The Effect of the Synchronous Movement of the Upper and Lower Limbs on the 3D Maximum Mechanical Power of the Hip Joint During Walking

Razieh Yousefian Molla*[1], Heydar Sadeghi [2]

1 Department of Sports Biomechanics, Central Tehran Branch, Tehran, Iran.

2 Department of Sports Biomechanics and Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Received: 23 April 2024; Accepted: 16 July 2024, Published: 20 December 2024

Abstract

Background and purpose: The hip and thigh joints have key and important muscles in the propulsion of the lower limb and are considered the closest joint of the lower limb to the upper limb. It is important to analyze and investigate the biomechanical behavior of this joint, especially from the point of view of mechanical power during movement changes of the upper limb, while walking. Therefore, the present study aimed to investigate the effect of the corresponding movement of the upper limb and the lower limb on the three-dimensional maximum mechanical power of the hip joint during walking.

Materials and Methods: 30 healthy women walked at their chosen speed in two normal conditions and the condition of simultaneous movement of the upper limb with the lower limb on the path of the force plate and in front of the motion analysis cameras. The mechanical power of the right and left hip joints of the subjects was evaluated and estimated in two situations. Then, a paired t-test was used for statistical analysis and to check the difference of average mechanical power in two walking conditions, $P < 0.05$.

Results: Except for the mechanical power produced by the right and left hip in the sagittal plane and the absorbing mechanical power of the left hip in the frontal plane, other variables of the mechanical power of the hip did not show significant differences in the three-dimensional plane.

Conclusion: The swing of the arm as a movement corresponding to the lower limb while walking does not have a direct effect on the mechanical power of the hip joint, and the main importance in this context is the existence of this swing due to the discharge of force and energy from the ground, either in the form of creating a corresponding movement or not. The movement is inconsistent.

Keywords: Mechanical Power, Upper Limb, Hip Joint, Gait

[1] . **Corresponding author**
Razieh Yousefian Molla
Address: Department of Sports Biomechanics, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.
Tel: 09122022730
Email: raziehyousefianmolla@gmail.com

تاثیر حرکت هم‌جهت و هم‌زمان اندام فوقانی و اندام تحتانی بر حداکثر توان مکانیکی سه بعدی مفصل ران حین راه رفتن

راضیه یوسفیان ملا*[۱]، حیدر صادقی[۲]

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

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

تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۲/۴ ، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۴/۲۶، تاریخ چاپ: ۳۰/ ۹/ ۱۴۰۳

چکیده

زمینه و هدف: مفصل لگن و ران دارای عضلات کلیدی و مهم در پیشرانی اندام تحتانی است و نزدیک ترین مفصل اندام تحتانی به اندام فوقانی محسوب می شود. تحلیل و بررسی رفتار بیومکانیکی این مفصل، مخصوصا از منظر توان مکانیکی در حین تغییرات حرکتی اندام فوقانی، در راه رفتن، حائز اهمیت است. بنابراین هدف از پژوهش حاضر، بررسی تاثیر حرکت هم‌جهت اندام فوقانی و اندام تحتانی بر حداکثر توان مکانیکی سه بعدی مفصل ران حین راه رفتن بود.

مواد و روش ها: ۳۰ زن سالم با سرعت انتخابی خود در دو وضعیت عادی و وضعیت حرکت همزمان و هم‌جهت اندام فوقانی با اندام تحتانی بر روی مسیر صفحه نیرو و در مقابل دوربین های آنالیز حرکت، راه رفتند. توان مکانیکی مفصل ران پای راست و چپ آزمودنی ها در دو وضعیت ارزیابی و برآورد شد. سپس از آزمون آماری تی زوجی جهت تجزیه و تحلیل آماری و بررسی اختلاف میانگین های توان مکانیکی در دو وضعیت راه رفتن، استفاده گردید $P< ۰.۰۵$.

نتایج: به جز توان مکانیکی تولیدی ران راست و چپ در صفحه ساجیتال و توان مکانیکی جذبی ران چپ در صفحه فرونتال، سایر متغیرهای توان مکانیکی ران در صفحه سه بعدی تفاوت معناداری نشان ندادند.

نتیجه‌گیری: نوسان بازو به صورت حرکت متناظر با اندام تحتانی در راه رفتن، تاثیر مستقیمی بر توان مکانیکی مفصل ران ندارد و اهمیت اصلی در این زمینه وجود این نوسان به دلیل تخلیه نیرو و انرژی وارده از زمین چه به صورت ایجاد حرکت متناظر و چه حرکت غیرمتناظر است.

