

تحلیل تقارن حداکثر توان مکانیکی سه‌بعدی مفصل زانو حین راه رفتن در وضعیت آتل‌گیری اندام فوقانی با اسلینگ در زنان جوان

راضیه یوسفیان ملأ^۱، حیدر صادقی^{۲،۳}

تاریخ دریافت ۱۴۰۳/۰۷/۱۳ تاریخ پذیرش ۱۴۰۳/۰۸/۰۸

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: شیوه راه رفتن و تقارن مفاصل مختلف اندام تحتانی و به‌خصوص زانو که از مفاصل مهم پیش‌برنده به جلو و تحمل‌کننده وزن است، ممکن است به دنبال بی‌حرکتی و آتل‌گیری اندام فوقانی، دستخوش تغییراتی شود. بنابراین هدف از تحقیق حاضر، تحلیل تقارن حداکثر توان مکانیکی سه‌بعدی مفصل زانو حین راه رفتن در وضعیت آتل‌گیری اندام فوقانی با اسلینگ در زنان جوان بود.

مواد و روش کار: این مطالعه از نوع شبه تجربی و مقطعی بود. تمامی شرکت‌کنندگان تحقیق، فرم رضایت‌نامه شرکت در آزمون را پس از اطلاع از جزئیات آن امضا کردند و از پژوهشکده علوم حرکتی دانشگاه خوارزمی، کد اخلاق جهت اجرای پژوهش اخذ شد. ۳۰ آزمودنی زن سالم بر اساس معیارهای ورود و خروج، شامل اینکه اندام غالبشان سمت راست باشد و هیچ‌گونه سابقه اختلالات ارتوپدیک و نورولوژیکی نداشته باشند، در سه وضعیت عادی، وضعیت آتل‌گیری اندام فوقانی غالب و سپس وضعیت آتل‌گیری اندام فوقانی غیر غالب بر روی مسیر صفحه نیرو و در مقابل دوربین‌های آنالیز حرکت راه رفتند. بر اساس خروجی‌های کینتیک و کینماتیک به‌دست‌آمده، مقدار توان مکانیکی زانوی پای غالب و غیر غالب آزمودنی‌ها در سه وضعیت برآورد شدند و جهت مقایسه میانگین توان مکانیکی سه‌بعدی مفصل زانو در هر کدام از وضعیت‌های آتل‌گیری سمت غالب و غیر غالب اندام فوقانی با وضعیت عادی، از آزمون تی مستقل استفاده گردید ($P \leq 0.05$).

یافته‌ها: نتایج نشان دادند که هیچ‌کدام از مقادیر مربوط به توان تولیدی و جذبی سه‌بعدی مفصل زانو در دو اندام راست و چپ تفاوت معناداری با هم ندارند. **بحث و نتیجه‌گیری:** اصل سیمتری یا تقارن در مفصل زانو بین هر سه وضعیت آتل‌گیری اندام فوقانی غالب و غیر غالب برقرار است. از آنجاکه توان مکانیکی از معیارهای مهم بیومکانیکی است و حاوی اطلاعات کینتیک و کینماتیک به‌طور هم‌زمان است، شاید بتوان نتیجه گرفت که تقارن بیومکانیکی مفصل زانو در وضعیت‌های بی‌حرکتی اندام فوقانی برقرار است و این مفصل بیشتر نقشی کنترلی در راه رفتن دارد.

