Sport Medicine Studies **Volume 12, No 28, 2021, Page 183-202**

Research Paper

Effect of Trunk Muscles Fatigue on the Trajectory of the Center of Pressure During Walking

H. Esmaeili[1], Z. Askari[2]

1. Assistant Professor in Sports Biomechanics, Department of Sports Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran (Corresponding Author)
2. MSc in Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran

Received Date: 2021/04/25 **Accepted Date: 2021/07/17**

Abstract

The trunk and its muscles play an important role in maintaining walking mechanics. Fatigue and weakness of these muscles could affect walking mechanics adversely. The trajectory of the center of pressure (COP) reflects whole body mechanics. The aim of this study was to investigate the effect of trunk muscles fatigue on the trajectory of the COP during walking. Totally, 20 female academic students participated in this study. Participants were asked to walk on the walkway before and after trunk muscles fatigue with self-selected speed. In the midway of the walkway, a footscan pressure mat was mounted. The COP trajectory, relative timing of stance phases and foot progression angle were recorded using footscan in pre- and post-fatigue conditions. After fatigue, the relative time of the initial contact phase increased and the relative time of forefoot contact phase decreased. Trunk muscle fatigue lateralized the COP trajectory in the Forefoot Flat Phase and Forefoot Push-off Phase and decreased foot progression angle. According to the results of the current study, it can be concluded that fatigue and weakness of trunk muscles lead to changes in walking mechanics. These changes could expose people to the risk of injury.

Keywords: Trunk Muscles, Walking, Center of Pressure Trajectory, Foot Progression Angle

1. Email: hamedesmaeili1987@yahoo.com
2. Email: zaara.asgaari@gmail.com

Extended Abstract

Objectives

Walking is a complex activity that requires the successful performance of different biomechanical and cognitive tasks. During walking, the foot is the sole source of contact of the body with the ground and plays an important role in shock absorption, adaptation to irregular surfaces and generation of propulsive force (1). The trajectory of the center of pressure (COP) reflects the overall foot and body dynamics. COP is the instantaneous force acting on the plantar surface of the foot and is a component of the vertical force under the foot (2). To maintain optimal function in walking, several factors are involved. The trunk muscles play a special role in this. The trunk muscles are considered the bases for balance, and the neuromuscular system is believed to provide adequate spinal stability under various conditions through the co-contraction of the trunk muscles (3). Any change in trunk position or inefficiency of the trunk muscles will negatively affect the mechanics of movement. Teng and Powers have shown that small changes in trunk position can decrease energy absorption by up to 23.3% and energy production in the knee by up to 13.3% (4). Hart et al. and Raabe et al. also showed that trunk muscle fatigue alters running mechanics (5, 6). However, because the assessment of COP trajectory reflects overall running mechanics, the effect of trunk muscles on running mechanics is less well known. The aim of this study was to investigate the effect of trunk muscle fatigue on COP trajectory and foot progression angle during walking.

Materials and Methods

Twenty young female students (age = 19.95 ± 1.57; weight = 60.45 ± 9.53; height = 163.95 ± 8.26) of Isfahan University participated in this study. The inclusion criteria were as follows: no history of surgery, fractures, neuromuscular problems, and no use of prostheses.

Participants were asked to walk barefoot at least 6 times at self-selected speed to record their plantar pressure characteristics. Then, participants performed a trunk muscle fatigue protocol. After fatigue, participants repeated the tasks performed prior to trunk muscle fatigue and the effects of trunk muscle fatigue on the measured variables were investigated. A Footscan pressure mat (RsScan International, Belgium, 578mm×418m×12mm, 4096 sensors, 253 Hz) clearly placed in the central part of a 15m long walkway was used to record plantar pressure.

The ABT's trunk muscle fatigue protocol was used for trunk muscle fatigue in all planes of motion (7). The isokinetic strength test for trunk muscles demonstrated its validity and ability to fatigue trunk muscles (7). Footscan 7 Gait 2nd generation was used to analyze plantar pressure data. The relative time (%stance) of roll-over process phases, mediolateral trajectory of COP in the four

subphases of stance and foot progression angle during walking was calculated and analyzed.
An average of six trials in the pre-test and an average of six trials in the post-test were considered for further analysis. One-way repeated measures MANOVA was used to investigate the effects of trunk muscle fatigue on the timing of roll-over subphases and COP trajectory in stance subphases. Paired samples t-test was used to investigate the effect of trunk muscle fatigue on foot progression angle. All statistical analyzes were performed using SPSS 18 at a significance level of $p \leq 0.05$.

Results

The results indicated that trunk muscle fatigue increased relative time of Initial Contact Phase ($p=0.008$) and decreased relative time of Forefoot Contact Phase ($p=0.026$). However, trunk muscle fatigue did not affect the relative time of the other subphases. Trunk muscle fatigue lateralized the COP trajectory in the Forefoot Flat Phase ($p=0.007$) and Forefoot Push-off Phase ($p=0.007$). COP trajectory in the other subphases was not affected by trunk muscle fatigue. Finally, trunk muscle fatigue reduced foot progression angle during walking ($p=0.040$).

Discussion and Conclusion

The aim of the current study was to investigate the effect of trunk muscle fatigue on the trajectory of COP during walking. The results of the present study indicated that after trunk muscle fatigue, the relative time of Initial Contact Phase increased and relative time of Forefoot Contact Phase decreased. Moreover, the results of this study suggested that the foot progression angle decreased with trunk muscle fatigue and the trajectory of COP lateralized in Forefoot Flat and Forefoot Push-off Phases. These results are in line with those of Raabe et al. and Hart et al. showing altered locomotion mechanics after trunk muscle fatigue (5,6).
Changes in the timing of the subphases of stance are associated with changes in foot loading (7). The observed increase in Initial Contact Phase timing is a compensatory mechanism to better absorb shocks in the fatigued state of trunk muscles. It has been shown that during heel contact, the trunk muscles increase the spinal stiffness through their activity to better transfer the load (8). However, in the fatigue state of these muscles, the time of shock absorption increases, and finally the relative time of the Initial Contact Phase enhances.
The results of the ongoing study demonstrated that trunk muscle fatigue reduced foot progression angle. A decrease in progression angle could reflect the internal rotation of the lower limbs. Weakness in trunk position control has been shown to be involved in lower limb internal rotation and is considered to be a major

factor in internal rotation (9). In the present study, a decrease in the foot progression angle was associated with a lateral shift in the trajectory of COP. In a previous study, a decreased foot progression angle was shown to be associated with a lateral shift in foot loading (10), which is consistent with the results of the current study. This increased loading in the lateral parts of the foot can be transmitted to higher areas and can lead to injuries in higher parts than the foot, as shown by Koblauch et al. (11).

In summary trunk muscle fatigue results in changes in running mechanics. These changes include the increased lateral trajectory of COP, reduced foot progression angle and altered Roll-over subphases timing. These results suggest that fatigue or weakness of trunk muscles can affect running mechanics, and weak trunk muscles make people vulnerable to biomechanical problems and injuries.

