Journal of Arak University of Medical Sciences
Volume 27, Issue 1
April & May 2024

Research Article

The Effect of Clothing Weight on the Range of Lower Limb Muscle Activities during the Execution of Archery Skills in Blind People

Mohsen Barghamadi[1,*], Sara Imani Broj[2], Hamed Sheikhalizadeh[3]

[1] Department of Physical Education and Sport Science, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
[2] Department of Physical Education and Sport Science, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
[3] Department of Physical education and Sport Science, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

*** Corresponding author**: Mohsen Barghamadi, Department of Physical Education and Sport Science, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. Email: barghamadi@uma.ac.ir

DOI: 10.21859/JArakUniMedSci.27.1.5

How to Cite this Article:
Barghamadi M, Imani Broj S, Sheikhalizadeh H. The Effect of Clothing Weight on the Range of Lower Limb Muscle Activities during the Execution of Archery Skills in Blind People. *J Arak Uni Med Sci*. 2024;**27**(1): 5-10. DOI: 10.21859/JArakUniMedSci.27.1.5

Received: 18.11.2023
Accepted: 10.03.2024

Keywords:
Archer;
Balance;
Electromyography;
Biomechanics;
Kinetics

© 2024 Arak University of Medical Sciences

Abstract

Introduction: Today, disabled sports have become one of the most important categories in the world of sports. In the meantime, exercising the blind and visually impaired is essential. Therefore, the present study aimed to examine the effect of clothing weight on the range of lower limb muscle activities during the execution of archery skills in blind people.

Methods: The current research is semi-experimental and laboratory-type. The statistical sample of the present study included 30 blind boys from Ardabil City who were selected purposefully and voluntarily. The subjects were randomly divided into two groups. The shooting target was placed at a distance of 10 meters from the subject. A two-way analysis of variance and a t-test at a significance level of 0.05 were used for statistical analysis of the data.

Results: According to the obtained results, the effect of the time factor on the electrical activity of the vastus medialis muscle when releasing the bowstring was statistically significant. The impact of the group factor on the electrical activity of the tibialis anterior muscle when releasing the bowstring had a statistically significant difference. Also, the effect of the group factor when taking the bow in the rectus femoris muscle and biceps muscle had a statistically significant difference.

Conclusions: Finally, according to all the obtained results, it can be said that probably using shooting clothes by affecting the electrical activity of the muscles of the lower limbs can improve balance during shooting, which can be one of the influential reasons, and become efficient in the success of archers.

Copyright *© 2024 The Author(s); Published by Journal of Arak University of Medical Sciences. This is an open access article, distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (http"//creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) witch permits others to copy and redistribute material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cited.*

مجله دانشگاه علوم پزشکی اراک
دوره ۲۷، شماره ۱، فروردین و اردیبهشت ۱۴۰۳

مقاله پژوهشی

تأثیر وزن لباس بر دامنه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی طی اجرای مهارت تیروکمان در افراد نابینا و سالم

محسن برغمدی[۱*]، سارا ایمانی بروج[۲]، حامد شیخعلی زاده[۳]

[۱] گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
[۲] گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
[۳] گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

* نویسنده مسئول: محسن برغمدی، دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ایمیل: barghamadi@uma.ac.ir

DOI: 10.21859/JArakUniMedSci.27.1.5

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۸/۲۷
تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۱۲/۲۰
واژگان کلیدی:
کماندار؛
تعادل؛
الکترومایوگرافی؛
بیومکانیک؛ کینتیک

تمامی حقوق نشر برای دانشگاه علوم پزشکی اراک محفوظ است.

چکیده

مقدمه: امروزه ورزش معلولین تبدیل به یکی از مقوله‌های مهم دنیای ورزش شده است. در این میان، ورزش نابینایان و افراد دچار اختلال بینایی اهمیت ویژه‌ای دارد. بنابراین هدف از پژوهش حاضر، تأثیر وزن لباس بر دامنه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی طی اجرا مهارت تیروکمان در افراد نابینا بود.

روش کار: پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی است. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۳۰ پسر نابینا و سالم شهر اردبیل بودند که به طور هدفمند و داوطلبانه انتخاب شدند. آزمودنی‌ها به طور تصادفی در دو گروه قرار گرفتند. هدف تیراندازی در فاصله ۱۰ متری از آزمودنی قرار گرفت. آزمون آماری آنالیز واریانس دوسویه و آزمون t در سطح معناداری ۰/۰۵ برای تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: با توجه به نتایج بدست آمده، اثر عامل زمان در فعالیت الکتریکی عضله پهن داخلی هنگام رها کردن زه کمان از نظر آماری معنادار بود. اثر عامل گروه در فعالیت الکتریکی عضله درشت‌نئی قدامی هنگام رهاکردن زه کمان از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود. همچنین اثر عامل گروه در هنگام گرفتن کمان در عضله راست رانی و دو سررانی از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود.