کلیدواژه‌ها: تقارن، توان مکانیکی، راه رفتن، اندام فوقانی

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و پنجم، شماره هفتم، ص ۵۳۳-۵۲۷، مهر ۱۴۰۳

آدرس مکاتبه: گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، تهران، ایران. تلفن: ۰۹۱۲۲۰۲۲۷۳۰

Email: razieh-yousefianmolla@gmail.com

مقدمه

توان مکانیکی از پارامترهای مهم بیومکانیکی است، چراکه دربرگیرنده دو فاکتور مهم کینتیک و کینماتیک به‌طور هم‌زمان بوده (۳) و به‌عبارتی دیگر، با برآورد این پارامتر در فعالیت‌های مختلف، می‌توان به اطلاعات جامعی از بیومکانیک (هم کینتیک و هم کینماتیک) فعالیت موردنظر دست‌یافت (۳)، اما از آنجاکه پارامتری پیچیده محسوب شده و محاسبه و تفسیر آن نیز مشکل است، معمولاً کمتر موردتوجه قرار می‌گیرد. به‌طورکلی توان

یکی از جنبه‌های اصلی و مهم در راه رفتن افراد مبتلا به بیماری‌های نورولوژیکی و ارتوپدی، در نظر داشتن تقارن و عدم تقارن در اندام تحتانی است (۱). عدم تقارن در اندام تحتانی، در پی شرایط پاتولوژیک و غیرپاتولوژیک مختلفی می‌تواند در پارامترهای کینتیک، کینماتیک، فضایی زمانی و... به‌طور مجزا یا هم‌زمان رخ دهد (۲).

^۱ استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، تهران، ایران (نویسنده مسئول)

^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

مکانیکی، در هرکدام از مفاصل اندام تحتانی در حین راه رفتن، به دو صورت جذبی و تولیدی ایجاد می‌شود (۴، ۵).

مفصل زانو، یکی از مفاصل مهم اندام تحتانی است و وظیفه تحمل وزن بدن از مفاصل بالاتر و انتقال آن را به مچ پا بر عهده دارد (۶، ۷). طبق عقیده برخی محققین، توان مکانیکی در این مفصل در حین راه رفتن بیشتر نقشی کنترلی ایفا می‌کند، در حالیکه برخی دیگر از محققین بر این عقیده‌اند که این مفصل نقشی پیشران، در راه رفتن دارد (۳، ۸). از سویی نیز برخی مطالعات اندک، به بررسی تقارن و عدم تقارن رفتار توان مکانیکی مفاصل اندام تحتانی از جمله زانو در حین راه رفتن پرداخته‌اند (۴، ۵، ۹)، اما در اکثر این مطالعات تنها افراد سالم و یا حتی ورزشکار سالم در نظر گرفته شده است (۸، ۱۰).

یکی از شرایطی که افراد مختلف سالم و دارای بیماری زمینه‌ای ممکن است با آن در طول زندگی مواجه شوند، آتل‌گیری و بی‌حرکتی عمدی اندام فوقانی، به دنبال ضایعات ارتوپدی و نورولوژی است (۱۱-۱۴). از سویی نیز ثابت شده است که شیوه راه رفتن و به‌خصوص تقارن اندام تحتانی این افراد، حین حرکت ممکن است به دنبال بی‌حرکتی اندام فوقانی، دستخوش تغییراتی شود (۱۵-۱۷). اگرچه بررسی تقارن و عدم تقارن در اندام تحتانی و به‌خصوص مفصل مهم زانو در بسیاری از مطالعات با آزمودنی‌های مختلف موردبررسی قرار گرفته است (۱۸، ۱۹)، اما پارامتر توان مکانیکی، به علت پیچیدگی آن در اندازه‌گیری، برآورد و تحلیل، کمتر موردتوجه محققین بیومکانیک و بیومکانیک بالینی بوده است. بنابراین هدف از تحقیق حاضر تحلیل تقارن حداکثر توان مکانیکی سه‌بعدی مفصل زانو حین راه رفتن با آتل اندام فوقانی بود.