کلمات کلیدی: توان مکانیکی، اندام فوقانی، ران، راه رفتن

[۱] . **نویسنده مسوول**

راضیه یوسفیان ملا

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

تلفن: ۰۹۱۲۲۰۲۲۷۳۰

ایمیل: raziehyousefianmolla@gmail.com

مقدمه

در حین راه رفتن در افراد سالم، علاوه بر اندام تحتانی، اندام فوقانی و تنه نیز فعال بوده و در حرکت رو به جلو بدن نقش دارند (۱). ثابت شده است که در حین راه رفتن، اندام تحتانی، انرژی حاصل از نیروی عکس العمل زمین را از طریق تنه، به اندام فوقانی، انتقال داده و اندام فوقانی نیز با ایجاد نوسان در شانه ها این انرژی را تخلیه می کند (۲). به طور طبیعی حرکت نوسانی در اندام فوقانی در حین راه رفتن به طور غیرمتناظر با اندام تحتانی و رو به جلو نوسان می یابد (۳). یعنی، در هر حرکت رو به جلو، وقتی پای راست به جلو هدایت می شود، دست سمت چپ به جلو نوسان می کند و با حرکت قدامی پای چپ، دست راست عمل نوسان رو به جلو را بروز می دهد (۲).

در بسیاری از شرایط پاتولوژیک و ارتوپدیک، علیرغم نیاز بدن به وجود این نوسان در حین راه رفتن، این حرکت مختل می شود و نمی تواند به صورت طبیعی رخ دهد، به صورتی که ممکن است این نوسان به طور غیرارادی کاهش یا افزایش یافته، به صورت نامنظم رخ دهد و یا حتی متوقف شود (۴-۶). مطالعات گذشته نشان داده اند که، با ایجاد تغییراتی چون کاهش یا افزایش نوسان اندام فوقانی، بیومکانیک اندام تحتانی و راه رفتن نیز دستخوش تغییراتی خواهد شد (۷, ۸) که این امر می تواند مشکلاتی را برای افراد ایجاد کند. به عنوان مثال نشان داده شده است که بی حرکتی در اندام فوقانی می تواند باعث تغییرات متغیرهای فضایی-زمانی مانند طول گام، قدم، زمان حرکت و مواردی از این دست شود (۹)، همچنین ثابت شده است که تغییرات حرکت اندام فوقانی در حین راه رفتن، سبب تغییرات کینماتیکی مرکز جرم (۳) و یا تغییرات کینتیکی حرکت می شود (۱۰).

در میان مطالعات یافت شده در این زمینه ها، تمرکز اصلی بر بررسی های تاثیر کاهش نوسان اندام فوقانی به دنبال بیماری های نورولوژیک و یا بی حرکتی این بخش از بدن به دنبال آسیب های ارتوپدی بر روی بیومکانیک اندام تحتانی بوده است. به عنوان مثال، ویرسینک و همکاران (۲۰۲۱) و اورتگا (۴) و همکاران (۲۰۰۸) (۱۱) تاثیر کاهش و یا تحریک در افزایش نوسان اندام فوقانی در بیماران مبتلا به پارکینسون را مورد مطالعه بیومکانیکی قرار دادند، یا یوسفیان و همکاران (۲۰۲۰) در یک مطالعه مروری به بررسی تغییرات الگوی حرکتی اندان فوقانی و اثر آن در بیومکانیک راه رفتن پرداختند (۱۲)، اما در این زمینه مطالعه ای یافت نشد تا تاثیر بی نظمی حرکتی در اندام فوقانی مانند حرکت متناظر اندام فوقانی با اندام تحتانی را که گاها حتی در سنین سالمندی و به دنبال برخی جراحی های اندام تحتانی دیده می شود (۴, ۱۱) و در جلسات توانبخشی باید مورد توجه قرار گیرد، پرداخته باشد. از آنجا که بررسی بیومکانیکی راه رفتن در حیطه بالینی از اهمیت بسزایی برخوردار است، جهت بررسی جامع بیومکانیکی وضعیت شرح داده شده، توان مکانیکی مفاصل اندام تحتانی، متغیری شاخص می باشد. چرا که توان مکانیکی هر مفصل، از دو جز کینتیکی و کینماتیکی، یعنی سرعت زاویه ای (یک کمیت کینماتیک) و ممان مفصلی (یک کمیت کینتیک) بدست می آید و می تواند یک نماینده کامل از رفتار بیومکانیکی یک مفصل باشد (۱۲).