نتیجه گیری: در نهایت با توجه به تمامی نتایج بدست آمده می‌توان اینگونه گفت که احتمالاً استفاده از لباس تیراندازی با تأثیر بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی می‌تواند موجب بهبود تعادل در هنگام تیراندازی شود که این به نوبه خود می‌تواند یکی از دلایل مهم و کارآمد در موفقیت تیراندازان با کمان شود.

ارجاع: برغمدی محسن، ایمانی بروج سارا، شیخعلی زاده حامد. تأثیر وزن لباس بر دامنه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی طی اجرای مهارت تیروکمان در افراد نابینا و سالم. *مجله دانشگاه علوم پزشکی اراک* ۱۴۰۳؛ ۲۷ (۱): ۱۰-۵.

مقدمه

افراد دارای ناتوانی جسمی یا حسی، گروه‌هایی را تشکیل می‌دهند که نیاز به ارزیابی مجدد و تمرینات تخصصی دارند (۱). بر اساس آمار سازمان جهانی بهداشت، در هر پنج ثانیه، یک نفر در دنیا نابینا می‌شود (۲). بر این اساس در سال ۲۰۰۴ حدود ۴۰ تا ۴۵ میلیون نفر نابینا در جهان وجود داشت (۲). با روند کنونی و بدون مداخلات مؤثر، پیش‌بینی می‌شود که تعداد نابینایان جهان هر سال در حال افزایش است (۲). اختلال گیرنده‌های بینایی موجب بروز اشکال در جهت‌یابی فضایی کودکان، تعادل و اجرای مهارت‌های حرکتی می‌شود که می‌تواند آسیب‌های مختلفی را در پی داشته باشد (۳، ۴). از آنجا که بینایی کمک به پردازش سایر اطلاعات حسی (۵) است، انتقال در جریان حسی، به ویژه از طریق بینایی و حس عمقی جهت حفظ موقعیت بدن در فضا از اهمیت بالایی برخوردار است (۴، ۶). اطلاعات حسی نیاز به زمان‌بندی و هماهنگی بهینه برای کنترل پاسچر فرد دارد. یکی از مهم‌ترین منابع فراهم آوردن اطلاعات حسی شامل سیستم بینایی می‌باشد.

مطالعات قبلی نشان داده است که عدم بازخورد بصری در طی حرکات عملکردی منجر به ایجاد اختلالات فراوانی می‌شود (۷). Singh و همکاران بیان نمودند که افراد نابینا در اعمال روزانه خود دارای مشکلات بسیاری هستند (۷). برای مثال، افراد نابینا دارای زمان انتقال وزن کمتر و ضعف عضلانی نسبت به افراد سالم هستند که نیاز به کمک بیشتری در هنگام انجام اعمال روزانه خود دارند (۸).

Copyright *© 2024 The Author(s); Published by Journal of Arak University of Medical Sciences. This is an open access article, distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (http"//creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) witch permits others to copy and redistribute material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cited.*

در افراد نابینا مکانیزم ایستادن در مقایسه با افراد سالم متفاوت است. این افراد «محرک بصری» طبیعی در مورد حرکت صحیح ندارند، بنابراین سر و گردن به طور طبیعی در این افراد صاف نمی‌باشد (۹). افراد مبتلا به نابینایی مادرزادی از زمان تولد به دلیل داشتن وزن کم مستعد مشکلات عصبی و عضلانی هستند. در این وضعیت، جهت‌گیری اشتباه سر توازن دینامیک و استاتیک بدن را دچار اختلال می‌کند. بنابراین مکانیزم ایستادن در این افراد دچار تغییرات زیادی می‌شود (۹، ۱۰).

ورزشکاران در رشته‌های گوناگون ورزشی برای رسیدن به سطوح عملکردی عالی نیازمند انجام تمرینات مستمر و تقویت عضلات خاصی از بدن هستند و باید زمان زیادی را در وضعیت بدنی غالب آن رشته ورزشی به تمرین بپردازند؛ در نتیجه بسته به وضعیت غالب هر رشته ورزشی سطح فعالیت عضلات مؤثر در مهارت‌های ورزشی تحت تأثیر قرار می‌گیرد (۱۱). اتخاذ وضعیت‌های نامناسب در طولانی‌مدت و انحراف از پوسچر بدنی ایده‌آل طی زمان با اثر بر سیستم عضلانی- اسکلتی، می‌تواند موجب ایجاد تغییراتی در وضعیت بدنی شود (۱۲). تکرار حرکات یکنواخت روی واحدهای تاندونی- عضلانی، اثر کرده و باعث افزایش قدرت، حجم عضله، کوتاهی و کاهش دامنه حرکتی می‌شود. علاوه بر این، ممکن است تکرار این حرکات باعث ایجاد آسیب‌های بسیار کوچک (میکروتروما) و کوتاهی عضلات شود که در نتیجه، باعث افزایش احتمال آسیب دیدگی عضلانی می‌شود (۱۳).