مواد و روش‌ها

روش تحقیق مطالعه حاضر از نوع شبه تجربی و مقطعی بود. ۳۰ زن سالم، با میانگین و انحراف معیار سنی 29.5 ± 3.45 سال، شاخص توده بدنی 24.06 ± 3.25 کیلوگرم بر متر با روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب‌شده و در مطالعه حاضر شرکت کردند. پروتکل آزمون، مورد تأیید کمیته اخلاق مرکز تحقیقات علوم حرکتی (کد IR-KHU.KRC.1000.103) قرار گرفت. تمامی شرکت‌کنندگان در جریان جزئیات فرآیند آزمون قرار گرفتند و همچنین فرم رضایت‌نامه‌ی آگاهانه‌ی 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 که برای تعیین اندام غالب از

آزمون‌های پرتاب توپ، نوشتن، باز کردن شیشه‌ی مربا، ضربه زدن به توپ و پریدن روی یک اندام استفاده شد (۱۰).

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 پلِت (کیستلر ۵۰ در ۶۰ سانتی‌متر و ۵۰ در ۳۰ سانتی‌متری با مدل‌های AA3۹۲۶۰ و AA6۹۲۶۰ جمع‌آوری شدند و برای شناسایی مفاصل تنه و اندام تحتانی از مدل نشانگر سه‌بعدی Plug-in-Gait استفاده گردید.

قبل از جمع‌آوری داده‌ها، برای آشنایی آزمودنی‌ها با محیط آزمایشگاه و اطمینان از اینکه پای آن‌ها در وسط مسیر جمع‌آوری داده‌ها روی صفحه‌های نیرو قرار بگیرند، هر آزمودنی چندین بار در مسیر تعیین‌شده راه رفت. به‌منظور اجرای تست، هر آزمودنی در سه وضعیت عادی، وضعیت آتل‌گیری اندام فوقانی غالب و سپس وضعیت آتل‌گیری اندام فوقانی غیرغالب بر روی مسیر صفحه نیرو و در مقابل دوربین‌ها راه رفت. برای آتل‌گیری اندام فوقانی از آویز دست یا اسلینگ پارچه‌ای استفاده شد. برای بستن آویز ابتدا آرنج فرد را تا ۹۰ درجه خم کرده و در حالتی که شست دست به طرف بالا قرار گرفته باشد، ساعد را درون آویز قرار دادیم. سپس نوار گردنی آن را به دور گردن فرد انداخته و اندازه نوار را طوری تنظیم کردیم که در حالت ایستاده، ساعد کاملاً در حالت افقی قرار گیرد. قسمت پارچه‌ای آویز که در زیر ساعد قرار گرفت تا زیر کف دست ادامه یافت، به‌طوری‌که مفصل مچ دست هم حمایت‌شده و دست در امتداد ساعد قرار گرفت. برای هر بار آزمون، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا با سرعت انتخابی خود و با پای‌برهنه راه بروند. هر آزمودنی نیز سه بار مورد آزمایش قرار گرفت و به‌منظور انجام دقیق تجزیه و تحلیل داده‌ها، تمام نشانگرهای اندام تحتانی توسط دوربین‌ها دیده می‌شد و اندام‌های تحتانی نیز به‌درستی بر روی دو فورس پلِت قرار می‌گرفتند.

برای محاسبات کینماتیک، از مختصات مفاصل ارزیابی‌شده از طریق نشانگرهای خارجی و تخمین مرکز چرخش مفصل هر آزمودنی استفاده گردید. فیلتر نرم‌افزار Nexus (فیلتر Woltring در وضعیت MSE و سطح ۱۰) برای کاهش نویز دوربین و اطلاعات فورس پلِت استفاده شد. در پایان هر مرحله تو-آف، اطلاعات مربوط به پای غالب (راست) افراد از دوربین‌ها استخراج‌شده و نیروی واکنش زمین مشاهده‌شده از فورس پلِت‌ها تعیین گردید. بخش‌های اندام تحتانی توسط نشانگرهایی که بر روی نشانه‌های استخوانی قرار داده شده بودند، برای به دست آوردن کینماتیک مفصل زانوی پای غالب و غیر غالب تعیین شدند، تمامی موارد فوق بر اساس استانداردهای ISB و Winter محاسبه گردیدند (۳، ۲۰). توان عضلانی لحظه‌ای

معنی‌داری $P \leq 0.05$ استفاده گردید.

