مقاله پژوهشی

مقایسه عملکردی پارامترهای کینماتیکی شروع راه رفتن ارادی و غیرارادی در مردان ۲۵-۲۰ ساله

سید خلیل موسوی[۱]، دکتر حیدر صادقی[۲]، دکتر سید فرهاد طباطبایی قمشه[۳]

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزش دانشگاه خوارزمی

۲. استاد تمام دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی

۳. دانشیار گروه ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی

چکیده

زمینه و هدف: از آنجائی که استفاده از الگوهای متفاوت در انجام حرکات ارادی، عملکرد انسان را تحت تاثیر قرار می‌دهد، هدف از مطالعه حاضر مقایسه عملکردی پارامترهای فضایی- زمانی منتخب شروع راه رفتن ارادی و غیرارادی در مردان فعال ۲۵-۲۰ سال بود.

روش بررسی: در این تحقیق نیمه‌تجربی تعداد ۱۳ مرد فعال جوان با میانگین و انحراف استاندارد سنی ۳/۱±۲۳/۳ سال، قد ۰/۱۳±۱/۷۵متر، وزن ۷±۶۸/۹ کیلوگرم و شاخص توده بدنی ۱/۸±۲۲/۴ کیلوگرم بر مترمربع شروع راه رفتن را در شش کوشش (به صورت ارادی و غیرارادی) اجرا کردند. از دستگاه آنالیز حرکت برای ثبت حرکت استفاده شد. آزمون آماری کلموگروف- اسمیرنوف برای اطمینان از طبیعی بودن توزیع داده‌ها و t همبسته برای مقایسه مقادیر به‌دست آمده استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان دادند اغتشاش منجر به شروع حرکت باعث افزایش مسافت(p=۰/۰۰) و سرعت(p=۰/۰۰) و کاهش زمان شروع راه رفتن(p=۰/۰۰)، زمان نوسان(p=۰/۰۰)، زمان استقرار(p=۰/۰۰) و زمان حمایت دوطرفه(p=۰/۰۰)، افزایش مقدار فلکشن هیپ(p=۰/۰۰)، فلکشن زانو(p=۰/۰۰) و کاهش دورسی فلکشن مچ پا(p=۰/۰۰) می‌شود. ضمن اینکه جابه‌جایی مرکز ثقل در صفحه داخلی- خارجی با کاهش(p=۰/۰۰) و در صفحه عمودی با افزایش(p=۰/۰۱) همراه بود.

نتیجه‌گیری: نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که اغتشاش منجر به شروع حرکت می‌تواند تغییرات معنادار در اکثر پارامترهای فضایی- زمانی شروع راه رفتن ایجاد کند. از نتایج و اطلاعات این تحقیق می‌توان به عنوان اطلاعات پایه در زمینه شروع راه رفتن و همچنین در زمینه تشخیص با گروه‌های غیر طبیعی در حوزه بالینی استفاده کرد.

کلیدواژه ها: شروع راه رفتن، اغتشاش، بیومکانیک، پارامترهای فضایی- زمانی

(ارسال مقاله ۱۳۹۱/۸/۶، پذیرش مقاله ۱۳۹۲/۴/۵)

نویسنده مسئول: تهران، میرداماد، رازان جنوبی، مجموعه آموزشی ورزشی شهید کشوری ، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی

Email: sadeghih@yahoo.com

Archive

مقدمه

از آنجایی که استفاده از الگوهای متفاوت در انجام حرکات می‌تواند عملکرد را تحت تاثیر قرار دهد، شناسایی با هدف بهینه کردن الگوهای حرکتی در انجام فعالیت‌های روزمره افراد با ویژگی‌های مختلف جسمانی مورد توجه محققان است. شکل‌گیری الگوهای حرکتی در انسان، از سمت الگوهای بازتابی و رفلکسی حتی در قبل از تولد شروع شده و به حرکات بنیادی و پایه تبدیل شده و در نهایت شکل الگوی حرکتی پیچیده را به خود می‌گیرد(۱). از جمله این حرکات راه رفتن می‌باشد که به عنوان انتقال مرکز ثقل بدن از نقطه‌ای به نقطه دیگر با استفاده از اندام تحتانی تعریف می‌شود(۲). برای انجام عمل راه رفتن بدون حمایت ۱۲ تا ۱۵ ماه و برای اجرای این الگوی حرکتی مشابه الگوی بزرگسالی حداقل ۷ تا ۸ سال زمان لازم است(۳).

اولین بار در حدود چهار میلیون سال پیش، انسان‌های نخستین راه رفتن به صورت دو پا (Bipedalism) را به نمایش گذاشتند (۲). راه‌رفتن به صورت دو پا در انسان نه تنها باعث تاثیر بر وضعیت ایستادن و راه رفتن می‌شود بلکه انتقال بین این دو وضعیت که لازمه شروع راه رفتن (Gait Initiation) است را نیز تحت تاثیر قرار می‌دهد. شروع راه رفتن به انتقال از وضعیت تعادل شبه ایستا (Quasi Static Equilibrium) در ایستادن ساکن(Quiet Standing) به وضعیت تعادل پویا (Dynamic Equilibrium) در راه رفتن یکنواخت (Steady State Gait) اشاره دارد (۴).

