استفاده کرد. با توجه به آثار مثبت این روش تمرینی در بهبود تعادل پویا، قدرت و توان اندام تحتانی ورزشکاران نخبه، به مربیان و ورزشکاران پیشنهاد می‌شود که علاوه بر تمرینات اختصاصی، برای بهبود در عملکردهای جسمانی و اجرا و در نهایت نتایج بهتر ورزشکاران، از این پروتکل تمرینی استفاده کنند.

منابع:

۱. خسرو، ابراهیم؛ حلاجی، محسن (۱۳۸۶). استعدادیابی ورزشی. انتشارات بامداد کتاب، تهران.

۲. بومپا، تئودور ا. (۱۳۸۷). روش شناسی تمرین (علم تمرین). ترجمهٔ محمدرضا کردی، محمد فرامرزی. سازمان مطالعه و تدوین کتب علوم انسانی دانشگاه‌ها (سمت)، تهران، صص ۴۳۹-۴۶۷.

۳. هادوی، فریده (۱۳۸۶). اندازه‌گیری و ارزشیابی در تربیت بدنی. انتشارات دانشگاه تربیت‌معلم تهران، تهران، چاپ سوم، صص ۱۵۳، ۱۵۵، ۱۵۶، ۲۲۵.

4. Punakallio, A.(2005). Balance abilities of workers in physically demanding jobs: with special reference to: firefighters of different ages. J sports sel& med.pp:4,8,7,14.

5. Gambetta, V.(1988). Principles of plyometric training track teachnique:no 97 fall.

۶. جنسون، شولتز، بنگرتر (۱۳۸۴). حرکت‌شناسی و بیومکانیک کاربردی در ورزش. ترجمهٔ رضا علیجانیان. انتشارات پوریای ولی، اصفهان، ص ۱۷۸.

7. Richards J,Thewlis D,Selfe J,Cunningham A,Hayes C.(2008). A Biomechanical Investigation of a Single-Limb Squat:Implication for Lower Extremity Rehabilitation Exercise. J Athl train. 43(5).pp:477-482.

8. http://en.wikipedia.org/wiki/squat-(excercise)

9. Kevin Mc Curdy, George Langford. (2006). The Relationship Between Maximum Unilateral Squat Strength and Balance in Young Adult Men and Women. Journal of Sports Science and Medicine5.pp:282-288.

10. Boudreau SN,Dwyer MK,Mattacola CG,Lattermann C,Uhl TL,Mc Keon JM.(2009). Hip-muscle activation during the lunge, single-leg squat, and step-up-and-over exercises. J Sport Rehabil. Feb;18(1).pp:91-103.

11. Yamazaki J,Muneta T,Ju YJ,Sekiya I.(2010). Differences in kinematics of single leg squatting between anterior cruciate ligament-injured patients and healthy controls. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.Jan;18(1).pp:56-63.

12. Anthony I.Beutler ;Leslie W.Cooper;Don T.Kirkendall;William E.Garrett,Jr.(2002). Electromyographic Analysis of Single-Leg,Closed Chain Exercises:Implications for Rehabilitation After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Journal of Athletic Training.37(1).pp:13-18.

۱۳.دمیرچی، ارسلان؛ هاشمی، سید ابوالقاسم (۱۳۸۲). بررسی و مقایسهٔ تأثیر تمرینات پلایومتریک با وزنه روی توان انفجاری پای دانشجویان، دانشگاه گیلان.

۱۴.کار، گری (۱۳۸۴). مکانیک ورزش (راهنمای مربیان)، ترجمه سعید نیکوخصلت، انتشارات دانشگاه تبریز،صص ۷۳-۷۲.

15. Gribble,P., Hertel J,Denegar C,Buckley W.(2004) The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control.J Athl Train.39(4).pp:321-29.

16. Olmstead LC,Garcia CR,Hertel J,Shultz SJ.(2002). Efficacy of the star excursion balance test in detecting reach deficits with chronic ankle instability. J Athl Train.37.pp:501-6.

17. Wong PL,Chamari, Wisloff U.(2010). Effects of 12-week on-field combined strength and power training on physical performance among U-14 young soccer players. J Strength Cond Res.24(3).pp:644-52.

18. T.Toole,M.A. Hirsch,A.Forkink,D.A.Lehman,C.G. Maitland.(2000) The effect of a balance and strength training program on equilibrium in parkinsonism:A

perliminary study. J Neuro Rehabilitation. 14.pp:165-174.

19. C.j.knerl, Dr.P.b.Schulder ,Dr.L.w.Taylor,Dr. L.m.Cosio-lima,K.a.CAILLOUET (2009). The Effects of Six Weeks of Balance and Strength Training on Measures of Dynamic Balance of Older Adults. Californian Journal of Health Promotion ,Volume 7,Issue 2.pp:111-122.
20. Chad A.Witmer,Shala E.Davis and Gavin L.Moir.(2010) The acute effects of back squat on vertical jump performance in men and women. Journal of Sport Science and Medicine ;9.pp:206-213.

اثر خستگی موضعی بر تعادل ایستا و پویای افراد ورزشکار با و بدون درد کشککی رانی

علی اصغر نورسته[۱]، محمد شبانی[۲]، مجتبی کامکار[۳]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۱۱/۴ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۵/۲۲

چکیده

سندروم درد کشککی - رانی از شایع‌ترین اختلالات زانو است و حدود ۲۵ درصد از کل آسیب‌های زانو را شامل می‌شود. هدف این پژوهش بررسی اثر خستگی موضعی بر تعادل ایستا و پویای افراد ورزشکار با و بدون درد کشککی – رانی است. ۱۵ فرد سالم با میانگین سن ۱/۱۷ ± ۱۶/۶۶سال، وزن ۶/۰۹۳ ± ۶۶/۷۸۰ کیلوگرم، قد ۵/۴۶ ± ۱۷۶/۸۰سانتی‌متر و ۱۵ فرد با درد کشککی - رانی با میانگین سن ۸۳/ ۰± ۱۷/۱۳سال، وزن ۹/۰۴۸ ± ۶۶/۵۰۰ کیلوگرم، قد ۴/۰۲ ± ۱۷۴/۹۳ سانتی‌متر در این پژوهش شرکت داشتند. برای اندازه‌گیری تعادل پویا از آزمون تعادل ستاره‌ای (چهار جهت اصلی) و از آزمون ایستادن روی یک پا برای ارزیابی تعادل ایستا استفاده شد. برای ایجاد خستگی در عضلات چهارسر رانی به‌صورت انقباض ایزومتریک از دستگاه تقویت‌کنندهٔ عضلات چهار سر رانی استفاده شد. برای ثبت شدت درد آزمودنی‌ها قبل از خستگی، هنگام اجرای پروتکل خستگی و بعد از خستگی از مقیاس عددی سنجش درد (VAS) و برای ثبت امتیاز ارزیابی عملکردی آن‌ها از فرم ارزیابی عملکردی کایالا استفاده شد. نتایج نشان داد بین افراد با درد کشککی - رانی و گروه کنترل در حفظ تعادل ایستا (۳/۱۱±۱۴/۹۸ کنترل)، (۳/۰۸ ± ۱۳/۱۹ آزمایش) و پویا (۱۳/۶۴ ± ۳۶۴/۹۶ آزمایش)، (۲۱/۶۸ ± ۳۷۴/۷۰ کنترل) تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (p≤ ۰/۰۵)، در حالی که در حفظ تعادل ایستا (۳/۵۶± ۱۳/۶۷ کنترل)، (۳/۹۰±۱۰/۴۱ آزمایش) و پویا (۱۷/۷۹± ۳۵۹/۴۶ کنترل)، (۱۳/۴۱ ± ۳۳۹ آزمایش) در جهت‌های قدامی، داخلی، خلفی، بعد از پروتکل خستگی بین دو گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده شد (p≤ ۰/۰۵). در گروه آزمایش نیز قبل و بعد از پروتکل خستگی این تفاوت در تعادل ایستا (قبل از خستگی، ۰۸/ ۳ ± ۱۳/۱۹)، (بعد از خستگی، ۳/۹۰ ± ۱۰/۴۱) و پویا (قبل از خستگی ۱۳/۶۴ ± ۳۶۴/۹۶)، (بعد از خستگی ۱۳/۴۱ ± ۳۳۹) در جهت‌های قدامی و خارجی معنی‌دار بود (p≤ ۰/۰۵). همراهی سندروم درد کشککی رانی با عوامل دیگری مانند خستگی و تشدید علائم آن بر اثر فعالیت‌ها می‌تواند باعث بروز اختلالات پوسچری در افراد مبتلا به این سندروم شود.

کلیدواژه‌های فارسی: سندروم درد کشککی - رانی، کنترل پوسچر، خستگی، آزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای.

۱. استادیار دانشگاه گیلان (نویسندهٔ مسئول) Email: asgharnorasteh@yahoo.com
۲. استادیار دانشگاه بجنورد Email: rs_shabani@yahoo.com
۳. کارشناسی ارشد حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی Email: mojtaba_kamkar50@yahoo.com

مقدمه

کنترل پوسچر به‌صورت ارتباطی متقابل و پیچیده میان درون‌دادهای حسی و پاسخ‌های حرکتی مورد نیاز به منظور حفظ پوسچری خاص یا حرکت از پوسچری به پوسچر دیگر تعریف شده است (۲۹). توانایی تولید و اعمال نیرو برای کنترل وضعیت بدن در فضا به تنهایی نمی‌تواند به ثبات پوسچر مؤثر و کارآمد منجر شود (۱۶). بلکه لازمهٔ درک زمان و چگونگی اعمال نیروهای بازگرداننده این است که سیستم عصبی مرکزی تصویری دقیق از موقعیت بدن در فضا و ثابت یا متحرک بودن آن داشته باشد. بدین منظور، سیستم عصبی مرکزی اطلاعات حسی دریافت شده از گیرنده‌های حسی در سرتاسر بدن را جمع‌آوری و سازماندهی می‌کند و چارچوب مرجع متفاوتی برای ثبات پوسچر فراهم می‌آورد (۲۸). تعادل از عوامل مهم در آمادگی حرکتی است که به‌عنوان توانایی حفظ مرکز ثقل بدن در محدودهٔ سطح اتکا تعریف شده است (۲). عوامل مختلفی بر تعادل اثر می‌گذارند که خستگی یکی از آن‌هاست (۵). خستگی کاهش تولید نیرو و ناتوانی در استمرار تولید نیرو برای ادامهٔ فعالیت تعریف شده است (۳، ۶). خستگی عضلانی در اثر کاهش ظرفیت و پذیرش تنش ایجاد شده در عضله یا برون‌ده نیرو بعد از انقباض مکرر عضلانی به‌وجود می‌آید که می‌توان آن را به عوامل متابولیکی و نورولوژیکی نسبت داد که توسط سیستم عصبی – عضلانی به‌طور مرکزی و محیطی کنترل می‌شود. خستگی عضلانی باعث کاهش عملکرد سیستم حس عمقی می‌شود (۷).

نتیجهٔ چندین مطالعه نشان داده است که خستگی به همراه آسیب تأثیر بیشتری بر تعادل می‌گذارد و تعادل را در افراد آسیب دیده کاهش می‌دهد (۲۲،۱۵،۱). سندروم درد کشککی - رانی از اختلالاتی است که به‌طور معمول در زانو دیده می‌شود و افراد فعال، به‌ویژه ورزشکاران جوان بیشتر در معرض این آسیب قرار دارند (۱۲). سندروم درد کشککی - رانی از شایع‌ترین اختلالات زانو است، به‌طوری که حدود ۲۵ درصد از کل آسیب‌های مشاهده شده در زانو را شامل می‌شود (۱۳)، همچنین حدود ۲۴ درصد از آسیب‌های مشاهده شده در زانو در افراد فوتبالیست مربوط به استخوان کشکک است (۱۴). این سندروم وضعیتی از درد پراکنده شده روی سطح قدامی زانو است که عملکردهای پوسچری یا فعالیت‌های فیزیکی مانند نشستن طولانی مدت و بالا و پایین رفتن از پلکان آن را تشدید می‌کند. سندرم درد کشککی - رانی می‌تواند به‌صورت مزمن سال‌ها در افراد باقی بماند و شرکت در فعالیت‌های روزانه و ورزش‌ها ممکن است تحت تأثیر درد مفصل کشککی رانی قرار بگیرد (۱۲). متغیرهایی که برای سندروم درد مفصل کشککی - رانی خطرزا محسوب می‌شود عبارتند از: کشیدگی و سفتی ایلیوتیبیال

باند، ضعف در عضلات دوقلو و چهارسر، سستی کل لیگامنت‌های اطراف زانو، کاهش قدرت چهارسر و همسترینگ، ضعف عضله‌های مفصل ران ، افزایش زاویهٔ Q چهارسر، به‌هم فشردگی یا انحراف کشکک (۲۳). تا کنون مطالعات متعددی در مورد قدرت عضلات و همچنین فعالیت عضلانی افراد مبتلا به این سندروم انجام شده است (۴، ۹). ولی در مورد تأثیر سندروم درد کشککی رانی بر تعادل پژوهش‌های اندکی انجام شده است. آمیناکا و همکاران (۲۰۰۸) به بررسی تأثیر ثابت کردن پاتلا با چسب[1] بر سینماتیک اندام تحتانی و کنترل پوسچر پویای افراد با درد کشککی - رانی پرداختند. در این مطالعه ۲۰ فرد سالم در گروه کنترل و ۲۰ فرد با PFPS در گروه آزمایش قرار گرفتند و برای ارزیابی کنترل پوسچر پویای آن‌ها از آزمون عملکردی ستاره‌ای استفاده شد. آن‌ها مشاهده کردند که قبل از ثابت کردن کشکک با چسب آزمودنی‌های گروه PFPS، در مقایسه با گروه سالم، در جهت قدامی فاصلهٔ دست‌یابی کمتری نشان دادند، ولی با ثابت کردن کشکک عمل دست‌یابی آن‌ها در جهت قدامی بهبود پیدا کرد، با این حال تغییری در زاویهٔ مفاصل زانو و ران مشاهده نشد (۱۹). ابرسال و همکاران (۲۰۰۸) در مطالعه‌ای به بررسی تأثیر سندروم درد کشککی رانی بر اجرای آزمون عملکردی ستاره‌ای پرداختند. آزمودنی‌های این تحقیق را هشت فرد سالم و هشت فرد با سندروم درد کشککی - رانی تشکیل می‌دادند. هر کدام از آزمودنی‌ها عمل دست‌یابی را در سه جهت قدامی، داخلی و خلفی انجام دادند. نتیجه نشان داد افراد گروه PFPS، در مقایسه با افراد گروه سالم در جهت خلفی فاصلهٔ دست‌یابی کمتری داشتند (۱۱).

تاکنون، تأثیر خستگی بر تعادل افراد با سندروم درد کشککی رانی بررسی نشده است. از آنجا که خستگی از عوامل تأثیر گذار بر تعادل است و همچنین با توجه به اینکه سندروم درد کشککی - رانی ممکن است ورزشکاران را سال‌ها به‌طور مزمن رنج دهد و عملکرد این افراد را تحت تأثیر قرار دهد، می‌توان این مسئله را مطرح کرد که بروز خستگی هم‌زمان با سندروم درد کشککی - رانی می‌تواند اختلالاتی در تعادل این افراد به‌وجود آورد؛ بنابراین، ضروری است در این زمینه پژوهش‌های انجام و اختلالات احتمالی در تعادل افراد با سندروم درد کشککی - رانی به همراه خستگی بررسی شود. بدین منظور، هدف از تحقیق حاضر بررسی تأثیر خستگی بر تعادل ایستا و پویای ورزشکاران با و بدون درد کشککی- رانی است.

روش‌شناسی پژوهش

روش تحقیق از نوع نیمه تجربی است. برای انجام تحقیق ۳۰ آزمودنی پسر که در رشتهٔ فوتبال

1. Tapping

مشغول به فعالیت بودند شامل ۱۵ فرد سالم با میانگین سن ۱/۱۷ ± ۱۶/۶۶ سال، وزن ۶/۰۹۳ ± ۶۶/۷۸۰ کیلوگرم، قد ۵/۴۶ ± ۱۷۶/۸۰ سانتی‌متر و ۱۵ فرد با درد کشککی - رانی با میانگین سن ۰/۸۳ ± ۱۷/۱۳ سال، وزن ۹/۰۴۸ ± ۶۶/۵۰۰ کیلوگرم و قد ۴/۰۲ ± ۱۷۴/۹۳ سانتی‌متر به‌صورت غیرتصادفی و هدف‌دار انتخاب شدند. شرایط آزمودنی‌های گروه آزمایش برای ورود به مطالعه عبارت بود از: وجود درد منتشر شده در جلوی زانو به مدت هشت هفته، مثبت بودن آزمون کلارک، داشتن درد در دست‌کم دو مورد از این موارد: بالا و پایین رفتن از پله، اسکات زدن، دویدن، پریدن نشستن با زانوی خمیده برای مدت طولانی. شرایط حذف آزمودنی‌ها از تحقیق شامل: سابقهٔ عمل جراحی در زانو مانند آرتروسکوپی، شکستگی و در رفتگی کشکک، آسیب‌های لیگامنتی و بافت‌های نرم اطراف زانو، مبتلا بودن به کمردرد، داشتن انحرافات ستون فقرات مانند اسکولیوز و کایفوز شدید، وجود ناراستایی‌های اندام تحتانی (زانوی ضربدری و زانوی پرانتزی)، سابقهٔ آسیب‌دیدگی در مچ پا، وجود کف پای صاف در آزمودنی‌ها (۱۹).

روش انجام آزمون کلارک: از این آزمون برای تشخیص اختلالات مفصل کشککی - رانی استفاده می‌شود. روش اجرای آزموت به این صورت است که ابتدا آزمودنی‌ها در حالت آزاد روی زمین نشسته، پاهای خود را دراز می‌کنند در حالی که عضلات چهارسر رانی آن‌ها بدون انقباض است. سپس، آزمونگر با قرار دادن دست خود در قسمت پروگزیمال کشکک آن را به سمت پایین فشار می‌دهد و در همان حال از آزمودنی خواسته می‌شود عضلات چهارسر خود را منقبض کند. اگر آزمون باعث درد در کشکک شود یا آزمودنی نتواند انقباض عضلات چهار سر خود را حفظ کند، نتیجهٔ آزمون مثبت است. بهتر است این آزمون در چند نوبت و با اعمال نیروی فشاری متفاوت اجرا شود (۲۶).

آزمون در دو جلسه برگزار می‌شد (با فاصلهٔ ۷۲ ساعت میان جلسات) و برای حذف تأثیر آزمون تعادلی ایستا و پویا بر یکدیگر و بررسی اثر دقیق خستگی عضلات چهارسر رانی بر هر یک از آزمون‌های تعادلی، در جلسهٔ اول تعادل پویا و جلسهٔ دوم تعادل ایستا اندازه‌گیری می‌شد. آزمون ارزیابی تعادل در هر جلسه ابتدا یک بار قبل از پروتکل خستگی و یک بار بلافاصله پس از اتمام پروتکل خستگی (کمتر از ۳۰ ثانیه) انجام شد. برای ایجاد خستگی در عضلات چهارسر رانی از دستگاه تقویت عضلات چهارسر رانی استفاده شد و بعد از مشخص کردن یک تکرار بیشینه آزمودنی‌ها، ۵۰٪ آن برای اجرای پروتکل خستگی در نظر گرفته می‌شد. برای ارزیابی عملکرد افراد با درد کشککی - رانی فرم ارزیابی عملکردی کایالا به‌کار گرفته شد و افرادی که وارد این تحقیق شدند دارای امتیاز عملکردی ۷۵- ۹۰ بودند. برای ثبت شدت درد آزمودنی‌های گروه مبتلا به سندروم درد کشککی - رانی، در سه مرحله قبل از خستگی، زمان اجرای پروتکل

خستگی و بعد از خستگی از مقیاس عددی سنجش درد (VAS) استفاده شد و افرادی که وارد این مطالعه شدند دارای شدت درد ۲- ۶ بودند.

