تحليل تقارن حداکثر توان مکانيکي سه‌بعدي مفصل زانو حين   
راه رفتن در وضعيت آتل گيري اندام فوقاني با اسلينگ در زنان جوان

راضيه يوسفيان ملأ[[1]](#footnote-1)\*،حيدر صادقي[[2]](#footnote-2)،[[3]](#footnote-3)

تاريخ دريافت 13/07/1403 تاريخ پذيرش 08/08/1403

چکيده

**پيش‌زمينه و هدف:** شيوه راه رفتن و تقارن مفاصل مختلف اندام تحتاني و به مخصوص زانو که از مفاصل مهم پيش برنده به جلو و تحمل‌کننده وزن است، ممکن است به دنبال بي‌حرکتي و آتل گيري اندام فوقاني، دستخوش تغييراتي شود. بنابراين هدف از تحقيق حاضر، تحليل تقارن حداکثر توان مکانيکي سه‌بعدي مفصل زانو حين راه رفتن در وضعيت آتل گيري اندام فوقاني با اسلينگ در زنان جوان بود.

**مواد و روش کار:** اين مطالعه از نوع شبه تجربي و مقطعي بود. تمامي شرکت‌کنندگان تحقيق، فرم رضايت‌نامه شرکت در آزمون را پس از اطلاع از جزئيات آن امضا کردند و از پژوهشکده علوم حرکتي دانشگاه خوارزمي، کد اخلاق جهت اجراي پژوهش اخذ شد. ۳۰ آزمودني زن سالم بر اساس معيارهاي ورود و خروج، شامل اينکه اندام غالبشان سمت راست باشد و هيچ‌گونه سابقه اختلالات ارتوپديک و نورولوژيکي نداشته باشند، در سه وضعيت عادي، وضعيت آتل گيري اندام فوقاني غالب و سپس وضعيت آتل گيري اندام فوقاني غير غالب بر روي مسير صفحه نيرو و در مقابل دوربين‌هاي آناليز حرکت راه رفتند. بر اساس خروجي‌هاي کينتيک و کينماتيک به‌دست‌آمده، مقدار توان مکانيکي زانوي پاي غالب و غير غالب آزمودني‌ها در سه وضعيت برآورد شدند و جهت مقايسه ميانگين توان مکانيکي سه‌بعدي مفصل زانو در هرکدام از وضعيت‌هاي آتل گيري سمت غالب و غيرغالب اندام فوقاني با وضعيت عادي، از آزمون تي مستقل استفاده گرديد (05/0P≤).

**يافته‌ها:** نتايج نشان دادند که هيچ‌کدام از مقادير مربوط به توان توليدي و جذبي سه‌بعدي مفصل زانو در دو اندام راست و چپ تفاوت معناداري با هم ندارند.

**بحث و نتيجه‌گيري**: اصل سيمتري يا تقارن در مفصل زانو بين هر سه وضعيت آتل گيري اندام فوقاني غالب و غير غالب برقرار است. ازآنجاکه توان مکانيکي از معيارهاي مهم بيومکانيکي است و حاوي اطلاعات کينتيکي و کينماتيکي به‌طور هم‌زمان است، شايد بتوان نتيجه گرفت که تقارن بيومکانيکي مفصل زانو در وضعيت‌هاي بي‌حرکتي اندام فوقاني برقرار است و اين مفصل بيشتر نقشي کنترلي در راه رفتن دارد.

**کليدواژه‌ها:** تقارن، توان مکانيکي، راه رفتن، اندام فوقاني

**مجله مطالعات علوم پزشکي، دوره سي و پنجم، شماره هفتم، ص 533-527، مهر 1403**

**آدرس مکاتبه**: گروه بيومکانيک ورزشي، دانشگاه آزاد اسلامي واحد تهران مرکزي، تهران، ايران، تلفن: 09122022730

Email: [raziehyousefianmolla@gmail.com](mailto:raziehyousefianmolla@gmail.com)

مقدمه

يکي از جنبه‌هاي اصلي و مهم در راه رفتن افراد مبتلا به بيماري‌هاي نورولوژيکي و ارتوپدي، در نظر داشتن تقارن و عدم تقارن در اندام تحتاني است ([1](#_ENREF_1)). عدم تقارن در اندام تحتاني، در پي شرايط پاتولوژيک و غيرپاتولوژيک مختلفي مي‌تواند در پارامترهاي کينتيکي، کينماتيکي، فضايي زماني و... به‌طور مجزا يا هم‌زمان رخ دهد ([2](#_ENREF_2)).