وقتی که تمرینات ورزشی فراتر از محدودیت‌های زندگی روزمره می‌روند، می‌تواند منجر به استفاده بیش از حد بافت بیولوژیکی گردد و باعث اختلال در قدرت، انعطاف‌پذیری، تعادل و هماهنگی حرکات شوند (۱۴). این جبران بیومکانیکی به دلیل عدم بلوغ اسکلتی- عضلانی، ممکن است تأثیراتی بر روند رشد بگذارد و منجر به توسعه الگوهای مختلف وضعیتی شوند (۱۵). در ابتدا وضعیت‌های جبرانی بدون تغییر شکل هستند، اما بعداً می‌توانند پایدار شوند و ورزشکاران جوان را مستعد آسیب کنند (۱۵). با توجه به بررسی‌های انجام شده، تحقیقی در خصوص تأثیر وزن لباس تیراندازی در افراد نابینا انجام نشده است. بنابراین هدف از این مطالعه بررسی تأثیر وزن لباس تیراندازی بر دامنه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی در افراد نابینا هنگام اجرا مهارت تیروکمان می‌باشد.

روش کار

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی است. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۳۰ پسر نابینا و سالم شهر اردبیل با دامنه سنی ۲۵-۱۸ سال بودند که به طور هدفمند و داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. آزمودنی‌ها به طور تصادفی در دو گروه مداخله و کنترل قرار گرفتند. داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین با توجه به وزن آزمودنی‌ها نرمال گردید. معیار ورود به پژوهش شامل: عدم مصرف داروی تزریقی داخل مفصلی، عدم مصرف داروی خوراکی و نیروزا از ۳ ماه قبل از ورود به مطالعه، نداشتن سابقه ضربه، آسیب یا عمل جراحی و یا ناهنجاری‌های وضعیتی اثرگذار بر روند تحقیق، عدم سابقه طولانی‌مدت مصرف داروهای مؤثر بر سیستم عضلانی- اسکلتی، عدم اعتیاد، عدم مصرف مشروبات الکلی، دارای کف پای نرمال. همچنین شرایط خروج از تحقیق شامل سابقه عمل جراحی در اندام تحتانی، ناحیه کمر، ناهنجاری‌های ستون فقرات،کف پای نرمال، پوکی استخوان، شکستی یا اختلال در ایستادن و حرکات انتقالی بود. هدف تیراندازی در فاصله ۱۰ متری از صفحه نیرو قرار گرفت. اطلاعات دموگرافی آزمودنی‌ها ثبت گردید، سپس در پیش‌آمون هر آزمودنی با قرارگیری روی صفحه نیرو، ۳ تیر را به سمت هدف پرتاب نمودند در این حین متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین ثبت گردید. هر آزمودنی بعد از پرتاب سه تیر خود لباس تیراندازی مورد نظر را پوشیده و مجدداً عمل تست‌گیری را انجام داد.

تمامی مراحل پژوهش، اخلاق پژوهشی رعایت شد و از آزمودنی‌ها رضایت‌نامه حضور در پژوهش اخذ گردید. از آزمودنی‌ها خواسته شد قبل از حضور در آزمون، برنامه گرم کردن را حتماً انجام دهند. تمامی آزمودنی‌ها قبل از شروع آزمون ابتدا با نحوه تیراندازی را مرور کردند. از الکترومایوگرافی (DataLITE EMG, Biometrics Ltd, Bandwidth: 10-490HZ) ساخت کشور انگلستان برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات منتخب (دشت‌نئی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی و خارجی، راست رانی، نیم وتری، دوسررانی و سرینی میانی) استفاده شد. نرخ نمونه‌برداری دستگاه الکترومایوگرافی برابر ۱۰۰۰ هرتز قرار داده شد. برای نرمال کردن دامنه الکترومایوگرافی از حداکثر ارادی (MVIC) هر فرد استفاده گردید (۱۶). قبل از نصب الکترودها، ابتدا پوست شیو و سپس با پنبه و الکل (۷۰ درصد اتانول-OH5H2C) طبق پروتکل اروپایی SENIAM انجام شد (۱۷). الکترودها بر روی هر عضله در جهت تارهای عضلانی قرار گرفتند. فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین ناچ فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز جهت فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی استفاده شد (۱۸). برای بررسی نرمال بودن آزمونی‌ها از آزمون Shapiro-Wilk استفاده شد و بعد از مشخص شدن طبیعی بودن داده‌ها از آزمون اندازه‌گیری مکرر و آزمون تعقیبی Bonferroni در سطح معنی‌داری ($P < ۰/۰۵$) استفاده شد. تمامی تحلیل آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۶ (version 26, IBM Corporation, Armonk, NY) انجام شد.