یافته‌ها

نتایج آزمون شاپیروویلیک حاکی از نرمال بودن توزیع داده‌ها بود. همچنین نتایج آزمون توصیفی و استنباطی تی مستقل در جدول ۱ قابل‌مشاهده است. همان‌طور که از نتایج جدول ۱ مشخص است، هیچ‌کدام از مقادیر مربوط به توان تولیدی و جذبی سبب‌داری مفصل زانو در دو اندام راست و چپ در صفحات ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال تفاوت معناداری با هم ندارند و در نتیجه اصل سیمتری و تقارن بین اندام‌های راست و چپ در مفصل زانو برقرار است ($P \leq 0.05$).

(P) در مفصل زانو (K_j) و در هر صفحه (k) به‌عنوان حاصل‌ضرب ممان مفصل (M) و همچنین سرعت زاویه‌ای آن (ω) با رابطه زیر (معادله ۱) محاسبه شد (۳، ۲۰):

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

به‌منظور تحلیل‌های آماری، از میانگین و انحراف معیار و برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیروویلیک استفاده گردید. همچنین، جهت مقایسه میانگین توان مکانیکی سبب‌داری مفصل زانو در هر کدام از وضعیت‌های آتل‌گیری سمت غالب و غیر غالب اندام فوقانی با وضعیت عادی، از آزمون تی مستقل در سطح

جدول (۱): نتایج آزمون توصیفی و استنباطی توان مکانیکی سبب‌داری مفصل زانو حین راه رفتن با آتل اندام فوقانی

توان مکانیکی سبب‌داری مفصل زانو	انحراف استاندارد	t	Sig
صفحه ساجیتال	پای چپ	۰/۲۶۳±۰/۴۲۱	۰/۵۴۲
	پای راست	۰/۲۸۷±۰/۴۶۴	
صفحه فرونتال	پای چپ	۰/۲۷۱±۰/۲۳۰	۰/۵۳۶
	پای راست	۰/۱۵۶±۰/۱۹۴	
صفحه هوریزنتال	پای چپ	۰/۰۵۶±۰/۰۹۰	۰/۷۲۶
	پای راست	۰/۰۵۴±۰/۰۸۵	
صفحه ساجیتال	پای چپ	۰/۴۶۵ (۰-/۹۱۵)	۰/۳۷۷
	پای راست	۰/۴۴۴ (۰-/۸۱۰)	
صفحه فرونتال	پای چپ	۰/۱۸۰ (۰-/۲۵۱)	۰/۹۲۳
	پای راست	۰/۱۸۹ (۰-/۲۵۶)	
صفحه هوریزنتال	پای چپ	۰/۰۶۴ (۰-/۰۹۱)	۰/۶۸۹
	پای راست	۰/۰۸۲ (۰-/۰۹۹)	

بحث

هدف از پژوهش حاضر تحلیل تقارن حداکثر توان مکانیکی سبب‌داری مفصل زانو حین راه رفتن با آتل اندام فوقانی بود و نتایج نشان دادند که، مقادیر مربوط به توان تولیدی و جذبی سبب‌داری مفصل زانو در دو اندام راست و چپ تفاوت معناداری با هم ندارند و در نتیجه اصل سیمتری بین دو اندام زانوی اندام تحتانی برقرار است. حین راه رفتن، اندام فوقانی راست و چپ به‌صورت متقابل با اندام تحتانی حرکت می‌کنند (۲۱). مطالعه مستقیم و مشابهی با تحقیق حاضر در زمینه بررسی تأثیر آتل‌گیری اندام فوقانی بر تقارن