ارزیابی تعادل ایستا و پویا: برای ارزیابی تعادل ایستا از آزمون ایستادن روی یک پا استفاده شد و زمان حفظ تعادل افراد بر حسب ثانیه برای افراد به ثبت رسید. برای ارزیابی تعادل پویا از آزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای استفاده شد. این آزمون در چهار جهت اصلی (قدامی، داخلی، خارجی و خلفی) انجام شد و برای حذف عامل یادگیری، هر آزمودنی قبل از اجرای آزمون ستاره‌ای در هر جهت شش مرتبه تمرین می‌کرد و بعد از ۵ دقیقه استراحت، با پای برهنه در مرکز ستاره قرار می‌گرفت. پای آسیب دیده در مرکز ستاره قرار می‌گرفت و آزمودنی با پای دیگر عمل دست‌یابی را تا جایی که امکان داشت انجام می‌داد. هر آزمودنی این عمل را سه بار در هر جهت انجام می داد و میانگین فاصلهٔ دست‌یابی در سه بار تلاش در هر جهت، بعد از نرمالیزه شدن با طول حقیقی پای آزمودنی (میانگین تقسیم بر طول حقیقی پا ضرب در ۱۰۰) بر حسب درصد به‌عنوان امتیاز تعادل پویای آزمودنی‌ها در آن جهت به ثبت می‌رسید. برای اندازه‌گیری طول حقیقی پا فاصلهٔ بین خار خاصره‌ای قدامی - فوقانی تا مرکز قوزک داخلی پا اندازه‌گیری شد (۱۹، ۲۷).

روش اجرای آزمون تعادل ایستا

نرمال کردن آزمون عملکردی ستاره‌ای: از آنجا که طول پای افراد بر فاصلهٔ دست‌یابی آن‌ها اثر گـذار است، میانگین فاصلهٔ دست‌یابی به طول پای هر آزمودنی تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد تا متغیـر وابسته محاسبه شود و فاصلهٔ دست‌یابی به‌عنوان درصدی از اندازهٔ طول پا به‌دست آید (۱۹).

روش اندازه‌گیری طول حقیقی پا

برای تعیین میانگین و انحراف استاندارد اطلاعات جمع‌آوری شده از آمار توصیفی و برای مقایسهٔ پیش‌آزمون و پس‌آزمون در هر گروه از آزمون t همبسته استفاده شد. مقایسهٔ تفاوت کنترل پوسچر ایستا و پویا بین دو گروه، با استفاده از آزمون t مستقل در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ انجام شد.

یافته‌های پژوهش

در جدول‌های ۱ و ۲ میانگین و انحراف استاندارد تعادل پویا (بعد از نرمالیزه شدن با طول حقیقی پا) و تعادل ایستای آزمودنی‌های گروه کنترل و آزمایش، قبل و بعد از خستگی ارائه شده است.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد تعادل پویای گروه کنترل و گروه مبتلا به سندروم درد کشککی رانی، قبل و بعد از پروتکل خستگی (بر حسب درصد)

	قبل از پروتکل خستگی		بعد از پروتکل خستگی	
متغیر	گروه کنترل	گروه تجربی	گروه کنترل	گروه تجربی
قدامی	۹۶/۴۲ ± ۷/۰۴	۹۱/۶۳ ± ۶/۷۸	۹۲/۸۱ ± ۶/۵۲	۸۶/۷۵ ± ۶/۰۱
داخلی	۱۰۱/۵۴ ±۶ /۱۳	۹۵/۳۰ ± ۲۳ /۶۷	۹۸ ± ۶/۱۲	۹۳/۹۴ ± ۳/۸۶
خارجی	۷۲/۴۳ ±۱۱/۳۴	۶۸/۱۸ ± ۵/۹۸	۶۶/۵۹ ± ۷/۶۹	۶۳/۱۷ ± ۷/۱۴
خلفی	۱۰۶/۳۴ ± ۸/۰۳	۹۵/۴۱ ± ۲۵/۰۴	۱۰۱/۷۶ ± ۸ /۲۵	۹۴/۴۴ ± ۷/۶۴
کل چهار جهت	۳۷۴/۷۰ ±۲۱/۶۸	۳۶۴/۹۶ ±۱۳/۶۴	۳۵۹/۴۶ ±۱۷/۷۹	۳۳۹ ±۱۳/۴۱

جدول ۳ میانگین و انحراف استاندارد تعادل ایستای گروه کنترل و گروه مبتلا به سندروم درد کشککی رانی، قبل و بعد از پروتکل خستگی (بر حسب ثانیه)

متغیر	گروه کنترل	گروه مبتلا به سندروم درد کشککی رانی
قبل از پروتکل خستگی	۱۴/۹۸ ± ۳/۱۱	۱۳/۱۹ ± ۳/۰۸
بعد از پروتکل خستگی	۱۳/۶۷ ± ۳/۵۶	۱۰/۴۱ ± ۳/۹۰

نتایج آزمون t مستقل نشان داد قبل از پروتکل خستگی بین افراد با و بدون درد کشککی رانی در تعادل ایستا و پویا تفاوت معنی‌داری وجود ندارد (تعادل پویا ۰/۰۵ <p=۰/۱۵۲، t= ۱/۴۷۱ و تعادل ایستا ۰/۰۵ <p= ۰/۱۲۴، t=۱/۵۸۶). همچنین نتایج تحقیق نشان‌دهندهٔ تفاوت معنی‌دار در تعادل ایستا و پویای بین دو گروه بعد از پروتکل خستگی بود (پویا ۰/۰۵>p= ۰/۰۰۱، t= ۳/۵۵۶ و ایستا ۰/۰۵ > p= ۰/۰۲۴، t= ۲/۳۹۲)، البته این تفاوت در تعادل پویا تنها در جهت خارجی معنی‌دار نبود. همچنین نتایج آزمون t همبسته نیز نشان‌دهندهٔ تفاوت معنی‌دار در تعادل ایستا و پویای گروه با درد کشککی رانی، قبل و بعد از پروتکل خستگی بود (پویا ۰/۰۵ >p= ۰/۰۰۱، t= ۱۰/۸۷۲ و ایستا ۰/۰۵ >p= /۰۰۱، ۸/۲۱۸ =t). در تعادل پویا فقط تفاوت در دو جهت قدامی و خارجی معنی دار شد. عددهای ذکر شده در مورد تعادل پویا مربوط به کل چهار جهت است که به‌عنوان تعادل پویا ثبت شده است.

بحث و نتیجه‌گیری

نتیجهٔ تحقیق نشان داد قبل از اجرای پروتکل خستگی، در تعادل پویا ایستا بین دو گروه با و بدون درد کشککی - رانی تفاوت معنی‌داری وجود ندارد. این نتیجه با یافته‌های پژوهشگرانی مانند آمیناکا و همکاران (۲۰۰۸)، ابرسال و همکاران (۲۰۰۸) و شیهو گوتو (۲۰۰۹) متناقض است.

میناکا و همکاران (۲۰۰۸) مشاهده کردند آزمودنی‌های گروه مبتلا به درد کشککی - رانی در وضعیت tape و بدون tape، در مقایسه با گروه کنترل در جهت قدامی، فاصلهٔ دست‌یابی کمتری داشتند (۱۹). ابرسال و همکاران (۲۰۰۸) نیز با بررسی تعادل افراد مبتلا به درد کشککی - رانی در سه جهت قدامی، داخلی و خلفی، مشاهده کردند که بین گروه مبتلا به درد کشککی - رانی و گروه کنترل در جهت خلفی تفاوت معنی‌داری وجود داشته و افراد گروه آزمایش فاصلهٔ دست‌یابی کمتری نسبت به گروه کنترل نشان داشتند (۱۱). در پژوهشی دیگر، شیهو گوتو[1] (۲۰۰۹) مشاهده کرد بین فاصلهٔ دست‌یابی در جهت قدامی در افراد مبتلا به درد کشککی - رانی و گروه کنترل تفاوت معنی‌داری وجود دارد (۲۷). تفاوتی که بین تحقیق ابرسال و پژوهش حاضر وجود دارد این است که در تحقیق ابرسال امتیاز فرم ارزیابی عملکردی آزمودنی‌های مبتلا به سندرم درد کشککی - رانی ۸/۲ ± ۷۲/۱ بوده، در حالی که این امتیاز در آزمودنی‌های تحقیق حاضر ۳/۵۸ ± ۸۴/۴۰ است. این عامل می‌تواند نشان‌دهندهٔ دلیل ناهم‌خوانی این پژوهش با مطالعات پیشین باشد. از دلایل دیگر آن می‌توان به سطح فعالیت آزمودنی‌هایی تحقیق حاضر اشاره کرد که همگی آن‌ها ورزشکار بودند و به‌طور منظم در طول هفته در تمرینات شرکت می‌کردند و این مسئله می‌تواند نبود تفاوت بین دو گروه را قبل از خستگی توجیه کند، در حالی که در تحقیقات قبلی افراد معمولی در آزمون شرکت داشتند.

از نتایج دیگر تحقیق حاضر این است که بعد از پروتکل خستگی، بین تعادل پویا و تعادل ایستا در دو گروه با و بدون درد کشککی - رانی تفاوت معنی‌داری مشاهده شد. این تفاوت در تعادل پویا در جهت‌های، قدامی، داخلی و خلفی معنی‌دار بود، ولی در جهت خارجی معنی‌دار نبود. همچنین، قبل و بعد از پروتکل خستگی بین تعادل پویا (جهت‌های قدامی و خارجی) و تعادل ایستا در افراد با درد کشککی - رانی نیز تفاوت معنی‌داری وجود داشت. به نظر می‌رسد خستگی حاصل از اجرای پروتکل تغییراتی در میزان یا پردازش درون‌دادهای حس عمقی ایجاد می‌کند. در واقع، خستگی عضلات اطراف یک مفصل می‌تواند به مهار سیستم بازخورد عصبی - عضلانی آن مفصل شود. با این حال، اینکه کدام جنبه از حلقهٔ بیوفیدبک عصبی - عضلانی تحت تأثیر قرار می‌گیرد به‌طور کامل مشخص نیست، ولی پیشنهاد شده که خستگی عضلانی ممکن است بر بخش آوران این حلقه، به‌ویژه بر حس عمقی تأثیرگذار باشد. در حقیقت، خستگی باعث کاهش تخلیهٔ فیبرهای آوران دوک عضلانی می‌شود و این تأثیر احتمالاً به‌دلیل کاهش فعال سازی نورون های حرکتی گاماست. این پدیده به نوبهٔ خود باعث کاهش ورودی به بخش‌هایی از سیستم عصبی مرکزی می‌شود که درون‌دادهای آوران را با هم تلفیق می‌کند و

1. Shiho go to

احتمالاً باعث کاهش تخلیهٔ نورون‌های حرکتی آلفا می‌شود؛ در نتیجه در ارسال فرمان‌های اصلاحی مناسب به عضلات کنترل کنندهٔ پوسچر اختلالاتی ایجاد شود (۲۴). همچنین از آنجا که حس عمقی از عضلات و ساختارهای مفصل زانو با کنترل عصبی - عضلانی به‌طور کامل همکاری می‌کنند، بازخوردهای غلط حس عمقی از وضعیت زانو می‌تواند باعث پیشرفت سندروم درد کشککی - رانی شود. متناوباً، تحریک گیرنده‌های درد و وجود درد ممکن است به‌طور مستقیم در پردازش مرکزی اطلاعات حس عمقی دخالت کند و در این افراد اختلالات تعادلی ایجاد کند (۲۰). از آنجا که تا کنون هیچ تحقیقی تأثیر خستگی را بر تعادل افرادمبتلا به سندروم درد کشککی - رانی را بررسی نکرده است، به ذکر چند پژوهش می‌پردازیم که تأثیر خستگی دیگر اندام‌های بدن را بر تعادل مطالعه کرده‌اند. نتایج این تحقیق با یافته‌های اسکیپاتی و همکاران (۲۰۰۳)، گریبل و همکاران (۲۰۰۴)، الیور کارون (۲۰۰۴)، جوزف و همکاران (۲۰۰۴)، پول و همکاران (۲۰۰۶)، مارکو و همکاران (۲۰۰۷) و حسینی مهر (۱۳۸۷) هم‌خوانی دارد. به‌طور کلی در همهٔ این مطالعات، خستگی، به‌ویژه همراه با اختلالات و یا آسیب‌ها از عوامل کاهندهٔ تعادل مطرح شده است.

در تحقیق حاضر مشاهده شد آزمودنی‌های گروه آزمایش، در مقایسه با آزمودنی‌هایی گروه کنترل در زمان کمتری به خستگی موضعی عضلات چهارسر رسیدند؛ در نتیجه می‌توان گفت عضلات چهارسر رانی افراد مبتلا به سندروم درد کشککی - رانی ضعیف‌تر از افراد سالم است و به همین دلیل در زمان کمتری به خستگی موضعی می‌رسند. با این حال، چون در تحقیق حاضر عامل قدرت عضلانی در این افراد بررسی نشده؛ نمی‌توان این مسئله را بیان کرد که به‌طور قطعی قدرت نیز از عوامل مؤثر در تعادل این افراد محسوب می‌شود.

در تحقیق حاضر علاوه بر تأثیر خستگی بر تعادل، مشاهده شد که افراد مبتلا به درد کشککی - رانی بعد از اجرای پروتکل خستگی، در مقایسه با قبل از آن، درد زانوی شدیدتری را گزارش کردند. این افزایش درد می‌تواند نشان دهنده این باشد که عمل دست‌یابی در آزمون ستاره‌ای و نیز در زمان حفظ تعادل ایستا باعث تحریک بیشتر گیرنده‌های درد زانو در افراد مبتلا به درد کشککی - رانی شده است که خود می‌تواند از دلایل توجیه کاهش فاصلهٔ دست‌یابی این افراد، قبل و بعد از خستگی، در مقایسه با آزمودنی‌های گروه کنترل باشد. به عقیدهٔ بکراس و همکاران نیز استفاده از نوار چسب برای ثابت کردن کشکک می‌تواند مانع ارسال اطلاعات گیرنده‌های درد و موجب بازداری عصبی از طریق فیبرهای آوران بزرگ شود (۷). در این خصوص، امیناکا و همکاران نیز مشاهده کردند که بعد از ثابت کردن کشکک با چسب درد افراد کاهش می‌یابد و فاصلهٔ دست‌یابی آن‌ها در جهت قدامی بیشتر می‌شود (۱۵). در مطالعات نیز

بیان شده است که ضعف یا ناکارآیی عضلهٔ پهن داخلی مایل (VMO) در افراد مبتلا به سندروم درد کشککی - رانی ممکن است با حرکت به خارج کشکک همکاری کند و این حرکت غیرطبیعی باعث سازوکارهای جبرانی مانند افزایش والگوس زانو و چرخش داخلی هیپ و کاهش فلکشن زانو شود که می‌تواند اجرای آزمون ستاره‌ای را در جهت قدامی در این افراد دچار اختلال کند (۹).

همان‌گونه که نتایج تحقیق نشان داد همراه شدن خستگی با سندروم درد کشککی - رانی باعث اختلال در کنترل پوسچر افراد مبتلا به این سندروم می‌شود. همچنین با توجه به مشاهدات تحقیق مبنی بر افزایش درد افراد مبتلا به این سندروم در خلال فعالیت‌ها یا بعد از آن، این عامل نیز می‌تواند بر کنترل پوسچر افراد اثرگذار باشد؛ در نتیجه می‌توان این دو عامل را به عنوان عوامل خطرزا برای تعادل این افراد در نظر گرفت.

منابع:

۱. حسینی مهر، سید حسین، دانشمندی، حسن، نورسته، علی اصغر، (۱۳۸۸). اثرات خستگی بر کنترل پوسچر ایستا و پویای ورزشکاران با آسیب‌دیدگی مچ پا. پژوهش در علوم ورزشی (تخصصی طب ورزشی)، ۲۵.

۲. صادقی، حیدر، (۱۳۸۴). «مقدمات بیومکانیک ورزشی». تهران: سمت.

۳. سیاه تیری، نسرین، (۱۳۷۸)، تأثیر فعالیت عضلانی ماکزیمم بر روی حس عمقی مفصل زانوی دختران سالم ۳۰-۲۰ ساله. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه تربیت مدرس.

۴. نورسته، علی اصغر، موسوی، لیلا، (۱۳۸۹). مقایسهٔ طول و قدرت عضلانی اندام تحتانی در ورزشکاران با و بدون درد کشککی - رانی. هفتمین همایش بین‌المللی داخلی تربیت بدنی و علوم ورزش.

5. Alderton, A.K. (1996). Does calf muscle fatigue affect standing balance? Scand J Med Sci Sport, 6(4): 211-5.

6. Bigland, R.B., Jones, D.A. (1987). Central & peripheral fatigue in sustained voluntary contractions of human quadriceps muscle. Clin Sci, 54: 609- 40.

7. Blackburn, T., Guskiewicz, K.M., Petschaur, M.A., Prentice, W.E. (2000). Balance and joint stability: the relative contributions of proprioception and muscular strength. J Sport Rehabil, 9:315-328.

8. Bockrath, K., Gerlach, S., Mellor, R., Hodges, P.W. (2005). Cutaneous stimulation from patella tape causes a differential increase in vasti muscle

activity in people with patellofemoral pain. J Orthop Res, 23(2):351-358.

9. Brindle, T.J., Mattacola, C., McCrory, J. (2003). Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 11(4): 244-51.
10. Earl, J.E., Hertel, J. (2001). Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests. J Sport Rehabil, 10:93-104.
11. Ebersole, K.T., Sabin, M.J., Haggard, H.A., Kusch, B.M. (2008). The influence of patellofemoral pain on the star excursion balance test performance. J Athl Train, 43(3) (Suppl): S-49-50.
12. Fulkerson, J.P. (2002). Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. Am J Sport Med, 30: 447-456.
13. Fredericson, M., Yoon, K. (2006). Fysical examination and patellofemoral pain syndrome. Am J Phys Med Rehabil, 85(3): 234-243.
14. Gregory, R., Waryasz, A.Y., Dermott, M.C. (2008). Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. Dynamic Med, 7:9.
15. Gribble, P.A., Hertel, J., Denegar, C.R., Buckley, W.E. (2004). The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. J Athl Train, 39(4):321-329.
16. Horak, F.B., Henry, S.M., ShumWay-Cook, A. (1997). Postural Perturbations: new insights for treatment of balance disorder. Phys The, 77(5): 517-33.
17. Joseph, C., Wilkins, T., Volovich, M., David, H., Perrin, M. (2004). Performance on the balance error scorring system decrease after fatigue. J Athl Train, 39(2):156-161.
18. Marco, B., Emanuela, W. (2007). Postural control after a strenuous treadmill exercise. J Neuroscience Letters, 276-281.
19. Naoko, A., Gribble, P. (2008). Patellar taping, patellofemoral pain syndrome, lower extremity kinematics, and dynamic postural control. J Athl Train, 43(1): 21-28.
20. Nardone, J. (1997). Humans stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition. Neuro Science Letters, 228: 75-8.
21. Olivier, C. (2004). Is there interaction between vision and local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in human posture? J Athl Train, 38(5): 123- 9.
22. Paul, J., Staply, M., Vittoria, B., Elena, D., Toffola, M. (2006). Neck muscle fatigue and postural control in patients with whiplash injury. J Clinical Neurophysiology, 117: 610-622.