ملاحظات اخلاقی: این مطالعه در کمیته اخلاق دانشگاه محقق اردبیلی با کد IR.UMA.REC.1402.040 و کد کارآزمایی بالینی IRCT20230928059546N1 تأیید شد.

یافته‌ها

میانگین و انحراف استاندارد داده‌های دموگرافیک (سن، قد و وزن) در جدول ۱ آورده شده است. نتایج بدست آمده نشان داد، بین میانگین قد، وزن و سن آزمودنی‌های دو گروه از نظر آماری اختلاف معنی‌داری وجود نداشت.

جدول ۱. مشخصات میانگین و انحراف استاندارد دموگرافیک آزمودنی‌ها قد، وزن و سن

پارامترها	گروه نابینا	گروه سالم	سطح معناداری
سن (سال)	۲۳/۰۶ ± ۰/۹۶	۲۳/۲۶ ± ۰/۷۹	۰/۵۴۰
وزن (کیلوگرم)	۸۴/۴۰ ± ۱۴/۱۳	۸۴/۹۳ ± ۱۲/۷۵	۰/۹۱۴
قد (سانتی‌متر)	۱۸۰/۷۳ ± ۱۰/۷۰	۱۸۰/۵۳ ± ۶/۳۲	۰/۹۵۱

*: سطح معنی‌داری $P < ۰/۰۵$

با توجه به نتایج بدست آمده اثر عامل زمان در فعالیت الکتریکی عضله پهن داخلی هنگام رها کردن زه کمان از نظر آماری معنادار بود ($P = ۰/۰۳۰$؛ $d = ۰/۲۶۲$).

جدول ۲. اثر عامل زمان، اثر عامل گروه و اثر تعاملی زمان*گروه در دو گروه نابینا و سالم در فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در هنگام انجام مهارت تیروکمان (درصدی از MVIC)