در مفاصل اندام تحتانی، مفصل ران، یک مفصل پیچیده و در عین حال کلیدی در راه رفتن محسوب می شود (۱۳). مفصل ران با ساختار گوی و کاسه ای خود در حین راه رفتن در هر سه صفحه، توانایی حرکت داشته و می تواند بیومکانیک اندام تحتانی و نیز توان مکانیکی آن را در طی این حرکت دستخوش تغییر کند (۱۴). از آنجا که مفصل لگن و ران دارای عضلات کلیدی و مهم در پیشرانی و حرکت رو به جلو در اندام تحتانی است و از سویی نیز نزدیک ترین مفصل اندام تحتانی به اندام فوقانی محسوب می شود، تحلیل و بررسی رفتار بیومکانیکی آن، مخصوصا از منظر توان مکانیکی در حین تغییرات حرکتی اندام فوقانی، در راه رفتن، در تمامی قشرهای جامعه از جمله زنان که کمتر مورد توجه قرار می گیردند، حائز اهمیت است. بنابراین با توجه به مطالب ذکر شده در بالا و

خلا موجود در مطالب یاد شده، هدف از پژوهش حاضر، بررسی تاثیر حرکت هم‌جهت و هم‌زمان اندام فوقانی و اندام تحتانی بر حداکثر توان مکانیکی سه بعدی مفصل ران حین راه رفتن بود.

روش شناسی

تحقیق حاضر از نوع کاربردی، علی مقایسه ای و با طرح پیش آزمون، پس آزمون بود. ۳۰ زن سالم با روش نمونه گیری در دسترس، انتخاب و با میانگین و انحراف معیار سنی ۴۵/ ۳± ۵/ ۲۹ سال و شاخص توده بدنی۳/۲۵ ± ۲۴/۰۶ کیلوگرم بر متر مربع در این مطالعه شرکت کردند. پروتکل آزمون، مورد تایید کمیته اخلاق مرکز تحقیقات علوم حرکتی (کد (IR-KHU.KRC.۱۰۰۰.۱۰۳) قرار گرفت. تمامی شرکت کنندگان، در جریان جزئیات فرآیند آزمون قرار گرفتند و همچنین فرم رضایت نامه ی آگاهانه ی شرکت در پژوهش را امضا نمودند. در صورت وجود هر گونه سابقه اختلالات ارتوپدی، عصبی یا جراحی که می توانست بر الگوی راه رفتن تاثیر بگذارد، افراد از مطالعه حذف شدند. جهت ورود به آزمون تمامی آزمودنی ها اندام راست آن ها، اندام غالبشان بود. برای تعیین اندام غالب از آزمون های پرتاب توپ، نوشتن، باز کردن شیشه ی مربا، ضربه زدن به توپ و پریدن روی یک اندام استفاده شد (۱۵). داده های سه بعدی هر دو اندام تحتانی، هنگام راه رفتن آزمودنی ها در یک مسیر ۱۰ متری با استفاده از یک سیستم ضبط حرکتی Viconبا ده دوربین (MX-T40-S ۱۲۰ هرتز) و دو عدد فورس پلیت (کیستلر ۵۰ در ۶۰ سانتی متر و ۵۰ در ۳۰ سانتی متری با مدل های ۹۲۶۰ AA۳ و ۹۲۶۰ AA۶) جمع آوری شدند و برای شناسایی مفاصل تنه و اندام تحتانی، از مدل نشانگر سه بعدی Plug-in-Gaitاستفاده شد.

قبل از جمع‌آوری داده‌ها، برای آشنایی آزمودنی‌ها با محیط آزمایشگاه و اطمینان از اینکه آن ها در وسط مسیر جمع‌آوری داده‌ها روی صفحه‌های نیرو قرار بگیرند، هر آزمودنی چندین بار در مسیر تعیین شده راه رفت.