23. Piva, S.R., Fitzgerald, K., Irrgang, J.J., Jones, S., Hando, B.R., Browder, D.A., Childs, J.D. (2006). Reliability of measures of impairments associated with patellofemoral pain syndrome. BMC Musculoskelet Disord, 7:33.

24. Ramsdell, K.M., Mattacola, C.G., Uhl, T.L., McCrory, J.L., Malon, T.R. (2001). Effects of two ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction.

25. Schieppati, M., Nardone, A., Schmid, M. (2003). Neck muscle fatigue affects postural control in man. J Neurosience, 121,277-285.

26. Scott, T.D., Richard, L.R., David, M.R. (2008). The Diagnostic Value of the Clarke Sign in Assessing Chondromalacia Patella. J Athl Train, 43(2):190–196.

27. Shiho, G. (2009). The effect of patellofemoral pain syndrome on the Hip and Knee neuromuscular control on dynamic postural control task. The Master of Science degree in exercise science, University of Toledo.

28. Shumway-cookm, A., Woollcott, M.H. (2001). Normal postural control. In: Shum way-cook, Woollacott. MH.eds. Motor control theory and practical Application. 2nd ed. Philadelphia: LWW: PP 163-91.

29. Sullivian, P.E., Markos, P.C. (1995). Activitis: Postural and movement pattern. In: Sullivan. PE, Markos. PC, eds. Clinical Decision Making in Therapeutic Exercise, 2nd ed. Norwalk: Appleton & Lange, P 20-1.

مطالعات طب ورزشی شماره ۹، بهار و تابستان ۱۳۹۰، صص ۱۲۲-۱۱۱

میزان فعالیت عضلات کمری– لگنی موثر در پایداری ناحیه مرکزی با تغییر مرکز ثقل در پل زدن روی سطوح پایدار و ناپایدار

مرضیه رضایی[۱]، منصور صاحب الزمانی[۲]، کوروش قهرمان تبریزی[۳]، محمد رضا امیر سیف الدینی[۴]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۱۱/۱۰ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۵/۲۲

چکیده

هدف اصلی این تحقیق، تعیین شدت فعالیت عضلات کمری- لگنی مؤثر در پایداری ناحیهٔ مرکزی با تغییر مرکز ثقل در پل زدن بر روی سطوح پایدار و ناپایدار بود. آزمودنی‌های این تحقیق۱۶زن غیرورزشکار (با میانگین سن۲±۲۱/۷۵ سال، میانگین قد۵/۳۸±۱۶۱/۵ سانتی‌متر، میانگین وزن۵/۴۳±۵۷/۵۴ کیلوگرم و میانگین شاخص تودهٔ بدنی۱/۷۸±۲۱/۸۱) بودند که به‌صورت در دسترس انتخاب شدند. فعالیت الکترومایوگرافی سطحی (SEMG) عضلات راست شکمی (RA)، مایل خارج شکمی (EO)، مایل داخل شکمی/عرضی شکمی (IO/TA)و راست‌کنندهٔ مهره‌های کمری (ES)در طرف راست تنه ثبت شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر در17 SPSS انجام گرفت. فعالیت عضلات راست شکمی، مایل خارجی و مایل داخلی/عرضی شکمی هنگام پل زدن روی توپ تمرینی در دو سطح ناپایدار در مقایسه با سطح پایدار افزایش معنی داری نشان داد. فعالیت عضلهٔ راست‌کننده ستون مهره‌های کمری تنها در سطح ناپایدار دو نسبت به سطح پایدار افزایش معنی‌داری پیدا کرد. تغییر اثر نیروی جاذبه بر روی مرکز ثقل عامل مؤثری در افزایش فعالیت عضلانی نیست و ناپایداری سطح نسبت به تغییر مرکز ثقل عامل مؤثرتری است. همچنین پل زدن به شکم روی توپ تمرینی در یک برنامهٔ پیش‌رونده که هدف افزایش تدریجی فشار تمرینی است، برای تقویت فعالیت انقباضی عضلات شکمی سطحی و عمقی ناحیهٔ مرکزی مناسب است.

کلیدواژه‌های فارسی: عضلات کمری-لگنی، پایداری ناحیهٔ مرکزی، سطوح پایدار و ناپایدار.

۱. کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی (نویسندهٔ مسئول)
Email: Marzieh.rezaei83@gmail.com
۲. دانشیار دانشکدهٔ تربیت بدنی دانشگاه شهید باهنرکرمان Email: sahebozamani@yahoo.com
۳و ۴. استادیار دانشکدهٔ تربیت بدنی دانشگاه شهیدباهنرکرمان Email: kourosh3795@yahoo.com
Email: reza46n@yahoo.com

مقدمه

آشنایی با سطوح فعال‌سازی عضلات ناحیهٔ مرکزی هنگام اجرای تمرینات ثبات‌دهنده، برای تجویز و طراحی برنامه‌های تمرینی با هدف افزایش شدت تمرین در طول مدت معین (مدل مقاومتی پیش‌رونده)، اهمیت بسیاری دارد (۱). اخیراً روش‌های تمرینی زیادی بر «پایداری ناحیهٔ مرکزی» متمرکز شده‌اند. تمرکز این برنامه‌های تمرینی بر کسب ثبات ستون مهره‌ها از طریق به‌کارگیری مؤثر عضلات تنه است (۲). در حقیقت ناحیهٔ مرکزی محدوده‌ای است که از کف لگن تا قفسهٔ سینه امتداد دارد و توان و قدرت بدن از آن نشأت می‌گیرد (۳). عضلات ناحیهٔ مرکزی شامل عضلات شکمی، عضلات راست‌کنندهٔ ستون مهره‌ها و سرینی‌ها، عضلهٔ دیافراگم و عضلات کف لگن هستند. ضعف یا نبود هماهنگی کافی در ساختار عضلانی این ناحیه، ممکن است به کاهش اثرگذاری الگوهای حرکتی صحیح، بروز الگوهای حرکتی جبرانی، استرین و در نهایت آسیب بینجامد (۴). در این راستا، ناپایداری سطح تمرین به‌عنوان متغیری جدید در تمرینات توانبخشی و تقویتی معمول با هدف افزایش دشواری تمرین، افزایش فعالیت عضلانی و بهبود گیرنده‌های حسی-عمقی مفصل مطرح است (۵). یکی از ابزارهایی که درمانگران ورزشی و دیگر متخصصان طب ورزشی در محیط‌های تمرینی و توانبخشی در دههٔ اخیر رواج داده‌اند و مربیان ورزشی نیز آن را در تمرینات مقاومتی به‌عنوان یک وسیلهٔ تکمیل‌کننده وارد کرده‌اند، توپ تمرینی[1] است (۷،۶). مهم‌ترین مزیت و کارایی فعالیت با توپ تمرینی در ناحیهٔ تنه است (۸). فرض بر این است که استفاده از توپ تمرینی، فعالیت و انقباض عضلات عمومی تنه مانند گروه عضلات فلکسور و اکستنسور (عضلات راست شکمی، مایل خارج شکمی، مایل داخلی شکمی، عرضی شکمی و راست‌کنندهٔ ستون مهره‌ها) را که در پایداری تنه مؤثرند، افزایش می‌دهد (۹). به‌نظر می رسد بدن با فعالیت روی توپ‌های تمرینی دچار عدم تعادل می‌شود، در نتیجه برای جبران کاهش تعادل، عضلات ناحیهٔ مرکزی به فعالیت بیشتر وادار می‌شوند (۱۰، ۸). اکثر تحقیقات تأثیر سطوح ناپایدار را در افزایش فعالیت عضلات تنه در طول تمرین بر روی سطوح نشان داده‌اند، ولی در برخی تحقیقات، افزایش فعالیت بعضی عضلات تنه در طول تمرین *curl up* بر روی توپ تمرینی گزارش شده است (۱۱). در برخی از تحقیقات نیز نتایج متناقضی در کاربرد توپ تمرینی به جای نیمکت در طول تمرین‌های مقاومتی در بالاتنه بدون هیچ تغییری مشاهده شده است (۱،۱۲). سیامکی (۱۳۸۷) (۱۳) و لمان و همکاران (۲۰۰۵) (۱) نیز افزایش فعالیت عضلانی را در تمرین پل زدن به شکم روی توپ تمرینی مشاهده کردند، ولی عدم افزایش فعالیت عضلانی را در تمرین پل

1. Swiss Ball

زدن به پشت روی سطح ناپایدار توپ تمرینی در افراد سالم نشان دادند. جانسا و همکاران به این نتیجه رسیدند که استفاده از توپ‌های تمرینی همواره درگیری بیشتری برای سیستم اسکلتی- عضلانی ایجاد نمی‌کند. البته آنها عنوان کردند اجرای تمرین‌های ورزشی روی توپ تمرینی در برنامه‌های توانبخشی، فشار بر ناحیهٔ کمری را کاهش می‌دهد و بنابراین از احتمال بروز آسیب مجدد می‌کاهد (۹). لمان[1] و همکاران (۲۰۰۶) با بررسی شدت فعالیت عضلانی حین اجرای یک رشته از تمرینات کلاسیک شنای سوئدی، نشان دادند که فعالیت عضلانی ممکن است ناپایداری سطح قرار بگیرد، اگرچه ممکن است در هیچ عضله‌ای در هیچ یکی از شرایط تمرینی افزایش معنی‌دار فعالیت دیده نشود (۵). مروری بر تحقیقات نشان داد تأثیر ناپایداری سطح در تغییر فعالیت عضلانی به نوع تمرین و عضلهٔ درگیر وابسته است (۱). ارتباط مرکز ثقل آزمودنی و موقعیت سطح ناپایدار یا قسمتی از بدن که با توپ تمرینی در تماس است و مرکز ثقلی که بالای سطح حمایتی است، احتمالا عوامل مهمی در تعیین تغییرات فعالیت عضلانی علاوه بر تغییر در پایداری سطح هستند (۵). از طرف دیگر وضعیت بدنی در ارتباط با نیروی جاذبه و تاثیر نیروی جاذبه بر آن در تمریناتی که از توپ تمرینی استفاده می‌شود، نسبت به آنهایی که روی زمین انجام می‌گیرد، متفاوت است (۱). لمان و همکاران (۲۰۰۵) عنوان کردند در تمرین پل زدن به شکم حرکت‌دهندهٔ اصلی راست شکمی است که در مقابل اکستنشن تنه مقاومت می‌کند و با اضافه کردن توپ تمرینی بیشتر تحت تاثیر قرار می‌گیرد. وضعیت تنه در ارتباط با نیروی جاذبه، در تمرین روی زمین و روی توپ تمرینی حین پل زدن به شکم متفاوت است. عمل پل زدن روی توپ تمرینی در وضعیت عمودی‌تری انجام می‌گیرد، در این حالت نیروی کمتری در اکستنشن تنه تولید می‌شود، یعنی نیروی جاذبه سعی در افزایش لوردوز کمری دارد که فعالیت عضلانی آن را مهار می‌کند. در پل زدن روی توپ تمرینی، مرکز جرم سر وتنه به محور عمودی تنه نزدیک‌تر می‌شود و انتظار می‌رود فعالیت عضلانی کمتری در مقابله با این گشتاور در مقایسه با پل زدن روی زمین نیاز باشد. در عین حال فعالیت عضلانی بیشتری ممکن است برای تولید پایداری ستون مهره‌ها به‌دلیل وجود سطح ناپایدار نسبت به سطح پایدار مورد نیاز باشد (۱).

با توجه به مطالب ذکرشدهٔ احتمالا سطح ناپایدار توپ تمرینی عامل مؤثری درافزایش فعالیت عضلانی است، ولی نکتهٔ دیگر، ارتباط مرکز ثقل آزمودنی و موقعیت سطح ناپایدار است. احتمالا تاثیر نیروی جاذبه بر مرکز ثقل آزمودنی به‌دلیل تغییر وضعیت بدنی هنگام فعالیت روی توپ تمرینی نسبت به فعالیت روی زمین متفاوت است. انتظار می‌رود تنها سطح ناپایدار عامل تغییر فعالیت عضلانی هنگام فعالیت روی توپ تمرینی نباشد. از این‌رو در این تحقیق، نتایج تغییر وضعیت بدنی،

1. Lehman

با قرار دادن نیمکت هم‌ارتفاع توپ در کنار آن بررسی شد. چرا که ارتباط بین مرکز ثقل آزمودنی و موقعیت سطح ناپایدار، از عوامل مهم استفاده از توپ‌های تمرینی علاوه بر تغییر در پایداری سطح است (۵). کنترل این متغیر تأثیرگذار، نتایج متفاوتی را پیش‌بینی می‌کند که یکی از مسائل مهم فعالیت بر روی توپ‌های تمرینی است. شناسایی و درک بهتر عوامل مؤثر بر افزایش فعالیت عضلات ناحیهٔ مرکزی از آن نظر مهم است که براساس آن وضعیت‌هایی را مرتفع کرد که در آن ثبات ستون مهره‌های کمری و در نتیجه، پیشگیری و بازتوانی این ناحیه اهمیت دارد.

سؤال اصلی تحقیق این است که آیا با اضافه کردن توپ تمرینی در طول تمرین‌های مختلف ثبات‌دهندهٔ تنه، فعالیت عضلات مؤثر در پایداری ناحیهٔ مرکزی تحت تأثیر قرار می‌گیرد؟ و اینکه آیا تغییر وضعیت بدن هنگام پل زدن بر روی توپ تمرینی نسبت به اجرای تمرین روی زمین، به‌تنهایی عامل مؤثری در تغییر فعالیت عضلانی است؟

روش‌شناسی

این پژوهش به‌صورت نیمه تجربی اجرا شد و از نظر هدف کاربردی بود. آزمودنی‌ها ۱۶ زن غیر ورزشکار (با میانگین سن ۲±۲۱/۷۵ سال، قد ۵/۳۸±۱۶۱/۵ سانتی‌متر، وزن ۵/۴۳±۵۷/۵۴ کیلوگرم و شاخص تودهٔ بدنی ۱/۷۸±۲۱/۸۱ کیلوگرم بر مترمربع) از جامعه آماری دانشجویان دانشگاه شهید باهنر کرمان انتخاب شدند. به این منظور ابتدا فرم ثبت سوابق بین ۱۰۰ نفر از جامعه آماری یاد شده توزیع شد. براساس سؤالات مندرج در این فرم آزمودنی‌هایی مورد نظر بودند که از لحاظ جسمانی و تندرستی در وضعیت طبیعی باشند و هیچ‌گونه سابقهٔ کمردرد یا جراحی، سابقهٔ فعالیت ورزشی منظم یا حرفه‌ای یا عضویت در تیم‌های ورزشی دانشگاه و تجربه استفاده از توپ تمرینی به عنوان یک وسیلهٔ ورزشی یا تفریحی نیز نداشته باشند. همچنین برای طبیعی بودن نمایهٔ بدنی، شاخص تودهٔ بدنی آزمودنی‌ها باید بین۲۰ تا ۲۵ قرار می‌گرفت (۱۴). از بین افراد واجد شرایطی که فرم را تکمیل کردند، ۱۶ نفر به‌صورت در دسترس انتخاب شدند. قبل از شروع آزمون، آزمودنی‌ها با آگاهی کامل از روند تحقیق و روال آزمون و توصیه‌های محقق دربارهٔ ایمنی آزمون، پرسشنامه‌ای مبنی بر رضایت از شرکت داوطلبانهٔ در تحقیق را کامل کردند.

۱۰ دقیقهٔ نخست جلسات تمرینی به گرم کردن موضعی و عمومی بدن اختصاص یافت که شامل تمرینات نرمشی و کششی برای افزایش جریان خون و کاهش خطر آسیب عضلات و تاندون‌ها بود. بعد از گرم کردن، الکترودهای سطحی دستگاه الکترومایوگرافی بر روی محل‌های مورد نظر بر روی پوست قرار داده شد. قبل از اتصال الکترودها، برای آماده کردن پوست در صورت نیاز موهای اضافی روی پوست در محل‌های مورد نظر پاک شد و با پنبه و الکل مالش داده شد تا

امپدانس آن به حداقل ممکن برسد (۸). شایان ذکر است که در نصب الکترودها در طرف راست یا چپ بدن تفاوتی وجود ندارد (۷).

بعد از آماده‌سازی پوست الکترودهای سطحی دو قطبی (چهار الکترود AE100) از جنس آلیاژ نقره و کلرید نقره[1] با قطر تماسی ۵ میلی‌متر و با فاصله‌های مرکز به مرکز[2] ۱۳ میلی‌متری قطب‌ها از هم، در محل‌های مورد نظر بر روی پوست هم‌راستا با فیبرهای عضلانی متصل شد. الکترودها از طریق کابل‌های‌هادی به سیستم جمع‌آوری داده‌های BLUEMYO EMG ساخت شرکت کیا (KYA)[3] اتصال یافت. فعالیت‌های میوالکتریک عضلات با نرم‌افزار Myo Probe 2.0 (از شرکت کیا) جمع‌آوری شدند. تقویت‌کننده دارای CMRR ۹۶ dB بود. EMG پس از عبور از فیلتر میان‌گذر (۲۰ و۵۰۰ هرتز) با استفاده از مبدل آنالوگ به دیجیتال (A/D) در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز نمونه‌برداری و در کامپیوتر شخصی (Pentium 4) ذخیره شد.