مؤلفه‌ها		گروه نابینا		گروه سالم		اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان-گروه
		بدون لباس تیراندازی	با لباس تیراندازی	بدون لباس تیراندازی	با لباس تیراندازی			
TA	گرفتن	۱۰۲/۷۹ ± ۲۰/۸۹	۹۵/۷۱ ± ۲۴/۲۴	۸۵/۹۹ ± ۲۱/۳۲	۹۴/۴۶ ± ۱۶/۵۰	۰/۴۰۲ (۰/۰۴۴)	۰/۵۱۴ (۰/۱۳۰)	۰/۴۵۱ (۰/۱۴۸)
	کشیدن	۸۸/۰۲ ± ۱۰/۰۹	۸۶/۹۸ ± ۲۲/۰۰	۹۳/۷۴ ± ۱۲/۶۹	۹۶/۸۷ ± ۱۰/۲۴	۰/۱۵۴ (۰/۱۲۳)	۰/۲۵۷ (۰/۲۱۸)	۰/۳۴۶ (۰/۱۸۲)
	رهاکردن	۹۴/۲۱ ± ۱۳/۷۱	۸۸/۶۱ ± ۸/۰۸	۹۱/۰۱ ± ۱۶/۲۶	۹۷/۶۶ ± ۵/۷۹	۰/۷۹۸ (۰/۰۰۴)	۰/۰۲۰ *(۰/۴۴۸)	۰/۶۷۱ (۰/۰۹۰)
GC	گرفتن	۸۸/۸۰ ± ۱۷/۴۸	۸۶/۵۷ ± ۱۱/۶۳	۹۲/۰۹ ± ۱۶/۲۹	۸۳/۶۸ ± ۱۸/۰۷	۰/۵۹۰ (۰/۱۷۴)	۰/۷۴۱ (۰/۰۷۳)	۰/۱۷۴ (۰/۲۶۱)
	کشیدن	۹۸/۵۵ ± ۱۳/۸۲	۹۸/۵۷ ± ۳۳/۲۸	۱۱۲/۲۹ ± ۱۵/۸۳	۱۰۶/۸۲ ± ۲۵/۴۱	۰/۵۸۱ (۰/۰۱۹)	۰/۳۴۰ (۰/۱۸۴)	۰/۹۵۵ (۰/۰۱۹)
	رهاکردن	۹۱/۲۲ ± ۱۹/۱۹	۹۳/۸۷ ± ۲۶/۸۲	۹۵/۶۵ ± ۱۹/۳۹	۹۷/۹۲ ± ۲۰/۴۵	۰/۷۵۹ (۰/۰۰۶)	۰/۴۸۳ (۰/۱۳۹)	۰/۸۸۸ (۰/۰۳۸)
VL	گرفتن	۶۵/۶۲ ± ۱۳/۷۹	۸۰/۹۳ ± ۱۷/۲۲	۷۱/۱۰ ± ۸/۲۳	۷۸/۲۶ ± ۹/۷۰	۰/۳۱۴ (۰/۳۴۴)	۰/۱۴۸ (۰/۲۷۸)	۰/۳۴۴ (۰/۱۸۳)
	کشیدن	۷۴/۷۴ ± ۸/۶۷	۷۸/۷۲ ± ۱۹/۰۳	۸۹/۷۱ ± ۲۸/۹۵	۸۶/۴۷ ± ۱۶/۸۷	۰/۴۰۴ (۰/۰۴۴)	۰/۶۰۰ (۰/۱۰۷)	۰/۸۰۷ (۰/۰۴۴)
	رها کردن	۶۰/۹۴ ± ۲۰/۴۲	۷۵/۲۵ ± ۱۸/۲۰	۷۳/۸۲ ± ۱۱/۰۴	۷۳/۹۶ ± ۱۳/۵۱	۰/۲۱۷ (۰/۰۹۴)	۰/۶۷۴ (۰/۰۸۹)	۰/۸۰۲ (۰/۰۹۴)
VM	گرفتن	۶۳/۴۰ ± ۸/۶۴	۶۲/۷۰ ± ۱۱/۴۹	۷۴/۸۱ ± ۱۱/۰۳	۷۱/۷۴ ± ۱۰/۸۲	۰/۲۴۹ (۰/۰۸۲)	۰/۲۸۱ (۰/۲۰۷)	۰/۸۵۵ (۰/۰۴۶)
	کشیدن	۷۴/۵۳ ± ۱۱/۳۳	۹۰/۴۰ ± ۱۹/۹۴	۸۷/۱۸ ± ۳۱/۹۱	۸۶/۴۷ ± ۱۸/۰۱	۰/۲۶۹ (۰/۰۶۸)	۰/۳۶۵ (۰/۱۷۵)	۰/۷۰۵ (۰/۰۸۲)
	رها کردن	۷۳/۸۴ ± ۱۲/۸۳	۷۳/۲۹ ± ۱۴/۷۱	۹۵/۵۶ ± ۱۷/۶۳	۷۸/۱۲ ± ۵/۵۲	*۰/۰۳۰ (۰/۲۶۲)	۰/۳۳۶ (۰/۱۸۶)	۰/۶۱۷ (۰/۱۰۳)
RF	گرفتن	۷۶/۸۳ ± ۱۱/۲۵	۷۶/۹۶ ± ۱۷/۹۹	۵۶/۴۹ ± ۹/۲۴	۶۵/۸۱ ± ۹/۶۵	۰/۲۱۷ (۰/۰۹۴)	*۰/۰۱۱ (۰/۴۹۰)	۰/۷۶۰ (۰/۰۶۹)
	کشیدن	۸۰/۳۳ ± ۱۵/۴۵	۹۱/۹۹ ± ۲۴/۹۲	۹۶/۵۴ ± ۴۰/۶۲	۸۳/۸۳ ± ۲۴/۴۰	۰/۵۷۳ (۰/۰۲۰)	۰/۲۸۵ (۰/۲۰۶)	۰/۵۹۵ (۰/۱۰۹)
	رها کردن	۷۶/۱۶ ± ۸/۴۴	۸۵/۲۱ ± ۳۳/۸۰	۸۵/۰۲ ± ۱۶/۹۲	۸۰/۲۱ ± ۱۶/۴۰	۰/۶۵۴ (۰/۰۱۳)	۰/۳۷۶ (۰/۱۷۲)	۰/۸۳۶ (۰/۰۵۱)
BF	گرفتن	۹۳/۲۳ ± ۳۳/۲۳	۱۰۵/۰۰ ± ۳۳/۳۹	۸۱/۷۷ ± ۱۴/۶۲	۸۱/۵۷ ± ۱۲/۷۳	۰/۷۷۰ (۰/۰۰۵)	*۰/۰۴۵ (۰/۳۸۷)	۰/۵۳۶ (۰/۱۲۴)
	کشیدن	۱۱۱/۹۷ ± ۳۸/۳۴	۹۸/۵۶ ± ۲۵/۴۹	۱۱۲/۱۲ ± ۲۸/۹۴	۱۰۲/۶۰ ± ۳۰/۵۷	۰/۰۷۹ (۰/۱۸۱)	۰/۹۳۲ (۰/۰۲۶)	۰/۵۳۵ (۰/۱۲۴)
	رها کردن	۱۰۵/۱۴ ± ۴۴/۲۲	۹۸/۸۳ ± ۱۰/۳۸	۱۰۳/۵۷ ± ۱۸/۱۰	۹۸/۶۹ ± ۴۰/۰۹	۰/۹۳۹ (۰/۰۰۰)	۰/۹۷۹ (۰/۰۱۱)	۰/۵۹۴ (۰/۱۰۹)
ST	گرفتن	۷۵/۷۷ ± ۲۵/۰۱	۹۴/۲۶ ± ۳۴/۳۸	۷۷/۱۵ ± ۲۲/۲۴	۸۰/۵۹ ± ۹/۴۸	۰/۱۴۹ (۰/۱۲۵)	۰/۵۳۹ (۰/۱۲۳)	۰/۶۵۵ (۰/۰۹۴)
	کشیدن	۱۰۸/۳۳ ± ۱۰/۱۳	۹۲/۰۸ ± ۱۴/۶۴	۱۱۱/۳۰ ± ۵۱/۱۸	۹۶/۰۸ ± ۱۷/۶۱	۰/۰۸۶ (۰/۱۷۳)	۰/۶۵۷ (۰/۰۹۳)	۰/۷۶۰ (۰/۰۶۹)
	رها کردن	۹۹/۳۴ ± ۲۵/۹۳	۸۲/۸۹ ± ۲۳/۲۰	۸۱/۱۹ ± ۱۵/۱۲	۹۲/۵۶ ± ۲۵/۶۰	۰/۹۲۵ (۰/۰۰۱)	۰/۶۷۴ (۰/۰۸۹)	۰/۵۶۱ (۰/۱۱۷)
GM	گرفتن	۶۴/۱۲ ± ۱۱/۷۴	۵۶/۳۲ ± ۱۹/۹۸	۶۵/۸۱ ± ۱۴/۲۴	۶۸/۱۰ ± ۱۷/۸۲	۰/۷۳۳ (۰/۰۰۷)	۰/۱۱۳ (۰/۳۰۴)	۰/۷۱۹ (۰/۰۷۸)
	کشیدن	۶۸/۶۱ ± ۱۶/۸۹	۸۲/۹۳ ± ۱۱/۶۲	۱۰۰/۶۴ ± ۲۶/۰۷	۸۵/۲۸ ± ۱۴/۱۹	۰/۷۳۲ (۰/۰۰۸)	۰/۰۶۱ (۰/۳۶۱)	۰/۱۰۴ (۰/۳۱۲)
	رها کردن	۷۰/۲۸ ± ۲۱/۹۳	۷۶/۵۵ ± ۷/۶۶	۸۳/۵۹ ± ۱۶/۹۹	۸۹/۰۷ ± ۱۲/۲۱	۰/۵۷۴ (۰/۰۲۰)	۰/۱۲۷ (۰/۲۹۳)	۰/۹۴۲ (۰/۰۲۳)