تعاریف متفاوتی از شروع راه رفتن ارائه شده است. تدی و همکاران در سال ۲۰۱۲ شروع راه رفتن را انتقال از وضعیت

www.SID.ir

ایستاده قائم به وضعیت راه رفتن یکنواخت تعریف کرده‌اند که از جدا شدن پاشنه اندام شناور تا پایان قدم (Step) اول را شامل می‌شود (۴). کرالت و همکاران در سال ۲۰۰۴ شروع مهار فعالیت عضلات گاستروکنمیوس و سولئوس و آغاز فعالیت عضله تیبیآلیس آنتریور را به عنوان شاخص شروع راه رفتن در نظر گرفته‌اند(۵). این در حالی است که ویتل در سال ۲۰۰۷ شروع راه رفتن را جدا شدن پاشنه اندام شناور که قدم اول را انجام می‌دهد تا جداشدن پنجه اندام استقرار تعریف کرده است(۶). این الگوی انتقال باعث توجه محققین شده است. علاوه بر آن، مطالعات اخیر بیان کرده‌اند که شروع راه رفتن در واقع ترکیبی از دو برنامه حرکتی است. اولین برنامه حرکتی از شروع مرحله جدا شدن پاشنه(Heel-Off) اندام نوسان فعال و دومین برنامه حرکتی به افزایش سریع در سرعت رو به جلو در مرکز جرم(Center Of Mass) مربوط می‌شود(۸،۷). در همین زمینه مطالعاتی وجود دارند که برنامه‌ریزی حرکات سریع و انفجاری بخصوص حرکاتی که عامل بروز آنها اغتشاش خارجی(شروع حرکت به صورت غیر ارادی) است، در مقایسه با حرکاتی که به صورت آرام(شروع حرکت به صورت ارادی) و حتی در سراشیبی انجام می‌شوند را در بازیابی سریع‌تر برنامه حرکتی دوم بیان کرده‌اند. چرا که این عامل باعث می‌شود تا حرکت به صورت سریع‌تر شروع شود (۱۱-۹). در این تحقیق شروع راه رفتن از لحظه جدا شدن پاشنه اندام شناور تا برخورد مجدد پاشنه و پنجه همان اندام در نظر گرفته شده است که تقریبا برابر است با لحظه جدا شدن پنجه اندام استقرار(۱۱،۱۲،۱۴)

شروع و گسترش مطالعات انجام شده در زمینه شروع راه رفتن به دهه ۱۹۷۰و مطالعه کارلوس و همکاران در سال ۱۹۶۶ که توزیع و اندازه فشار کف پایی و همچنین فعالیت عضلانی را در عضلات منتخب اندام تحتانی مورد بررسی و مطالعه قرار دادند، باز می‌گردد. آنها گزارش کردند که تغییر مسیر جانبی مرکز فشار به سوی اندام شناور که قبل از برداشتن قدم اول روی می‌دهد، می‌تواند نیروی عکس العمل زمین را تحت تاثیر قرار دهد(۱۳).

تدی و همکاران در سال ۲۰۱۲ تاثیر حمل بار با ۱۵ درصد وزن بدن بر عملکرد بیومکانیکی برخی پارامترهای شروع راه رفتن از جمله زمان شروع راه رفتن و تولید نیروی جلوبرنده را معنادار گزارش کرده‌اند(۴). نولان و کریگان در سال ۲۰۰۳ با مقایسه شروع راه رفتن از حالت ایستاده روی پنجه و الگوی نرمال بیان کردند که در شروع راه رفتن، مرکز فشار ابتدا به عقب و به سمت پای نوسان حرکت می‌کند و سپس به جلو و به طرف پای استقرار منتقل می‌شود که در گروهی که راه رفتن را از حالت ایستاده روی پنجه آغاز کردند انتقال مرکز فشار به سمت عقب بسیار اندک بود(۱۴). مطالعاتی نیز به این نکته اشاره کرده‌اند که شروع راه رفتن در یک سرعت بالا مانند مواقعی که به فرد یک اغتشاش آنی و بالا وارد می‌شود، می‌تواند عملکرد پارامترهای فضایی- زمانی را تحت تاثیر قرار دهد(۱۴). با توجه به نتایج مطالعات آورده شده در این تحقیق، می‌توان بیان کرد که الگوی مورد استفاده در شروع راه رفتن می‌تواند عملکرد بیومکانیکی برخی از فاکتورهای کینماتیکی و کینتیکی را تحت تاثیر قرار دهد. با توجه به این نکته که اکثر تحقیقات با به‌کارگیری الگوی ارادی و بدون عامل مداخله‌ای و در افراد عادی انجام شده‌اند، هدف از انجام این تحقیق مقایسه عملکردی برخی پارامترهای کینماتیکی شروع راه رفتن ارادی و غیرارادی در مردان فعال جوان بود.