محل اتصال الکترودها برای عضلات مورد نظر عبارت بودند از:

۱- عضلهٔ راست شکمی (RA): سه سانتی‌متری فوقانی ناف به موازات محور طولی عضله، ۲- عضلهٔ مایل خارج شکمی (EO): محل تقاطع خطی در امتداد ناف و خطی در امتداد خار خاصره‌ای قدامی فوقانی (A.S.I.S) تقریباً با زاویهٔ ۴۵ درجه و هم‌راستا با فیبرهای عضله، ۳- عضلهٔ مایل داخلی (IO) و عضلهٔ عرضی شکمی (TA): تقریباً دو سانتی‌متری تحتانی و داخلی خارخاصره قدامی فوقانی، ۴- عضلهٔ راست‌کنندهٔ مهره‌های ناحیهٔ کمری (ES): در سطح مهره‌های چهارم و پنجم کمری در حدود سه سانتی‌متری خارج نسبت به زواید خاری و به موازات محور طولی بدن (۸). شایان ذکر است که فیبرهای عضلهٔ مایل داخلی و عضلهٔ عرضی شکمی در محل عنوان‌شده با هم مخلوطند، به‌طوری‌که نمی‌توان تمایزی بین سیگنال‌های عضلانی آنها در این محل در نظر گرفت (۱۵)، به‌همین منظور از یک الکترود در محل برای تعیین تغییرات فعالیت عضلانی استفاده شد. همچنین الکترود مرجع روی بخش فوقانی تاج خاصره‌ای چپ نصب شد (۶). پس از نصب الکترودها برای ثبت الکترومایوگرافی سطحی از عضلات منتخب، آزمودنی باید سه حرکتی را که برای ثبت حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (MVIC) عضلات تعریف شده بودند، به‌مدت چهار ثانیه، در دو تکرار انجام می‌داد. برای اجرای هر کدام از حرکات MVIC، از تخت آزمایش برای ثابت‌سازی (فیکس کردن) اندام‌های تحتانی آزمودنی استفاده شد. این سه حرکت عبارتند از:

---

1. Ag – AgCl
2. Center to Center
3. Kardanan Yeganeh Arya

۱- برای به‌دست آوردن مقدار بیشینهٔ فعالیت عضلات راست شکمی، مایل داخلی و عرضی شکمی، آزمودنی در حالت دراز کشیده به‌پشت[1]، تنه را به‌صورت ایزومتریک در مقابل یک مقاومت بی‌حرکت در وضعیتی که کف پاها روی تخت بود، زانوها و ران‌ها خمیده و ثابت[2] بود و دست‌ها روی سینه قرار داشت، خم کرد (۱)؛

۲- برای به‌دست آوردن مقدار بیشینهٔ فعالیت عضلهٔ مایل خارج شکمی، آزمودنی در حالت دراز کشیده به پهلو[3]، تنه را به‌صورت ایزومتریک و در مقابل یک مقاومت بی‌حرکت در وضعیتی که ران‌ها و زانوها خمیده و ثابت بود و دست‌ها کنار گوش‌ها قرار داشت، چرخش داد (۱۶)؛

۳- برای به‌دست آوردن مقدار بیشینهٔ فعالیت عضلات راست‌کنندهٔ مهره‌های کمری آزمودنی باید تنه را از حالت دراز کشیده به شکم[4] به‌صورت ایزومتریک و در مقابل یک مقاومت بی‌حرکت در وضعیتی که پاها ثابت بود و دست‌ها پشت بدن قرار داشت، باز می کرد (۸).

برای ایجاد مقاومت بی‌حرکت در حرکات MVIC، مقاومت دستی به‌کمک همکار محقق اعمال شد(۵). باید اشاره کرد که حرکات MVIC مبنایی برای هنجارسازی دامنهٔ سیگنال‌های الکترومایوگرافی عضلات پس از اجرای برنامهٔ تمرینی هستند تا بتوان شدت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات را بین افراد مقایسه کرد (۱۸،۱۷). عدم اجرای هنجارسازی داده‌ها به تأثیرگذاری متغیرهایی مثل امپدانس پوست یا مقدار بافت زیرجلدی منجر می‌شود که با عملکرد عضلانی ارتباطی ندارند (۱۹). از این‌رو تمامی مقادیر شدت فعالیت عضلانی به‌دست‌آمده از تکالیف تمرینی، به‌عنوان درصدی از مقادیر شدت فعالیت عضلانی به‌دست‌آمده از حرکات MVIC محاسبه و به‌عنوان MVIC% بیان می‌شوند (۱).

برنامهٔ تمرینی

پس از اجرای حرکاتMVIC آزمودنی‌ها وظیفهٔ تمرینی را روی سه سطح تمرینی در سه تکرار و به‌مدت شش ثانیه به‌طور ایزومتریکی اجرا کردند. در این مدت، ثبت الکترومایوگرافی سطحی عضلات مورد نظر ثبت شد. تمرین‌های مورد نظر عبارت بودند از:

۱. پل زدن به شکم روی تشک (سطح پایدار- شکل ۱)؛

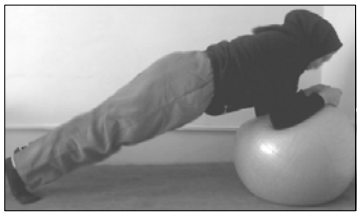
۲. پل زدن به شکم روی توپ تمرینی (سطح ناپایدار یک- شکل ۲)؛

۳. پل زدن به شکم، دست‌ها روی توپ تمرینی و پاها روی نیمکت هم‌ارتفاع توپ (سطح

1. Supine position
2. Crook Lying Position
3. Side position
4. Prone position

ناپایدار دو- شکل ۳).

شکل ۱: پل زدن رو به شکم روی تشک (سطح پایدار)



شکل۲. پل زدن رو به شکم روی توپ تمرینی(سطح ناپایدار۱)

شکل۳: پل زدن رو به شکم ،دست‌ها روی توپ تمرینی و پاها روی نیمکت هم ارتفاع توپ (سطح ناپایدار۲)

هنگام اجرای وظیفهٔ تمرینی آزمودنی، محقق برای حفظ وضعیت ستون فقرات در حالت خنثی، بازخوردهای کلامی مبنی بر این که پاها و تنه در یک سطح و موازی با هم هستند، ارائه می‌کرد (۱)، به‌طوری‌که آزمودنی باید طوری لگن خود را حفظ می‌کرد که زاویهٔ فلکشن مفصل ران به صفر درجه می‌رسید (۲۰).

فاصلهٔ زمانی استراحت بین هر کدام از تکرارها در مرحلهٔ ثبت الکترومایوگرافی سطحی در حرکات MVIC دو دقیقه و در مرحلهٔ ثبت الکترومایوگرافی سطحی از وظیفه تمرینی، یک دقیقه در نظر گرفته شده بود. زمان استراحت بین هر حرکت MVIC با حرکت بعدی و همچنین بین هر تکلیف تمرینی با تکلیف تمرینی بعدی نیز سه دقیقه منظور شده بود تا از تأثیر خستگی بر تغییرات دامنهٔ میوالکتریک عضلات پیشگیری می‌شود (۵).

برای تجزیه و تحلیل امواج خام الکترومایوگرافی دو کد (برنامهٔ کامپیوتری) در نرم افزار MATLAB 7.0 تعریف شد. تمامی داده‌های الکترومایوگرافی سطحی به‌دست‌آمده از حرکات MVIC و تکالیف تمرینی به روش مشابهی با استفاده از تکنیک معدل‌گیری قدر مطلق[1] تحت پنجره ۵۰۰ میلی ثانیه‌ای، پردازش شدند. شایان ذکر است که در این مرحله از هر چهار ثانیهٔ ثبت‌شده در حرکات MVIC، سه ثانیهٔ میانی آن و از هر شش ثانیهٔ ثبت‌شده در تکالیف

1. Absolute Value Averaging

تمرینی، پنج ثانیهٔ میانی آن معدل‌گیری انجام گرفت. بعد از این مرحله، فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در هر دو تکرار برای هر کدام از حرکات MVIC و در هر سه تکرار برای هر کدام از تکالیف تمرینی میانگین‌گیری، به‌صورت mean abs انجام گرفت.

روش آماری

پس از هنجارسازی داده‌ها برای بررسی وجود یا نبود اختلاف بین سطوح فعالیت عضلانی از روش ANOVA با اندازه‌گیری مکرر در سطح معنی‌داری $P<0.05$ و برای تعیین محل اختلاف از آزمون بونفرونی استفاده شد.

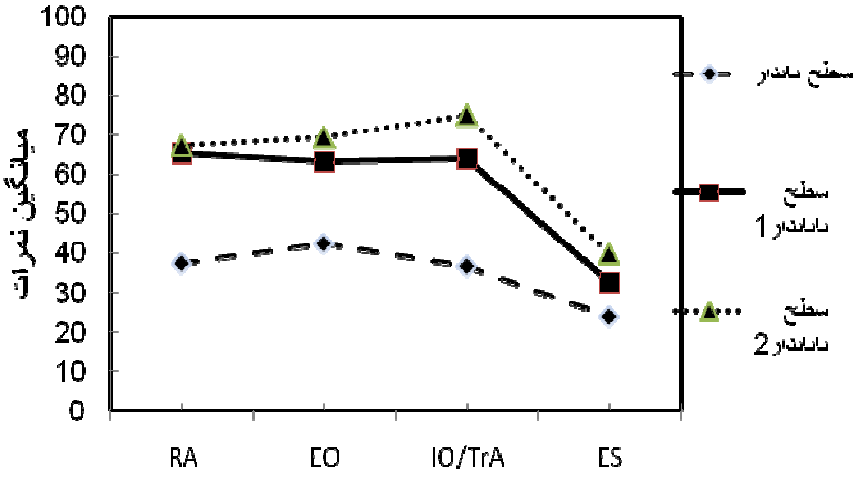
یافته‌های تحقیق

جدول ۱ نشان‌دهندهٔ میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلانی در پل زدن روی سه سطح تمرینی مختلف است. عضلات RA، EO و IO/TA با اضافه کردن دو سطح ناپایدار افزایش معنی‌داری پیدا کردند. عضلهٔ ES فقط در سطح ناپایدار دو تحت تأثیر قرار گرفت. بین دو سطح ناپایدار اختلاف معنی‌داری دیده نشد. نمودار ۱ فعالیت عضلات را در سه سطح بررسی شده نشان می‌دهد (نمودار ۱). در نمودار ۱ مشاهده می‌شود که عضلهٔ IO/TA در سطح ناپایدار دو بیشترین فعالیت عضلانی را دارد و کمترین فعالیت مربوط به عضلهٔ ES در سطح پایدار است. فعالیت عضلات در سطح ناپایدار دو نسبت به سطوح دیگر بیشتر است. فعالیت عضلهٔ RA در دو سطح ناپایدار اختلاف بسیار ناچیزی دارد، ولی هر دو سطح ناپایدار افزایش زیادی نسبت به سطح پایدار دارد. عضلهٔ EO و IO/TA نیز در سطوح ناپایدار افزایش زیادی دارند. ES کمترین فعالیت را در سطوح تمرینی داراست.

جدول ۱.توصیف آماری فعالیت عضلانی در سطوح پایدار و ناپایدار۱و۲

گروه متغیر	تعداد	میانگین و انحراف استاندارد در سطوح				
		پایدار		ناپایدار ۱		ناپایدار ۲
RA	۱۶	۳۷/۲۶±۱۹/۵۸	*	۶۵/۴۵ ±۱۶/۱۸	*	۶۷/۳۵±۱۹/۷۶
EO	۱۶	۴۲/۲۵±۱۵/۵۷	*	۶۳/۲۶ ±۲۰/۷۰	*	۶۹/۳۲±۱۸/۷۷
IO/TA	۱۶	۳۶/۷۸±۱۴/۵۷	*	۶۴/۰۰ ±۲۲/۷۶	*	۷۵/۰۲±۲۰/۱۲
ES	۱۶	۲۳/۷۸±۱۶/۸۱		۳۲/۵۹ ±۲۲/۴۷	*	۳۹/۹۱±۲۱/۲۴

فعالیت عضلات به عنوان درصدی از MVIC بیان می‌شوند. نشانه "*" به این معنی است که بین اجرای تکالیف تمرینی روی سطوح متفاوت (سطح پایدار و ناپایدار) از نظر آماری تفاوت معنی داری وجود دارد ($P<0.05$).



نمودار ۱. شدت فعالیت عضلات RA، EO، IO/TA و ES برحسب %MVIC حین اجرای تمرین پل زدن رو به شکم در سطوح پایدار و ناپایدار۱و۲

بحث

در این تحقیق، شدت فعالیت عضلات کمری- لگنی مؤثر در پایداری ناحیهٔ مرکزی در پل زدن روی سطوح پایدار و ناپایدار و نیز تأثیر نیروی جاذبه بر مرکز ثقل در پل زدن به شکم روی توپ تمرینی در عضلات RA، EO، IO/TA و ES بررسی شد.

افزایش سطوح فعال‌سازی EO، RA و IO /TA در طول پل زدن به شکم با افزایش سطح ناپایدار مشاهده شد. این یافته‌ها با نتایج تحقیق سیامکی (۱۳۸۷) (۱۴) در مورد تمرین پل زدن به شکم همسوست. افزایش فعالیت عضلات RA و EO در سطوح ناپایدار یک و دو نسبت به سطوح پایدار با تحقیق لمان (۲۰۰۵) (۱) نیز همخوانی دارد. ولی در تحقیق لمان با اجرای تمرین پل زدن روی توپ تمرینی عضلهٔ EO تحت تأثیر قرار نگرفت. احتمالا اختلاف نتایج به جنسیت آزمودنی‌ها یا ورزشکار بودن آنها مربوط است. به‌طوری‌که آزمودنی‌های این تحقیق از جامعهٔ آماری زنان انتخاب شدند که هیچ گونه سابقه ی فعالیت قبلی نداشتند، درصورتی‌که آزمودنی‌های لمان، مردانی با شش ماه سابقهٔ تمرین با وزنه بودند.جانسا[1] (۲۰۰۶) (۹) هم عنوان کرد که فعالسازی همزمان در افراد تمرین نکرده به دلیل راحت نبودن روی توپ بیشتر است. در مورد اختلاف به‌کارگیری فعالیت عضلانی زنان و مردان، آروکوسکی[2] و همکاران

1. Janessa
2. Arokoski

(۲۰۰۱) عنوان کردند که زنان بهتر از مردان قادر به فعال کردن عضلات پایدارکنندهٔ تنه هستند. اگرچه ممکن است مردان قدرت بیشتری در انقباضات بیشینه داشته باشند. بنابراین صرفا به استفادهٔ مقدار جزئی از انقباض بیشینه در فعالیت‌های مشابه زنان نیاز دارند (۲۱).

فعالیت الکترومایوگرافی عضلات RA، EO، IO/TA و ES بین دو سطح ناپایدار اختلاف معنی‌داری نشان نداد. با توجه به تفاوت دو سطح ناپایدار در اختلاف ارتفاع سطح و تغییر وضعیت آزمودنی حین پل زدن، فعالیت عضلانی در سطح ناپایدار دو تا حدودی در عضلات بررسی شده افزایش یافت ولی این مقدار بسیار جزئی بود. در نتیجه می‌توان گفت ارتفاع توپ تمرینی که به تغییر وضعیت آزمودنی حین پل زدن منجر می‌شود، عامل تاثیرگذاری در افزایش فعالیت عضلانی نبوده است.

به گفتهٔ لمان و همکاران (۲۰۰۵) (۱) وضعیت بدنی آزمودنی حین پل زدن به شکم روی توپ تمرینی در حالت عمودی‌تری قرار دارد، بنابراین تأثیر نیروی جاذبه در ایجاد گشتاور برای افزایش لوردوز کمری کمتر می‌شود و در نتیجه نیروی عضلانی کمتری برای مقابله با این گشتاور ایجادشده لازم است؛ پس ارتفاع توپ تمرینی که به کاهش اثر نیروی جاذبه بر مرکز ثقل منجر می‌شود، به ضرر افزایش فعالیت عضلانی عمل می‌کند. البته نتایج نشان داد که تغییر وضعیت آزمودنی به‌تنهایی عامل مؤثری در افزایش معنی‌دار فعالیت عضلانی نیست.

فعالیت عضلانی عضلهٔ ES در سطح ناپایدار دو، افزایش معنی‌داری نشان داد، عضلانی را نشان داد ولی در سطح ناپایدار یک، افزایش معنی‌دار فعالیت عضلانی مشاهده نشد. با توجه به نتایج می‌توان گفت تغییر وضعیت آزمودنی در سطح ناپایدار دو نسبت به سطح ناپایدار یک، به تنهایی عامل تأثیرگذاری در افزایش معنی‌دار فعالیت عضلهٔ ES نبود. همچنین عدم تعادل سطح ناپایدار نیز به تنهایی به افزایش معنی‌دار فعالیت این عضله در تمرین پل زدن به شکم روی توپ تمرینی منجر نشد. با این حال، این دو عامل با هم برای افزایش معنی‌دار فعالیت عضلانی مؤثر بودند، به‌طوری‌که در سطح ناپایدار دو، عضلهٔ ES افزایش معنی‌دار فعالیت عضلانی را نشان داد.

نتیجه‌گیری

با توجه به اهداف برنامه‌های تمرینی اصلاحی و توانبخشی پیش‌رونده و امکان استفاده از سطوح تمرینی متفاوت پایدار و ناپایدار (از جمله توپ تمرینی) می‌توان تمرین پل زدن به شکم را برای تقویت و بازگرداندن فعالیت انقباضی عضلات شکمی سطحی و عمقی ناحیهٔ مرکزی مقدی دانست. ناپایداری سطح نسبت به تغییر اثر جاذبه روی مرکز ثقل عامل مؤثرتری است. همچنین

با توجه به اینکه ارتفاع توپ تمرینی با قرار گیری نیمکت هم ارتفاع توپ از بین می‌رود، احتمالا در افرادی که خطر افتادن از روی توپ تمرینی در آنها زیاد است، اجرای تمرین‌های پایداری به این روش سودمند است.

منابع:

1. Lehman G., Hoda W., Oliver S. (2005) Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swiss Ball. Chiropractic & Osteopathy. 13: 552-563.
2. Patel K. (2006). Stability Ball Training. CPD Training Manual.
3. Muscolino J, Cipriani S. (2004) Pilates and the "Powerhouse" – I. J Bodywork and Mov Therapies. 8:15-24.
4. Fredricson M., Moor T. (2005) Muscular balance, Core stability and Injury prevention for middle and long distance runners. Phys Med Rehabil Clin. 16: 669-689.
5. Lehman G., McMillan B., McIntyre I. (2006) Shoulder muscle EMG activity during push up variations on and off a Swiss Ball. Dynamic Med. 5:7: 1-7.
6. Marshall P.W. , Murphy B.A. (2006) Change in muscle activity and perceived exertion during exercises performed on a swiss ball. Appl Physiol Nutr Metab. 31:376-383.
7. Marshall P.W., Murphy B.A. (2006) Increased deltoid and abdominal muscle activity during Swiss Ball bench press. J Strength and Conditioning Res. 20: 745-50.
8. Marshall P.W., Murphy B.A. (2005) Core stability exercises on and off a Swiss Ball. Arch Phys Med Rehabil. 86: 242-9.
9. Janessa D.M., Drake, Steve L., Fische, Stephen H.M., Brown M.H.L. , Callaghan P.J. (2006) Do exercise balls provide a training advantage for trunk extentsor exercise? A biomechanical evaluation Manipulative Physic Ther 29:354-362.
10. Behm D.G., Anderson K., Curnew R.S. (2002) Muscle force and activation under unstable conditions. Journal Strenghth Cond Res; 16:416-422.
11. Vera-Garcia F.J., Grenier S.G., McGill S. (2000) Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. Physical Therapy 80(6):564-9.
12. Behm D., Leonard A., Young W., Bonsey W., MacKinnon S. (2005) Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. Journal of Strength and Conditioning Research,19(1):193-201.

۱۳.سیامکی، رضا (۱۳۸۷). بررسی میزان فعالیت عضلات کمری- لگنی مؤثر در پایداری core در دو سطح پایدار و ناپایدار در افراد با قوس کمری افزایش‌یافته. پایان‌نامهٔ کارشناسی‌ارشد.

دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه باهنر کرمان.