Keywords: Trunk Muscles, Walking, Center of Pressure Trajectory, Foot Progression Angle

References

1. Menz HB, Lord SR. Foot problems, functional impairment, and falls in older people. Journal of the American Podiatric Medical Association. 1999;89(9):458-67.
2. Li B, Xiang Q, Zhang X. The center of pressure progression characterizes the dynamic function of high-arched feet during walking. Journal of Leather Science and Engineering. 2020;2(1):1-10.
3. La Scala Teixeira CV, Evangelista AL, Novaes JS, Da Silva Grigoletto ME, Behm DG. "You're only as strong as your weakest link": a current opinion about the concepts and characteristics of functional training. Frontiers in physiology. 2017;8:643.
4. Teng H-L, Powers CM. Influence of trunk posture on lower extremity energetics during running. Med Sci Sports Exerc. 2015;47(3):625-30.
5. Hart JM, Kerrigan DC, Fritz JM, Ingersoll CD. Jogging kinematics after lumbar paraspinal muscle fatigue. Journal of athletic training. 2009;44(5):475-81.
6. Raabe ME, Chaudhari AM. Biomechanical consequences of running with deep core muscle weakness. Journal of biomechanics. 2018;67:98-105.
7. Anbarian M, Esmaeili H. Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. Gait & posture. 2016;48: 52-6.
8. Prince F, Winter D, Stergiou P, Walt S. Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. Gait & Posture. 1994;2(1):19-25.
9. Kirby K. Biomechanics of the normal and abnormal foot. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2000;90(1):30-4.

10. Chang W-N, Tsirikos AI, Miller F, Schuyler J, Glutting J. Impact of changing foot progression angle on foot pressure measurement in children with neuromuscular diseases. Gait & posture. 2004;20(1):14-9.
11. Koblauch H, Heilskov-Hansen T, Alkjær T, Simonsen EB, Henriksen M. The effect of foot progression angle on knee joint compression force during walking. Journal of applied biomechanics. 2013;29(3):329-35.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

مطالعات طب ورزشی دوره ۱۲، شماره ۲۸، پاییز و زمستان ۱۳۹۹. صص ۲۰۲-۱۸۳

مقالهٔ پژوهشی

اثر خستگی عضلات تنه روی مسیر مرکز فشار حین راه رفتن

حامد اسماعیلی[1]، زهرا عسکری[2]

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکدهٔ علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران (نویسندهٔ مسئول)

۲. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکدهٔ علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

تاریخ ارسال۱۴۰۰/۰۲/۰۵ تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۴/۲۶

چکیده

تنه و عضلات آن در حفظ مکانیک راه رفتن نقشی مهم ایفا می‌کنند. خستگی و ضعف این عضلات می‌تواند مکانیک راه رفتن را تحت تأثیر قرار دهد. مسیر مرکز فشار حین راه رفتن منعکس‌کنندهٔ مکانیک کلی بدن است. هدف از مطالعهٔ حاضر بررسی اثر خستگی عضلات ناحیه تنه روی مسیر مرکز فشار حین راه رفتن بود. تعداد ۲۰ نفر دانشجوی زن در این مطالعه شرکت کردند. از شرکت‌کنندگان خواسته شد تا با سرعت خودانتخابی مسیر راه رفتن را در شرایط قبل و پس از خستگی عضلات تنه طی کنند. در وسط مسیر راه رفتن، یک دستگاه فوت اسکن قرار داده شده بود. اطلاعات مربوط به مسیر مرکز فشار، مدت‌زمان نسبی فازهای استانس و زاویهٔ پیش‌روی در دو حالت قبل و پس از خستگی با استفاده از دستگاه فوت اسکن اندازه‌گیری شد. پس از خستگی مدت‌زمان نسبی فاز تماس اولیه افزایش و مدت‌زمان نسبی فاز تماس جلوی پا کاهش پیدا کرد. پس از خستگی، در فازهای صاف شدن جلوی پا و پوش‌آف جلوی پا مسیر مرکز فشار خارجی‌تر شده و زاویهٔ پیش‌روی کاهش پیدا کرد. با توجه به یافته‌های پژوهش حاضر می‌توان گفت خستگی و ضعف عضلات ناحیه تنه تغییراتی در مکانیک راه رفتن می‌شود. این تغییرات می‌تواند افراد را در معرض آسیب‌هایی قرار دهد.

واژگان کلیدی: عضلات تنه، راه رفتن، مسیر باعث مرکز فشار، زاویهٔ پیش‌روی

1. Email: h.esmaeili@spr.ui.ac.ir
2. Email: zaara.asgaari@gmail.com

مقدمه

راه رفتن رایج‌ترین وسیله‌ای است که انسان از آن برای جابه‌جایی استفاده می‌کند. راه رفتن فعالیتی پیچیده است که در آن باید تعداد زیادی از تکالیف بیومکانیکی به‌طور موفقیت‌آمیز انجام شوند. این تکالیف شامل حمایت بدن، پیش‌روی به سمت جلو و نوسان ساق است (۱,۲). حین راه رفتن، پا تنها منبع تماس با زمین است و نقشی مهم در جذب شوک حین تماس پاشنه، سازگاری با سطوح ناسازگار و مشارکت در تولید اندازه حرکت در پیش‌روی به جلو ایفا می‌کند (۳). ازاین‌رو عملکردش به‌مثابهٔ یکی از کلیدی‌ترین عناصر بدن حین حرکت قابل‌ملاحظه است. یکی از مواردی که نشان‌دهندهٔ عملکرد دینامیک پا حین حرکت است، بررسی مسیر مرکز فشار است. مرکز فشار نیروی لحظه‌ای وارد بر سطح کف پاست که مؤلفه‌ای از نیروی عکس‌العمل عمودی وارد بر سطح پاست (۴). مسیر مرکز فشار، مسیری است که توسط یک‌سری از مختصات لحظه‌ای مرکز فشار تشکیل می‌شود که از سمت عقب پا به جلوی پا حرکت می‌کند. به‌طور کلی، حین راه رفتن مسیر مرکز فشار از سمت پاشنه به سمت جلوی پا در راستای قدامی-خلفی است (۵). یکی از ویژگی‌های اصلی در مطالعهٔ مرکز فشار حین راه رفتن، انحرافات این متغیر در راستای داخلی-خارجی است؛ به‌طوری که مرکز فشار در این راستا منعکس‌کنندهٔ عملکرد دینامیکی کلی بدن حین راه رفتن است (۶,۷) و در شناسایی بسیاری از مشکلات موجود در اندام تحتانی به کار گرفته می‌شود (۱۰-۸). این شاخص در بررسی‌های مربوط به شناسایی اختلافات موجود در نحوهٔ راه رفتن افراد دیابتی (۱۱)، یکی از عوامل خطرزای دخیل در سقوط افراد هنگام راه رفتن (۹,۱۲) محسوب می‌شود و در شناسایی بسیاری از عواملی که در بروز آسیب‌های اسکلتی-عضلانی نقش دارند یا متأثر از آسیب‌های اسکلتی-عضلانی‌اند (۱۰,۱۳,۱۴)، پذیرفته شده است. در تمامی این موارد، مسیر مرکز فشار، در مقایسه با افراد سالم، دچار انحرافاتی می‌شود (۱۰,۱۳,۱۴) و ازاین‌رو می‌توان آن را یکی از شاخص‌های نشان‌دهندهٔ عملکرد کلی مکانیک حرکت دانست. از دیگر مواردی که روی نحوهٔ توزیع بارگیری حین راه رفتن تأثیر می‌گذارد، زاویهٔ پیش‌روی پاست (۱۵). زاویه پیش‌روی پا به زاویه تشکیل‌شده بین راستای حرکت و راستای قرارگیری پا حین راه رفتن گفته می‌شود. نشان داده شده است که با تغییر در زاویه پیش‌روی پا نحوه بارگیری پا نیز دچار تغییر می‌شود (۱۵, ۱۶).