به منظور اجرای آزمون، هر آزمودنی در دو وضعیت عادی و وضعیت حرکت همزمان، هم جهت و یکسان اندام فوقانی با اندام تحتانی بر روی مسیر صفحه نیرو و در مقابل دوربین ها راه رفت. به صورتی که با قرار گرفتن پای هر سمت به جلو، دست همان سمت نیز، بر عکس وضعیت عادی راه رفتن، به جلو حرکت می کرد. برای هر بار آزمون، از آزمودنی ها خواسته شد تا با سرعت انتخابی خود و با پای برهنه راه بروند. هر آزمودنی سه بار مورد آزمایش قرار گرفت و به منظور انجام دقیق تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون‌هایی استفاده شد که در آن، تمام نشانگرهای اندام تحتانی توسط دوربین‌ها دیده می‌شد و اندام‌های تحتانی نیز به درستی بر روی دو فورس پلیت قرار می‌گرفتند.

برای محاسبات کینماتیک، از مختصات مفاصل ارزیابی شده از طریق نشانگرهای خارجی و تخمین مرکز چرخش مفصل هر آزمودنی استفاده گردید. فیلتر نرم افزار نکسوس (فیلتر Woltring در وضعیت MSE و سطح ۱۰) نیز برای کاهش نویز دوربین ها و اطلاعات فورس پلیت ها استفاده شد. در پایان هر مرحله تو-آف، اطلاعات مربوط به ران هر دو اندام از دوربین ها استخراج شده و نیروی واکنش زمین مشاهده شده از فورس پلیت ها تعیین گردید. بخش‌های اندام تحتانی توسط نشانگرهایی که بر روی نشانه‌های استخوانی قرار داده شده بودند، برای به دست آوردن کینماتیک مفاصل ران راست و چپ تعیین شدند، تمامی موارد فوق بر اساس استانداردهای ISB و Winter محاسبه گردیدند (۱۶, ۱۷). توان عضلانی لحظه ای (P) در مفصل ران (Hj) و در هر صفحه (k) به عنوان حاصل ضرب ممان مفصل (M) و همچنین سرعت زاویه ای آن (ω) با رابطه زیر محاسبه شد (معادله ۱) (۱۶, ۱۷):

$$P_{Hj,k} = M_{Hj,k} . \omega_{Hj,k}$$ معادله ۱

برای انجام تحلیل های آماری، از میانگین و انحراف معیار و برای بررسی نرمال بودن توزیع داده ها از آزمون شاپیروویلک استفاده شد. همچنین جهت مقایسه میانگین توان مکانیکی سه بعدی مفصل ران در وضعیت های راه رفتن حرکت متناظر اندام های فوقانی و تحتانی با وضعیت عادی، از آزمون تی زوجی در سطح معنی‌داری $P\leq$ ۰/۰۵ استفاده گردید.

نتایج

نتایج آزمون شاپیروویلک حاکی از نرمال بودن توزیع داده ها بود. نتایج آمار استنباطی و توصیفی در جدول ۱ آمده است. همانطور که از نتایج جدول مشخص است، به جز توان مکانیکی تولیدی ران راست و چپ در صفحه ساجیتال و توان مکانیکی جذبی ران چپ در صفحه فرونتال، سایر متغیرهای توان مکانیکی ران در صفحه سه بعدی تفاوت معناداری نشان ندادند.

جدول ۱. نتایج آزمون توصیفی و استنباطی توان مکانیکی مفصل ران حین راه رفتن با حرکات متناظر اندام فوقانی با تحتانی