توان مکانيکي از پارامترهاي مهم بيومکانيکي است، چراکه دربرگيرنده دو فاکتور مهم کينتيکي و کينماتيکي به‌طور هم‌زمان بوده ([3](#_ENREF_3)) و به‌عبارتي‌ديگر، با برآورد اين پارامتر در فعاليت‌هاي مختلف، مي‌توان به اطلاعات جامعي از بيومکانيک (هم کينتيک و هم کينماتيک) فعاليت موردنظر دست‌يافت (۳)، اما ازآنجاکه پارامتري پيچيده محسوب شده و محاسبه و تفسير آن نيز مشکل است، معمولاً کمتر موردتوجه قرار مي‌گيرد. به‌طورکلي توان مکانيکي، در هرکدام از مفاصل اندام تحتاني در حين راه رفتن، به دو صورت جذبي و توليدي ايجاد مي‌شود ([4](#_ENREF_4), [5](#_ENREF_5)).

مفصل زانو، يکي از مفاصل مهم اندام تحتاني است و وظيفه تحمل وزن بدن از مفاصل بالاتر و انتقال آن را به مچ پا بر عهده دارد ([6](#_ENREF_6), [7](#_ENREF_7)). طبق عقيده برخي محققين، توان مکانيکي در اين مفصل در حين راه رفتن بيشتر نقشي کنترلي ايفا مي‌کند، در حاليکه برخي ديگر از محققين بر اين عقيده‌اند که اين مفصل نقشي پيشران، در راه رفتن دارد ([3](#_ENREF_3), [8](#_ENREF_8)). از سويي نيز برخي مطالعات اندک، به بررسي تقارن و عدم تقارن رفتار توان مکانيکي مفاصل اندام تحتاني ازجمله زانو در حين راه رفتن پرداخته‌اند([4](#_ENREF_4), [5](#_ENREF_5), [9](#_ENREF_9))، اما در اکثر اين مطالعات تنها افراد سالم و يا حتي ورزشکار سالم در نظر گرفته شده است([8](#_ENREF_8), [10](#_ENREF_10)).

يکي از شرايطي که افراد مختلف سالم و داراي بيماري زمينه‌اي ممکن است با آن در طول زندگي مواجه شوند، آتل گيري و بي‌حرکتي عمدي اندام فوقاني، به دنبال ضايعات ارتوپدي و نورولوژي است ([11-14](#_ENREF_11)). از سويي نيز ثابت شده است که شيوه راه رفتن و به‌خصوص تقارن اندام تحتاني اين افراد، حين حرکت ممکن است به دنبال بي‌حرکتي اندام فوقاني، دستخوش تغييراتي شود ([15-17](#_ENREF_15)). اگرچه بررسي تقارن و عدم تقارن در اندام تحتاني و به‌خصوص مفصل مهم زانو در بسياري از مطالعات با آزمودني‌هاي مختلف موردبررسي قرار گرفته است ([18](#_ENREF_18), [19](#_ENREF_19))، اما پارامتر توان مکانيکي، به علت پيچيدگي آن در اندازه‌گيري، برآورد و تحليل، کمتر موردتوجه محققين بيومکانيک و بيومکانيک باليني بوده است. بنابراين هدف از تحقيق حاضر تحليل تقارن حداکثر توان مکانيکي سه‌بعدي مفصل زانو حين راه رفتن با آتل اندام فوقاني بود.

مواد و روش‌ها

روش تحقيق مطالعه حاضر از نوع شبه تجربي و مقطعي بود. ۳۰ زن سالم، با ميانگين و انحراف معيار سني 45/ 3± 5/ 29 سال، شاخص توده بدني 25/3 ± 06/24 کيلوگرم بر متر با روش نمونه‌گيري در دسترس انتخاب‌شده و در مطالعه حاضر شرکت کردند. پروتکل آزمون، مورد تأييد کميته اخلاق مرکز تحقيقات علوم حرکتي (کد (IR-KHU.KRC.1000.103) قرار گرفت. تمامي شرکت‌کنندگان در جريان جزئيات فرآيند آزمون قرار گرفتند و همچنين فرم رضايت‌نامه‌ي آگاهانه‌ي شرکت در پژوهش را امضا نمودند.