برای حفظ عملکرد بهینه در راه رفتن عوامل زیادی دخیل هستند که عضلات تنه در این بین عملکرد ویژه‌ای دارند. عضلات تنه برای ایجاد تعادل کل بدن به‌عنوان یک پایه در نظر گرفته می‌شود و چنین تصور می‌شود که سیستم عصبی عضلانی از طریق هم‌انقباضی عضلات تنه فعالیت می‌کند تا پایداری مناسبی برای ستون فقرات در وضعیت‌های مختلف ایجاد کند (۱۷). همچنین، این گروه از عضلات به حرکات بازوها و پا حین حرکت و دیگر فعالیت‌های بدنی کمک می‌کنند

(۱۸) و با تغییر در بخش‌هایی از اجرای تکلیف، فعالیتشان را تعدیل می‌کنند (۱۹). عضلات تنه را از دو دیدگاه می‌توان بررسی کرد. از نظر فیزیولوژیکی، عضلات تنه با تعادل کلی بدن از این طریق همبسته‌اند: عضلات این بخش، شتاب سر را کاهش می‌دهند تا پایه ای محکم برای سیستم بینایی ایجاد شود و سبب جریان یافتن آن برای تحلیل مناسب‌تر توسط سیستم وستیبولار و در نهایت بهبود تعادل شوند (۲۰). از دیدگاه بیومکانیکی، ناحیهٔ تنه حجم بالایی دارد و در محدوده‌ای بالاتر نسبت به مرکز ثقل بدن قرار دارد؛ پس این ناحیه مقدار زیادی انرژی پتانسیل گرانشی را ذخیره می‌کند (۲۱). درنتیجه، برای جلوگیری از تبدیل انرژی پتانسیل به انرژی جنبشی، ناحیهٔ تنه باید به‌خوبی کنترل شود. علاوه بر این، حین راه رفتن، عضلات تنه باید به‌شکلی مناسب فعال شوند تا پایه‌ای محکم برای لگن و اندام فوقانی ایجاد کنند (۱۷). مهم‌ترین عملکرد این گروه از عضلات تولید و جذب نیرو و همچنین انتقال نیرو بین اندام‌های مختلف بدن است (۱۷). فعالیت مناسب و کارآمد این گروه از عضلات باعث یکپارچگی و مکانیک بهینه در راه رفتن می‌شود. عسکری و اسماعیلی (۲۰۲۱) طی مطالعه‌ای نشان دادند خستگی عضلات تنه باعث تغییر در الگوهای فشار کف‌پایی حین حرکت می‌شود (۲۲). همچنین بوچر[1] و همکاران نشان دادند خستگی عضلات تنه، مکانیک اندام تحتانی را حین حرکت به‌صورت منفی تحت تأثیر قرار می‌دهد (۲۳). هرگونه تغییر در وضعیت تنه یا ناکارآمدی این ناحیه روی مکانیک حرکت تأثیر منفی دارد. تنگ و پاورز[2] نشان دادند تغییر در وضعیت تنه حین دویدن تا ۲۳/۳ درصد از جذب انرژی و ۱۳/۳ درصد تولید انرژی در زانو را کاهش می‌دهد (۲۴). هارت[3] و همکاران و راب[4] و همکاران نیز نشان داده‌اند خستگی عضلات تنه باعث تغییر در کینماتیک دویدن می‌شود (۲۵,۲۶).

اگرچه نحوهٔ سیر مرکز فشار حین راه رفتن، نشان‌دهندهٔ مکانیک کلی بدن است، نقش عضلات تنه در حفظ مکانیک راه رفتن کمتر بررسی شده است. مطالعهٔ حاضر بر آن است تا با خسته کردن عضلات تنه، وضعیت ضعف عضلات تنه را شبیه‌سازی کند. هدف از مطالعهٔ حاضر بررسی اثر خستگی عضلات ناحیهٔ تنه روی سیر مرکز فشار و زاویهٔ پیش‌روی حین راه رفتن بود. نتایج این مطالعه می‌تواند در شناسایی بهتر نقش عضلات تنه در مکانیک راه رفتن مفید باشد و دیدگاهی جدید در بررسی عوامل تأثیرگذار در مکانیک بهینه راه رفتن ایجاد کند.

1. Bucher
2. Teng & Powers
3. Hart
4. Raabe

مواد و روش‌ها

۲۰ نفر از دانشجویان زن دانشگاه اصفهان به‌صورت در دسترس انتخاب شدند و در این مطالعه شرکت کردند. ویژگی‌های جمعیت‌شناختی شرکت‌کنندگان در جدول شمارهٔ ۱ آورده شده است. معیارهای ورود به پژوهش عبارت بود از: نداشتن سابقهٔ جراحی، شکستگی، سوختگی، مشکلات عصبی-عضلانی، آسیب یا ضربهٔ جدی در اندام تحتانی و استفاده نکردن از اندام مصنوعی در ران، زانو و مچ پا، نداشتن سابقهٔ استفاده از هر نوع توکفشی یا کفش طبی، نداشتن دیابت و بیماری‌های مربوط به اعصاب پیرامونی (۲۷). این اطلاعات از طریق پرسشنامهٔ عمومی و نیز به‌صورت شفاهی از آزمودنی‌ها دریافت شد. طرح این پژوهش در کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه اصفهان با کد IR.UI.REC.1398.098 تصویب شد.

جدول ۱- ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌های شرکت‌کننده در پژوهش حاضر (M ± SD)

تعداد (نفر)	سن (سال)	جرم (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	BMI (کیلوگرم بر مترمربع)
۲۰	۱۹/۹۵±۱/۵۷	۶۰/۴۵±۹/۵۳	۱۶۳/۹۵±۸/۲۶	۲۲/۵۷±۳/۹۱

پس از ورود آزمودنی‌ها به آزمایشگاه و امضای رضایت‌نامهٔ کتبی، شرایط آزمون به آن‌ها شرح داده شد. برای آشنایی با شرایط آزمون، از شرکت‌کنندگان خواسته شد مسیر ۱۵ متری راه رفتن را چندین بار طی کنند. سپس، از هر آزمودنی خواسته شد مسیر راه رفتن را دست‌کم شش بار با سرعت خودانتخابی در وضعیت پابرهنه طی کنند تا الگوی فشار کف پایی استانس آن‌ها ثبت شود. سپس، آزمودنی‌ها به اجرای پروتکل خستگی عضلات تنه پرداختند. پس از وقوع خستگی، آزمون‌های مربوط به قبل از خستگی عیناً تکرار شد و اثر خستگی عضلات تنه روی متغیرهای مورد نظر سنجیده شد. برای کنترل اثر سرعت، سرعت راه رفتن آزمودنی‌ها توسط دو فوتو سل مادون قرمز پایش می‌شد تا در هر دو وهلهٔ قبل و پس از خستگی، راه رفتن با سرعت خودانتخابی یکسان انجام شود.