*: سطح معنی‌داری ۰/۰۵ > P

اثر عامل گروه در فعالیت الکتریکی عضله درشت‌نئی قدامی هنگام رها کردن زه کمان از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود (P = ۰/۰۲۰؛ d = ۰/۴۴۸). همچنین اثر عامل گروه در هنگام گرفتن کمان در عضله راست رانی (P = ۰/۰۱۱؛ d = ۰/۴۹۰) و دو سررانی (P = ۰/۰۴۵؛ d = ۰/۳۸۷) از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود (جدول ۲).

بحث

با توجه به نتایج بدست آمده اثر عامل زمان در فعالیت الکتریکی عضله پهن داخلی هنگام رها کردن زه کمان از نظر آماری معنادار بود. اثر عامل گروه در فعالیت الکتریکی عضله درشت‌نئی قدامی، هنگام رها کردن زه کمان از نظر آماری دارای اختلاف معناداری بود. همچنین اثر عامل گروه در هنگام گرفتن کمان در عضله راست رانی و دو سررانی اختلاف معناداری داشت.

مقایسه جفتی نشان داد که مقادیر فعالیت الکتریکی عضله درشت‌نئی قدامی در هنگام استفاده از لباس تیراندازی در گروه سالم در مقایسه با گروه نابینا ۱۰/۲۱ درصد بیشتر بود. طبق پژوهش انجام شده، کاهش فعالیت عضلات مچ پا (دوقلو و درشت‌نئی قدامی) در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا نشان‌دهنده آن بود که در طول ایستادن تک پا، این افراد کمتر از راهکار مچ پا جهت حفظ تعادل استفاده می‌کنند و خود این عامل ممکن است به علت اختلاف حس عمقی مچ پا در نتیجه آسیب باشد؛ چراکه در مطالعات گذشته، مشخص شده است که عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلو از منابع اصلی حس عمقی در مچ پا در طول ایستادن هستند (۱۹) و کاهش فعالیت عضلات در این مرحله ممکن است به نقص حس عمقی در این افراد منجر شود (۲۰). در پژوهش فوق نیز بالا رفتن مقادیر فعالیت الکتریکی عضله درشت‌نئی در هنگام رها کردن زه کمان در حین استفاده از لباس تیراندازی در گروه سالم می‌تواند موجب افزایش تعادل گروه سالم در هنگام رها کردن شود.