در صورت وجود هرگونه سابقه اختلالات ارتوپدي، عصبي يا جراحي که مي‌توانست بر الگوي راه رفتن تأثير بگذارد، افراد از مطالعه حذف شدند. جهت ورود به آزمون، تمامي آزمودني‌ها اندام راست آن‌ها، اندام غالبشان بود که براي تعيين اندام غالب از آزمون‌هاي پرتاب توپ، نوشتن، باز کردن شيشه‌ي مربا، ضربه زدن به توپ و پريدن روي يک اندام استفاده شد ([10](#_ENREF_10)).

داده‌هاي سه‌بعدي هر دو اندام تحتاني، هنگام راه رفتن آزمودني‌ها در يک مسير 10 متري با استفاده از يک سيستم ضبط حرکتي Vicon با ده دوربين (MX-T40-S 120 هرتز) و دو عدد فورس پليت (کيستلر 50 در 60 سانتي‌متر و 50 در 30 سانتي‌متري با مدل‌هاي 9260AA3 و 9260AA6) جمع‌آوري شدند و براي شناسايي مفاصل تنه و اندام تحتاني از مدل نشانگر سه‌بعدي  
 Plug-in-Gait استفاده گرديد.

قبل از جمع‌آوري داده‌ها، براي آشنايي آزمودني‌ها با محيط آزمايشگاه و اطمينان از اينکه پاي آن‌ها در وسط مسير جمع‌آوري داده‌ها روي صفحه‌هاي نيرو قرار بگيرند، هر آزمودني چندين بار در مسير تعيين‌شده راه رفت. به‌منظور اجراي تست، هر آزمودني در سه وضعيت عادي، وضعيت آتل گيري اندام فوقاني غالب و سپس وضعيت آتل گيري اندام فوقاني غيرغالب بر روي مسير صفحه نيرو و در مقابل دوربين‌ها راه رفت. براي آتل گيري اندام فوقاني از آويز دست يا اسلينگ پارچه‌اي استفاده شد. براي بستن آويز ابتدا آرنج فرد را تا ۹۰ درجه خم کرده و در حالتي که شست دست به طرف بالا قرار گرفته باشد، ساعد را درون آويز قرار داديم. سپس نوار گردني آن را به دور گردن فرد انداخته و اندازه نوار را طوري تنظيم کرديم که در حالت ايستاده، ساعد کاملاً در حالت افقي قرار گيرد. قسمت پارچه‌اي آويز که در زير ساعد قرار گرفت تا زير کف دست ادامه يافت، به‌طوري‌که مفصل مچ دست هم حمايت‌شده و دست در امتداد ساعد قرار گرفت. براي هر بار آزمون، از آزمودني‌ها خواسته شد تا با سرعت انتخابي خود و با پاي‌برهنه راه بروند. هر آزمودني نيز سه بار مورد آزمايش قرار گرفت و به‌منظور انجام دقيق تجزيه‌وتحليل داده‌ها، تمام نشانگرهاي اندام تحتاني توسط دوربين‌ها ديده مي‌شد و اندام‌هاي تحتاني نيز به‌درستي بر روي دو فورس پليت قرار مي‌گرفتند.

براي محاسبات کينماتيک، از مختصات مفاصل ارزيابي‌شده از طريق نشانگرهاي خارجي و تخمين مرکز چرخش مفصل هر آزمودني استفاده گرديد. فيلتر نرم‌افزار Nexus (فيلتر Woltring در وضعيت MSE و سطح 10) براي کاهش نويز دوربين و اطلاعات فورس پليت استفاده شد. در پايان هر مرحله تو-آف، اطلاعات مربوط به پاي غالب (راست) افراد از دوربين‌ها استخراج‌شده و نيروي واکنش زمين مشاهده‌شده از فورس پليت‌ها تعيين گرديد. بخش‌هاي اندام تحتاني توسط نشانگرهايي که بر روي نشانه‌هاي استخواني قرار داده شده بودند، براي به دست آوردن کينماتيک مفصل زانوي پاي غالب و غير غالب تعيين شدند، تمامي موارد فوق بر اساس استانداردهاي ISB و Winter محاسبه گرديدند ([3](#_ENREF_3), [20](#_ENREF_20)). توان عضلاني لحظه‌اي (P) در مفصل زانو (Kj) و در هر صفحه (k) به‌عنوان حاصل‌ضرب ممان مفصل (M) و همچنين سرعت زاويه‌اي آن (ω) با رابطه زير (معادله 1) محاسبه شد ([3](#_ENREF_3), [20](#_ENREF_20)):