برای ثبت داده‌های فشار کف پایی از دستگاه Footscan (RsScan International, Belgium, 578mm×418m×12mm, 4096 sensors, 253 Hz) استفاده شد که به‌طور واضح در وسط مسیر ۱۵ متری قرار داده شده بود. از آزمودنی‌ها خواسته شده بود حین راه رفتن پای برتر خود را بدون هیچ‌گونه کنترل ارادی و تنظیم راه رفتن روی دستگاه قرار دهند تا اختلالی در فرایند راه رفتنشان ایجاد نشود.

از پروتکل خستگی تعدیل‌شدهٔ ابت[1] و همکاران برای خسته کردن عضلات تنه در تمامی صفحات حرکتی استفاده شد (۲۸). اعتبار و توانایی این پروتکل در خسته کردن عضلات تنه از طریق آزمون ایزوکینتیک قدرت عضلات تنه به‌وسیلهٔ ابت و همکاران به اثبات رسیده است (۲۸). مدت انجام پروتکل مذکور ۳۲ دقیقه و شامل چهار چرخهٔ متوالی از هفت تمرین بود، به‌طوری که آزمودنی هر تمرین را ۲۰ مرتبه در مدت ۴۰ ثانیه (هر تکرار را در دو ثانیه) انجام می‌داد و ۲۰ ثانیه نیز بین هر دو تمرین مختلف استراحت می‌کرد. هر ست شامل هفت تمرین به این ترتیب بود: ۱- چرخش تنه با مدیسین در حالت دراز و نشست؛ ۲- حرکت کبری (اکستنشن تنه) با مدیسن بال؛ ۳- درازونشست روی میز شیب‌دار با صفحهٔ وزنه؛ ۴- خوابیدن به پشت با پاهای کشیده به طرف بالا و مفصل ران ۹۰ درجهٔ چرخش اندام تحتانی با فیزیوبال؛ ۵- ایستاده خم شدن به دو طرف با دمبل؛ ۶- کبری روی میز شیب‌دار (اکستنشن و چرخش تنه) با مدیسین بال؛ ۷- چرخش تنه به‌صورت ایستاده با مقاومت کش (شکل شمارهٔ ۱). انتخاب وزن صفحهٔ وزنه‌ها، دمبل‌ها و مدیسن بال‌ها بر اساس وزنه‌ای بود که آزمودنی‌ها قادر بودند با فرم صحیح حداکثر ۲۰ بار حرکت مورد نظر را به طرز صحیح در مدت‌زمان ۴۰ ثانیه انجام دهند. انتخاب وزنه‌ها در روزی مجزا قبل از انجام آزمون نهایی انجام شد.

شکل ۱- تمرینات انجام‌شده در پروتکل خستگی.

1. Abt

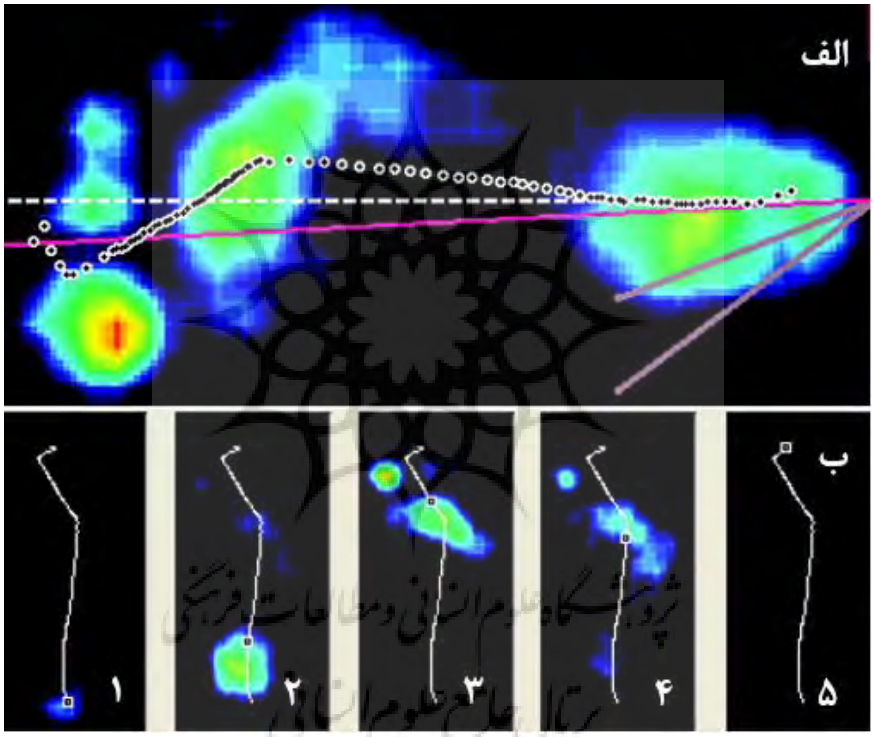
پروتکل خستگی در دو صورت خاتمه پیدا می‌کرد: ۱-زمانی که آزمودنی دیگر قادر به اجرای تمرینات با فرم صحیح در ست چهارم نبود و ۲- زمانی که آزمودنی قادر نبود در ست چهارم تمرینات را با سرعت یک تکرار در دو ثانیه انجام دهد. برای اطمینان از خستگی و واماندگی آزمودنی‌ها در پایان هر مرحله از پروتکل، شاخص مقیاس درک فشار (بورگ) (رتبهٔ شش تا ۲۰ بورگ) استفاده شد که عدد شش نشان می‌داد آزمودنی به خستگی نرسیده و رتبهٔ ۱۷ الی ۲۰ نشان‌دهندهٔ واماندگی بود. در صورتی که آزمودنی‌ها در انتهای دور چهارم عدد ۱۷ و بالاتر را گزارش می‌کردند، پروتکل خستگی پایان می‌یافت و اگر اعداد کمتر را گزارش می‌کردند، دور دیگری را اجرا می‌کردند تا عدد ۱۷ را گزارش کنند.