* سطح معناداری P< ۰.۰۵

توان مکانیکی		ران چپ	انحراف استاندارد ± میانگین	T	P	ران راست	انحراف استاندارد ± میانگین	T	P
تولیدی	ساجیتال	نرمال	۰/۴۲۶±۱/۰۰۴	۰/۳۵۰	*۰/۰۲۶	نرمال	۰/۵۲۲±۱/۱۱۴	۰/۰۲۷	*۰/۰۰۵
		حرکات متناظر	۰/۴۷۶±۰/۸۰۲			حرکات متناظر	۰/۵۵۳±۰/۸۳۰		
	فرونتال	نرمال	۰/۲۵۶±۰/۳۱۹	-۱/۰۳	۰/۳۱	نرمال	۰/۲۹۲±۰/۳۴۶	۰/۷۲۸	**۰/۴۷۳**
		حرکات متناظر	۰/۳۶۵±۰/۳۷۵			حرکات متناظر	۰/۱۹۸±۰/۳۲۳		
	هوریزنتال	نرمال	۰/۳۱۶±۰/۱۳۷	۰/۶۳۸	۰/۵۲۸	نرمال	۰/۱۰۹±۰/۱۱۶	-۱ /۹۰۲	**۰/۰۶۷**
		حرکات متناظر	۰/۱۲۰±۰/۰۹۸			حرکات متناظر	۰/۲۳۰±۰/۱۷۲		
جذبی	ساجیتال	نرمال	۰/۴۲۳±-۰/۵۶۶	۰/۹۰۸	۰/۳۷۲	نرمال	۰/۴۲۳±-۰/۵۶۶	۰/۷۴۶	**۰/۴۶۲**
		حرکات متناظر	۲/۰۳±-۰/۹۱۳			حرکات متناظر	۰/۹۲۲±-۰/۷۰۵		
	فرونتال	نرمال	۰/۱۵۱±-۰/۲۳۱	۱/۱۵۳	۰/۲۵۹	نرمال	۰/۲۹۲±-۰/۳۴۶	۸/۳۷۷	*۰/۰۰۱
		حرکات متناظر	۰/۱۷۷±-۰/۲۷۳			حرکات متناظر	۰/۲۵۵±-۰/۲۹۷		
	هوریزنتال	نرمال	۰/۱۹۹±-۰/۱۱۷	-۰ /۴۷۱	۰/۶۴۱	نرمال	۰/۰۹۹±-۰/۱۱۲	۱/۱۳۷	**۰/۲۵۰**
		حرکات متناظر	۰/۰۶۸±-۰/۰۹۸			حرکات متناظر	۰/۱۵۱±-۰/۱۴۴		

بحث

هدف از مطالعه حاضر، بررسی تاثیر حرکت متناظر اندام فوقانی و اندام تحتانی بر حداکثر توان مکانیکی سه بعدی مفصل ران، حین راه رفتن بود و نتایج نشان دادند که تغییر حرکت بازو همراه و متناظر با اندام تحتانی در حین راه رفتن، به جز در متغیر توان تولیدی در صفحه ساجیتال در ران راست و چپ و توان جذبی در صفحه فرونتال ران راست، در سایر متغیرهای توان تولیدی و جذبی ران راست و چپ در صفحه سه بعدی تاثیر معناداری نداشته است. نوسان اندام فوقانی در حین راه رفتن یک فعالیت خودکار است که هر گونه تغییر در روند طبیعی آن، ممکن است راه رفتن را از منظر بیومکانیکی دستخوش تغییر کند (۱۸).

تاکامی و همکاران (۲۰۲۰) در پژوهشی به بررسی تاثیر فرکانس نوسان اندام فوقانی بر فاکتورهای عملکردی راه رفتن افراد سالم پرداختند و متعاقب بی حرکت کردن نوسان اندام فوقانی با نتایجی غیرهمسو با مطالعه حاضر به این نتیجه رسیدند که عدم تحرک