PKj,k = MKj,k. ωKj,k معادله 1

به‌منظور تحليل‌هاي آماري، از ميانگين و انحراف معيار و براي بررسي نرمال بودن توزيع داده‌ها از آزمون شاپيروويلک استفاده گرديد. همچنين، جهت مقايسه ميانگين توان مکانيکي سه‌بعدي مفصل زانو در هرکدام از وضعيت‌هاي آتل گيري سمت غالب و غير غالب اندام فوقاني با وضعيت عادي، از آزمون تي مستقل در سطح معني‌داري 05/0 P≤ استفاده گرديد.

يافته‌ها

نتايج آزمون شاپيروويلک حاکي از نرمال بودن توزيع داده‌ها بود. همچنين نتايج آزمون توصيفي و استنباطي تي مستقل در جدول ۱ قابل‌مشاهده است. همان‌طور که از نتايج جدول ۱ مشخص است، هيچ‌کدام از مقادير مربوط به توان توليدي و جذبي سه‌بعدي مفصل زانو در دو اندام راست و چپ در صفحات ساجيتال، فرونتال و هوريزنتال تفاوت معناداري با هم ندارند و درنتيجه اصل سيمتري و تقارن بين اندام‌هاي راست و چپ در مفصل زانو برقرار است (05/0P≤).

**جدول (1):** نتايج آزمون توصيفي و استنباطي توان مکانيکي سه‌بعدي مفصل زانو حين راه رفتن با آتل اندام فوقاني

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| **Sig** | **t** | **انحراف استاندارد±ميانگين** | **توان مکانيکي سه‌بعدي مفصل زانو** | | |
| 0/۵۴۲ | -0/۶۰۹ | 0/263±0/421 | پاي چپ | صفحه ساجيتال | توليدي |
| 0/287±0/464 | پاي راست |
| 0/۵۳۶ | 0/۶۲۳ | 0/271±0/230 | پاي چپ | صفحه فرونتال |
| 0/156±0/194 | پاي راست |
| 0/۷۲۶ | 0/۳۵۲ | 0/056±0/090 | پاي چپ | صفحه هوريزنتال |
| 0/054±0/085 | پاي راست |
| 0/۳۷۷ | -0/۸۸۹ | 0/۴۶۵ (-0/۹۱۵ | پاي چپ | صفحه ساجيتال | جذبي |
| 0/۴۴۴ (-0/۸۱۰ | پاي راست |
| 0/۹۲۳ | 0/۹۹۱ | 0/۱۸۰ (-0/۲۵۱ | پاي چپ | صفحه فرونتال |
| 0/۱۸۹ (-0/۲۵۶ | پاي راست |
| 0/۶۸۹ | 0/4۰۲ | 0/۰۶۴ (-0/۰۹۱ | پاي چپ | صفحه هوريزنتال |
| 0/۰۸۲ (-0/۰۹۹ | پاي راست |

بحث

هدف از پژوهش حاضر تحليل تقارن حداکثر توان مکانيکي سه‌بعدي مفصل زانو حين راه رفتن با آتل اندام فوقاني بود و نتايج نشان دادند که، مقادير مربوط به توان توليدي و جذبي سه‌بعدي مفصل زانو در دو اندام راست و چپ تفاوت معناداري با هم ندارند و درنتيجه اصل سيمتري بين دو اندام زانوي اندام تحتاني برقرار است.