برای تحلیل داده‌های دستگاه فوت اسکن از نرم‌افزار (Footscan 7 Gait 2nd Generation) استفاده شد. درصد زمانی نسبی فرایند roll-over، مسیر مرکز فشار در راستای داخلی-خارجی در فازهای چهارگانه فرایند roll-over و زاویهٔ پیش‌روی پا حین راه رفتن محاسبه تحلیل شد. برای به دست آوردن زاویهٔ پیش‌روی، زاویهٔ بین راستای حرکت فرد و محور طولی پا (خطی که از بین قسمت‌های داخلی و خارجی پاشنه تا سر متاتارسال دوم عبور می‌کند) با استفاده از نرم‌افزار فوت اسکن گیت ۷ محاسبه شد (شکل ۲ الف). نرم‌افزار به‌صورت خودکار پنج لحظهٔ مشخص فرایند roll-over: ۱) اولین تماس پا (لحظه‌ای که پا اولین تماس خود را با صفحهٔ فشار برقرار می‌کند)؛ ۲) تماس اولین متاتارسال (لحظه‌ای که یکی از متاتارسال‌ها با صفحهٔ فشار تماس پیدا می‌کند)؛ ۳) صاف شدن جلوی پا (اولین لحظه‌ای که تمام متاتارسال‌ها با صفحهٔ فشار تماس پیدا می‌کنند)؛ ۴) جدا شدن پاشنه (لحظه‌ای که تماس پاشنه با صفحهٔ فشار تمام می‌شود) و ۵) آخرین تماس پا با دستگاه (آخرین تماس پا با صفحه) را مشخص می‌کند (شکل شمارهٔ ۲ ب).

بین این پنج نقطه، چهار فاز کلیدی مشخص می‌شوند: ۱) تماس اولیه (بین تماس اولیهٔ پا و تماس اولین متاتارسال)؛ ۲) فاز تماس جلوی پا (بین تماس اولین متاتارسال تا صاف شدن جلوی پا)؛ ۳) فاز صاف شدن پا (بین صاف شدن جلوی پا تا جدا شدن پاشنه) و ۴) فاز پوش‌آف جلوی پا (بین صاف شدن جلوی پا تا تماس انتهایی پا) (شکل شمارهٔ ۲ ب). برای هر کدام از این فازها، مدت‌زمان نسبی استانس برحسب درصد و میانگین وضعیت مسیر مرکز فشار در راستای داخلی-خارجی نسبت به محور طولی پا محاسبه شد. در ارتباط با داده‌های مربوط به مرکز فشار، اعداد مثبت به معنای داخلی بودن مرکز فشار نسبت به محور طولی پا و اعداد منفی به معنای خارجی بودن مرکز فشار نسبت به محور طولی پا درنظر گرفته شد.

برای هر آزمودنی میانگین شش تلاش صحیح ثبت و در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در نظر گرفته شد. از این داده‌ها برای تحلیل‌های بعدی استفاده شد. برای تعیین نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون

شاپیرو-ویلک استفاده شد. از آزمون مانووای یک‌سویه برای سنجش مکرر[1] به‌منظور سنجیدن اثر خستگی عضلات تنه روی زمان‌بندی فازهای چهارگانهٔ فرایند roll-over و نحوهٔ سیر مسیر مرکز فشار در فازهای چهارگانه استانس استفاده شد. علاوه بر این از آزمون تی استودنت برای نمونه‌های زوجی به‌منظور بررسی اثر خستگی عضلات تنه روی زاویهٔ پیش روی پا استفاده شد. تمامی تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۱۸ انجام شد. سطح معناداری در این مطالعه (α=۰/۰۵) درنظر گرفته شد.



شکل ۲. الف) خط نقطه‌چین: مسیر مرکز فشار، خط قرمز: محور طولی پا، خط‌چین سفید: راستای حرکت. زاویهٔ بین محور طولی پا و راستای حرکت به‌عنوان زاویهٔ پیش‌روی درنظر گرفته شده است. ب) پنج لحظهٔ مشخص فرایند roll-over؛ ۱. تماس اولیهٔ پا؛ ۲. تماس اولین متاتارسال؛ ۳. تماس تمامی متاتارسال ها؛ ۴. جدا شدن پاشنه و ۵. آخرین تماس پا.

1. One-Way Repeated Measure MANOVA

یافته‌ها

برای آزمون اثر خستگی عضلات ناحیهٔ تنه روی زمان‌بندی و نحوهٔ سیر مسیر مرکز فشار در فازهای چهارگانهٔ فرایند roll-over راه رفتن لازم بود ابتدا مشخص شود خستگی روی این موارد اثرگذار است. نتایج نشان داد در حالت کلی، اثر خستگی عضلات تنه بر زمان‌بندی و نحوهٔ سیر مسیر مرکز فشار در فازهای چهارگانه roll-over راه رفتن معنادار است (جدول شمارهٔ ۲).

جدول ۲- نتایج آزمون مانووا برای سنجش اثر کلی خستگی عضلات تنه روی زمان‌بندی و نحوهٔ سیر مرکز فشار طی فازهای چهارگانهٔ استانس.

مؤلفه	ارزش لاندای ویلکز	درجات آزادی	آماره F	اندازهٔ احتمال	اندازهٔ اثر (اتای مربع)
زمان‌بندی نسبی	۰/۶۲۴	۳ و ۱۷	۳/۴۰۸	* ۰/۰۴۲	۰/۳۷۶
سیر مرکز فشار	۰/۵۲۶	۳ و ۱۷	۳/۶۰۵	* ۰/۰۲۸	۰/۴۷۴

*** معناداری در سطح α=۰/۰۵**

نتایج آزمون تحلیل واریانس تک‌متغیره در مورد زمان‌بندی فازهای چهارگانه راه رفتن نشان داد خستگی عضلات تنه باعث افزایش مدت‌زمان نسبی فاز تماس اولیه (p=۰/۰۰۸) و کاهش مدت‌زمان نسبی فاز تماس جلوی پا (p=۰/۰۲۶) می‌شود. خستگی عضلات تنه روی زمان‌بندی نسبی دو فاز دیگر تأثیری ندارد.

جدول ۳- نتایج آزمون تحلیل واریانس تک‌متغیره در مورد درصد مدت‌زمان نسبی (درصد) و سیر مرکز فشار (میلی‌متر) در فازهای چهارگانه استانس.

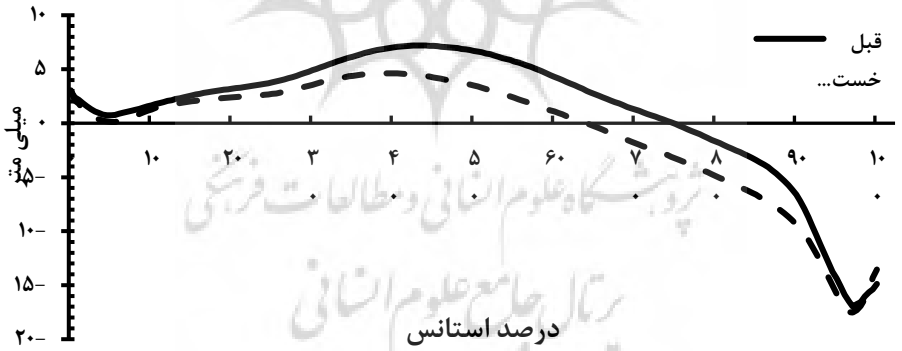
فاز	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درجات آزادی	اندازه F	اندازهٔ احتمال
	درصد مدت‌زمان نسبی فازهای چهارگانهٔ استانس				
فاز تماس اولیه	۱۷/۲۱±۴/۰۲	۲۱/۰۳±۵/۹۳	۱ و ۱۹	۸/۷۰۷	*۰/۰۰۸
فاز تماس جلوی پا	۲۲/۷۵±۸/۵۵	۱۹/۰۶±۷/۹۳	۱ و ۱۹	۵/۸۱۳	*۰/۰۲۶
فاز صاف شدن جلوی پا	۱۰/۶۶±۴/۰۳	۹/۷۸±۶/۲۱	۱ و ۱۹	۰/۵۳۳	۰/۴۷۴
فاز پوش‌آف جلوی پا	۴۹/۳۶±۱۰/۱۳	۵۰/۱۱±۱۱/۶۰	۱ و ۱۹	۰/۱۶۸	۰/۶۸۷