۱۴.ضیائی، وحید؛ فلاح، جواد؛ رضایی، ماکان؛ بیات، علیرضا (۱۳۸۶). ارتباط نمایهٔ تودهٔ بدنی و آمادگی جسمانی در ۵۱۳ دانشجوی پزشکی. مجلG دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، دورهٔ ۶۵ ، ش ۸، ۸۴-۷۹ .

15. Marshall P.W., Murphy B.A. (2003) The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. J Electromyogr Kinesiol. 13: 477-89.

16. Drysdal C., Jennifer E. (2004). Surface electromyographic activity of the abdominal muscles during pelvic-tilt and abdominal-hollowing exercises. J Athletic Train. 39(1):32-36.

17. Danneels L.A., Vanderstraeten G.G., Cambier D.C., Witvrouw E.E., Stevens V.K., De Cuyper H.J. (2001) A functional subdivision of hip, abdominal, and back muscles during asymmetric lifting. Spine. 26(6): 114-21.

18. Plamondon A., Serresse O., Boyd K., Ladouceur D., Desjardins P. (2002) Estimated moments at L5/S1 level and muscular activation of back extensors for six prone back extension exercises in healthy individuals. Scand J Med Sci Sports. 12(2): 81-89.

19. Arokoski J.P., Kankaanp M., Valta T., Juvonen I., Partanen J., Taimela S., Lindgren K.A., Airaksinen O. (1999) Back and hip extensor function during therapeutic exercises. Arch Phys Med Rehabil. 80(7): 842-850.

20. Stevens V., Bouche K., Mahieu N., Coorevits P. (2006) Trunk muscle activity in healthy subjects during bridging stabilization exercises. BMC Musculoskeletal Disorders. 7: 75: 1-8.

21. Arokoski J.P.T. ,Airaksinen O., Kankaanpa M. (2001) Back and abdominal muscle function during stabilization exercise. Arch Phys Med Rehabil. 82: 1089-1098.

مطالعات طب ورزشی شماره ۹، بهار و تابستان ۱۳۹۰، صص ۱۳۶-۱۲۳

اثر پیچ‌خوردگی یک جانبهٔ مچ پا بر آزمون‌های عملکردی – اجرایی و تعادل پویا و ایستای فوتبالیست‌ها و والیبالیست‌ها

علی مصطفی‌لو[۱]، حمیدرضا قزلسفلو[۲]، هادی روحانی[۳]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۱۲/۲۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۵/۲۲

چکیده

هدف پژوهش حاضر، بررسی اثر پیچ‌خوردگی یک جانبهٔ مچ پا بر آزمون‌های عملکردی - اجرایی و تعادل پویا و ایستای فوتبالیست‌ها و والیبالیست‌هاست. بدین منظور ۴۲ فوتبالیست و والیبالیست، در دو گروه سالم و آسیب‌دیده، در این پژوهش شرکت کردند. برای برآورد نقص‌های عملکردی - اجرایی در اجرا، از آزمون جهش به شکل هشت لاتین و جهش جانبی استفاده شد. رکورد آزمودنی‌ها، با استفاده از کرونومتری با دقت ۰/۰۱ ثانیه ثبت شد. برای برآورد تعادل آزمودنی‌ها آزمون تعادلی ستاره در هشت جهت و آزمون تعادل ایستا به‌کار گرفته شد. به‌منظور مقایسهٔ بین گروه‌ها از آزمون تحلیل واریانس چندراهه (۲ رشتهٔ ورزشی × ۲ گروه) و آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. نتایج نشان داد تعادل پویای ورزشکاران در همهٔ جهت‌های آزمون ستاره در افراد اسپرین به‌طور معنی‌داری کمتر از افراد سالم است ($p<۰/۰۵$). همچنین بین امتیازات آزمون جهش به شکل هشت لاتین، جهش جانبی و تعادل ایستای در ورزشکاران گروه آسیب‌دیده و گروه سالم تفاوت معنی‌داری وجود دارد؛ بنابراین، پزشکان، متخصصان طب ورزشی، فیزیوتراپ‌ها، مربیان و تمام افرادی که به نوعی با سلامتی ورزشکار در ارتباط‌اند می‌توانند به‌منظور پیشگیری، درمان و توان‌بخشی پیچ‌خوردگی مچ پا از نتایج این تحقیق استفاده کنند.

کلیدواژه‌های فارسی: پیچ‌خوردگی مچ پا، تعادل، آزمون عملکردی - اجرایی، فوتبالیست، والیبالیست.

۱. عضو هیئت علمی دانشگاه آزاد اسلامی واحد مینودشت (نویسندهٔ مسئول) Email: a.mostafaloo@gmail.com
۲. عضو هیئت علمی مجتمع آموزش عالی گنبد کاووس Email: h_ghezel@yahoo.com
۳. دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزش دانشگاه گیلان Email: h_rohani7@yahoo.com

مقدمه

پیچ‌خوردگی مچ پا[1] ناتوانی شایعی است که می‌تواند بر عملکرد و فعالیت روزانهٔ افراد مبتلا اثر بگذارد. بنا بر مقالات متعدد، کنترل تعادل در این افراد دچار اختلال می‌شود و افزایش نوسان پوسچر[2] در اثر پیچ‌خوردگی مچ پا مؤید این مطلب است (۱، ۲). مفصل مچ، نقشی اساسی در کنترل تعادل بر عهده دارد و پیچ‌خوردگی مچ پا از شایع‌ترین آسیب‌دیدگی‌ها در میان ورزشکاران است (۳) که بعد از آسیب‌دیدگی اولیه، میزان برگشت آن در افراد فعال ممکن است بیش از ۸۰ درصد باشد (۴).

تعادل در یک تقسیم‌بندی به سه نوع ایستا، نیمه‌پویا و پویا تقسیم می‌شود (۵). در ورزش‌های مختلف از جمله والیبال، فوتبال، بسکتبال، ژیمناستیک و اسکی که در آن‌ها به عکس‌العمل‌های سریع نیاز است، تعادل محافظت ذاتی در مقابل آسیب فراهم می‌کند (۳، ۶). احراز و حفظ تعادل در وضعیت ایستا و در حین فعالیت، به تولید نیروی کافی توسط عضلات و اعمال آن به اهرم‌های بدن (استخوان‌ها) نیازمند است که مستلزم تعامل پیچیدهٔ دستگاه عضلانی - اسکلتی و عصبی است (۴).

مچ پای افرادی که سابقهٔ پیچ‌خوردگی دارند، عواملی خطر آفرین دارد که در بروز مجدد پیچ‌خوردگی‌ها نقش دارند. بعضی از این عوامل عبارتند از: ضعف عضلانی، محدودیت‌های حرکتی مچ پا، آسیب گیرنده‌های حسی - عمقی در لیگامنت‌های مفصل مچ پا (۷). بر اساس تحقیقات انجام شده، در ورزشکاران با سابقهٔ اسپرین مچ پا حس - عمقی و آگاهی حس - حرکتی کاهش می‌یابد که خود عاملی مهم در کاهش تعادل و عاملی خطرزا در آسیب‌دیدگی مجدد است (۸). به‌علاوه، باید گفت این آسیب به‌طور کامل درمان نمی‌شود و برگشت‌پذیر است (۹). پیچ‌خوردگی مچ پا در ورزش‌هایی رایج است که شامل پریدن و حرکات جانبی است. این آسیب ۱۵ تا ۴۵ درصد کل آسیب‌های ورزشی را شامل می‌شود. ۱۰ تا ۳۰ درصد از افرادی که دچار این نوع آسیب‌دیدگی می‌شوند، به ناپایداری مزمن مچ پا و در نتیجه، نقص‌هایی در عملکرد مبتلا می‌شوند (۱۰).

پیچ‌خوردگی مچ پا که پیوسته در ورزشکاران مشاهده می‌شود، مشکلات و نقص‌های عملکردی - اجرایی در مچ پا ایجاد می‌کند که تأثیر مخربی بر فعالیت ورزشکاران دارد. این نقص‌ها ناتوانی‌ها و مشکلاتی هستند که فرد آسیب‌دیده در حین اجرای حرکات ورزشی به آن دچار می‌شود (۱۱).

---

1. Ankle Sprain
2. Posture

در زمینهٔ ارتباط بین سابقهٔ پیچیدگی مچ پا و نقص‌های عملکردی مطالعاتی انجام شده است که به نتایج متناقضی دست یافته‌اند. یانگ و همکاران و ندلر و همکاران معتقدند زنجیرهٔ نقص‌های حرکتی بعد از برگشت از آسیب‌دیدگی مچ پا، نقص‌های عملکردی - اجرایی را به‌وجود می‌آورد که ممکن است در ارزیابی بدنی استاندارد مشخص نشود (۱۲، ۱۳). کری و همکاران همبستگی بین اجرای آزمودنی در یک‌سری آزمون‌های عملکردی - اجرایی مربوط به پایین‌تنه را با مقیاسی از ناپایداری مچ بررسی کردند. نتایج نشان داد بین مقیاس ناپایداری عملکردی مچ پا و نقص‌های عملکردی در آزمون جهش جانبی و آزمون جهش به شکل هشت لاتین رابطهٔ مثبتی وجود دارد (۱۱). لورن و همکاران و یوفاک و همکاران، با استفاده از شاخص‌ها و آزمون‌های عملکردی گوناگون به این نتیجه رسیدند که افراد با سابقهٔ پیچیدگی مچ پا، نقص‌های عملکردی - اجرایی دارند (۱۴، ۱۵)، از طرف دیگر، نتایج پژوهش‌های مان و همکاران و کری و همکاران با وجود ارتباط بین سابقهٔ پیچ‌خوردگی مچ پا و نقص‌های عملکردی – اجرایی، با یکدیگر مغایر است. آن‌ها معتقدند پیچ‌خوردگی مچ پا بر عملکرد واقعی تأثیر منفی ندارد و افرادی که سابقهٔ پیچ‌خوردگی مچ پا دارند هیچ‌گونه نقص و ناتوانی عملکردی ندارند (۱۶، ۱۷). همچنین تاکنون محققان کمی، با استفاده از آزمون‌های عملکردی کنترل پوسچر ایستا و پویا را در افراد دارای سابقهٔ پیچ‌خوردگی مچ پا ارزیابی قرار کرده‌اند، از جمله اکبری و همکاران مشکلات تعادل ورزشکاران با پیچ‌خوردگی حاد جانبی مچ پا را با آزمون‌های بالینی و سیستم تعادلی بایودکس بررسی کردند. این بیماران روی پای آسیب‌دیده دچار اختلال تعادل استاتیک و دینامیک شدند که اختلال تعادل در حالت چشم بسته از حالت چشم باز بیشتر بود (۷). گریبل و همکاران، با استفاده از آزمون ستاره ای اثر خستگی و ناپایداری مزمن مچ پا را بر کنترل پوسچر پویا در سه جهت خلفی، میانی و قدامی بررسی کردند. آن‌ها دریافتند افراد در سمتی که دچار ناپایداری مزمن مچ پا بودند، فاصله دست‌یابی و زاویهٔ فلکشن زانوی کمتری در هر سه جهت اندازه‌گیری شده داشته‌اند (۴). حسینی مهر و همکاران، به‌وسیلهٔ آزمون ستاره‌ای اثرات خستگی را بر کنترل ایستا و پویای ورزشکاران با آسیب‌دیدگی مچ پا در هشت جهت بررسی کردند. نتایج نشان داد خستگی تأثیر معنی‌داری بر تعادل پویای افراد آسیب‌دیده داشته و همچنین تعادل افراد سالم را کاهش داده است (۱۸). اولمستد و همکاران از آزمون تعادلی ستاره برای تعیین نقایص دست‌یابی در آزمودنی‌های مبتلا به ناپایداری مزمن مچ پا استفاده کردند و دریافتند افرادی که دارای ناپایداری مزمن مچ پا بودند روی پای آسیب‌دیده، درمقایسه با پای سالم دست‌یابی کمتری نشان دادند (۱۹).

امروزه، به دلایل متعدد مربیان ورزشی مجبورند مرتباً وضعیت جسمانی و حرکتی ورزشکاران را

با شیوه‌های متفاوتی ارزیابی کنند. مسئله‌ای که مطرح می‌شود این است که آیا ورزشکاران دارای سابقهٔ پیچ‌خوردگی مچ پا، در مقایسه با ورزشکاران سالم دچار نقص‌ها و ناتوانی‌های عملکردی در مچ پا هستند؟ بیشتر ورزشکارانی که آسیب قبلی پیچ‌خوردگی مچ پا داشته‌اند از وجود این نقص‌های عملکردی پنهان در فعالیت‌های خود آگاه نیستند یا به آن‌ها اهمیت نمی‌دهند، در حالی که این نقص‌ها و ناپایداری‌های مزمن اعتماد به نفس ورزشکاران را در اجراهای ورزشی کاهش داده، گاهی باعث پایان دوران ورزشی آنان می‌شود که این مسئله برای ورزشکاران سطوح بالاتر دارای اهمیت است. با توجه به این مسائل، شناسایی و اندازه‌گیری این نقص‌ها و محدودیت‌ها در افراد دارای پیچ‌خوردگی مچ پا ضرورت دارد. همچنین یافتن راهی آسان و کم هزینه برای شناسایی نقص‌های عملکردی مچ پا به‌منظور پیشگیری از آسیب‌های بعدی و طرح برنامه‌های توان‌بخشی ضروری به نظر می‌رسد؛ بنابراین هدف پژوهش حاضر بررسی اثر پیچ‌خوردگی یک جانبهٔ مچ پا بر آزمون‌های عملکردی - اجرایی و تعادل پویا و ایستای فوتبالیست‌ها و والیبالیست‌هاست.

روش‌شناسی پژوهش

آزمودنی‌های این تحقیق را ۴۲ فوتبالیست و والیبالیست تشکیل می‌دادند که به‌صورت تصادفی هدف‌دار انتخاب و در دو گروه سالم و آسیب‌دیده تقسیم شدند. بی‌ثباتی عملکردی مچ پا به‌صورت داشتن تاریخچه‌ای از بروز دست‌کم یک اسپرین یک جانبه در مچ پا و احساس پیچ‌خوردگی مکرر و خالی شدن پا تعریف شد. همچنین ورزشکارانی که سابقهٔ شکستگی مچ پا، پیچ‌خوردگی دو طرفهٔ مچ پا[1]، آسیب‌دیدگی مچ پا در مدت سه ماه قبل از زمان تحقیق، سابقهٔ پارگی رباط صلیبی زانو، سابقهٔ بیماری‌های تعادلی و شرکت در برنامه‌های توان‌بخشی در زمان تحقیق داشتند، از تحقیق حذف شدند (۱۸، ۲۰، ۲۱). ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها به‌صورت میانگین ± انحراف استاندارد در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱. ویژگی‌های آزمودنی‌ها (میانگین ± انحراف استاندارد)

	فوتبالیست		والیبالیست	
	سالم (n=۱۱)	اسپرین (n=۱۰)	سالم (n=۱۰)	اسپرین (n=۱۱)
قد (سانتی‌متر)	۱۷۷/۸±۶/۳	۱۷۶/۴±۵/۷	۱۹۰/۱±۱/۵	۱۸۶/۷±۳/۰
وزن (کیلوگرم)	۶۸/۶±۶/۶	۶۹/۱±۷/۷	۷۸/۵±۴/۷	۷۳/۲±۶/۸
سن (سال)	۲۱/۹±۱/۷	۲۰/۹±۱/۲	۲۱/۳±۲/۱	۲۱/۴±۲/۲
طول پا (سانتی‌متر)	۸۶/۴±۴/۸	۸۸/۴±۳/۳	۱۰۲/۶±۲/۵	۹۸/۶±۴/۱

1. Lateral and medial sprain

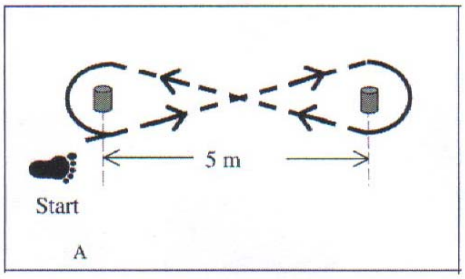
آزمودنی‌ها پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه، اطلاعات فردی و سوابق پزشکی و آشنا شدن با طرح پژوهش، آمادگی خود را اعلام کردند و از آن‌ها خواسته شد به‌منظور اجرای آزمون‌های مورد نظر در باشگاه بدن‌سازی دانشگاه آزاد اسلامی واحد مینودشت حاضر شوند. سپس، اندازه‌گیری‌های آنتروپومتریک شامل وزن، با استفاده از ترازوی دیجیتالی و قد، به‌وسیلهٔ قدسنج دیواری انجام شد. برای برآورد نقص‌های عملکردی در اجرای آزمودنی‌ها، پس از گرم کردن مختصر (۵- ۱۰ دقیقه کشش و دویدن نرم روی نوار گردان) از آزمون جهش به شکل هشت لاتین و جهش جانبی استفاده شد؛ زیرا این آزمون‌ها با فشار بر ساختارهای خارجی پا، یعنی لیگامنت‌های جانبی مچ پا و عضلات نازک‌نئی (پرونئوس[1]) و همچنین فشار چرخشی که در جهش به شکل هشت لاتین به مچ پا وارد می‌کنند، نقص‌های عملکردی - اجرایی را در افراد آسیب‌دیده آشکار می‌کنند (۴، ۲۰). از طرف دیگر، مرکز تحقیقات ورزشی اسمیت و چندین مؤسسه معتبر دیگر در مطالعات خود از این آزمون‌های عملکردی - اجرایی استفاده کرده‌اند که دارای دقت و اعتبارند (۱۶، ۲۱). برای ثبت رکورد آزمودنی‌ها از کرونومتری با دقت یک صدم ثانیه استفاده شد و برای برآورد تعادل آزمودنی‌ها از آزمون تعادل ستاره[2] در هشت جهت و آزمون تعادل ایستا[3] استفاده شد. آزمون ستاره از آزمون‌های عملکردی ارزیابی تعادل پویاست که برای برآورد تعادل پویا و ارزیابی پیشرفت برنامه‌های بازتوانی استفاده می‌شود. گری (۱۹۹۵) روایی و اعتبار این آزمون را برای برآورد تعادل پویا گزارش کرده است (۲۰، ۲۲).

برای اجرای پروتکل ابتدا آزمودنی‌ها با آزمون‌های عملکردی - اجرایی آشنا شدند. سپس، نحوهٔ انجام پروتکل به‌دقت توسط محقق به آزمودنی‌ها نشان داده شد. به آزمودنی‌ها فرصت داده شد که چندین بار پروتکل را تمرین کنند تا به‌طور کامل با نحوهٔ انجام آن آشنا شوند.