حين راه رفتن، اندام فوقاني راست و چپ به‌صورت متقابل با اندام تحتاني حرکت مي‌کنند ([21](#_ENREF_21)). مطالعه مستقيم و مشابهي با تحقيق حاضر در زمينه بررسي تأثير آتل گيري اندام فوقاني بر تقارن يا عدم تقارن مفصل زانو در اندام تحتاني يافت نشد تا بتوان نتايج تحقيقات حاضر را با آن موردبحث قرار داد، اما در راستاي پژوهش‌هايي با اين بررسي، ماگيو و همکارانش (۲۰۱۸) ([22](#_ENREF_22)) بر روي يک مطالعه طولي به‌صورت بررسي تأثيرات گچ گيري اندام فوقاني بر روي ميزان مصرف انرژي، تحقيقي را انجام دادند و به اين نتيجه رسيدند که گچ گيري در اندام فوقاني سبب تغييرات مصرف انرژي شده، اما در تعادل تغييراتي اعمال نمي‌کند. اين نتايج، با نتايج تحقيق حاضر همسو است، زيرا در مطالعه حاضر نيز اصل سيمتري توان جذبي و توليدي تأييدشده و ازآنجاکه مفصل زانو و حفظ سيمتري در آن، ارتباط مستقيمي با حفظ تعادل در بدن دارد، نتايج را مي‌توان هم‌راستا با نتايج مطالعه ماگيو و همکاران (۲۰۱۸) ([22](#_ENREF_22)) دانست. از طرفي نيز بايد در نظر داشت که شرايط مطالعه حاضر ازنظر نوع آزمودني‌ها و روش کار کاملاً مشابه بوده و اين امر تأييد نتايج حاصل از اين مطالعات را قوت مي‌بخشد.

در مطالعه مشابه ديگري دريفاز و همکاران (۲۰۱۶) ([11](#_ENREF_11))، به تحليل و بررسي تأثير گچ گيري اندام فوقاني بر الگوي راه رفتن پرداختند و تغييرات متغيرهاي فضايي زماني را طي بي‌حرکتي اندام فوقاني بررسي کردند. نتايج تحقيق آنان با تحقيق حاضر کاملاً همسو بود، چراکه در تحقيق آن‌ها نيز روش آزمايشگاهي کاملاً مشابهي استفاده شد و طبق نتايج آن‌ها، اگرچه در برخي پارامترهاي فضايي زماني تغييراتي متعاقب گچ گيري ديده شد، اما در متغيرهايي چون آهنگ و سرعت حرکت که وابستگي بالايي به تقارن اندام تحتاني دارند، تغييري ديده نشد. تاکامي و همکاران (۲۰۲۰) ([23](#_ENREF_23)) نيز در بررسي‌اي به تأثير حذف نوسان اندام فوقاني با الگوهاي مختلف، بر تغييرات نوسال لگن و متغيرهاي منتخب فضايي زماني راه رفتن پرداختند و طبق نتايج همسوي آنان نيز با مطالعه حاضر، با بي‌حرکتي‌هاي متفاوت در اندام فوقاني، تغييري در حرکات لگن و متغيرهايي چون آهنگ حرکت ديده نشد.

هانگ و همکاران (۲۰۲۰) ([24](#_ENREF_24))، در پژوهشي، به تأثير بي‌حرکتي اندام فوقاني بر متغيرهاي فضايي زماني راه رفتن افراد مبتلا به سکته مغزي پرداختند، اما نتايج آنان با نتايج پژوهش حاضر در حين راه رفتن با سرعت عادي همسو نبود و آزمودني‌ها تغييراتي را در پارامترهايي چون سرعت نشان دادند. شايد علت اين عدم همسويي ابتلاي آزمودني‌هاي تحقيق به سکته مغزي بوده، چراکه اين شرايط، تمامي متغيرهاي کينتيکي و کينماتيکي راه رفتن را تحت تأثير قرار مي‌دهد. آمبرگر (۲۰۰۸) ([25](#_ENREF_25)) نيز به تحليل تغييرات کينتيکي، کينماتيکي و مصرف انرژي به دنبال حذف نوسان اندام فوقاني پرداخت و در نتايجي کاملاً همسو با مطالعه حاضر به اين نتيجه رسيد که با تغييرات الگوي حرکتي اندام فوقاني، پارامترهاي بيومکانيکي راه رفتن دستخوش تغيير نخواهد شد. ازآنجاکه متغير توان مکانيکي نيز ترکيبي از پارامترهاي کينتيکي و کينماتيکي است، يافته‌هاي پژوهش آمبرگر نتايج تحقيق حاضر را تأييد مي‌کند.