یا عدم تقارن مفصل زانو در اندام تحتانی یافت نشد تا بتوان نتایج تحقیقات حاضر را با آن مورد بحث قرار داد، اما در راستای پژوهش‌هایی با این بررسی، ماگیو و همکارانش (۲۰۱۸) (۲۲) بر روی یک مطالعه طولی به‌صورت بررسی تأثیرات گچ‌گیری اندام فوقانی بر روی میزان مصرف انرژی، تحقیقی را انجام دادند و به این نتیجه رسیدند که گچ‌گیری در اندام فوقانی سبب تغییرات مصرف انرژی شده، اما در تعادل تغییراتی اعمال نمی‌کند. این نتایج، با نتایج تحقیق حاضر همسو است، زیرا در مطالعه حاضر نیز اصل سیمتری توان جذبی و تولیدی تأیید شده و از آنجاکه مفصل زانو و حفظ

نمونه زن و مرد و نیز اجرای شرایط مطالعه حاضر برای افراد یا شرایط بالینی خاص نورولوژیک و ارتوپدیک انجام شود.

نتیجه‌گیری

نتایج این تحقیق گامی نو در تحقیقات مربوط به راه رفتن و آتل‌گیری اندام فوقانی در زمینه بیومکانیک بود، چراکه به تحلیل بیومکانیکی سیمتری زانو در حین راه رفتن با آتل اندام فوقانی پرداخت و اطلاعات ارزشمندی در ای زمینه ارائه داد. در مطالعه حاضر تأکید بر این نکته داشت که در حین آتل‌گیری اندام فوقانی غالب و غیرغالب، تغییری در سیمتری پارامتر توان تولیدی و جذبی مکانیکی اندام تحتانی حین راه رفتن ایجاد نمی‌شود و در بنابراین اصل هماهنگی در اندام تحتانی برقرار است. بنابراین توصیه می‌شود در حین آتل‌گیری اندام فوقانی متخصصین ارتوپدی، توان‌بخشی و بالینی تمرکز کافی بر فعالیت‌های اولیه فرد مانند راه رفتن نیز داشته باشند و در صورت نیاز اقدامات درمانی لازم و توصیه‌های مفید را به این بیماران ارائه دهند.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از تمام افرادی که در پژوهش حاضر شرکت نمودند، تشکر و قدردانی می‌شود.

حمایت مالی تحقیق

این پژوهش هیچ‌گونه حمایت مالی دریافت نکرده است.

تضاد منافع

در این پژوهش هیچ‌گونه تعارض منافی توسط نویسندگان گزارش نشده است.

ملاحظات اخلاقی

تمامی مراحل پژوهش حاضر موردبررسی و تأیید کمیته اخلاق مرکز تحقیقات علوم حرکتی دانشگاه خوارزمی (کد IR-KHU.KRC.1000.103) قرار گرفته است.

مشارکت نویسندگان:

- ۱- مفهوم‌پردازی و طراحی مطالعه، یا جمع‌آوری داده‌ها، یا تجزیه و تحلیل و تفسیر داده‌ها: همه نویسندگان
- ۲- تهیه پیش‌نویس مقاله یا بازبینی آن جهت تدوین محتوای اندیشمندانه: همه نویسندگان
- ۳- تأیید نهایی دست‌نوشته پیش از ارسال به مجله: همه نویسندگان

سیمتری در آن، ارتباط مستقیمی با حفظ تعادل در بدن دارد، نتایج را می‌توان هم‌راستا با نتایج مطالعه ماگیو و همکاران (۲۰۱۸) (۲۲) دانست. از طرفی نیز باید در نظر داشت که شرایط مطالعه حاضر از نظر نوع آزمودنی‌ها و روش کار کاملاً مشابه بوده و این امر تأیید نتایج حاصل از این مطالعات را قوت می‌بخشد.

در مطالعه مشابه دیگری دریفاز و همکاران (۲۰۱۶) (۱۱)، به تحلیل و بررسی تأثیر گچ‌گیری اندام فوقانی بر الگوی راه رفتن پرداختند و تغییرات متغیرهای فضایی زمانی را طی بی‌حرکتی اندام فوقانی بررسی کردند. نتایج تحقیق آنان با تحقیق حاضر کاملاً همسو بود، چراکه در تحقیق آن‌ها نیز روش آزمایشگاهی کاملاً مشابهی استفاده شد و طبق نتایج آن‌ها، اگرچه در برخی پارامترهای فضایی زمانی تغییراتی متعاقب گچ‌گیری دیده شد، اما در متغیرهایی چون آهنگ و سرعت حرکت که وابستگی بالایی به تقارن اندام تحتانی دارند، تغییری دیده نشد. تاکامی و همکاران (۲۰۲۰) (۲۳) نیز در بررسی‌ای به تأثیر حذف نوسان اندام فوقانی با الگوهای مختلف، بر تغییرات نوسال لگن و متغیرهای منتخب فضایی زمانی راه رفتن پرداختند و طبق نتایج همسوی آنان نیز با مطالعه حاضر، با بی‌حرکتی‌های متفاوت در اندام فوقانی، تغییری در حرکات لگن و متغیرهایی چون آهنگ حرکت دیده نشد.

هانگ و همکاران (۲۰۲۰) (۲۴)، در پژوهشی، به تأثیر بی‌حرکتی اندام فوقانی بر متغیرهای فضایی زمانی راه رفتن افراد مبتلا به سکتة مغزی پرداختند، اما نتایج آنان با نتایج پژوهش حاضر در حین راه رفتن با سرعت عادی همسو نبود و آزمودنی‌ها تغییراتی را در پارامترهایی چون سرعت نشان دادند. شاید علت این عدم همسویی ابتدای آزمودنی‌های تحقیق به سکتة مغزی بوده، چراکه این شرایط، تمامی متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی راه رفتن را تحت تأثیر قرار می‌دهد. آمبرگر (۲۰۰۸) (۲۵) نیز به تحلیل تغییرات کینتیکی، کینماتیکی و مصرف انرژی به دنبال حذف نوسان اندام فوقانی پرداخت و در نتایج کاملاً همسو با مطالعه حاضر به این نتیجه رسید که با تغییرات الگوی حرکتی اندام فوقانی، پارامترهای بیومکانیکی راه رفتن دستخوش تغییر نخواهد شد. از آنجاکه متغیر توان مکانیکی نیز ترکیبی از پارامترهای کینتیکی و کینماتیکی است، یافته‌های پژوهش آمبرگر نتایج تحقیق حاضر را تأیید می‌کند. از محدودیت‌های عمده تحقیق حاضر در دسترس بودن نمونه پایین، در نظر گرفتن تنها نمونه‌های زنان، دسترسی تنها به یک نوع از آتل اندام فوقانی و عدم توانایی در انتخاب آزمودنی‌ها بر اساس سطح فعالیت یکسان بود. بنابراین پیشنهاد می‌شود این تحقیق با انواع مختلفی از آتل‌های اندام فوقانی که بخش‌های مختلف اندام فوقانی را بی‌حرکت می‌کنند، جنس‌های مختلف آتل‌ها و در هر دو

References:

1. Vaisman A, Guiloff R, Rojas J, Delgado I, Figueroa D, Calvo R. Lower limb symmetry: Comparison of muscular power between dominant and nondominant legs in healthy young adults associated with single-leg-dominant sports. *Orthop. J. Sports Med* 2017;5(12):2325967117744240. <https://doi.org/10.1177/2325967117744240>
2. Tan CK, Kadone H, Watanabe H, Marushima A, Yamazaki M, Sankai Y, et al. Lateral Symmetry of Synergies in Lower Limb Muscles of Acute Post-stroke Patients After Robotic Intervention. *Front Neurosci*. 2018;12:276. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00276>
3. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement: John wiley & sons; 2009. <https://doi.org/10.1002/9780470549148>
4. Yousefian Molla R, Sadeghi H, Kiani A. Symmetry or Asymmetry of Lower Limb 3D-Mechanical Muscle Power in Female Athletes' Gait. *J. adv. sport technol* 2023 Jun 1;7(2):12-22.
5. Allard P, Tabin CJ. Achieving bilateral symmetry during vertebrate limb development. *Semin Cell Dev Biol* 2009 Jun;20(4):479-84. <https://doi.org/10.1016/j.semcdb.2008.10.011>
6. Abid M, Mezghani N, Mitiche A. Knee joint biomechanical gait data classification for knee pathology assessment: a literature review. *Appl Bionics Biomech* 2019;2019(1):7472039. <https://doi.org/10.1155/2019/7472039>
7. Barghadi M, Shahbazioghli K, Piri E, Allahverdidost H, Nosrati Hashi A. Short-term effect of protective knee brace on ankle and knee joint co-contractions in people with genu valgum during jumping and landing. *Stud Med Sci* 2023;34(2):58-67. <https://doi.org/10.61186/umj.34.2.58>
8. Sadeghi H. Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait Posture*. 2003;17(3):197-204. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00089-9](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00089-9)
9. Elhami M. Effect of motor dual task on the electromyography of lower limb and trunk muscles during gait in cerebral palsy and healthy subjects. *Stud Med Sci* 2021 Jan 10;31(11):836-46.
10. 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](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00070-9)
11. Dreyfuss D, Elbaz A, Mor A, Segal G, Calif E. The effect of upper limb casting on gait pattern. *Int J Rehabil Res* 2016;39(2):176-80. <https://doi.org/10.1097/MRR.0000000000000155>
12. Molla RY, Sadeghi H, Farahmand F, Azarbayjani MA. Effect of excessive Arm Swing on Speed and Cadence of walking. *MHJ* 2020;4(1):e5-e.
13. Yousefian-Molla R, Sadeghi H, Farahmand F, Azarbayjani MA. The Effect of Removal Arm Swing on 3-Dimensional Body Center of Mass Displacement during Gait. *J Isfahan Med School* 2019 Oct 23;37(543):1088-91.
14. Mirhassan Zadeh Kuhkamar M, Sadeghi H. The Effect Of Eight Weeks Of Scapular Focused Training On Pain, Electrical Activity Of Selected Shoulder Muscles, And Upper Extremity Performance In Male Volleyball Players With Shoulder Impingement Syndrome: A Randomized Clinical Trial. *Stud Med Sci* 2020;31(7):515-24.
15. Özkal Ö, Erdem MM, Kısmet K, Topuz S. Comparison of upper limb burn injury versus simulated pathology in terms of gait and footprint parameters. *Gait & posture* 2020;75:137-41. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.10.027>
16. McNee A, Will E, Lin J-P, Eve L, Gough M, Morrissey M, et al. The effect of serial casting on gait in children with cerebral palsy: preliminary results from a crossover trial. *Gait Posture* 2007;25(3):463-8. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.08.002>