ادامهٔ جدول ۳- نتایج آزمون تحلیل واریانس تک‌متغیره در مورد درصد مدت‌زمان نسبی (درصد) و سیر مرکز فشار (میلی‌متر) در فازهای چهارگانه استانس.

فاز	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درجات آزادی	Fاندازه	اندازهٔ احتمال
سیر مرکز فشار در فازهای چهارگانه استانس					
فاز تماس اولیه	۱/۷۹±۲/۵۸	۱/۷۰±۳/۴۸	۱ و ۱۹	۰/۰۲۳	۰/۸۸
فاز تماس جلوی پا	۴/۶۸±۳/۴۵	۳/۸۸±۴/۴۵	۱ و ۱۹	۱/۴۳۳	۰/۲۴۶
فاز صاف شدن جلوی پا	۷/۱۱±۴/۳۳	۵/۰۹±۵/۳۲	۱ و ۱۹	۵/۹۱۸	۰/۰۲۵*
فاز پوش‌آف جلوی پا	-۱/۹۵±۳/۷۵	-۴/۶۶±۵/۶۷	۱ و ۱۹	۹/۳۲۶	۰/۰۰۷*

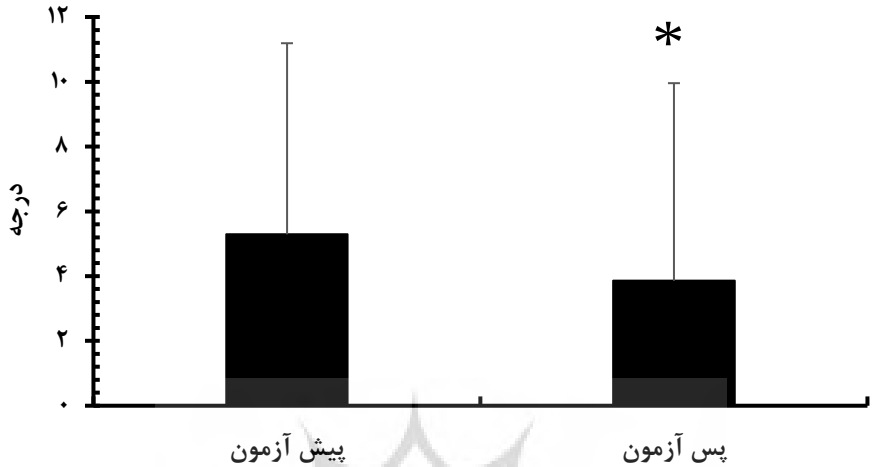
* معناداری در سطح α=۰/۰۵

نتایج آزمون تحلیل واریانس تک‌متغیره در مورد سیر مرکز فشار در فازهای چهارگانه راه رفتن نشان داد خستگی عضلات تنه باعث خارجی‌تر شدن سیر مرکز فشار در فازهای صاف شدن جلوی پا (p=۰/۰۲۵) و پوش‌آف جلوی پا (p=۰/۰۰۷) می‌شود و روی سیر مسیر مرکز فشار در دو فاز دیگر تأثیری ندارد (جدول شمارهٔ ۳ و شکل شمارهٔ ۳).



شکل ۳- منحنی میانگین کلی مسیر مرکز فشار حین راه رفتن در دو وهلهٔ پیش و پس از خستگی عضلات تنه.

نتایج مربوط به زاویهٔ پیش‌روی در دو وهلهٔ قبل و بعد از خستگی عضلات تنه در شکل شمارهٔ ۴ آورده شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، پس از خستگی عضلات ناحیهٔ تنهٔ زاویهٔ پیش‌روی حین راه رفتن کاهش پیدا کرده است (p=۰/۰۴۰).



شکل ۴- زاویهٔ پیش‌روی پا در دو وهلهٔ پیش و پس از خستگی عضلات تنه (*؛ معناداری در سطح α=۰/۰۵).

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از مطالعهٔ حاضر بررسی اثر خستگی عضلات ناحیه تنه روی نحوهٔ سیر مسیر مرکز فشار حین راه رفتن بود. نتایج نشان داد پس از خستگی عضلات ناحیهٔ تنه، مدت‌زمان نسبی فاز تماس اولیه افزایش و مدت‌زمان نسبی فاز تماس جلوی پا کاهش پیدا می‌کند. علاوه بر این، با خستگی عضلات تنه، زاویهٔ پیش‌روی کاهش می‌یابد و سیر مرکز فشار در فازهای صاف شدن جلوی پا و پوش‌آف جلوی پا کمتر (خارجی‌تر) می‌شود. این نتایج با نتایج راب و همکاران و هارت و همکاران که نشان‌دهندهٔ تغییر در مکانیک حرکت متعاقب با خستگی یا ضعف عضلات تنه است، همسوست (۲۵،۲۶).

نتایج مطالعهٔ حاضر نشان داد پس از خستگی عضلات ناحیهٔ تنه، زمان‌بندی فازهای فرایند roll-over تغییر می‌کند، به‌طوری که مدت‌زمان نسبی فاز تماس اولیه افزایش و مدت‌زمان نسبی فاز تماس جلوی پا کاهش پیدا می‌کند. در فاز تماس اولیه، با انجام حرکت دورسی فلکشن در پا، جذب شوک انجام می‌شود. به نظر می‌رسد با افزایش مدت‌زمان نسبی این فاز پس از خستگی عضلات ناحیهٔ تنه، سازوکاری جبرانی برای جذب شوک اتفاق می‌افتد. نشان داده شده است که حین تماس پاشنه با زمین عضلات تنه با فعالیت خود باعث افزایش سفتی ستون فقرات می‌شوند (۲۹) تا نیروهای عکس‌العمل منتقل‌شده از زمین به بدن بهتر تعدیل شوند (۳۰). به نظر می‌رسد با خستگی عضلات تنه در فاز تماس اولیه برای انتقال مناسب نیرو، سفتی مناسب در ستون فقرات ایجاد نمی‌شود و برای جبران آن مدت‌زمان نسبی این فاز افزایش پیدا می‌کند. این تغییر در زمان‌بندی