آزمون جهش به شکل هشت لاتین: این آزمون در مسیری به شکل هشت لاتین به فاصلهٔ پنج متر اجرا شد که با دو عدد مخروط مشخص شده بود (شکل۱). آزمودنی‌ها پس از گرم کردن و انجام حرکات کششی به مدت پنج دقیقه در آزمون شرکت کردند و سپس روی پای مورد مطالعهٔ خود دو بار به صورت لی‌لی جهش کردند. از آن‌ها خواسته شد که مسیر را با بیشترین سرعت خود با پای برهنه جهش کنند. رکورد آزمودنی‌ها با کرونومتری با دقت ۰/۰۱ ثبت شد. هر آزمودنی دو بار در آزمون شرکت کرد و بهترین زمان برای وی ثبت شد. اگر آزمودنی در حین اجرای آزمون تعادل خود را از دست می‌داد یا قادر به انجام آزمون نبود،

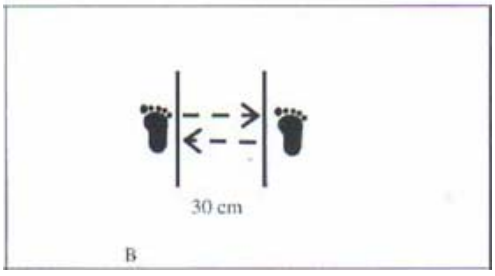
1. Peroneus Muscles
2. Star Excursion Balance Test (SEBT)
3. Single Leg Balance Test (SLB)

آزمون دوباره تکرار می‌شد. بین هر تکرار ۳۰ ثانیه و بین هر آزمون یک دقیقه زمان استراحت منظور شد (۲۱).



شکل ۱. آزمون جهش به شکل هشت لاتین

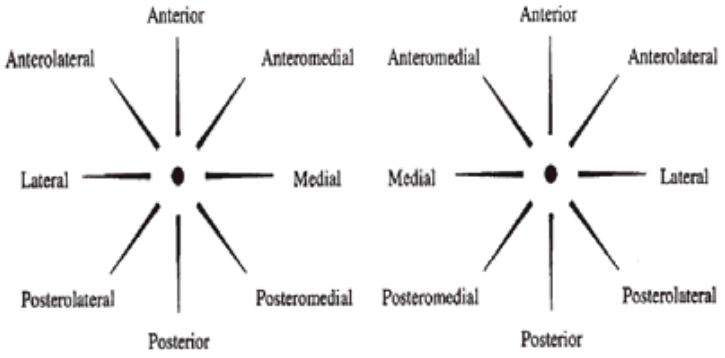
آزمون جهش جانبی: برای آزمون جهش جانبی، آزمودنی‌ها باید فاصلهٔ ۳۰ سانتی‌متری روی زمین را که با دو تکه نوار چسب موازی مشخص شده بود ۱۰ بار به صورت رفت و برگشت روی پای مورد مطالعهٔ خود جهش می‌کردند (شکل۲). از آن‌ها خواسته شد مسیر را با بیشترین سرعت خود با پای برهنه جهش کنند. رکورد آزمودنی‌ها به‌وسیلهٔ کرونومتری با دقت ۰/۰۱ ثبت شد. هر آزمودنی دو بار در آزمون شرکت کرد و بهترین زمان برای وی ثبت شد. اگر آزمودنی در حین اجرای آزمون تعادل خود را از دست می‌داد یا قادر به انجام آزمون نبود، آزمون دوباره تکرار می‌شد. بین هر تکرار ۳۰ ثانیه و بین هر آزمون یک دقیقه زمان استراحت منظور شد (۲۱).



شکل۲. آزمون جهش جانبی

آزمون تعادلی ستاره: توانایی تعادل پویای آزمودنی‌ها، با استفاده از ثبت فاصلهٔ دست‌یابی در هشت جهت قدامی، قدامی جانبی، قدامی داخلی، خارجی، داخلی، خلفی، خلفی جانبی و خلفی داخلی تعیین شد. در این آزمون هشت جهت به‌صورت ستاره روی زمین رسم شد که با زاویهٔ ۴۵ درجه نسبت به هم قرار گرفتند. به‌منظور اجرای این آزمون و استاندارد کردن داده‌ها، طول

پا از خار خاصرهٔ فوقانی قدامی تا قوزک داخلی اندازه‌گیری شد. پس از توضیحات آزمونگر در خصوص نحوهٔ اجرای آزمون، هر آزمودنی شش بار آن را اجرا کرد و در صورتی که پای راست، اندام آسیب‌دیده بود، آزمون در خلاف جهت عقربه‌های ساعت و اگر پای چپ آسیب‌دیده بود، آزمون در جهت عقربه‌های ساعت انجام می‌شد. آزمودنی در مرکز ستاره بر روی پای آسیب‌دیده قرار می‌گرفت و با پای دیگر عمل دستیابی را بدون خطا (خطاها: حرکت پا از مرکز ستاره، تکیه با پای دیگر در نقطه‌ی تماس خط ستاره، افتادن شخص و جدا کردن دست‌ها از پهلوها) در هشت جهت ستاره انجام می‌داد، جهت‌ها را آزمونگر به صورت تصادفی تعیین می‌کرد. فاصله‌ی محل تماس پای آزاد آزمونگر تا مرکز ستاره، فاصله‌ی دستیابی بود. هر آزمودنی هر یک از جهت‌ها را سه بار انجام می‌داد و در نهایت میانگین آن‌ها محاسبه، بر اندازه‌ی طول پا بر حسب سانتی‌متر تقسیم و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب می‌شد تا فاصله دستیابی، بر حسب درصدی از اندازه‌ی طول پا به دست آید (۲۰).



ایستادن روی پای راست **ایستادن روی پای چپ**

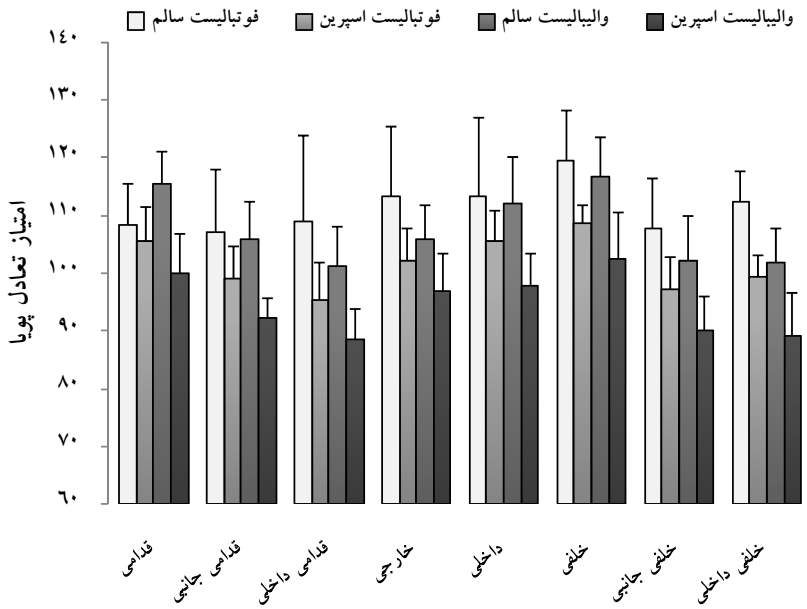
شکل۳. آزمون تعادلی ستاره

آزمون تعادل ایستا: از آزمودنی خواسته شد تا بدون کفش روی پای آسیب‌دیدهٔ خود بایستد و انگشتان پای مخالف را روی زانوی پای آسیب‌دیده قرار دهد و دست‌ها را روی کمر بگذارد. چشم‌ها باز باشند و به نقطهٔ مشخص شده روی دیوار ثابت شوند و آزمودنی روی پنجهٔ پای آسیب‌دیده بایستد و سعی کند تعادلش را حفظ کند. با انجام هر گونه خطا (تماس پاشنه پا با زمین، حرکت پا روی سطح زمین، جدا شدن دست‌ها از کمر و جدا شدن پای خم شده از پای آسیب‌دیده) انجام آزمون متوقف می‌شد. رکورد آزمودنی‌ها به‌وسیلهٔ کرونومتری با دقت ۰/۰۱

ثبت شد. هر آزمودنی سه بار آزمون تعادل ایستا را انجام داد و بهترین رکورد ثبت شد (۱۸). به‌منظور مقایسهٔ بین گروه‌ها از آزمون تحلیل واریانس چندراهه (۲ رشتهٔ ورزشی × ۲ گروه) و آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. از میانگین و انحراف استاندارد نیز برای بیان متغیرهای مورد مطالعه استفاده شد. تجزیه و تحلیل‌ها با استفاده از نرم‌افزار spss ۱۶ و در سطح معنی‌داری $p<۰/۰۵$ انجام شد.

یافته‌های پژوهش

با توجه به نتایج آزمون تحلیل واریانس چندراهه، مشخص شد تعادل پویای ورزشکاران رشتهٔ فوتبال در بیشتر جهت‌های آزمون ستاره (به‌جز قدامی، قدامی جانبی و خلفی) به‌طور معنی‌داری بیشتر از والیبالیست‌هاست ($p<۰/۰۵$). با بررسی اثر تعاملی، تحلیل‌های بیشتر نشان داد که این تفاوت‌ها در هر دو گروه ورزشکاران سالم و اسپرین صادق است.



نمودار ۱. میانگین و انحراف استاندارد امتیاز تعادل پویا در هشت جهت مختلف آزمون ستاره

آزمون آماری تحلیل واریانس چندراهه همچنین نشان داد که تعادل پویای ورزشکاران (هم فوتبال و هم والیبال) در همهٔ جهت‌های آزمون ستاره در افراد اسپرین به‌طور معنی‌داری کمتر از افراد سالم است ($p<۰/۰۵$). هر چند، نتایج آزمون بونفرونی در بررسی اثر تعاملی نشان داد

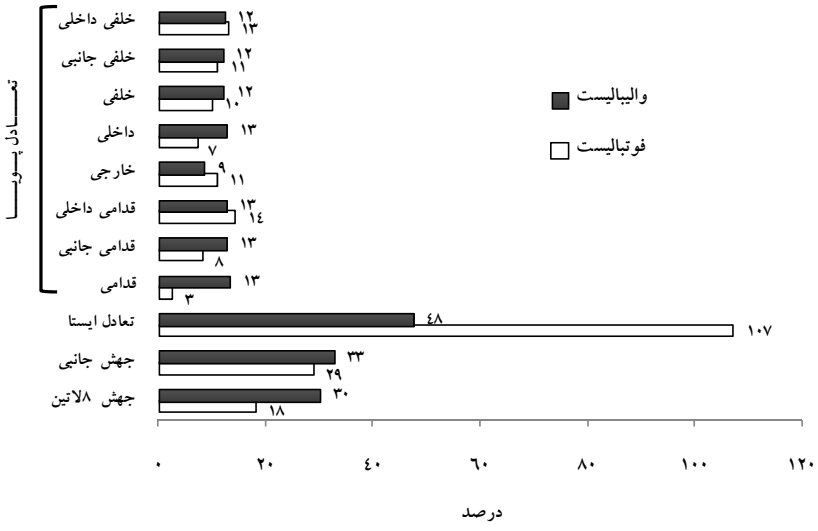
که اثر اسپرین بر تعادل پویای ورزشکاران در جهت قدامی فقط در والیبالیست‌ها اثر معنی‌داری داشت ($p<۰/۰۵$) و تفاوت آن در گروه اسپرین و سالم فوتبالیست در جهت مذکور معنی‌دار نبود. داده‌های مربوط به این آزمون در نمودار ۱ ارائه شده است. (به‌منظور اجتناب از پیچیدگی نمای نمودار، از قرار دادن علائم مربوط به معنی‌داری تفاوت‌ها بر روی ستون نمودارها صرف‌نظر شده و در توضیحات به آن اشاره شده است).

جدول ۲. ویژگی‌های آزمودنی‌ها (میانگین ± انحراف استاندارد)

آزمون	فوتبالیست		والیبالیست	
	سالم	اسپرین	سالم	اسپرین
آزمون جهش هشت لاتین (ثانیه)	۵/۵±۰/۴	۶/۷±۰/۶*	۵/۳±۰/۴	۶/۹±۰/۸*
آزمون جهش جانبی (ثانیه)	۴/۶±۰/۶	۶/۴±۰/۶*	۵/۰±۰/۲	۶/۶±۰/۸*
آزمون تعادل ایستا (ثانیه)	۱۰/۱±۵/۲	۴/۹±۱/۱*	۱۱/۱±۳/۱	۵/۸±۱/۶*

* تفاوت معنی‌دار با گروه سالم هم‌رشته‌ای ($p\leq۰/۰۵$).

با مقایسهٔ میانگین رکورد آزمودنی‌ها در آزمون‌های جهش به شکل هشت لاتین (8)، جهش جانبی و تعادل ایستا مشخص شد که عملکرد آزمودنی‌های دچار اسپرین در هر دو گروه فوتبالیست‌ها و والیبالیست‌ها نسبت به هم‌رده‌های سالم‌شان به‌طور معنی‌داری افت کرده است ($p\leq۰/۰۵$). این افت در فوتبالیست‌ها و والیبالیست‌ها مشابه بود و تفاوت آن بین فوتبالیست‌ها و والیبالیست‌ها از نظر آماری معنی‌دار نبود.



نمودار ۲. درصد افت عملکرد فوتبالیست‌ها و والیبالیست‌ها در اثر اسپرین مچ پا

درصد افت عملکرد بازیکنان در آزمون‌های مذکور در اثر اسپرین مچ پا در نمودار ۲ ارائه شده است. بر این اساس، بیشترین میزان افت مربوط به تعادل ایستا در فوتبالیست‌ها و پس از آن در والیبالیست‌ها بود که به‌ترتیب در حدود بیش از دو برابر و ۴۸ درصد بود.

بحث و نتیجه‌گیری

میانگین رکوردهای ورزشکاران گروه سالم در اجرای جهش به شکل هشت لاتین، جهش جانبی و تعادل ایستا کمتر از میانگین رکوردهای ورزشکاران گروه آسیب‌دیده است. این موضوع نشان می‌دهد که ورزشکاران سالم اجرای بهتری داشتند و نقص‌های عملکردی نداشتند و ورزشکاران دارای سابقهٔ آسیب پیچ‌خوردگی مچ پا، در مقایسه با ورزشکاران سالم اجرای بدتر و نقص‌های عملکردی داشتند. این نتیجه نشان می‌دهد آزمون جهش به شکل هشت لاتین، جهش جانبی و تعادل ایستا قادر به تمایز بین افراد سالم و افراد دارای نقص‌های عملکردی مچ پا نیست. این یافته با نتایج تحقیقات لورن و همکاران (۱۴)، یوفاک و همکاران (۱۵)، کری و همکاران (۱۱) هم‌خوانی دارد، اما با نتایج تحقیقات مان و همکاران (۱۷) و کری و همکاران (۱۶) مغایر است. این مغایرت احتمالاً به‌دلیل نوع آزمون‌های استفاده شده در این تحقیقات است که شامل آزمون دو رفت و برگشت، آزمون جهش متقاطع سه‌گانه و آزمون جهش چابکی در مسیر مستقیم است و فشار ناچیزی بر ساختارهای جانبی و لیگامنت‌های جانبی مچ پا وارد می‌کند و مسلماً قادر به شناسایی نقص‌های عملکردی در ورزشکاران دارای سابقهٔ آسیب پیچیدگی قبلی نخواهند بود، در حالی که آزمون‌های جهش جانبی و جهش به شکل هشت لاتین استفاده شده در تحقیق حاضر فشارهای جانبی و چرخشی بر مچ پای ورزشکاران اعمال کرده و باعث آشکار شدن نقص‌ها و محدودیت‌های عملکردی می‌شوند (۱۷). نتایج تحقیق حاضر نشان داد تعادل پویای ورزشکاران (هم فوتبال و هم والیبال) در همهٔ جهت‌های آزمون ستاره در افراد اسپرین به‌طور معنی‌داری کمتر از افراد سالم است که با نتایج اکبری و همکاران (۷)، گریبل و همکاران (۴) و اولمستد و همکاران (۱۹) هم‌خوانی دارد. به‌طور کلی متعاقب هر آسیب، تحریک رفلکس نورون‌های حرکتی کاهش می‌یابد که می‌تواند به‌دلیل کاهش اطلاعات دریافت شده در مورد حس عمقی توسط سیستم عصبی مرکزی یا افزایش فعالیت نورون‌های مهاری در نخاع مربوط باشد که در هر صورت می‌تواند به تخریب پیش‌رونده در مفصل منجر شود. در این صورت نقص در دینامیک مفصل، تعادل و هماهنگی ادامه می‌یابد. به لحاظ نظری، گفته می‌شود که لیگامنت کشیده شده یا آسیب‌دیده در فراهم کردن بازخورد عصبی کافی برای عضو آسیب‌دیده دچار اختلال می‌شود که می‌تواند باعث کاهش اطلاعات حس - عمقی ضروری برای کنترل تعادل

شود (۷). به‌طور کلی این گیرنده‌ها بازخوردهای مربوط به تنش و فشار مفصل را ارجاع می‌دهند که در نهایت، حس حرکت و موقعیت مفصل را تأمین می‌کنند. این اطلاعات از طریق تارهای اعصاب آوران با سیستم‌های حسی دهلیزی و بینایی یک‌پارچه می‌شوند و به شکل نوعی سیستم کنترل پیچیده در هماهنگی و کنترل پوسچر نقش دارند. وقتی ورودی‌های آوران بعد از آسیب تغییر می‌کنند، انقباضات عضلانی مناسب تغییر خواهند کرد؛ بنابراین آسیب گیرنده‌های مکانیکی اطراف مفصل مچ پایی که دچار اسپرین است، ممکن است به نقص‌های عملکردی و ناپایداری مزمن و در نتیجه، کاهش تعادل منجر شوند (۱۸). همچنین، زمانی که اسپرین جانبی مچ پا رخ می‌دهد آسیب نه‌تنها در کل ساختارهای لیگامنتی؛ بلکه در گیرنده‌های مکانیکی کپسول‌های مفصلی، لیگامنت‌ها و تاندون‌های اطراف مچ پا نیز روی می‌دهد. این گیرنده‌ها به‌طور مشترک بازخورد مربوط به فشار و تنشن مفصل را نشان می‌دهند و در نهایت، احساس حرکت و وضعیت مفصل را به‌وجود می‌آورند. این اطلاعات از طریق تارهای عصبی آوران با سیستم حسی، بینایی و دهلیزی کامل شده، به سیستم کنترل پیچیده وارد می‌شود تا کنترل پوسچر و هماهنگی را انجام دهد. زمانی که درون‌دادهای حسی بعد از آسیب‌دیدگی تغییر می‌کنند، انقباض‌های عضلانی مناسب نیز ممکن است تغییر کند؛ بنابراین، آسیب به گیرنده‌های مکانیکی مفصل مچ پا در اسپرین جانبی مچ ممکن است در آسیب‌های عملکردی و بی‌ثباتی مزمن بعد از آسیب‌دیدگی نقش داشته باشد. همان‌طور که نقصان تعادل ممکن است به رخ دادن مکرر اسپرین جانبی مچ منجر شود که کاهش عملکرد اندام تحتانی را در پی دارد (۷). هدف از توان‌بخشی بعد از آسیب‌دیدگی لیگامنتی مچ پا تقویت دامنهٔ حرکتی، کنترل حسی - حرکتی، قدرت عضلانی و برگشت آن به سطح قبل از آسیب‌دیدگی است (۲۰). تمرینات تعادلی و هماهنگی که در توان‌بخشی مچ پا بعد از اسپرین مچ پا استفاده می‌شود، نوسانات پوسچر را کاهش می‌دهد و کنترل پوسچر و ثبات عملکردی را بهبود بخشیده و شیوع اسپرین مچ پا در ورزشکاران با سابقهٔ اسپرین قبلی را کاهش می‌دهد (۷، ۲۱). در مجموع، نتایج تحقیق نشان داد آزمون ستاره وسیله‌ای مؤثر برای تعیین نقصان دست‌یابی در بین افراد سالم و افراد با ناپایداری مزمن مچ پاست (۷).