17. Yousefian R, Sadeghi H, Farahmand F, Azarbayjani MA. Effect of upper extremity splinting on walking speed and cadence. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine (SJRM)* 2020;9(1):252-8.
18. Wang J, Hu Q, Wu C, Li S, Deng Q, Tang R, et al. Gait Asymmetry Variation in Kinematics, Kinetics, and Muscle Force along with the Severity Levels of Knee Osteoarthritis. *Orthop Surg* 2023 May;15(5):1384-91.
<https://doi.org/10.1111/os.13721>
19. Corrigan P, Felson DT, Lewis CL, Neogi T, LaValley MP, Gross KD, et al. Relation of Temporal Asymmetry During Walking to Two-Year Knee Pain Outcomes in Those With Mild-to-Moderate Unilateral Knee Pain: An Exploratory Analysis From the Multicenter Osteoarthritis Study. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 2023 Aug;75(8):1735-43.
<https://doi.org/10.1002/acr.25050>
20. Robertson DG, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics. *Human kinetics*; 2013 Nov 1.
<https://doi.org/10.5040/9781492595809>
21. Pietrosanti L, Calado A, Verrelli CM, Pisani A, Suppa A, Fattapposta F, et al. harmonic distortion aspects in upper limb swings during gait in Parkinson's disease. *Electronics* 2023;12(3):625.
<https://doi.org/10.3390/electronics12030625>
22. Maggio AB, Martin XE, Tabard-Fougère A, Delhumeau C, Ceroni D. What is the real impact of upper limb cast immobilisation on activity-related energy expenditure in children? *BMJ open* 2018;4(1):e000359.
<https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000359>
23. Takami A, Cavan S, Makino M. Effects of arm swing on walking abilities in healthy adults restricted in the Wernicke-Mann's limb position. *J. Phys. Ther. Sci* 2020;32(8):502-5.
<https://doi.org/10.1589/jpts.32.502>
24. Hong S-h, Jung S-y, Oh H-k, Lee S-h, Woo Y-k. Effects of the immobilization of the upper extremities on spatiotemporal gait parameters during walking in stroke patients: a preliminary study. *Biomed Res. Int* 2020;2020.
<https://doi.org/10.1155/2020/6157231>
25. Umberger BR. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *J. Biomech* 2008;41(11):2575-80
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.024>

ANALYSIS OF SYMMETRY IN THE 3D MECHANICAL POWER OF THE KNEE JOINT DURING WALKING WHILE USING AN UPPER LIMB SLING SPLINT IN YOUNG WOMEN

Razieh Yousefian Molla^{1*}, Heydar Sadeghi^{2,3}

Received: 04 October, 2024; Accepted: 29 October, 2024

Abstract

Background & Aims: The way we walk and the symmetry of various joints in the lower limb, particularly the knee, which is crucial for movement and weight-bearing, can change due to immobility and splinting of the upper limb. Therefore, this research aimed to conduct a symmetry analysis of the three-dimensional maximum mechanical power of the knee joint during walking while using an upper limb splint with a sling in young women.

Materials and Methods: This study employed a quasi-experimental and cross-sectional design. All research participants provided written consent to participate after being informed about the study's details. Ethical approval was obtained from the Kinesiology Research Center of Kharazmi University. Thirty healthy female subjects met the entry and exit criteria, which included having a dominant right limb and no history of orthopedic or neurological disorders. Participants walked along a force plate in three different conditions: normal, dominant upper limb splinting, and non-dominant upper limb splinting, all while being recorded by motion analysis cameras. Based on the obtained kinetic and kinematic outputs, the mechanical power value of the dominant and non-dominant knee of the subjects was estimated in three situations to compare the three-dimensional average mechanical power of the knee joint in each of the circumstances. Independent t-test was used at a significance level of $P \leq 0.05$.

Results: The results showed that none of the values related to the knee joint's three-dimensional production and absorption power in the right and left limbs are significantly different.

Conclusion: The principle of symmetry in the knee joint is established between all three positions of dominant and non-dominant upper limb splinting. Since mechanical power is one of the important biomechanical criteria and contains kinetic and kinematic information at the same time, it may be concluded that the biomechanical symmetry of the knee joint is maintained in immobility states of the upper limb and these joint plays a more controlling role in walking.

Keywords: Symmetry, Mechanical power, Walking, Upper limb

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

Tel: +989122022730

Email: raziehyousefianmolla@gmail.com

SOURCE: STUD MED SCI 2024; 35(7): 533 ISSN: 2717-008X

This is an open-access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

¹ Assistant Professor of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Islamic Azad University, Central Tehran Branch, Tehran, Iran (Corresponding Author)

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