نسبی با تغییراتی در نحوهٔ بارگیری در ارتباط است. عنبریان و اسماعیلی (۲۰۱۶) طی مطالعه‌ای نشان دادند تغییر در زمان‌بندی فازهای فرایند roll-over با تغییر در نحوهٔ بارگیری پا حین حرکت همراه است (۳۱). در مطالعهٔ حاضر نشان داده شد خستگی عضلات ناحیهٔ تنه سیر مرکز فشار را در فازهای صاف شدن جلوی پا و پوش‌آف جلوی پا خارجی‌تر می‌کند که به‌نوعی نشان‌دهندهٔ خارجی‌تر شدن بارگیری حین راه رفتن است. این حالت مسیریبرای مرکز فشار ایجاد می‌کند که تقعر کمتری دارد. فاز صاف شدن جلوی پا به‌عنوان فاز میداستانس، پس از فاز تماس جلوی پا شروع می‌شود و تا لحظه‌ی جداش شدن پاشنه از زمین ادامه پیدا می‌کند. در این فاز، بارگیری از پاشنه به سمت جلوی پا منتقل می‌شود و پا به اهرمی محکم برای انتقال بهتر نیرو تبدیل می‌شود (۳۲). در این حالت، مرکز فشار به سمت خارج متمایل می‌شود و پا به حالت سوپینیشن[1] می‌رود (۳۲). با خارجی‌تر شدن مرکز فشار در وضعیت پس از خستگی عضلات تنه، به نظر می‌رسد این حالت سازوکاری جبرانی برای انتقال بهتر نیرو باشد. در راه رفتن طبیعی، در ابتدای فاز پوش‌آف جلوی پا برای ایجاد نیروی پیش‌ران، منحنی مرکز فشار به سمت داخل متمایل می‌شود؛ به این صورت که انتظار می‌رود پوش‌آف مرکز فشار را به سمت نواحی متاتارسال‌های داخلی و انگشت شست هدایت کند (۶). در مطالعهٔ حاضر، پس از خستگی عضلات ناحیهٔ تنه در فاز پوش‌آف جلوی پا مسیر مرکز فشار خارجی‌تر شد که به نظر می‌رسد ایجاد پوش‌آف مناسب را تحت تأثیر قرار دهد. وضعیت قرارگیری تنه یکی از عوامل مهم در عملکرد کلی بدن حین راه رفتن است (۳۳). با توجه به اینکه نحوهٔ سیر مرکز فشار در فازهای صاف شدن جلوی پا و پوش‌آف جلوی پا یکی از تعیین‌کننده‌های اصلی پایداری دینامیک اندام‌ها و تنه است، به نظر می‌رسد با خارجی‌تر شدن مسیر مرکز فشار در این فازها، تنه به‌خوبی توانایی کنترل اندام فوقانی را نداشته باشد و درنتیجه، بارگیری بدن و متعاقب آن مسیر مرکز فشار را به سمت خارج منتقل می‌کند. نشان داده شده است که حتی کوچک‌ترین تغییرات در مسیر مرکز فشار حین حرکت می‌تواند تعادل گشتاورهای وارد بر مفاصل را تغییر و عملکرد پا را تحت تأثیر قرار دهد و درنهایت سبب توسعه آسیب‌های بیومکانیکی شود (۳۴,۳۵). بنابراین، مسیر مرکز فشار خارجی‌تر با ایجاد و توسعهٔ اسپرین خارجی مچ پا در ارتباط است (۱۰).

نتایج مطالعهٔ حاضر نشان داد پس از خستگی عضلات ناحیهٔ تنه، زاویه پیش‌روی کاهش پیدا می‌کند. این امر می‌تواند بازتاب‌دهندهٔ چرخش داخلی در اندام تحتانی باشد. نشان داده شده است که ضعف در کنترل تنه روی افزایش میزان چرخش داخلی اندام تحتانی اثرگذار است و در چرخش داخلی اندام یکی از عوامل اصلی در نظر گرفته می‌شود (۳۴). در مطالعهٔ حاضر، کاهش در زاویهٔ

1. Supination

پیش‌روی با خارجی‌تر شدن مسیر مرکز فشار همراه بود. مطالعات پیشین نشان داده‌اند کاهش در زاویهٔ پیش روی با انتقال بارگیری به سمت خارج همراه است (۱۵) که با نتایج مطالعهٔ حاضر همسوست. این افزایش بارگیری در سمت خارجی پا می‌تواند به نواحی بالاتر منتقل و به آسیب در نواحی بالایی پا منجر شود. کوبلاچ[1] و همکاران در مطالعه‌ای نشان دادند چرخش داخلی پا که با چرخش داخلی ساق همراه است باعث افزایش نیروهای فشاری وارد بر کمپارتمان خارجی زانو می‌شود و در کنار آن زاویهٔ فلکشن زانو نیز افزایش پیدا می‌کند (۱۶). افزایش فلکشن زانو نیز می‌تواند باعث افزایش بارهای فشاری وارد بر مفصل زانو و مفصل کشککی رانی شود (۳۶).

به‌طور خلاصه، نتایج مطالعهٔ حاضر نشان داد خستگی عضلات ناحیهٔ تنه سبب تغییر در مکانیک راه رفتن می‌شود. این تغییرات شامل خارجی‌تر شدن مسیر مرکز فشار در فازهای صاف شدن جلوی پا و پوش‌آف جلوی پا، کاهش زاویه پیش روی پا، افزایش مدت‌زمان نسبی فاز تماس اولیه و کاهش در مدت‌زمان نسبی فاز تماس جلوی پا بود. با توجه به این نتایج می‌توان نتیجه‌گیری کرد که خستگی و ضعف در عضلات ناحیهٔ تنه می‌تواند وضعیت راه رفتن را در افراد تحت تأثیر قرار دهد و آن‌ها را در معرض خطر ابتلا به مشکلات بیومکانیکی قرار دهد. به هم خوردن زمان‌بندی فازهای راه رفتن با تغییر در زمان بارگیری نقاط مختلف پا همراه است که ممکن است در آینده باعث بروز مشکلاتی در افراد شود.

از محدودیت‌های مطالعهٔ حاضر می‌توان به محدود بودن آن به بررسی داده‌های مربوط به فوت اسکن اشاره کرد. استفاده از ابزار کینتیک و کینماتیک می‌تواند اطلاعاتی جامع‌تر فراهم کند. با توجه به اثر خستگی عضلات غیرموضعی، تغییرات حاصل را نمی‌توان تنها به عضلات تنه نسبت داد؛ زیرا حین اجرای پروتکل خستگی، عضلاتی غیر از عضلات تنه نیز استفاده می‌شوند و احتمال دارد دیگر عضلات نیز دچار خستگی شده باشند. تک‌جنسیتی و جوان بودن شرکت‌کنندگان نیز از دیگر محدودیت‌های این مطالعه بود و درنتیجه برای تعمیم دادن نتایج باید با احتیاط عمل شود.