به‌طور کلی می‌توان نتیجه گرفت که ورزشکاران دارای سابقهٔ اسپرین مچ پا بر اساس عواملی چون شدت آسیب اولیه، نحوهٔ درمان، کیفیت برنامه توان‌بخشی و غیره درجاتی از نقص‌ها و ناتوانی‌های عملکردی دارند که این نقص‌ها می‌توانند باعث اختلال در اجراهای ورزشی آنان شوند. مهم‌ترین کاربرد این تحقیق پیشگیری از وقوع پیچ‌خوردگی‌های بعدی از طریق شناسایی افراد مستعد آسیب و ارائهٔ راه‌کارهای پیشگیرانه است. از این آزمون‌ها می‌توان در زمینهٔ

توان‌بخشی و تعیین میزان نقص‌ها و ناتوانی‌های افراد آسیب‌دیده و میزان آمادگی آنان به‌منظور طراحی برنامهٔ توان‌بخشی دقیق‌تر استفاده کرد؛ بنابراین بدون نیاز به امکانات ویژه و در هر زمان و مکانی به راحتی می‌توان از آزمون‌های عملکردی جهش به شکل هشت لاتین، جهش جانبی، تعادل ایستا و پویا به‌عنوان ابزاری آسان و ارزان برای شناسایی افراد دارای نقص عملکرد مچ پا استفاده کرد؛ بنابراین با توجه به مطالب گفته شده پزشکان، متخصصان طب ورزشی، فیزیوتراپ‌ها، مربیان و کلیهٔ افرادی که به نوعی با سلامتی ورزشکار در ارتباط‌اند می‌توانند به‌منظور اهدافی مانند پیشگیری، درمان و توان‌بخشی آسیب پیچ‌خوردگی مچ پا از نتایج این تحقیق استفاده کنند.

منابع:

1. Beynnon, B.D., Murphy, D.F., Alosa, D.M. (2002). Predictive Factors for Lateral Ankle Sprains: A Literature Review. Journal Athletic Training, 37(4): 376-380.
2. Docherty C.L., Valovich M.C., Leod T.C, Shultz SJ. (2006). Postural control deficits in participants with functional ankle instability as measured by the balance error scoring system clinical. Journal Sports Medicine, 16(3): 203-208.
3. Boden B.P., Dean G.S, Feagin J.A, Garret W.E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics, 23: 573-78.
4. Gribble, P., Hertel, J., Denegar, C., Buckley, W. (2004). The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. Journal Athletic Training. 39(4), 321-329.
5. Robert, W., Aron, J., Mark, L. (2003). The effect of polymeric training on distance running performance. European Journal of Applied Physiology, 89: 1-7
6. Salcy, Y., kental, B.B., Heycan, C., Akin, S., Korkosuz, F. (2004). Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players. Clinical Biomechanics, 19: 622-28
7. Akbari, M., Karimi, H., Farahini, H., Faghihzade, S. (2006). Balance problems after unilateral ankle sprain. Rehabilitation Research Development, 819-824.
8. Trojian, T.H., (2006). McKeag Single leg balance test to identify risk of ankle sprain. Journal Sports Medicine, 610-613.
9. Nikolaos, D., Eleftherios, K. (2007). Ankle Sprain Injuries and Risk Factors in Amateur Soccer Players during a 2-Year Period. The American Journal of Sports Medicine, 35:458-466.
10. Tricia, J. (2006). Hubbard Fibular position in individuals with self-reported chronic ankle instability. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 36:3-9.

11. Carrie, L., Docherty, C.L. (2005). Functional-performance deficits in volunteers with functional ankle instability. Journal Athletic Training, 40(1):30-34.

12. Nadler, S.F, Malanga, G.A. (2002). Functional performance deficits in athletes with previous lower extremity injury. Journal Sports Medicine, 12(2):73-8.

13. Yang, C.H., Vicenzino, B. (2002). Proprioceptive, Balance, And Functional Deficits Across Acute , Subacute And Chronik Ankle Sprain Subjects. Advances in experimental Medicine and Biology, 508:95-101.

14. Lauren C, Christopher R. (2002). Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects with Chronic Ankle Instability. Journal Athletic Training. 37(4): 501–506.

15. Ufuk, S., Yavuz, Y. (2007). Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability Surgery. Sports Traumatology Knee, 654-664.

16. Kerry, M., Sandra J. (2002). Chronic Ankle Instability Does Not Affect Lower Extremity Functional Performance. Journal Athletic Training, 37(4): 507–511.

17. Munn, J., Beard, D., Refshauge, K., Lee, R.J. (2002). Do functional-performance tests detect impairment in subjects with ankle instability? Journal Sport Rehabilitation, 11:40–50.

۱۸.حسینی مهر، حسین، دانشمندی، حسن، نورسته، علی اصغر، (۱۳۸۷). اثرات خستگی بر کنترل ایستا و پویای ورزشکاران با آسیب‌دیدگی مچ پا. اولین همایش ملی آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی و بیومکانیک ورزشی، ص ۵-۱.

19. Olmsted, L.C., Cracia, C.R., Hertel, J., Shultz S.J. (2002). Efficacy of the stare cursion balance tests in detecting reach deficits in subject with chronic ankle instability. Journal Athletic Training, 37(4): 501-506.

۲۰.صادقی، حیدر، هادی، حمداله، رستم خانی، حسین، بشیری، مهدی، (۱۳۸۸). تأثیر شش هفته تمرین قدرتی، پلایومتریک و ترکیبی (قدرتی و پلایومتریک) بر تعادل پویای دانشجویان مرد ورزشکار. پژوهش در علوم ورزشی، ۲۲: ۱۲۳-۱۱۱.

۲۱.بابایی، حمید، طاهری، حمیدرضا، آهنجان، شهرام، (۱۳۸۸). بررسی رابطهٔ بین سابقهٔ پیچ‌خوردگی مچ پا و نقص‌های عملکردی اجرایی در ورزشکاران. پژوهش در علوم ورزشی، ۲۲: ۶۱-۴۷.

22. Earl, J.E, Hertel, J. (2001). Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests. Journal Sport Rehabilitation, 10: 93-104.

مطالعات طب ورزشی شماره ۹، بهار و تابستان ۱۳۹۰، صص ۱۴۶-۱۳۷

اثر تمرین پلایومتریک، استقامتی و ترکیبی بر نرخ آسیب‌های حاد در بازیکنان فوتبال آماتور

محمود نیک‌سرشت[۱]، حمید آقاعلی نژاد[۲]، عبدالحسین طاهری[۳]

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۴/۲۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۹/۲۰

چکیده

به‌دلیل شایع بودن آسیب‌دیدگی در فوتبال، به روش‌های موثر برای پیشگیری از آن نیاز است. هدف از این پژوهش، مقایسهٔ اثر تمرین پلایومتریک، استقامتی و ترکیبی بر نرخ آسیب های حاد در فوتبالیست‌های مرد آماتور بود. ۳۲ فوتبالیست با میانگین سن ۴/۷۲ ± ۲۵/۴۲ سال، میانگین قد ۷/۱ ± ۱۷۷/۶ سانتی‌متر و تودهٔ بدن ۶/۵۹ ± ۷۳/۲ کیلوگرم، به‌صورت تصادفی در یکی از سه گروه تمرین پلایومتریک (n=۱۱)، استقامتی (n=۱۱) و ترکیبی (n=۱۰) قرار گرفتند. تمرین استقامتی شامل چهار نوبت چهار دقیقه‌ای دویدن اینتروال با شدت ۹۰ تا ۹۵ درصد حداکثر ضربان قلب با سه دقیقه دویدن آرام بین آنها بود. تمرین پلایومتریک شامل نه حرکت پرشی و پرتابی برای سه نوبت با ۱۰ تکرار بود که با شدت کم تا بیشینه انجام گرفت. تمرین ترکیبی هم شامل اجرای هر دو تمرین استقامتی و پلایومتریک در یک جلسه بود که ابتدا تمرین پلایومتریک اجرا شد. آزمودنی‌ها، برنامه‌های تمرین را به مدت هشت هفته، هر هفته سه جلسه اجرا کردند. از پرسشنامهٔ گزارش آسیب فولر و همکاران برای جمع‌آوری داده‌ها استفاده شد. براساس نتایج، آسیب‌دیدگی در گروه تمرین ترکیبی به‌طور معناداری کمتر از گروه‌های تمرین پلایومتریک (p =۰/۰۳۷) و استقامتی (p =۰/۰۰۲) و نیز آسیب‌دیدگی غیربرخوردی در گروه تمرین ترکیبی و پلایومتریک به‌طور معناداری کمتر از گروه تمرین استقامتی بود (p≤۰/۰۵) ، اما تفاوت معناداری در سه گروه تمرین در متغیرهای محل آسیب (p =۰/۲۹۰)، برگشت به بازی(p =۰/۵۶۱)، نوع آسیب (p =۰/۳۵۲) و زمان وقوع آسیب (p =۰/۳۷۴) مشاهده نشد. بنابراین مربیان و پزشکان تیم‌ها باید به تمرینات توانی و پرشی توجه بیشتری داشته باشند.

کلیدواژه های فارسی: تمرین ترکیبی، شیوع آسیب، پیشگیری، فوتبال.

۱. عضو هیات علمی دانشگاه آزاد اسلامی واحد ایلام (نویسندهٔ مسئول) Email: mardeen1981@gmail.com
۲. استادیار دانشگاه تربیت مدرس Email: aghaalinejad@gmail.com
۳. عضو هیات علمی دانشگاه آزاد واحد ایلام

مقدمه

فوتبال فعالیت ورزشی شدیدی است که آسیب‌دیدگی (۱۷ تا ۲۴ آسیب در هر ۱۰۰۰ ساعت بازی) در آن در مقایسه با بسیاری از ورزش‌ها به نسبت بیشتر است (۱ تا ۶). افزایش تعداد فوتبالیست‌ها و گرایش روزافزون به رقابت و مسابقه نیز شیوع آسیب‌دیدگی در فوتبال را افزایش داده است (۷). آندرسن و همکاران (۲۰۰۳)، در ۳۵ مسابقه ۵۲ مورد آسیب‌دیدگی گزارش کردند که از این تعداد، ۳۱ درصد از نوع برخوردی بوده است (۸). اریک و همکاران (۲۰۰۵) نشان دادند ۲/۳ و ۱۴/۸مورد آسیب‌دیدگی به‌ترتیب در هر ۱۰۰۰ ساعت تمرین و مسابقه در بازیکنان فوتبال جوان رخ می‌دهد که اغلب آنها در پایین‌تنه است (۹). براساس تحقیق دراور و همکاران (۲۰۰۲)، طی یک فصل، ۷۴۲ مورد آسیب‌دیدگی در ۱۳۸ فوتبالیست رخ داد که از این تعداد، ۲۲/۲ درصد در مچ پا، ۱۵/۲درصد در زانو، ۱۳ درصد در ساق پا و ۱۰/۸درصد در کشالهٔ ران بود. همچنین در دسته‌بندی انواع آسیب‌ها مشخص شد ۴۰/۶ درصد از نوع استرین، ۱۹/۸ درصد ضربدیدگی، ۱۹/۳ درصد از نوع اسپرین و ۸/۳ درصد هم شکستگی و دررفتگی است (۱۰). هی‌وات و همکاران (۱۹۹۹)، نیز گزارش کردند که بعد از یک دوره تمرین شامل انعطاف‌پذیری، تمرین پلایومتریک، تمرین قدرتی با تأکید بر تکنیک و عملکرد صحیح طی بازی، در پایان فصل مسابقه در گروه تجربی هیچ نوع آسیب‌دیدگی غیربرخوردی لیگامنت متقاطع قدامی در فوتبالیست‌ها و بسکتبالیست‌ها دیده نشد، اما در گروه کنترل، دو مورد آسیب‌دیدگی لیگامنت متقاطع قدامی در فوتبالیست‌ها و سه مورد آسیب‌دیدگی لیگامنت متقاطع قدامی در بسکتبالیست‌ها دیده شد که همهٔ آنها غیربرخوردی بودند (۱۱). آرناسون و همکاران (۲۰۰۴)، ارتباط معناداری بین توان اکستنشن پا و ترکیب بدنی با تعداد کل آسیب‌دیدگی‌ها گزارش کردند (۲).

به دلیل شیوع آسیب‌دیدگی، هزینه‌های زیادی برای بازگرداندن سلامت فرد آسیب‌دیده بر تیم‌ها تحمیل می‌شود. همچنین در بعضی موارد، فرد آسیب‌دیده ممکن است به بیش از یک ماه استراحت برای که این زمان از دست‌رفته در فوتبال امروز به لحاظ اقتصادی مقرون‌به‌صرفه نیست (۱۳). در یک جمع‌بندی به‌نظر می‌رسد تمرینات آماده‌سازی به‌ویژه تمرینات توانی در پیشگیری از آسیب‌دیدگی نقش مؤثری دارد. بنابراین بررسی سازوکارهای پیشگیری‌کنندهٔ از آسیب‌دیدگی در فوتبال به‌ویژه نوع تمرینات آماده‌سازی راهگشا خواهد بود. نگاهی به پیشینهٔ پژوهشی موجود نشان می‌دهد که تاکنون در هیچ تحقیق مدوّنی اثر برنامه‌های مختلف تمرین در پیشگیری آسیب‌دیدگی‌ها در فوتبال بررسی نشده است. در پژوهش حاضر تلاش شده است تا اثر سه نوع برنامهٔ تمرین پلایومتریک، استقامتی و ترکیبی (ترکیب پلایومتریک و استقامتی)

بر نرخ آسیب‌دیدگی‌های حاد فوتبالیست‌های آماتور مرد، بررسی شود.

روش‌شناسی تحقیق

آزمودنی‌های پژوهش، ۳۲ فوتبالیست مرد آماتور با میانگین سنی ۴/۷۲ ± ۲۵/۴۲ سال, میانگین قد ۷/۱ ± ۱۷۷/۶ سانتی‌متر و میانگین تودهٔ بدن ۶/۵۹ ± ۷۳/۲ کیلوگرم، با حداقل ۳ سال سابقهٔ بازی در لیگ دسته سوم کشور بودند که پس از همگن‌سازی به‌صورت تصادفی ساده در سه گروه تمرین پلایومتریک (n=۱۱)، استقامتی (n=۱۱) و ترکیبی (n=۱۰) قرار گرفتند. در این پژوهش، تمامی آسیب‌دیدگی‌هایی که در طول لیگ دسته سوم کشور در سال ۱۳۸۸ به هنگام مسابقه و تمرین (طی ۲۴ مسابقه و ۶۲ جلسه تمرین) رخ داده بود بررسی شد. برای جمع‌آوری داده‌ها از پرسشنامهٔ گزارش آسیب فولر و همکاران (۸)، استفاده شد. پژوهشگر به پرسشنامهٔ گزارش آسیب‌دیدگی را به‌صورت مصاحبه و مشاهدهٔ تمام تمرینات و رقابت‌ها در طول فصل مسابقه تکمیل کردند. اعتبار محتوایی پرسشنامه را گروهی از متخصصان پزشکی ورزشی و استادان علوم ورزشی تأیید کردند و پایایی درونی آن با آلفای کرونباخ ۰/۸۶ به‌دست آمد.

کلیهٔ ۳۲ نمونهٔ تحقیق حاضر عضو یک تیم بودند (بازیکنان اصلی و ذخیره)، و مربی تیم که یکی از محققان اصلی تحقیق بود، سعی کرد تا از تداخل برنامهٔ تمرینی و استفادهٔ بازیکنان در گروه‌های مختلف از برنامه‌های تمرینی یکدیگر پیشگیری کند. آسیب‌دیدگی در این تحقیق عبارت است از هرگونه عارضهٔ بدنی صرف نظر از نیاز به مراقبت‌های پزشکی که یک بازیکن را به دوری از فعالیت‌های ورزشی اعم از مسابقه یا تمرین وامی‌دارد (۱۴).

برنامه‌های تمرین

الف- برنامهٔ تمرین استقامتی: این برنامه شامل دویدن با شدت ۹۰ تا ۹۵ درصد ضربان قلب بیشینه به‌صورت تناوب‌های چهار دقیقه‌ای در هفته اول بود که چهار نوبت در هر جلسه تکرار شد (۱۵)، بین نوبت‌ها سه دقیقه دویدن آرام با شدت ۶۰ تا ۶۵ درصد ضربان قلب بیشینه اجرا شد. برنامه به‌مدت هشت هفته و سه جلسه در هفته اجرا شد. در طول برنامه، اصل اضافه‌بار فزاینده با افزایش نوبت‌ها و کاهش زمان استراحت فعال اعمال شد، به‌صورتی‌که در هفتهٔ هشتم، تعداد تناوب‌ها به شش نوبت رسید.

ب- برنامهٔ تمرین پلایومتریک: این گروه و چهار هفتهٔ اول، سه جلسه در هفته، ابتدا تمرین قدرتی اجرا کردند. اسکوات، پرس‌سینه شیبدار، پشت ران، شکم با زانوی خم و بلند شدن روی

پنجهٔ پا حرکاتی بود که آزمودنی‌ها در چهار نوبت با یک تا شش تکرار و با شدت ۸۵ تا ۱۰۰ درصد یک تکرار بیشینه اجرا کردند. سپس در چهار هفتهٔ دوم، برنامه تمرین پلایومتریک را شامل پرش جفت و تک پا از روی موانع، پرش از روی موانع با ۱۸۰ درجه چرخش، پرش زیگ‌زاگ جفت و تک پا به جلو، پرش پهلو از روی موانع با هر دو پا و تک پا، پرش زیگ‌زاگ پهلو از روی موانع به‌صورت تک پا و پرتاب توپ طبی به طرفین، در سه نوبت با ۱۲ تکرار انجام دادند. مدت استراحت فعال بین نوبت‌ها دو تا سه دقیقه در نظر گرفته شد (۱۶). در طول تمرین، اصل اضافه‌بار فزاینده با افزایش ارتفاع موانع اعمال شد.

ج- برنامهٔ تمرین ترکیبی: این گروه به مدت چهار هفته و هر هفته سه جلسه، ابتدا تمرین قدرتی و بلافاصله تمرین استقامتی، و در چهار هفتهٔ بعدی، ابتدا تمرین پلایومتریک و سپس تمرین استقامتی را در یک جلسه اجرا کردند (۱۷).