در هر دو یا یکی از اندام های فوقانی در حین راه رفتن، برخی از فاکتورهای بیومکانیکی اندام تحتانی چون سرعت و طول گام را دستخوش تغییر می کند (۱۹). شاید یکی از دلایل عدم همسویی این مطالعه با پژوهش حاضر، بی حرکتی کامل اندام فوقانی در مطالعه تاکامی (۱۹) بود، در حالیکه ما در پژوهش خود حرکت و نوسان اندام فوقانی را محدود نکرده و تنها آن را متناظر با اندام تحتانی حرکت دادیم. در ارتباط با تاثیر حرکت متناظر اندام فوقانی با اندام تحتانی بر توان مکانیکی ران در حین راه رفتن، مقاله مشابهی یافت نشد و تنها برخی از مطالعات به بررسی تاثیر تغییر نوسان اندام فوقانی بر پارامترهای بیومکانیکی راه رفتن پرداخته بودند. در مطالعه ای مشابه با مطالعه حاضر، ویرسینک و همکاران (۲۰۲۱) به بررسی پژوهشی در ارتباط با تاثیر افزایش نوسان اندام فوقانی بر متغیرهای سطح حرکتی و بیومکانیکی راه رفتن افراد مبتلا به پارکینسون پرداختند و در نتایجی ناهمسو با ما به تاثیر معناداری متعاقب تغییر و افزایش نوسان بازو در راه رفتن رسیدند (۴). شاید از دلایل این عدم همسویی بتوان به تفاوت زمینه آزمودنی های دو تحقیق اشاره کرد، چرا که افراد مبتلا به پارکینسون، به طور ذاتی و پس از شروع بیماری، نوسان اندام فوقانی شان در حین راه رفتن دستخوش تغییر شده و کاهش می یابد، که شاید با تشویق جهت افزایش این نوسان، به فاکتورهای راه رفتن طبیعی نزدیک تر شوند، اما در مطالعه ما تمامی افراد شرکت کننده سالم بوده و نیز ما در تغییر سرعت نوسان اندام فوقانی در آن ها نقشی نداشتیم و تنها جهت حرکت را متناظر با اندام تحتانی تغییر دادیم. زامپیر و همکاران (۲۰۱۸) به بررسی افزایش فرکانس نوسان اندام فوقانی بر راه رفتن پرداختند و نتیجه گرفتند که این تغییرات در آمپلی تود اندام فوقانی، بیومکانیک راه رفتن اندان تحتانی را دستخوش تغییر می کند (۶). شاید دلیل عدم همسویی این نتایج با نتایج ما این باشد که آن محققان گیت را در افراد با شرایط پاتولوژیک و برادی کینزیا بررسی کردند، اما مطالعه ما بر روی افراد سالم بود. آمبرگر و همکاران (۲۰۰۸) در مطالعه ای به بررسی حذف نوسان اندام فوقانی بر کینماتیک، کینتیک و تغییرات جذب انرژی اندام تحتانی در راه رفتن پرداختند (۱۰) و در نتایجی همسو با پژوهش ما، تغییرات چشمگیری در بیومکانیک اندام تحتانی، به غیر از چند متغیر فضایی زمانی یافت نکردند. آبجرو و همکاران (۲۰۱۹) نیز در مطالعه ای به بررسی تاثیر حرکات نوسان اندام فوقانی بر پارامتر بیومکانیکی ثبات پاسچرال در طول تعادل ایستا در افراد سالم پرداختند (۲۰) و در نتایجی تقریبا همسو با مطالعه حاضر، به این نتیجه رسیدند که تغییر نوسان بازو تنها ثبات دینامیک را در برخی صفحات دستخوش تغییر می کند، اما در برخی جهات حرکتی، این تغییر نوسان، بر تعادل به عنوان یک فاکتور بیومکانیکی تاثیری ندارد. همچنین برویجن و همکاران (۲۰۱۰) نیز در مطالعه ای همسو با مطالعه حاضر دریافتند که تغییر نوسان اندام فوقانی تاثیر معناداری در ثبات راه رفتن افراد سالم نداشته و تنها ممکن است در زمان نیاز به حفظ تعادل، متعاقب یک وضعیت بی ثبات کمک کننده باشد (۲۱).

از نقاط قوت مطالعه حاضر بررسی یکی از تغییرات الگوهای اندام فوقانی، یعنی حرکت متناظر آن با اندام تحتانی در حین راه رفتن و تعیین تاثیر آن در توان مکانیکی مفصل ران حین راه رفتن بود، این الگو در مطالعات گذشته مورد توجه قرار نگرفته بود و نیز پارامتر توان مکانیکی که از شاخص های اصلی تعیین کننده کینتیک و کینماتیک به طور همزمان، به خصوص در مفصل رانی است، که یک پیشران مهم در راه رفتن تلقی می شود، چشم‌پوشی شده بود. با توجه به نتایج این پژوهش پیشنهاد می شود در مطالعات آتی، تغییرات سایر متغیرهای بیومکانیکی اندام تحتانی از جمله متغیرهای فضایی زمانی در حین راه رفتن هم جهت و متناظر اندام تحتانی مورد بررسی قرار گیرد و نیز تغییرات در سایر الگوهای اندام فوقانی در حین راه رفتن مد نظر باشد. از محدودیت های اصلی این پژوهش، دسترسی تنها به آزمودنی های زن، عدم دسترسی به سایر ابزارهای بیومکانیکی مانند الکترومایوگرافی و نیز عدم دسترسی به سایر رده ها و گروه های سنی بود.

نتیجه گیری

با توجه به نتایج مطالعه حاضر شاید بتوان بیان کرد، تغییر نوسان بازو در حین راه رفتن به صورت حرکت متناظر با اندام تحتانی، تاثیر مستقیمی بر بیومکانیک پیشرانی و کنترلی مفصل ران ندارد و اهمیت اصلی در این زمینه، وجود نوسان، به دلیل تخلیه نیرو و انرژی وارده از زمین، فارغ از هر الگویی از اندام فوقانی می باشد. بنابراین باید در نظر داشت که حرکت متناظر اندام فوقانی با اندام تحتانی، تاثیری در پارامتر توان مکانیکی مفصل ران، حین راه رفتن ندارد.

تشکر و قدردانی

از تمامی آزمودنی‌هایی که در این مطالعه شرکت کرده‌اند تشکر و قدردانی می‌گردد.

حامی مالی

این مقاله حامی مالی ندارد.

تعارض منافع

در این مقاله، هیچ گونه تعارض منافعی برای نویسندگان وجود ندارد.

منابع

1. Fearon C, Bhowmick SS, Tosserams A, Di Luca DG, Liao J, Nonnekes J, et al. Arm swing while walking and running: a new clinical feature to separate Parkinson's disease from functional parkinsonism. Movement Disorders Clinical Practice. 2024;11(2):166-70. https://doi.org/10.1002/mdc3.13952
2. 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. 10.22098/jast.2023.2348
3. Yousefian-Molla R, Sadeghi H, Farahmand F, Azarbayjani MA. The Effect of Removal Arm Swing on 3-Dimentional Body Center of Mass Displacement during Gait. Journal of Isfahan Medical School. 2019;37(543):1088-91. 10.22122/jims.v37i543.12400
4. Weersink JB, Maurits NM, van Laar T, de Jong BM. Enhanced arm swing improves Parkinsonian gait with EEG power modulations resembling healthy gait. Parkinsonism & related disorders. 2021;91:96-101. https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2021.09.011
5. Flinn SR, Craven K. Upper limb casting in stroke rehabilitation: rationale, options, and techniques. Topics in Stroke Rehabilitation. 2014;21(4):296-302. https://doi.org/10.1310/tsr2104-296
6. Zampier VC, Vitorio R, Beretta VS, Jaimes DA, Orcioli-Silva D, Santos PC, et al. Gait bradykinesia and hypometria decrease as arm swing frequency and amplitude increase. Neuroscience letters. 2018;687:248-52. https://doi.org/10.1016/j.neulet.2018.09.051
7. Yousefian R, Sadeghi H, Farahmand F, Azarbayjani MA. Effect of upper extremity splinting on walking speed and cadence. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2020;9(1):252-8. 10.22037/jrm.2020.113290.2342

8. Dreyfuss D, Elbaz A, Mor A, Segal G, Calif E. The effect of upper limb casting on gait pattern. International journal of rehabilitation research. 2016;39(2):176-80. https://doi.org/10.1097/MRR.0000000000000155
9. Bahrilli T, Topuz S. Does immobilization of the shoulder in different positions affect gait? Gait & Posture. 2022;91:254-9. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.10.018
10. Umberger BR. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics ,and energetics of human walking. Journal of biomechanics. 2008;41(11):2575-80. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.024
11. Ortega JD, Fehlman LA, Farley CT. Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. Journal of biomechanics. 2008;41(16):3303-8. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.039
12. 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. 10.22037/jrm.2019.111966.2134
13. Krebs DE, Robbins CE, Lavine L, Mann RW. Hip biomechanics during gait. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1998;28(1):51-9. https://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.1998.28.1.51
14. Stagni R, Leardini A, Cappozzo A, Benedetti MG, Cappello A. Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. Journal of biomechanics. 2000.۱۴۷۹-۸۷:(۱۱)۳۳; https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00093-2
15. 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. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00070-9
16. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics: Human kinetics; 2013. https://www.researchgate.net/profile/Douglas-Robertson-3/publication/234028439_Research_Methods_in_Biomechanics/links/00b7d526b498d23c78000000/Research-Methods-in-Biomechanics.pdf
17. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: John Wiley & Sons; 2009. http://e.guigon.free.fr/rsc/inbook/Winter90a.pdf
18. 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.(https://doi.org/10.5812/mejrh-142144
19. Takami A, Cavan S, Makino M. Effects of arm swing on walking abilities in healthy adults restricted in the Wernicke-Mann's limb position. Journal of Physical Therapy Science. 2020;32(8.۵۰۲-۵:(https://doi.org/10.1589/jpts.32.502
20. Objero CN, Wdowski MM, Hill MW. Can arm movements improve postural stability during challenging standing balance tasks? Gait & Posture. 2019;74:71-5. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.08.010
21. Bruijn SM, Meijer OG, Beek PJ, Van Dieen JH. The effects of arm swing on human gait stability. Journal of experimental biology. 2010;213(23):3945-52. https://doi.org/10.1242/jeb.045112