پیام مقاله

نتایج مطالعهٔ حاضر نشان داد خستگی عضلات ناحیه تنه باعث کاهش زاویهٔ پیش‌روی پا، تغییر در زمان‌بندی فازهای چهارگانهٔ فرایند roll-over حین راه رفتن و خارجی‌تر شدن مسیر مرکز فشار می‌شود. این امر می‌تواند نشان‌دهندهٔ اثر منفی ضعف عضلات تنه روی مکانیک راه رفتن افراد باشد. با توجه به نتایج مطالعهٔ حاضر، به متخصصان حرکات اصلاحی و متخصصان بالینی توصیه می‌شود که برای بهینه کردن مکانیک راه رفتن مراجعان خود تقویت عضلات تنه را درنظر بگیرند.

1. Koblauch

منابع

1. Neptune R, Zajac F, Kautz S. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. Gait & posture. 2004;19(2):194-205.
2. Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. Gait & posture. 2003;17(1):1-17.
3. Menz HB, Lord SR. Foot problems, functional impairment, and falls in older people. Journal of the American Podiatric Medical Association. 1999;89(9):458-67.
4. Li B ,Xiang Q, Zhang X. The center of pressure progression characterizes the dynamic function of high-arched feet during walking. Journal of Leather Science and Engineering. 2020;2(1):1-10.
5. Cornwall MW, McPoil TG. Velocity of the center of pressure during walking. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2000;90(7):334-8.
6. De Cock A, Vanrenterghem J, Willems T, Witvrouw E, De Clercq D. The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function .Gait & posture. 2008;27(4):669-75.
7. Zhang X, Li B, Hu K, Wan Q, Ding Y, Vanwanseele B. Adding an arch support to a heel lift improves stability and comfort during gait. Gait & posture. 2017;58:94-7.
8. Fuller EA. Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. Journal of the American Podiatric Medical Association. 1999;89(6):278-91.
9. Maki BE, McIlroy WE. Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. Age and ageing . ۳۵;۲۰۰۶(suppl_2):ii12-ii8.
10. Morrison KE, Hudson DJ, Davis IS, Richards JG, Royer TD, Dierks TA, et al. Plantar pressure during running in subjects with chronic ankle instability. Foot & ankle international. 2010;31(11):994-1000.
11. Allet L, Armand S ,Golay A, Monnin D, De Bie R, de Bruin ED. Gait characteristics of diabetic patients: a systematic review. Diabetes/metabolism research and reviews. 2008;24(3):173-91.
12. Moghadam M, Ashayeri H, Salavati M, Sarafzadeh J, Taghipoor KD, Saeedi A, et al. Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: effects of postural task difficulty and cognitive load. Gait & posture. 2011;33(4):651-5.
13. Nawata K, Nishihara S, Hayashi I, Teshima R. Plantar pressure distribution during gait in athletes with functional instability of the ankle joint: preliminary report. Journal of orthopaedic Science. 2005;10(3):298-301.
14. Thijs Y, Van Tiggelen D, Roosen P, De Clercq D, Witvrouw E. A prospective study on gait-related intrinsic risk factors for patellofemoral pain. Clinical journal of sport medicine. 2007;17(6):437-45.
15. Chang W-N, Tsirikos AI, Miller F, Schuyler J, Glutting J. Impact of changing foot progression angle on foot pressure measurement in children with neuromuscular diseases. Gait & posture. 2004;20(1):14-9.
16. Koblauch H, Heilskov-Hansen T, Alkjær T, Simonsen EB, Henriksen M. The effect of foot progression angle on knee joint compression force during walking. Journal of applied biomechanics. 2013;29(3):329-35.

17. La Scala Teixeira CV, Evangelista AL, Novaes JS, Da Silva Grigoletto ME, Behm DG. "You're only as strong as your weakest link": a current opinion about the concepts and characteristics of functional training. Frontiers in physiology. 2017;8:643.
18. Granata KP, Orishimo KF. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. Journal of biomechanics. 2001;34(9):1117-23.
19. Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholle H-C. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2007;17(2):245-52.
20. Mazzà C, Iosa M, Pecoraro F, Cappozzo A. Control of the upper body accelerations in young and elderly women during level walking. Journal of neuroengineering and rehabilitation. 2008;5(1):1-10.
21. Toebes MJ, Hoozemans MJ, Furrer R, Dekker J, van Dieën JH. Local dynamic stability and variability of gait are associated with fall history in elderly subjects. Gait & posture. 2012;36(3):527-31.
22. Askari Z, Esmaeili H .Effect of trunk muscles fatigue on plantar pressure distribution in novice runners. Journal of Biomechanics. 2021;122:110487.
23. Bucher E, Sandbakk Ø, Donath L, Roth R, Zahner L, Faude O. Exercise-induced trunk fatigue decreases double poling performance in well-trained cross-country skiers. European journal of applied physiology. 2018;118(10):2077-87.
24. Teng H-L, Powers CM. Influence of trunk posture on lower extremity energetics during running. Med Sci Sports Exerc. 2015;47(3):625-30.
25. Hart JM, Kerrigan DC, Fritz JM, Ingersoll CD. Jogging kinematics after lumbar paraspinal muscle fatigue. Journal of athletic training. 2009;44(5):475-81.
26. Raabe ME, Chaudhari AM. Biomechanical consequences of running with deep core muscle weakness. Journal of biomechanics. 2018;67:98-105.
27. Olson MW. Trunk extensor fatigue influences trunk muscle activities during walking gait. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2010;20(1):17-24.
28. Abt JP, Smoliga JM, Brick MJ, Jolly JT, Lephart SM, Fu FH. Relationship between cycling mechanics and core stability. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2007;21(4):1300-4.
29. Prince F, Winter D, Stergiou P, Walt S. Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. Gait & Posture. 1994;2(1.۱۹-۲۵:(
30. Voloshin AS, Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Dynamic loading on the human musculoskeletal system—effect of fatigue. Clinical Biomechanics. 1998;13(7):515-20.
31. Anbarian M, Esmaeili H. Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. Gait & posture. 2016;48:52-6.
32. Chiu M-C, Wu H-C, Chang L-Y. Gait speed and gender effects on center of pressure progression during normal walking. Gait & posture. 2013;37(1):43-8.
33. Perry J ,Davids JR. Gait analysis: normal and pathological function. Journal of Pediatric Orthopaedics. 1992;12(6):815.
34. Kirby K. Biomechanics of the normal and abnormal foot. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2000;90(1):30-4.

35. Shelburne KB, Torry MR, Steadman JR, Pandy MG. Effects of foot orthoses and valgus bracing on the knee adduction moment and medial joint load during gait. Clinical biomechanics. 2008;23(6):814-21.
36. Crossley KM, Cowan SM, Bennell KL, McConnell J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. Journal of Orthopaedic Research. 2004;22(2):267-74.

ارجاع دهی

اسماعیلی حامد، عسکری زهرا. اثر خستگی عضلات تنه روی مسیر مرکز فشار حین راه رفتن. مطالعات طب ورزشی. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۸)، ۲۰۲-۱۸۳. شناسهٔ دیجیتال: 10.22089/SMJ.2021.10394.1489

Esmaeili H, Askari Z. Effect of Trunk Muscles Fatigue on the Trajectory of Center of Pressure During Walking. Sport Medicine Studies. Fall & Winter 2021; 12 (28): 183-202. (Persian). Doi: 10.22089/SMJ.2021.10394.1489

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی