

Research Paper



Comparison of the Three-Dimensional Mechanical Power of Dominant Lower Limb Joints during Walking

*Razieh Yousefian Molla¹, Heydar Sadeghi^{2,3}

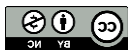
1. Department of Sports Biomechanics, Central Tehran branch, Islamic Azad University, Tehran. Iran.
2. Department of Sports Biomechanics and Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
3. Department of Sports Biomechanics, Kinesiology Research Center, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online



Citation: Yousefian Molla R, Sadeghi H. Comparison of the Three-Dimensional Mechanical Power of Dominant Lower Limb Joints during Walking (Persian)]. Journal of Sport Biomechanics. 2024;10(1):70-81. <https://doi.org/10.21859/JSportBiomech.10.1.293.5>

<https://doi.org/10.21859/JSportBiomech.10.1.293.5>



Article Info:

Received: 11 June 2024

Accepted: 20 June 2024

Available Online: 21 June 2024

Keywords:

Mechanical power, Walking, Dominant limb

ABSTRACT

Objective Many studies have investigated the effect of mechanical power on the symmetry and asymmetry of the lower limbs and have discussed the differences in the values of this parameter between the two limbs. Additionally, some studies have investigated and analyzed the types of mechanical power (propulsion and control) in joint movements. However, no study has yet examined and compared the muscle mechanical power among different joints of each limb, particularly the dominant leg. Therefore, the present study aimed to compare the three-dimensional mechanical power of the dominant lower limb during walking.

Methods Thirty female subjects were asked to walk at their chosen speed and barefoot along the path of the motion analyzer cameras and on the force plate so that the three-dimensional mechanical power of each lower limb joint could be recorded using the obtained data. One-way analysis of variance (ANOVA) and Bonferroni's post hoc test were used to compare the values of mechanical muscle power variables at a significance level of $P \leq 0.05$.

Results Among the peaks of mechanical power of the dominant lower limb, the highest peak belonged to A2S, and the lowest belonged to K2T. Additionally, the most significant difference was observed between the average of some parameters such as H1S and other peaks, while the lowest average difference was observed between the averages of H2F and H1T and other mechanical power peaks.

Conclusion Therefore, it can be concluded that there is a relationship between the peaks of mechanical power of the hip, knee, and ankle joints of the dominant lower limb. Among these peaks, the second peak of the ankle has the highest mechanical power, while the second peak of the knee has the lowest mechanical power.

*** Corresponding Author:**

Razieh Yousefian Molla

Address: Department of Sports Biomechanics, Central Tehran branch, Islamic Azad University, Tehran. Iran.

Tel: +98 (912) 2022730

E-mail: Razieh.yousefianmolla@iau.ac.ir

Extended Abstract

1. Introduction

Walking is a common part of an exercise routine, and muscle mechanical power is a crucial biomechanical factor in analyzing human gait performance. This parameter describes the energy flow that initiates or controls each movement. Muscle power can be calculated as the product of joint torque and angular velocity, providing an estimate of the combined muscle activity of each joint. This approach indirectly determines the performance of muscle groups (specifically, extensors and flexors) that pass over the joint, both eccentric and concentric (1). The interaction between muscle power in the gait of healthy individuals reflects specific driving and control functions related to each organ (2), as joint power determines the role of muscle groups in movement production and control (3). Currently, no study has investigated and compared the muscle mechanical power among different joints of each limb, particularly the dominant leg. Therefore, this study aims to compare the three-dimensional mechanical power of the dominant leg joints during walking.

2. Methods

Thirty female participants walked barefoot at their self-selected speed while being recorded by motion analysis cameras and force plates. This setup allowed for the capture of three-dimensional mechanical power of each joint in the lower limb. External markers were used to assess joint coordinates for kinematic calculations, and the center of rotation for each subject's joint was estimated. Following each gait cycle, data on the subjects' right leg was extracted from the cameras, and ground reaction forces from the force plates were analyzed. Instantaneous muscle power (P) in each joint (j) and in each plane (k) was calculated using the product of joint moment (M) and its angular velocity (ω), as described in Equation 1 (5, 4).

$$P_{j,k} = M_{j,k} \cdot \omega_{j,k} \quad \text{equation 1}$$

One-way analysis of variance (ANOVA) and Bonferroni's post hoc test were used to compare the values of upper limb mechanical muscle power variables at a significance level of $P \leq 0.05$.

3. Results

The results of the one-way analysis of variance are shown in Table 1. It is evident that the peak of mechanical muscle parameters both within and between groups is significant.

The highest peak of lower limb mechanical power belongs to A2S, while the lowest belongs to K2T. Among various parameters, H1S shows the most significant difference in averages compared to other peaks, while H2F and H1T have the lowest average differences. In the thigh's sagittal plane, there is a noteworthy relationship between the average peaks of H1S and H2S and most other mechanical power peaks, but this relationship is not observed with H3S. There is no significant relationship between the average power peak of H3S and the peaks of the thigh in the frontal and transverse planes, or between the knee and ankle in the transverse plane. In the knee's sagittal plane, the K1S peak is the only one that did not show a significant difference with the other peaks (K2S, K3S, and K4S) of mechanical power in the knee. Finally, in the ankle, the peaks in the sagittal, frontal, and horizontal planes show the most significant relationships with other peaks of mechanical power in the dominant leg.

4. Conclusion

The ankle joint plays a crucial role in forward propulsion (6) by creating significant plantar flexion during the push-off phase (7). This movement is essential for forward motion, particularly during walking. The hip joint's abduction and adduction in the frontal plane contribute to stability and maintaining dynamics during single-leg support. During heel strike, the thigh's involvement in controlling the forward movement of the trunk helps with propulsion and trunk rotation. The knee extensors, especially at the peak of mechanical power, aid in preparing the body for push-off. The knee's movements in the frontal and

transverse planes are not as significant, but they play a role in power generation during impact-absorbing positions.

From the results of this research, we can conclude that there is a variation in the peaks of mechanical power of the thigh, knee, and ankle joints in the lower limb. Among these peaks, the second peak of the ankle has the highest mechanical power, while the knee has the lowest. Therefore, specialists in biomechanics, rehabilitation, and therapy should consider that the ankle joint plays the most important role in propulsion during walking and muscle strengthening activities. The knee primarily has a stabilizing and controlling role.

Table 1. The results of the one-way analysis of variance for the peak of mechanical muscle parameters in both within and between groups

Power comparisons	Sum of squares	df	Means of squares	F	Sig.
Within groups: Mechanical power peaks in joints	352.367	21	16.779	191.678	0.000
Between groups: Mechanical power peaks in different joints	53.924	616	0.088		
Total	406.292	637			

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All steps of the protocol for this research were approved by the ethics committee of Karazmi University's Movement Sciences Research Center (code 103.1000). Additionally, all participants were informed about the details of the test process and signed an informed consent form to participate in the research.

Funding

This research did not receive any grants from funding agencies in the public, commercial, or non-profit sectors.

Authors' contributions

All authors contributed equally to preparing the article.

Conflicts of interest

The authors declared no conflict of interest.

مقاله پژوهشی

مقایسه توان مکانیکی سه بعدی مفاصل پای برتر حین راه رفتن

*راضیه یوسفیان ملا^۱، حیدر صادقی^{۲،۳}

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، تهران، ایران.

۲. گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

۳. گروه بیومکانیک ورزشی، پژوهشکده علوم حرکتی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۲۲ خرداد ۱۴۰۳

تاریخ پذیرش: ۳۱ خرداد ۱۴۰۳

تاریخ انتشار: ۱ تیر ۱۴۰۳

چکیده

هدف مطالعات بسیاری تأثیر توان مکانیکی بر تقارن و عدم تقارن اندام تحتانی را بررسی کرده‌اند و به تفاوت مقادیر این پارامتر در بین دو اندام پرداخته‌اند همچنین برخی مطالعات نوع توان مکانیکی (پیشرانی و کنترلی بودن) در حرکت مفاصل را مورد بررسی و تجزیه تحلیل قرار داده‌اند، اما تاکنون مطالعه‌ای یافت نشده است که به بررسی و مقایسه توان مکانیکی عضلانی در بین مفاصل مختلف هر اندام علی‌الخصوص پای برتر بپردازد؛ بنابراین، هدف از پژوهش حاضر مقایسه توان مکانیکی سه بعدی مفاصل پای برتر حین راه رفتن بود.

روش‌ها از ۳۰ آزمودنی زن خواسته شد تا با سرعت انتخابی خود و با پای برهنه در مسیر دوربین‌های تحلیل حرکت و بر روی فورس پلیت راه بروند تا با استفاده از اطلاعات آن‌ها توان مکانیکی سه بعدی هر کدام از مفاصل اندام تحتانی ثبت شود. از آزمون تحلیل واریانس یک‌راهه (آنووا) و آزمون تعقیبی بونفرونی برای مقایسه مقادیر متغیرهای توان عضلانی مکانیکی اندام برتر در سطح معنی‌داری $P \leq 0.05$ استفاده گردید.

یافته‌ها در میان پیک‌های توان مکانیکی اندام تحتانی غالب، بیشترین پیک متعلق به دومین پیک مفصل مچ پا در صفحه ساجیتال ($A2S$) و کمترین متعلق به دومین پیک زانو در صفحه هوریزنتال ($K2T$) بود. همچنین بین میانگین برخی از پارامترها مانند اولین پیک ران در صفحه ساجیتال ($H1S$) بیشترین تفاوت معنادار با سایر پیک‌ها مشاهده شده و بین میانگین‌های دومین پیک ران در صفحه فرونتال ($H2F$) و اولین پیک ران در صفحه هوریزنتال ($H1T$) و سایر پیک‌های توان مکانیکی کمترین تفاوت میانگین دیده شد.

نتیجه‌گیری بنابراین، با توجه به نتایج می‌توان گرفت که بین پیک‌های توان مکانیکی مفاصل ران، زانو و مچ پای اندام تحتانی برتر ارتباط وجود داشته و در بین این پیک‌ها، دومین پیک پا و زانو به ترتیب بیشترین و کمترین میزان توان مکانیکی را به خود اختصاص می‌دهند.

کلید واژه‌ها:

توان مکانیکی، پای برتر، راه رفتن

*نویسنده مسئول:

راضیه یوسفیان ملا

آدرس: گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، تهران، ایران.

تلفن: ۰۲۲۷۳۰۲۰۲۲۷۳۰ (۹۱۲) +۹۸

ایمیل: Razieh.yousefianmolla@iau.ac.ir

مقدمه

توان عضلات اسکلتی، امروزه به‌عنوان یکی از پارامترهای عضلانی منحصربه‌فرد و مجزا از قدرت عضلانی شناخته می‌شود و محصولی از نیروی دینامیکی عضله و سرعت انقباض آن است (۱). توان عضله و ارتباط آن با توانایی عملکردی، هم به سرعت انقباض و هم به بزرگی مقاومت به‌کار گرفته شده وابسته است (۲). تحقیقات نشان داده‌اند که توان عضله، یک پیشگوی مناسب برای توانایی افراد در کنترل اندام تحتانی بوده، چراکه شامل ترکیبی از اطلاعات کینتیکی و کینماتیکی مفاصل و عضلات است (۳)، (۴) و از طریق مدل‌های بیومکانیکی (مانند مدل سگمنتی) و دینامیک معکوس، مشارکت گروه‌های عضلانی اصلی توسط آن می‌تواند، محاسبه شود. شبکه توان مفصلی (حاصل ضرب گشتاور مفصل و سرعت زاویه‌ای آن) نیز حاکی از تولید انقباض کانستریک لحظه‌ای در گروه‌های عضلانی، همراه با انقباض اکستریک در همان عضلات است که در طی حرکاتی مانند راه رفتن جذب می‌شود. به‌علاوه، یکپارچگی منحنی توان مفصل می‌تواند برای تعیین مقدار کلی کار انجام شده مورد استفاده قرار گیرد، به صورتی که انقباض کانستریک عضله، حاکی از کار مثبت و انقباض اکستریک آن حاکی از کار منفی است (۵).

در راه رفتن افراد سالم، توان مکانیکی، از جمله فاکتورهای مهمی است که جهت ارزیابی این فعالیت مورد استفاده قرار می‌گیرد و تغییرات آن، متعاقب تغییرات در راه رفتن، به خوبی ثابت شده است، به‌خصوص برخی مطالعات، این تغییرات را در برخی پیک‌های توان مکانیکی، از جمله $K3S, H3S, H1S, A2S$ (در این اختصارات منظور از H مفصل ران، K مفصل زانو و A مفصل مچ پا است و منظور از عدد آورده شده شماره پیک و منظور از S صفحه ساجیتال، F صفحه فرونتال و H صفحه هوریزنتال است)، با افزایش در سرعت ترجیحی راه رفتن، مرتبط دانسته‌اند (۶، ۷). در این ارتباط، تکزیرا (۶) گزارش کرده است که کار منفی و مثبت گروه‌های عضلانی که توسط ران، زانو و مچ پا در صفحه ساجیتال در طول راه رفتن ایجاد می‌شود، با افزایش آهنگ راه رفتن در افراد سالم، به‌طور معناداری افزایش می‌یابد (۸). به‌طور کلی، حداکثر توان خروجی عضلانی وقتی رخ می‌دهد که عضلات به‌طور کاملاً فعال در سرعت بهینه کوتاه شوند، اگرچه که محدودیت‌های آناتومیکی مانند طول بازوی گشتاور، زاویه فیبرهای عضلانی و مداخله تاندونی نیز ممکن است از کوتاهی عضله در سرعت بهینه‌اش برای ایجاد حرکت جلوگیری کند (۹) در نتیجه، توان موجود در مفاصل اندام تحتانی می‌تواند منعکس‌کننده فعالیت عضله باشد (۶). از سویی نیز، تعامل بین توان عضلانی می‌تواند نشان‌دهنده استراتژی‌های کنترلی و پیشرانی مشخصی در ارتباط با هر اندام در نظر گرفته شود (۱۰). در ارتباط با گیت‌های پاتولوژیک، این تعاملات در نتیجه مکانیزم‌ها و عملکردهای جبرانی مختل می‌شود (۱۰)؛ بنابراین، فهم ارتباطات توان عضلانی اندام تحتانی مداخله‌کننده در کنترل و پیشرانی در طول راه رفتن افراد بدون پاتولوژی، در تشخیص عوارض، ناتوانی‌ها و مکانیسم‌های جبرانی مفید است (۱۰).

راه رفتن، به‌عنوان بخشی از یک برنامه ورزشی نرمال استفاده می‌شود و توان مکانیکی عضله، یک پارامتر بیومکانیکی مهم در زمان تجزیه و تحلیل عملکرد گیت انسان است، چراکه این پارامتر باعث توصیف جریان انرژی‌ای می‌گردد که شروع‌کننده یا کنترل‌کننده حرکت هر عضو است. در دینامیک معکوس، گشتاور در هر مفصل، توسط ترکیب کینماتیک مفصل سگمنت، مقیاس‌های آنتروپومتریکی و نیروهای خارجی محاسبه می‌گردد. سپس توان عضله می‌تواند به‌عنوان محصول گشتاور مفصل و سرعت زاویه‌ای آن محاسبه شده و یک پیش‌بینی از جمع فعالیت عضلانی هر مفصل ارائه می‌دهد. این رویکرد، جهت تعیین غیرمستقیم عملکرد (چه اکستریک و چه کانستریک) گروه‌های عضلانی (اکستنسورها یا فلکسورها) که از روی مفصل می‌گذرند، استفاده می‌شود (۵). تعامل بین توان عضلانی در گیت افراد سالم، پیشرانی‌های مشخص و در نتیجه عملکردهای کنترلی مربوط به هر اندام را منعکس

می‌کند (۶)، چراکه توان مفصل، مشخص‌کننده نقش گروه‌های عضلانی در تولید و کنترل حرکت است (۸). مطالعات بسیاری تأثیر توان مکانیکی بر تقارن و عدم تقارن اندام تحتانی را بررسی کرده‌اند و به تفاوت مقادیر این پارامتر در بین دو اندام پرداخته است (۱)، (۱۱-۱۳). همچنین برخی مطالعات نوع توان مکانیکی (پیشرانی و کنترلی بودن) در حرکت مفاصل را مورد بررسی و تجزیه تحلیل قرار داده‌اند (۱۴-۱۶)، اما تاکنون مطالعه‌ای یافت نشده است که به بررسی و مقایسه توان مکانیکی عضلانی در بین مفاصل مختلف هر اندام علی‌الخصوص پای برتر بپردازد؛ بنابراین، هدف از پژوهش حاضر مقایسه توان مکانیکی سه‌بعدی مفاصل پای برتر حین راه رفتن بود.

روش شناسی

تعداد ۳۰ زن سالم با میانگین و انحراف معیار سن $29/5 \pm 3/45$ سال، شاخص توده بدنی $24/06 \pm 3/25$ کیلوگرم بر مترمربع و سابقه ورزشی $8/96 \pm 5/49$ سال در این مطالعه با روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب و شرکت کردند. جامعه و نمونه آماری در تحقیق حاضر یکسان بود. پروتکل آزمون، مورد تأیید کمیته اخلاق مرکز تحقیقات علوم حرکتی (کد ۱۰۳/۱۰۰۰) قرار گرفت. تمامی شرکت‌کنندگان در جریان جزئیات فرآیند آزمون قرار گرفتند و همچنین فرم رضایت‌نامه آگاهانه شرکت در پژوهش را امضا نمودند. در صورت وجود هرگونه سابقه اختلالات ارتوپدی، عصبی یا جراحی که می‌توانست بر الگوی راه رفتن تأثیر بگذارد، افراد از مطالعه حذف شدند. جهت ورود به آزمون تمامی آزمودنی‌ها اندام راست آن‌ها، اندام غالبشان بود. برای تعیین اندام غالب از آزمون‌های پرتاب توپ، نوشتن، باز کردن شیشه مربا، ضربه زدن به توپ و پریدن روی یک اندام استفاده شد (۱۱).

داده‌های سه‌بعدی هر دو اندام تحتانی، هنگام راه رفتن آزمودنی‌ها در یک مسیر ۱۰ متری با استفاده از یک سیستم ضبط حرکتی Vicon با ده دوربین (MX-T40-S ۱۲۰ هرتز) و دو عدد فورس پلیت (کیستلر ۵۰ در ۶۰ سانتی‌متر و ۵۰ در ۳۰ سانتی‌متری با مدل‌های AA6 ۹۲۶۰ و AA3 ۹۲۶۰) جمع‌آوری شدند و برای شناسایی مفاصل تنه و اندام تحتانی از مدل سه‌بعدی پلاگ این گیت استفاده شده.

قبل از جمع‌آوری داده‌ها، برای آشنایی آزمودنی‌ها با محیط آزمایشگاه و اطمینان از اینکه آن‌ها در وسط مسیر جمع‌آوری داده‌ها روی صفحه‌های نیرو قرار بگیرند، هر آزمودنی چندین بار در مسیر تعیین شده راه رفت. برای هر بار آزمون، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا با سرعت انتخابی خود و با پای برهنه راه بروند. هر آزمودنی نیز سه بار مورد آزمایش قرار گرفت و به‌منظور انجام دقیق تجزیه و تحلیل داده‌ها از تست‌هایی استفاده شد که در آن تمام مارکرها توسط دوربین‌ها دیده می‌شد و اندام‌ها به‌درستی بر روی دو فورس پلیت قرار می‌گرفتند.

برای محاسبات کینماتیک، از مختصات مفاصل ارزیابی‌شده از طریق نشانگرهای خارجی و تخمین مرکز چرخش مفصل هر آزمودنی استفاده گردید. فیلتر نرم‌افزار نکسوس (Nexus) (فیلتر Woltring در وضعیت MSE و سطح ۱۰) نیز برای کاهش نویز دوربین و اطلاعات فورس پلیت استفاده شد. در پایان هر مرحله تو-آف، اطلاعات مربوط به پای برتر (راست) افراد از دوربین‌ها استخراج شده و نیروی واکنش زمین مشاهده شده از فورس پلیت‌ها تعیین گردید. بخش‌های اندام تحتانی توسط نشانگرهایی که بر روی نشانه‌های استخوانی قرار داده شده بودند، برای به دست آوردن کینماتیک مفصل ران و زانوی و مچ پای برتر تعیین شدند، تمامی موارد فوق بر اساس استانداردهای Winter و ISB محاسبه گردیدند (۵، ۱۷). توان عضلانی لحظه‌ای (P) در هر مفصل (j) و در

هر صفحه (k) به‌عنوان حاصل‌ضرب ممان مفصل (M) و همچنین سرعت زاویه‌ای آن (ω) با رابطه زیر محاسبه شد (معادله ۱) (۵، ۱۷):

$$P_{j,k} = M_{j,k} \cdot \omega_{j,k} \quad \text{معادله ۱}$$

در این اختصارات منظور از H مفصل ران، K مفصل زانو و A مفصل مچ پا است. منظور از عدد آورده شده شماره پیک و منظور از S صفحه ساجیتال، F صفحه فرونتال و H صفحه هوریزنتال است.

برای انجام تحلیل‌های آماری از نرم‌افزار SPSS مدل ۲۲ استفاده گردید. برای آزمون توصیفی، از میانگین و انحراف معیار و برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیروویلیک استفاده شد. همچنین از آزمون تحلیل واریانس یک‌راهه (آنووا) و آزمون تعقیبی بونفرونی برای مقایسه مقادیر متغیرهای توان عضلانی مکانیکی اندام برتر در سطح معنی‌داری $P \leq 0.05$ استفاده گردید.

نتایج

نتایج حاصل از آزمون آمار توصیفی در جدول ۱ آورده شده است. همان‌طور که مشخص می‌باشد بیشترین میانگین توان مکانیکی در اندام برتر حین راه رفتن مربوط به مفصل مچ پا در پیک دوم ساجیتال A2S (در این اختصارات منظور از H مفصل ران، K مفصل زانو و A مفصل مچ پا است و منظور از عدد آورده شده شماره پیک و منظور از S صفحه ساجیتال، F صفحه فرونتال و H صفحه هوریزنتال است) و کمترین میزان برای مفصل زانو در پیک دوم هوریزنتال K2T می‌باشد.

جدول ۱. نتایج آمار توصیفی توان مکانیکی مفاصل اندام تحتانی برتر

انحراف معیار \pm میانگین (W/Kg)	توان‌های مفصل مچ پا	انحراف معیار \pm میانگین (W/Kg)	توان‌های مفصل زانو	انحراف معیار \pm میانگین (W/Kg)	توان‌های مفصل ران
-۰/۷۹۲±۰/۲۸۷	A1S	-۰/۲۱۱±۰/۳۲۳	K1S	۰/۴۴۴±۰/۲۷۳	H1S
۳/۱۸۲±۰/۹۵۳	A2S	۰/۲۵۷±۰/۷۳۴۸	K2S	-۰/۵۰۳±۰/۴۴۲	H2S
۰/۰۳۴±۰/۰۴۱	A2F	-۰/۲۸۶±۰/۳۰۸	K3S	۰/۳۱۱±۰/۲۱۲	H3S
-۰/۱۵۶±۰/۱۵۷	A1T	-۰/۷۵۹±۰/۹۳۲۱	K4S	-۰/۲۱۷±۰/۱۶۲	H1F
		۰/۰۷۲±۰/۰۷۵	K1F	۰/۱۴۹±۰/۱۱۸	H2F
		-۰/۰۷۷±۰/۰۶۸	K2F	۰/۳۳۲±۰/۳۰۹	H3F
		۰/۰۴۶±۰/۰۴۷	K1T	-۰/۰۴۷±۰/۰۶۳	H1T
		-۰/۰۲۰±۰/۰۴۷	K2T	۰/۰۶۰±۰/۰۵۵	H2T
		۰/۰۶۸±۰/۰۸۵	K3T	-۰/۰۳۲±۰/۰۳۸	H3T

* (در این اختصارات منظور از H مفصل ران، K مفصل زانو و A مفصل مچ پا است و منظور از عدد آورده شده شماره پیک و منظور از S صفحه ساجیتال، F صفحه فرونتال و H صفحه هوریزنتال است)

نتایج آزمون شاپیروویلیک حاکی از نرمال بودن توزیع داده‌ها بود. همچنین نتایج حاصل از آزمون استنباطی آنووا نشان‌دهنده وجود تفاوت معنادار در میانگین‌های مربوط به توان مکانیکی مفاصل اندام تحتانی بود (جدول ۲).

در ارتباط با نتایج مربوط به تست تعقیبی، این‌گونه نشان داده شد که:

جدول ۲. نتایج آزمون آنووا در توان مکانیکی مفاصل اندام تحتانی

مقایسه توان‌ها	مجموع مجذورات	درجه آزادی	میانگین مجذورات	F	معناداری
درون گروهی: پیک‌های توان مکانیکی در هر یک از مفاصل اندام برتر	۳۵۲/۳۶۷	۲۱	۱۶/۷۷۹	۱۹۱/۶۷۸	۰/۰۰۰
بین گروهی: پیک‌های توان مکانیکی در مفاصل مختلف اندام برتر	۵۳/۹۳۴	۶۱۶	۰/۰۸۸		
کل	۴۰۶/۲۹۲	۶۳۷			

بین H1S و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز H3S، H3F و K2S ارتباط معناداری دیده شد. بین H2S و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز K3S و K4S ارتباط معناداری دیده شد. بین H3S و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز H2F، H3F، H2T، K2S، K1F، K1T، K3T و A2F ارتباط معناداری دیده شد. بین H1F و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز H1T، H2T، H3T، K1S، K3S، K2F، K1T، K2T، K1T و A2F ارتباط معناداری دیده شد. بین H2F و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز H1T، H3F، H2T، H3T، K2S، K1F، K2F، K1T، K2T، K3T و A2F ارتباط معناداری دیده شد. بین H3F و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز K1F، K2S، H2T، K3T و K1F ارتباط معناداری دیده شد. بین H1T و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز H2T، H3T، K1S، K3S، K1F، K2F، K1T، K2T، K3T و A2F ارتباط معناداری دیده شد. بین H2T و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز K1S، K3S، K1F، K2F، K1T، K2T، K3T و A2F ارتباط معناداری دیده شد. بین H3T و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز K1S، K3S، K1F، K2F، K1T، K2T، K3T و A2F، K3T و A2F تفاوت معناداری دیده شد.

بین K1S و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز K3S، K2F، K1T، K2T، K3T و A2F، K3T و A2F تفاوت معناداری دیده شد. بین K2S و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز K1F، K1T، K2T، K3T و A2F و K3T تفاوت معناداری دیده شد. بین K3S و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز K2F، K1T و A2F ارتباط معناداری دیده شد. بین K1F و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز K2F، K1T، K2T، K3T و A2F، K3T و A2F ارتباط معناداری دیده شد. بین K2F و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز K1T، K2T، K3T و A2F، K3T و A2F ارتباط معناداری دیده شد. بین K1T و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز K2T، K3T و A2F، K3T و A2F ارتباط معناداری دیده شد. بین K2T و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز K3T، K2F، K1T و A2F، K3T و A2F ارتباط معناداری دیده شد. بین K3T و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز A2F و A1T ارتباط معناداری دیده شد. بین A1S و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز A2S و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب ارتباط معناداری دیده شد. بین A2F و سایر پیک‌های مربوط به توان مکانیکی پای غالب به‌جز A1T ارتباط معناداری دیده شد.

بحث

هدف از تحقیق حاضر بررسی و مقایسه توان مکانیکی سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی برتر در زنان جوان حین راه رفتن بود. همان‌طور که از نتایج مشخص شده است، در میان پیک‌های توان مکانیکی اندام تحتانی غالب، بیشترین پیک متعلق به A2S و کمترین

متعلق به K2T می‌باشد. همچنین بین میانگین برخی از پارامترها مانند H1S بیشترین تفاوت معنادار با سایر پیک‌ها مشاهده شده است و بین میانگین‌های H2F و H1T و سایر پیک‌های توان مکانیکی کمترین تفاوت میانگین دیده شده است.

همان‌طور که ذکر شد دومین پیک مفصل مچ پا در صفحه ساجیتال، بیشترین و دومین پیک مفصل زانو در صفحه عرضی کمترین میانگین توان مکانیکی را در اندام تحتانی غالب به خود اختصاص داده است. این یافته‌ها با نتایج صادقی و همکاران و زلیک و همکاران (۱۸، ۱۹) همخوانی دارد. مفصل مچ پا یکی از اجزای اصلی جهت پیشرانی روبه‌جلو محسوب می‌شود (۱۹) و با ایجاد پلنتار فلکشن زیاد در مرحله پوش آف به‌عنوان یک مداخله بزرگ برای حرکت به جلو است (۲۰) و از آنجاکه حرکت راه رفتن در این تحقیق به سمت جلو بوده و پیشرانی A2S با ایجاد پلنتار فلکشن در صفحه ساجیتال رخ می‌دهد، این پیک بیشترین مقدار را به خود اختصاص داده است.

در ران در صفحه ساجیتال بین میانگین پیک‌های H1S و H2S و اکثر سایر پیک‌های توان مکانیکی ارتباط معناداری وجود دارد، اما این امر در ارتباط با H3S صادق نمی‌باشد و بین میانگین پیک توان این متغیر و پیک‌های ران در صفحات فرونتال، عرضی، زانو در صفحات فرونتال و عرضی و نیز مچ پا در صفحه عرضی ارتباط معناداری وجود ندارد. این نتایج با یافته‌های وینتر و همکاران و سائر و همکاران (۹، ۲۱) همخوانی دارد. از آنجاکه H1S و H2S با کنترل تنه و افتادگی در استنس ارتباط داشته و با سبب فعال‌سازی ران می‌شوند با بیشتر میانگین‌های اندام تحتانی مرتبطاند، اما H3S از آنجاکه در پوش آف رخ می‌دهد و نشان‌دهنده این است که تولیدی بوده و عملکرد پیشرانی دارد، در انتهای فاز استنس ایجاد شده و به عبارتی پا را به جلو هل می‌دهد و با ایجاد انقباض کانستریک این کار را تقویت می‌کند، در نتیجه به‌صورت مستقل‌تر از سایر پیک‌ها عمل می‌نماید. در ران در صفحه فرونتال بین میانگین پیک توان مکانیکی در H1F و H2F با پیک‌های زانو، مچ پا و صفحه عرضی ران تفاوت معناداری دیده نشد، اما در مورد H3F به‌جز زانو و یکی از پیک‌های صفحه عرضی ران، سایر توان‌ها با هم اختلاف معناداری نشان دادند. این یافته‌ها با پژوهش قبلی صادقی و همکاران (۶) همخوانی دارد. در حقیقت، در صفحه فرونتال با ابداکشن و اداکشن مفصل ران که مهم‌ترین عامل ثبات و حفظ دینامیک آن در طول حمایت یک‌طرفه است، این فازها اتفاق می‌افتند. در هیل استرایک نیز ران با پیک‌هایش در صفحه فرونتال در کنترل تنه به جلو دخیل است، سبب پیشرانی به جلو شده، چرخش تنه را باعث می‌شود و لگن را در سمت مقابل کنترل می‌کند (۲۲) تا بدن وارد فاز سوئینگ شود، بنابراین کمترین تعامل را با زانو خواهد داشت. در ران در صفحه عرضی بین H1T، H2T، H3T و سایر پیک‌های زانو و مچ پا تفاوت معناداری دیده نشده است. به‌طور کلی چرخش لگن که ساندرز و همکاران (۲۳) آن را یکی از شش مشخصه گیت می‌دانند بیشتر با حرکات ران در صفحه ساجیتال مرتبط بوده و همپوشانی دارد. خصوصاً باید توجه داشت که چرخش خارجی لگن که در نیمه دوم میداستنس اتفاق می‌افتد سبب به جلو راندن ران شده و به پیشرانی اندام تحتانی و تنه کمک می‌کند (۱۰). این نتایج با مطالعات گذشته مانند صادقی و همکاران (۱۰) همخوانی دارد.

در زانو در صفحه ساجیتال، به‌جز پیک K1S، سه پیک دیگر (K2S، K3S و K4S) توان مکانیکی در زانو، تفاوت معناداری را با سایر پیک‌های توان مکانیکی اندام تحتانی برتر نشان دادند. K1S معمولاً کمی بعد از هیل کانتکت اتفاق می‌افتد، اما K2S مسئول ثبات دهی اندام بعد از پذیرش وزن است که به دنبال قبول وزن K3S رخ داده و در انتهای سوئینگ نیز K4S را خواهیم داشت. نتایج این تحقیق با نتایج مطالعه وینتر (۹) که می‌گویند همراه با اکستنشن زانو، پس از یک فلکشن کنترل شده در طول میداستنس این پیک را مشاهده می‌کنیم همسو است. در حقیقت اکستنسورهای زانو خصوصاً در پیک توان مکانیکی K2S می‌توانند یک پیشران محسوب شده و اندام را برای پوش آف آماده نمایند. در صفحه فرونتال، پیک‌های زانو، با اکثر پیک‌های توان مکانیکی اندام تحتانی

معنادار نیستند. از آنجاکه زانو در صفحه فرونتال از خود ابداعش و اداکشن نشان می‌دهد و میزان آن در راه رفتن حداقل است، این نتایج با نتایج مطالعات قبلی همسو می‌باشد (۲، ۲۱). در زانو در صفحه عرضی، همپوشانی و ارتباط معنادار زیادی با سایر پیک‌ها دید می‌شود، در حقیقت KIT که کمی بعد از هیل استرایک روی می‌دهد سبب تولید توان به علت فعالیت‌های پایین فلکسورها برای این علت است که زانو بتواند در موقعیت‌های جذب نیروی برخوردی بیشترین توان را دارا باشد. همچنین K2T در مرحله چرخش کامل زانو رخ می‌دهد که پس از برخورد پا با زمین، زانو به داخل می‌چرخد و به پیشرانی انتقال وزن بدن، تحت کنترل ممان چرخشی خارجی کمک می‌کند (۱۱)؛ اما K3T در حدود ۵۵ درصدی سیکل گیت اتفاق افتاده و چون چرخش داخلی ران در طول پوش آف هنگام حرکت مرکز جرم به سمت عضو مقابل رخ می‌دهد، توان مکانیکی هر دو پا را یکسان می‌کند.

در مچ پا در صفحات ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال که بیشترین معناداری را با سایر پیک‌های توان مکانیکی پای برتر نشان داده است باید اذعان داشت که این مفصل به‌طور کلی نقش پیشرانی کمی در گیت داشته و کنترل نقش اصلی آن است و بنابراین بیشترین تعامل را جهت پیشرانی و کنترل سایر مفاصل نشان می‌دهد. این نتایج با مطالعات قبلی در این زمینه (۱۸، ۱۹) همسو بوده و باید توجه داشت که به‌طور خاص در A2S که شامل پلنتار فلکشن مچ پا می‌شود و در پوش آف اتفاق می‌افتد به‌عنوان یک مداخله بزرگ در اندام جهت به جلو رفتن فرد می‌شود (۱۹).

نتیجه‌گیری نهایی

با توجه به نتایج پژوهش حاضر شاید بتوان نتیجه گرفت که بین پیک‌های توان مکانیکی مفاصل ران، زانو و مچ پای اندام تحتانی برتر تفاوت وجود داشته و در بین این پیک‌ها، دومین پیک مچ پا و زانو به ترتیب بیشترین و کمترین میزان توان مکانیکی را به خود اختصاص می‌دهند؛ بنابراین متخصصان بیومکانیک، توان‌بخشی و گروه‌های درمانی باید مدنظر داشته باشند که در بررسی تحلیل راه رفتن و نیز تقویت عضلات و توان اندام تحتانی در فعالیت راه رفتن، مفصل مچ پا بیشترین اهمیت را در پیشرانی به عهده دارد و باید مورد توجه قرار بگیرد و نقش زانو بیشتر ثبات دهنده و کنترلی می‌باشد.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از تمام افرادی که در انجام این پژوهش به ما یاری رساندند تقدیر و تشکر می‌نماییم. مطالعه فوق (با کد ۱۰۳/۱۰۰۰) قرار مورد تأیید کمیته اخلاق مرکز تحقیقات علوم حرکتی قرار گرفته است.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

تمامی مراحل پروتکل این تحقیق، مورد تأیید کمیته اخلاق مرکز تحقیقات علوم حرکتی دانشگاه خوارزمی (کد ۱۰۳/۱۰۰۰) قرار گرفت. همچنین تمامی شرکت‌کنندگان در جریان جزئیات فرآیند آزمون قرار گرفته و فرم رضایت‌نامه آگاهانه شرکت در پژوهش را امضا نمودند.

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در طراحی، اجرا و نگارش همه بخش‌های پژوهش حاضر مشارکت داشته‌اند.

تعارض

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

Reference

1. Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human movement science*. 1997;16(2-3):243-58. [DOI:10.1016/S0167-9457(96)00054-1]
2. Valtonen AM, Pöyhönen T, Manninen M, Heinonen A, Sipilä S. Knee extensor and flexor muscle power explains stair ascension time in patients with unilateral late-stage knee osteoarthritis: a cross-sectional study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2015;96(2):253-9. [DOI:10.1016/j.apmr.2014.09.011] [PMID]
3. Sadeghi H, Prince F, Zabjek KF, Allard P. Sagittal-hip-muscle power during walking in old and young able-bodied men. *Journal of Aging and Physical Activity*. 2001;9(2):172-83. [DOI:10.1123/japa.9.2.172]
4. Molla RY. The Effect of Dominant and Non-dominant Upper Limb Splinting on 3-D Mechanical Muscle Power of Ankle Joint During Walking. *Middle East Journal of Rehabilitation and Health Studies*. 2024 (In Press).
5. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009. [DOI:10.1002/9780470549148]
6. Sadeghi H, Sadeghi S, Allard P, Labelle H, Duhaime M. Lower limb muscle power relationships in bilateral able-bodied gait. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2001;80(11):821-30. [DOI:10.1097/00002060-200111000-00006] [PMID]
7. Yousefian Molla R, Sadeghi H. Effect of Changes of Upper Extremity Pattern Movements on Biomechanical Variables of Gait: A Systematic Review. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 2020;9(2):298-310.
8. Teixeira-Salmela LF, Nadeau S, Milot M-H, Gravel D, Requião LF. Effects of cadence on energy generation and absorption at lower extremity joints during gait. *Clinical biomechanics*. 2008;23(6):769-78. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2008.02.007] [PMID]
9. Winter D. *A review of kinematic parameters in human walking*. *Gait analysis: theory and application*. 1995.
10. Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. Contributions of lower-limb muscle power in gait of people without impairments. *Physical Therapy*. 2000;80(12):1188-96. [DOI:10.1093/ptj/80.12.1188] [PMID]
11. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & posture*. 2000;12(1):34-45. [DOI:10.1016/S0966-6362(00)00070-9] [PMID]

12. Hannah R, Morrison J, Chapman A. Kinematic symmetry of the lower limbs. Archives of physical medicine and rehabilitation. 1984;65(4):155-8.
13. Yousefian Molla R, Sadeghi H, Kiani A. Symmetry or Asymmetry of Lower Limb 3D-Mechanical Muscle Power in Female Athletes' Gait. Journal of Advanced Sport Technology. 2023;7(2):12-22.
14. Bogey RA, Barnes LA. Estimates of individual muscle power production in normal adult walking. Journal of neuroengineering and rehabilitation. 2017;14(1):1-10. [DOI:10.1186/s12984-017-0306-2] [PMID]
15. Fukuda Y, Masani K, Yamaguchi T. Comparison of lower limb joint moment and power during turning gait between young and old adults using hierarchical Bayesian inference. Journal of Biomechanics. 2020;103:109702. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2020.109702] [PMID]
16. Kostka J, Niwald M, Guligowska A, Kostka T, Miller E. Muscle power, contraction velocity and functional performance after stroke. Brain and behavior. 2019;9(4):e01243. [DOI:10.1002/brb3.1243] [PMID]
17. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics: Human kinetics; 2013. [DOI:10.5040/9781492595809]
18. Zelik KE, Honert EC. Ankle and foot power in gait analysis: Implications for science, technology and clinical assessment. Journal of Biomechanics. 2018;75:1-12. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2018.04.017] [PMID]
19. Sadeghi H, Allard P, Lachance R, Aissaoui R, Sadeghi S, Perrault R, et al. Relationship between ankle frontal muscle powers and three-D gait patterns. American journal of physical medicine & rehabilitation. 2002;81(6):429-36. [DOI:10.1097/00002060-200206000-00007] [PMID]
20. Sadeghi H, Allard P, Duhaim M. Muscle power compensatory mechanisms in below-knee amputee gait. American journal of physical medicine & rehabilitation. 2001;80(1):25-32. [DOI:10.1097/00002060-200101000-00007] [PMID]
21. Saez de Asteasu ML, Martínez-Velilla N, Zambom-Ferraresi F, Ramírez-Vélez R, García-Hermoso A, Cadore EL, et al. Changes in muscle power after usual care or early structured exercise intervention in acutely hospitalized older adults. Journal of cachexia, sarcopenia and muscle. 2020;11(4):997-1006. [DOI:10.1002/jcsm.12564] [PMID]
22. Plotnik M, Wagner JM, Adusumilli G, Gottlieb A, Naismith RT. Gait asymmetry, and bilateral coordination of gait during a six-minute walk test in persons with multiple sclerosis. Scientific reports. 2020;10(1):1-11. [DOI:10.1038/s41598-020-68263-0] [PMID]
23. Saunders DR. Components of biological motion perception: Queen's University; 2011.