از محدوديت‌هاي عمده تحقيق حاضر در دسترس بودن نمونه پايين، در نظر گرفتن تنها نمونه‌هاي زنان، دسترسي تنها به يک نوع از آتل اندام فوقاني و عدم توانايي در انتخاب آزمودني‌ها بر اساس سطح فعاليت يکسان بود. بنابراين پيشنهاد مي‌شود اين تحقيق با انواع مختلفي از آتل‌هاي اندام فوقاني که بخش‌هاي مختلف اندام فوقاني را بي‌حرکت مي‌کنند، جنس‌هاي مختلف آتل‌ها و در هر دو نمونه زن و مرد و نيز اجراي شرايط مطالعه حاضر براي افراد يا شرايط باليني خاص نورولوژيک و ارتوپديک انجام شود.

نتيجه‌گيري

نتايج اين تحقيق گامي نو در تحقيقات مربوط به راه رفتن و آتل گيري اندام فوقاني در زمينه بيومکانيک بود، چراکه به تحليل بيومکانيکي سيمتري زانو در حين راه رفتن با آتل اندام فوقاني پرداخت و اطلاعات ارزشمندي در اي زمينه ارائه داد. در مطالعه حاضر تأکيد بر اين نکته داشت که در حين آتل گيري اندام فوقاني غالب و غيرغالب، تغييري در سيمتري پارامتر توان توليدي و جذبي مکانيکي اندام تحتاني حين راه رفتن ايجاد نمي‌شود و در بنابراين اصل هماهنگي در اندام تحتاني برقرار است. بنابراين توصيه مي‌شود در حين آتل گيري اندام فوقاني متخصصين ارتوپدي، توان‌بخشي و باليني تمرکز کافي بر فعاليت‌هاي اوليه فرد مانند راه رفتن نيز داشته باشند و در صورت نياز اقدامات درماني لازم و توصيه‌هاي مفيد را به اين بيماران ارائه دهند.

تشکر و قدرداني

بدين‌وسيله از تمام افرادي که در پژوهش حاضر شرکت نمودند، تشکر و قدرداني مي‌شود.

حمايت مالي تحقيق

اين پژوهش هيچ‌گونه حمايت مالي دريافت نکرده است.

تضاد منافع

در اين پژوهش هيچ‌گونه تعارض منافعي توســط نويســندگان گزارش نشده است.

ملاحظات اخلاقي

تمامي مراحل پژوهش حاضر موردبررسي و تأييد کميته   
اخلاق مرکز تحقيقات علوم حرکتي دانشگاه خوارزمي (کد   
IR-KHU.KRC.1000.103) قرار گرفته است.

مشارکت نويسندگان:

1- مفهوم‌پردازي و طراحي مطالعه، يا جمع‌آوري داده‌ها، يـا تجزيه‌وتحليل و تفسـير داده‌ها: همه نويسندگان

2- تهيه پيش‌نويس مقاله يا بـازبيني آن جهـت تـدوين محتـواي انديشمندانه: همه نويسندگان

3- تأييد نهايي دست‌نوشته پيش از ارسال بـه مجلـه: همه نويسندگان

**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

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

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-Dimentional 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[[4]](#footnote-4)\*, Heydar Sadeghi[[5]](#footnote-5),[[6]](#footnote-6)

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≤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](http://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. استاديار بيومکانيک ورزشي، گروه بيومکانيک ورزشي، دانشگاه آزاد اسلامي واحد تهران مرکزي، تهران، ايران (نويسنده مسئول) [↑](#footnote-ref-1)
2. گروه بيومکانيک و آسيب شناسي ورزشي، دانشکده تربيت بدني و علوم ورزشي، دانشگاه خوارزمي، تهران، ايران [↑](#footnote-ref-2)
3. گروه بيومکانيک ورزشي، پژوهشکده علوم حرکتي، دانشگاه خوارزمي، تهران، ايران [↑](#footnote-ref-3)
4. *Assistant Professor of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Islamic Azad University, Central Tehran Branch, Tehran, Iran (Corresponding Author)* [↑](#footnote-ref-4)
5. *Department of Sports Biomechanics and Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran* [↑](#footnote-ref-5)
6. *Department of Sports Biomechanics, Kinesiology Research Center, Kharazmi University, Tehran, Iran* [↑](#footnote-ref-6)