Gutierrez و همکاران نشان دادند که عضله درشت نی قدامی در گروه کوپر قبل از فرود بر سکویی که اغتشاش سوپینیشن تولید می‌کند، فعالیت شدیدی دارد (۲۱). به‌طور مشابه Dundas و همکاران، فعالیت بیشتر درشت‌نئی قدامی در طول گیت را نشان دادند (۲۲). بنابراین فعالیت شدید عضله درشت‌نئی قدامی ممکن است برای کنترل جابه‌جایی خارجی ساق پا در موقعیت زنجیره حرکتی بسته نیاز باشد.

Pozzi و همکاران، بیان کردند که افزایش فعالیت درشت‌نئی قدامی ممکن است باعث افزایش پایداری مجموعه مچ پا در طول تکالیف عملکردی مثل آزمون تعادلی ستاره شود که ممکن است یک راهکار جبرانی برای فراهم کردن پایداری دینامیک مفصل در طول تکالیف عملکردی باشد که افراد گروه کوپر بعد از آسیب دیدگی به دست می‌آورند (۲۳). نتایج پژوهش حاضر با یافته‌های Pozzi همکاران (۲۳) و Dundas و همکاران (۲۲) همسو بود، ولی با نتایج Gutierrez و همکاران مغایرت داشت (۲۱).

نتایج بدست آمده نشان داد فعالیت عضله راست رانی و دوسررانی در گروه سالم در هنگام استفاده از لباس تیراندازی در مقایسه با گروه نابینا، کاهش معناداری را داشته است. با توجه به مطالعات گذشته، مشخص شد

که افراد مبتلا به آسیب‌های مچ پا و در نتیجه تغییر در سیگنال‌های عصبی بعد از اولین آسیب مچ پا (۲۴) برای جبران اختلاف ایجاد شده در مفصل مچ پا بیشتر از عضلات ران برای سازگاری و تعادل استفاده می‌کنند. همچنین گزارش شده است افراد مبتلا به بی‌ثباتی در مفصل مچ پا میزان فعالیت عضله راست رانی، دوسررانی و راست شکمی نسبت به گروه سالم بیشتر بود (۲۰). این نتایج نشان داد که با آسیب خارجی مچ پا، نه تنها عضلات اطراف مچ پا دستخوش تغییر می‌شوند، بلکه مفاصل پروگزیمال همچون راست رانی را نیز دچار تغییر می‌کند (۲۱). بر این اساس می‌توان اینگونه عنوان نمود که در گروه نابینا در مقایسه با گروه سالم، فعالیت راست رانی و دوسررانی بیشتر بود که احتمالاً افراد نابینا برای افزایش تعادل و ثبات خود علاوه بر فعالیت عضلات مچ پا از عضلات ران خود نیز استفاده می‌کنند.

نتیجه‌گیری

در نهایت با توجه به تمامی نتایج بدست آمده می‌توان اینگونه گفت که احتمالاً استفاده از لباس تیراندازی با تأثیر بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی می‌تواند موجب بهبود تعادل در هنگام تیراندازی شود که این به نوبه خود می‌تواند یکی از دلایل مهم و کارآمد در موفقیت تیراندازان با کمان شود.

تشکر و قدردانی

از تمامی کسانی که در این تحقیق ما را یاری نموده‌اند متشکریم.

سهم نویسندگان

نویسندگان مشارکت یکسانی در مطالعه داشته‌اند.

تضاد منافع

نویسندگان تصریح می‌کنند که هیچ گونه تعارض منافعی در این مطالعه وجود ندارد.

References

1. Goldenberg M, Lee JY. Surgical education, simulation, and simulators—updating the concept of validity. Curr Urol Rep 2018; 19: 1-5. **pmid:** 29774439 **doi:** 10.1007/s11934-018-0799-7
2. Mabaso RG, Oduntan OA. Prevalence and causes of visual impairment and blindness among adults with diabetes mellitus aged 40 years and older receiving treatment at government health facilities in the Mopani District, South Africa. African Vision and Eye Health 2014; 73(1): 8-15. **doi:** https://doi.org/10.4102/aveh.v73i1.2
3. Peterka RJ, Loughlin PJ. Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. J Neurophysiol 2004; 91(1): 410-23. **pmid:** 13679407 **doi:** 10.1152/jn.00516.2003
4. Mergner T, Schweigart G, Maurer C, Blümle A. Human postural responses to motion of real and virtual visual environments under different support base conditions. Exp Brain Res 2005; 167(4): 535-56. **pmid:** 16132969 **doi:** 10.1007/s00221-005-0065-3
5. Paulus W, Straube A, Brandt T. Visual stabilization of posture: physiological stimulus characteristics and clinical aspects. Brain 1984; 107(4): 1143-63. **pmid:** 6509312 DOI: 10.1093/brain/107.4.1143
6. Mergner T. Modeling sensorimotor control of human upright stance. Prog Brain Res 2007; 165: 283-97. **pmid:** 17925253 **doi:** 10.1016/S0079-6123(06)65018-8
7. Singh NB, Taylor WR, Madigan ML, Nussbaum MA. The spectral content of postural sway during quiet stance: influences of age, vision and somatosensory inputs. J Electromyogr Kinesiol 2012; 22(1): 131-6. **pmid:** 22100720 **doi:** 10.1016/j.jelekin.2011.10.007
8. Kuramatsu Y, Muraki T, Oouchida Y, Sekiguchi Y, Izumi S-I. Influence of constrained visual and somatic senses on controlling centre of mass during sit-to-stand. Gait Posture 2012; 36(1): 90-4. **pmid:** 22464270 **doi:** 10.1016/j.gaitpost.2012.01.011
9. Steiner H, Kertesz Z. Effect of therapeutic riding on Center of Gravity (COG) and Joint Angles parameters of blind children (A long-term study). IFAC Proceedings Volumes 2012; 45(18): 211-7.
10. Nakata H, Yabe K. Automatic postural response systems in individuals with congenital total blindness. Gait Posture 2001; 14(1): 36-43. **pmid:** 11378423 **doi:** 10.1016/s0966-6362(00)00100-4
11. Suponitsky Y, Verbitsky O, Peled E, Mizrahi J. Effect of selective fatiguing of the shank muscles on single-leg-standing sway. J Electromyogr Kinesiol 2008; 18(4): 682-9. **pmid:** 17350288 **doi:** 10.1016/j.jelekin.2007.01.009
12. Fisher MM. The effect of resistance exercise on recovery blood pressure in normotensive and borderline hypertensive women. J Strength Cond Res 2001; 15(2): 210-6. **pmid:** 11710406 **doi:** 10.1519/1533-4287(2001)015<0210:TEOREO>2.0.CO;2
13. Heshmati S, Daneshmandi H, Hosseini SH, Hosseini SH. A comparison of electrical activity of arm abductor muscles in the shoulder abduction and scaption between shooting fields. J Sport Biomech 2020; 5(4): 250-61. **doi:** 10.32598/biomechanics.5.4.5
14. Guedes PF, João SMA. Postural characterization of adolescent federation basketball players. J Phys Act Health 2014; 11(7): 1401-7. **pmid:** 24368829 **doi:** 10.1123/jpah.2012-0489
15. Taha SA, Akl A-RI, Zayed MA. Electromyographic analysis of selected upper extremity muscles during jump throwing in handball. Am J Sports Sci 2015; 3(4): 79-84. **doi:** 10.11648/j.ajss.20150304.13
16. Sözen H, Esposito F. The effects of different kinds of warm-up protocols before triceps dips exercise on muscle electrical activation during the training. Uluslararası Anadolu Spor Bilimleri Dergisi 2016; 1(1): 25-35. **doi:** 10.22326/ijass.3
17. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol 2000; 10(5): 361-74. **pmid:** 11018445 **doi:** 10.1016/s1050-6411(00)00027-4
18. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. J Electromyogr Kinesiol 2018; 39: 35-41. **pmid:** 29413451 **doi:** 10.1016/j.jelekin.2018.01.006
19. Di Giulio I, Maganaris CN, Baltzopoulos V, Loram ID. The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture. The J Physiol 2009; 587(10): 2399-416. **pmid:**19289550 **doi:** 10.1113/jphysiol.2009.168690
20. Karbalaeimahdi M, Alizadeh MH, Minoonejad H. Balance strategies in athletes with chronic ankle instability, Coper and healthy athletes while standing on one leg [in Persian].

Research in Sport Medicine and Technology 2020; 9(3): 51-61. **doi:** 10.22038/jpsr.2020.39003.1925
21. Gutierrez GM, Knight CA, Swanik CB, Royer T, Manal K, Caulfield B, et al. Examining neuromuscular control during landings on a supinating platform in persons with and without ankle instability. Am J Sports Med 2012; 40(1): 193-201. **pmid:** 21917613 **doi:** 10.1177/0363546511422323
22. Dundas MA, Gutierrez GM, Pozzi F. Neuromuscular control during stepping down in continuous gait in individuals with and without ankle instability. J Sports Sci 2014; 32(10): 926-33. **pmid:** 24499287 **doi:** 10.1080/02640414.2013.868917
23. Pozzi F, Moffat M, Gutierrez G. Neuromuscular control during performance of a dynamic balance task in subjects with and without ankle instability. Int J Sports Phys Ther 2015; 10(4): 520-9. **pmid:** 26347059
24. Freeman M. Instability of the foot affer injuries to the lateral ligament of the ankle. The J Bone Joint Surg Br 1965; 47(4): 669-77. **pmid:** 5846766