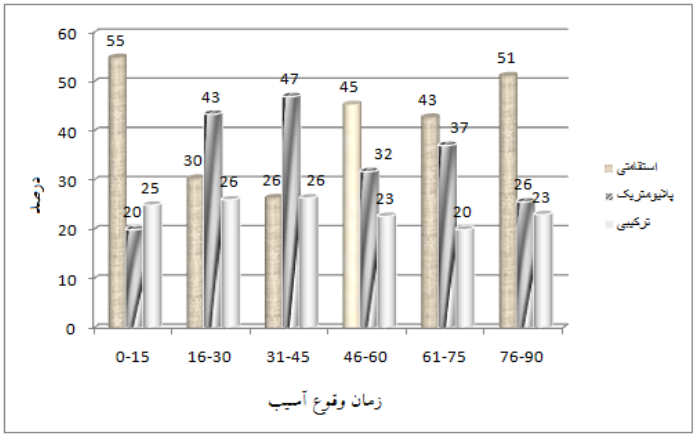
تجزیه و تحلیل داده‌ها

برای تحلیل داده‌های مربوط به شدت، نواحی و نوع آسیب دیدگی از آزمون خی دو، زمان وقوع آسیب‌دیدگی و زمان برگشت به بازی پس از آسیب‌دیدگی از آزمون کروسکال والیس، برای تحلیل سازوکار آسیب‌دیدگی از آزمون یو-من ویتنی و برای تحلیل زمان دوری از شرایط بازی پس از هر آسیب‌دیدگی از فاصلهٔ اطمینان استفاده شد. سطح معناداری برای رد یا قبول فرضیه‌ها ($p\leq ۰/۰۵$) در نظر گرفته شد.

یافته‌های تحقیق

نتایج نشان داد در گروه استقامتی ۷۲ مورد، در گروه پلایومتریک ۶۰ مورد و در گروه ترکیبی ۴۱ مورد آسیب‌دیدگی طی فصل رخ داده است. بر اساس آمارهٔ خی دو، آسیب‌دیدگی در گروه تمرین ترکیبی به‌طور معناداری کمتر از گروه‌های تمرین پلایومتریک ($p =۰/۰۳۷$) و استقامتی ($p =۰/۰۰۲$) بود. اما تفاوت معناداری بین سه گروه تمرین در متغیرهای محل آسیب‌دیدگی ($p =۰/۲۹۰$)، زمان برگشت به بازی ($p =۰/۵۶۱$)، نوع آسیب‌دیدگی ($p =۰/۳۵۲$) و زمان وقوع آسیب‌دیدگی ($p =۰/۳۷۴$) مشاهده نشد. در خصوص سازوکار آسیب‌دیدگی نتایج نشان داد آسیب‌دیدگی غیربرخوردی در گروه ترکیبی و پلایومتریک به‌طور معناداری کمتر از گروه استقامتی بود ($p =۰/۰۰۴$). همچنین در سه گروه تمرین آسیب‌دیدگی در پایین‌تنه به‌طور معناداری بیشتر از بالاتنه بود ($p =۰/۰۰۱$)، (استقامتی ۶۲/۵، پلایومتریک ۶۵ و ترکیبی ۷۰/۷۳ درصد) و بیشترین آسیب‌دیدگی در مچ پا تشخیص داده شد (استقامتی ۱۸/۰۵، پلایومتریک ۲۵ و ترکیبی ۲۴/۳۹ درصد). بیشتر آسیب‌های بالاتنه در ناحیهٔ سر و

صورت رخ داد (استقامتی ۱۲/۵، پلایومتریک ۱۰ و ترکیبی ۱۲/۱۹ درصد)، توزیع نواحی آسیب در جدول ۲ آورده شده است. در خصوص انواع آسیب‌دیدگی، ضربدیدگی (کوفتگی)[1] و خون‌مردگی[2] با ۳۰/۵۵ درصد در گروه استقامتی، ۲۶/۶۶ درصد در گروه پلایومتریک و ۲۴/۳۹ درصد در گروه ترکیبی بیشترین نوع را به خود اختصاص دادند و هیچ موردی از آسیب‌دیدگی عصب و ضربهٔ مغزی در گروه‌های تمرین مشاهده نشد. زمان وقوع آسیب طی رقابت‌ها بر حسب درصد برای هر سه گروه تمرین در شکل ۱ آمده است، همچنین اختلاف بین تعداد آسیب‌دیدگی در نیمه‌های اول و دوم بازی در گروه استقامتی معنادار (p =۰/۰۰۱) و در گروه‌های پلایومتریک (p =۰/۱۹۰) و ترکیبی (p =۰/۰۹۱) غیرمعنادار بود. ۶۸ درصد بازیکنان آسیب‌دیده در گروه استقامتی، ۵۰ درصد در گروه پلایومتریک و ۳۱/۷ درصد در گروه ترکیبی در همان لحظه به بازی برگشتند؛ ۱۳/۳ درصد گروه استقامتی، ۲۳/۳ درصد گروه پلایومتریک و ۹/۷ درصد گروه ترکیبی با اندکی تأخیر به بازی برگشتند؛ و ۳۰/۸ درصد گروه استقامتی، ۲۶/۶ درصد گروه پلایومتریک و ۵۸/۵ درصد گروه ترکیبی دیگر به بازی ادامه ندادند. میانگین دوری از مسابقه و تمرین پس از هر آسیب‌دیدگی در گروه‌های تمرین در گروه ترکیبی (۱۲روز) به‌مراتب بیشتر از گروه‌های پلایومتریک (۷ روز) و استقامتی (۶ روز) بود. همچنین نتایج نشان داد در سه گروه تمرین، آسیب‌دیدگی در پای برتر به‌طور معناداری بیشتر از پای غیربرتر بود، اما بین گروه‌های تمرین اختلاف معناداری دیده نشد (p≤۰/۰۵).



شکل ۱. زمان وقوع آسیب طی رقابت‌ها

1 - Contution
2 - Hematoma

جدول ۲. توزیع آسیب‌دیدگی در نواحی مختلف بدن در سه گروه تمرین استقامتی، پلایومتریک و ترکیبی

ناحیه آسیب دیده	استقامتی		پلایومتریک		ترکیبی	
	مورد	درصد	مورد	درصد	مورد	درصد
سر و صورت	۹	۱۲/۵	۶	۱۰	۵	۱۲/۱۹
گردن/ مهره‌های گردنی	۱	۱/۳۸	۰	۰	۱	۲/۴۳
شانه و ترقوه	۳	۴/۱۶	۲	۳/۳۳	۰	۰
جناغ/ دنده‌ها/ پشت	۱	۱/۳۸	۲	۳/۳۳	۲	۴/۸۷
کمر/ خاجی/ لگن	۵	۶/۹۴	۶	۱۰	۳	۷/۳۱
آرنج	۳	۴/۱۶	۳	۵	۱	۲/۴۳
مچ دست	۴	۵/۵۵	۲	۳/۳۳	۰	۰
شکم	۱	۱/۳۸	۰	۰	۰	۰
مفصل ران و کشاله	۱۱	۱۵/۲۷	۹	۱۵	۷	۱۷/۰۷
زانو	۱۰	۱۳/۸۸	۵	۸/۳۳	۶	۱۴/۶۳
ساق پا/ تاندون آشیل	۸	۱۱/۱۱	۶	۱۰	۴	۹/۷۵
مچ پا	۱۳	۱۸/۰۵	۱۵	۲۵	۱۰	۲۴/۳۹
پا و انگشتان پا	۳	۴/۱۶	۴	۶/۶۶	۲	۴/۸۷
مجموع	**۷۲**	**۱۰۰**	**۶۰**	**۱۰۰**	**۴۱**	**۱۰۰**

بحث و نتیجه‌گیری

هدف این پژوهش، مقایسه اثر سه نوع تمرین پلایومتریک، استقامتی و ترکیبی بر نرخ آسیب‌دیدگی در فوتبالیست‌های مرد آماتور بود. نتایج نشان داد که آسیب‌دیدگی در گروه تمرین ترکیبی به‌طور معناداری کمتر از گروه‌های تمرین پلایومتریک و استقامتی بود، تاکنون تحقیق مدونی در این زمینه صورت نگرفته است، اما دلیل احتمالی آسیب‌دیدگی کمتر در این گروه را می‌توان به وضعیت جسمانی مطلوب آنها نسبت داد. این گروه به دلیل تمرین زیاد (اجرای برنامه‌های هر دو گروه تمرین پلایومتریک و استقامتی)، احتمالاً از ترکیب بدنی بهتری برخوردارند. همچنین آسیب‌دیدگی‌های غیربرخوردی در گروه‌های ترکیبی و پلایومتریک به‌طور معناداری کمتر از گروه استقامتی بود. این موضوع با نتایج تحقیق هی‌وات و همکاران (۱۹۹۹)، (۱۱)، مبنی بر اینکه پس از یک دوره تمرین (تمرین انعطاف‌پذیری، پلایومتریک، قدرتی با تأکید بر تکنیک و عملکرد صحیح) هیچ آسیب‌دیدگی غیربرخوردی لیگامنت متقاطع قدامی در فوتبالیست‌ها و بسکتبالیست‌ها مشاهده نشد، تا حدودی همخوانی دارد. دلیل کاهش آسیب‌های غیربرخوردی در این گروه‌ها را می‌توان به اجرای حرکات پلایومتریک نسبت داد که ممکن است

به ایجاد سازگاری‌های مثبت در سیستم عصبی عضلانی، بازتاب کششی، خاصیت ارتجاعی عضلات و ارگان‌های وتری گلژی منجر شود که نتیجهٔ آن بهبود هماهنگی است، سازگاری‌های عصبی به‌طور معمول زمانی رخ می‌دهد که هماهنگی بین سیگنال‌های دستگاه اعصاب مرکزی و بازخورد گیرنده‌های عمقی افزایش یابد (۱۸)، همچنین عامل احتمالی دیگر، تعداد کم آسیب‌های غیربرخوردی در گروه‌های ترکیبی و پلایومتریک ناشی از وضعیت مطلوب توان بی-هوازی آنها در مقایسه با گروه استقامتی است، زیرا محققان گزارش کردند که ارتباط معنادار معکوسی بین پرش عمودی و تعداد آسیب‌دیدگی در فوتبالیست‌ها وجود دارد (۱۲).

تفاوت معناداری بین سه گروه تمرین در ناحیهٔ آسیب‌دیده مشاهده نشد، اما آسیب‌های پایین‌تنه در همهٔ گروه‌ها به‌طور معناداری بیشتر از آسیب‌های بالاتنه بود که دلیل آن استفادهٔ بیشتر از پایین‌تنه در بازی است (۱۹). همچنین تفاوت معناداری بین سه گروه تمرین در نوع آسیب‌دیدگی مشاهده نشد. در هر سه گروه تمرین، ضربدیدگی و خون‌مردگی بیشترین نوع را به خود اختصاص دادند که با پژوهش چان و همکاران (۱۹۸۴) (۲۰) که گزارش کردند ضربدیدگی و خون‌مردگی دو نوع آسیب‌دیدگی شایع در بازیکنان فوتبال است همخوانی دارد. دلیل اصلی این یافته، ماهیت بازی فوتبال و درگیری‌های زیاد در آن است. در مجموع می‌توان گفت نواحی و نوع آسیب‌دیدگی با ماهیت فوتبال ارتباط دارند و تحت تأثیر برنامه‌های مختلف تمرین قرار نمی‌گیرند.

همچنین تعداد آسیب‌دیدگی بازیکنان در نیمهٔ دوم بیشتر از نیمهٔ اول بازی بود که این اختلاف به لحاظ آماری در گروه استقامتی معنادار و در سایر گروه‌ها غیرمعنادار بود. دلیل افزایش آسیب‌دیدگی در نیمه دوم مسابقه در گروه استقامتی، شاید ضعف قدرت عضلات به‌ویژه عضلات بازکننده و خم‌کنندهٔ زانو باشد. گفتنی است گروه استقامتی طی دوران بدنسازی تمرین قدرتی نداشت، ولی دیگر گروه‌ها چهار هفته تمرین قدرتی اجرا کردند. در خصوص سازوکار آسیب‌دیدگی آشکار شد در هر سه گروه تمرین، آسیب‌دیدگی‌های برخوردی از غیربرخوردی به‌طور معناداری بیشتر بود. همچنین در گروه تمرین ترکیبی میزان آسیب‌های برخوردی به‌طور معناداری بیشتر از گروه تمرین استقامتی بود. فوتبال ورزشی برخوردی است و شدت درگیری‌ها در آن زیاد است که آن را می‌توان از دلایل تعداد زیاد آسیب‌دیدگی‌های برخوردی دانست (۲۱،۷). دلیل افزایش آسیب‌دیدگی‌های برخوردی در گروه ترکیبی نسبت به سایر گروه‌ها را می‌توان به Vo_{2max} بالا، افزایش جدال بر سر تصاحب توپ و در نتیجه برخورد بیشتر بازیکنان این گروه نسبت داد، زیرا هلگراد و همکاران (۲۰۰۱) (۱۵) معتقدند بالا بودن Vo_{2max} در فوتبالیست‌ها موجب افزایش شدت فعالیت، مسافت پیموده‌شده و همچنین افزایش

درگیری‌ها بر سر تصاحب توپ طی بازی می‌شود، بنابراین می‌توان انتظار داشت در گروه ترکیبی، آسیب‌دیدگی‌های برخوردی بیشتر باشد.

با این‌که بین سه گروه تمرین در زمان برگشت به بازی تفاوت معناداری مشاهده نشد، ذکر این نکته اهمیت دارد که درصد بیشتری (۶۸ درصد) از بازیکنان آسیب‌دیده در گروه استقامتی، بلافاصله به بازی برگشتند و همچنین درصد بیشتری (۵۸/۵ درصد) از بازیکنان آسیب‌دیده در گروه ترکیبی از ادامهٔ بازی انصراف دادند. دلیل این نتایج را می‌توان این گونه بیان کرد که بازیکنان گروه استقامتی بیشتر در اثر برخوردهای غیرجدی و حتی عدم برخورد و به‌ویژه هنگام فرود پس از پرش‌ها دچار آسیب‌دیدگی می‌شدند و درصد بیشتر عدم بازگشت به بازی در گروه ترکیبی را می‌توان به برخوردهای بسیار شدید و جدال بر سر تصاحب توپ و ضربه‌های مستقیم از طرف بازیکنان رقیب نسبت داد. میانگین دوری از مسابقه و تمرین پس از هر آسیب‌دیدگی در گروه‌های تمرین بررسی شد که به‌طور متوسط در گروه ترکیبی (۱۲روز) بیشتر از گروه‌های پلایومتریک (۷ روز) و استقامتی (۶ روز) بود. در گروه ترکیبی چون تعداد آسیب‌دیدگی‌های برخوردی بیشتر بود و درمان این‌گونه آسیب‌دیدگی اغلب زمان‌بر است، زمان بازگشت به مسابقه و تمرین هم طولانی خواهد بود.

از این پژوهش می‌توان نتیجه‌گیری کرد که با توجه به ماهیت برخوردی بازی فوتبال، پیشگیری از آسیب‌دیدگی‌های برخوردی اجتناب‌ناپذیر است اما با توجه به تعداد کم آسیب‌دیدگی‌ها در گروه تمرین ترکیبی نسبت به سایر گروه‌ها می‌توان گفت تمرینات توانی و پرشی به همراه تمرین استقامتی شدید کوتاه‌مدت از آسیب‌دیدگی به‌ویژه آسیب‌های غیربرخوردی در فوتبالیست‌های آماتور ممانعت می‌کند. همچنین می‌توان با رعایت برنامهٔ تمرین قدرتی مناسب و ایجاد تعادل عضلانی در عضلات موافق و مخالف به‌ویژه در پایین‌تنه، زمینهٔ کاهش آسیب‌دیدگی‌های برخوردی غیرجدی را فراهم کرد. اطلاعات این پژوهش به‌منظور تبیین برنامهٔ پیشگیری از آسیب‌دیدگی، برای دست‌اندرکاران و به‌ویژه کادر پزشکی تیم‌های ورزشی سودمند خواهد بود.

منابع:

1. Ekstrand J. Soccer injuries and their prevention. (1982). Linkoping University Medical Dissertions, No 130, Linkoping, Sweden.
2. Engstrom B, Johansson C, Tornkvist H. (1991). Soccer injuries among elite female players. Am J Sports Med 19:372–5.
3. Hawkins RD, Fuller CW. (1998). An examination of the frequency and severity

of injuries and incidents at three levels of professional. Br J Sports Med 32:326–32.

4. Hawkins RD, Fuller CW. (1999). A prospective epidemiological study of injuries in four English professional clubs. Br J Sports Med 33:196–203.
5. McMaster WC, Walter M. (1978). Injuries in soccer. Am J Sports Med 6:354–7.
6. Sandelin J, Santavirta S, Kiviluoto O. (1985). Acute soccer injuries in Finland. Br J Sports Med 1985;19:30–3.
7. Olsen L, Scanlan A, Mackay M, Babul S, Reid D, Clark M, And Raina P. (2006). Strategies For Prevention Of Soccer Related Injuries: A Systematics Reviwe. Br J of Sports Med 38:89-94.
8. Anderson, TE; Larsen A; Tenga, L; Engebretsen, L, and Bahr, R. (2003). Football Incident Analysis: A new video based method to describe injury mechanism in professional football. Br J Sport Med. 37:226-232.
9. Eric G, Lyle J, Michel I. (2005). Soccer Injuries. J Med Sport Sci. 49: 140- 169.
10. Drawer S, And Fuller, CW. (2002). Evaluating The Level Of Injury In English Professional Football Using A Risk Based Assessment Process. Br J Sports Med 36: 446- 451.
11. Hewatt, TE; Lindenfeld, TN; Ricoobene, JV; Noyes, FR. (1999). The Effect Of Neuromuscular Training On The Incidence Of Knee Injury In Female Atheletes : A Prospective Study. Am M J Sport Med 27:699- 706.
12. Arnason A, Stefen B, Sigurdsson A, Gudmundsson A, Holme I, Engebretsen L, And Bahr R. (2004). Physical Fitness, Injury, And Team Performance In Soccer. Med Sci Sport Exerc 36 (2): 275- 285.

۱۳.رهنما، نادر؛ بمبئی چی، عفت؛ نظریان، علی باقر؛ دانشجو، عبدالحمید (۱۳۸۶). شیوع و علل آسیب‌های حاد در دانشجویان فوتبالیست. شمارهٔ ۲ (۳۸): ۴۵-۳۹.

14. Fuller CW, Ekstrand J, Junge A, Endersen TE, Bahr R, Dvorak J, Hagglund M, Maccrory P, And Meevwisse WH. (2006). Consensus Statement On Injury Definitions And Data Collection Procedures In Studies Of Football (Soocer) Injuries. Br J Sports Medicine 40:193-201.
15. Helgerud J, Engen LC, Wisloff U, Hoff J. (2001). Aerobic endurance training improves soccer performance. Med Sci in Sport & Exerc. PP: 1925-1931.
16. Miller MJ, Herniman JJ, Ricard MD, Cheatham CC, Michael TJ. (2006). The effects of a 6-week plyometric training program on agility. J Sport Sci Med. 5:459-65.
17. Leveritt M, Abernethy PJ, Barry B, Logan PA. (2003). Concurrent strength and endurance training: the influence of dependent variable selection. J Strength

Cond. Res. 17(3): 503-508.

18. Junge A, Pipe A, Mountjoy M, and Holzgraefe M. (2005). Injury in Team Sport Tournament During the 2004 Olympic Games. Am J Sport Med, 34: 565-76.
19. Wang P, and Hang Y. (2005). Soccer Injury in the Lower Extremities. Br J Sports Med 39, 473-482.
20. Chan KM, and Leung L. (1984). Sports Injuries Survey on University Student in Hong Kong. Br J Sports Med 18:195-202.
21. Hoff J. (2004). Training And Testing Physical Capacities For Elite Soccer Players. J Sports Sci 23(6): 573-582.