روش بررسی

در این تحقیق نیمه تجربی تعداد ۱۳ مرد فعال به شیوه نمونه‌گیری در دسترس مورد مطالعه قرار گرفتند(جدول۱). تکمیل فرم رضایتمندی آگاهانه شرکت در طرح، انجام تمرین به صورت منظم و حداقل دو جلسه در هفته، اندازه‌های آنتروپومتریک اندام تحتانی در دامنه طبیعی و اطمینان از عدم سابقه آسیب بخصوص در اندام تحتانی از طریق کامل کردن پرسشنامه سلامت، از جمله معیارهای شرکت آزمودنی‌ها در تحقیق بود.

Archive of SID

www.SID.ir

جدول ۱- مشخصات فیزیکی آزمودنی‌ها (میانگین± انحراف استاندارد)

متغیر	میانگین± انحراف استاندارد
سن (سال)	۲۳/۳±۳/۱
وزن (کیلوگرم)	۶۸/۹±۷
قد (سانتی متر)	۱۷۵±۱۳
BMI(کیلوگرم متر مربع)	۲۲/۴±۱/۸
طول اندام تحتانی (سانتی‌متر)	۹۲/۱±۰/۰۴
طول ساق (سانتی‌متر)	۴۴/۲±۳
طول پا (سانتی‌متر)	۲۶/۵±۱/۳
قطر زانو (سانتی‌متر)	۹/۳±۰/۰۴
قطر مچ پا (سانتی‌متر)	۷/۳±۰/۰۲

BMI: Body Mass Index

پس از راهنمایی آزمودنی‌ها به محل آزمایشگاه ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی و آشنایی با شیوه اجرای تحقیق و ارائه نکات و مواردی که اطلاع از آنها در روند تحقیق و صحت داده‌های به‌دست آمده اختلالی ایجاد نمی‌کرد، از هر یک از آزمودنی‌ها خواسته شد تا بدون کفش و در شرایطی که اندام تحتانی آنها مارکرگذاری شده بود، شروع راه رفتن را در شش کوشش(سه کوشش به صورت ارادی و سه کوشش به صورت غیرارادی) انجام دهند. کوشش‌های ارادی به گونه‌ای بود که زمان شروع راه رفتن به صورت خود انتخابی صورت می‌گرفت. در حالی که در کوشش‌های غیرارادی از دستگاه محقق ساخته ایجاد اغتشاش استفاده می‌شد. نحوه کار دستگاه اینگونه بود که مقدار نیرویی که برای ایجاد اغتشاش به مرکز ثقل آزمودنی‌ها وارد می‌شد با استفاده از دستگاه دینامومتر قابل تنظیم بود. این نیرو به صورت درصدی از وزن بدن آزمودنی(۵۰٪) به وی وارد می‌شد. این مقدار به این دلیل انتخاب شد که در انجام مطالعه آزمایشی(Pilot Study) بعد از انتخاب و آزمایش سطوح مختلف نیرو، در نهایت محقق به این نتیجه رسید که استفاده از این مقدار نیرو باعث می‌شود فرد بدون تاخیر حرکتی و به صورت آنی شروع به راه رفتن کند. بعد از تنظیم این میزان نیرو برای هر آزمودنی، نیرو توسط باندهای الاستیک متعددی که روی دستگاه نصب و درحالت کشیده قرار داشتند، با آزاد کردن گیره مهار اهرم انتقال نیرو، به مرکز ثقل آزمودنی منتقل می‌شد. ذکر این نکته ضروری است که باندهای الاستیک به صورت مکرر تعویض می‌شدند تا تاثیر منفی کشیدگی‌های متعدد و همچنین باقی‌ماندن در این وضعیت برای مدت چند ثانیه در میزان و سرعت انتقال نیرو از بین برود. ضمن اینکه اهرم انتقال نیرو در دستگاه به گونه‌ای تنظیم می‌شد که در وضعیت مماس با پشت فرد قرار داشته باشد تا از این طریق نیرو به صورت هل دادن(Pushing) و نه ضربه، به وی منتقل شود.

شروع راه رفتن در دو الگوی ارادی و غیرارادی به عنوان متغیرهای مستقل و پارامترهایی از قبیل مدت زمان شروع راه رفتن (زمان بین جدا شدن پاشنه اندام شناور تا برخورد مجدد پاشنه و پنجه همان اندام که تقریبا برابر است با جداشدن پنجه اندام استقرار)، مسافت شروع راه رفتن (در شروع راه رفتن همان طول قدم اول را شامل می شود)، سرعت شروع راه رفتن، زمان شناوری (زمان بین جدا شدن پنجه اندام نوسان تا برخورد پاشنه همان اندام)، زمان استقرار (زمان بین برخورد پاشنه اندام نوسان تا جداشدن پنجه همان اندام)، زمان حمایت دو طرفه(double support phase)(زمان بین تماس پاشنه اندام نوسان در پایان قدم اول تا جداشدن پنجه اندام استقرار که هر دو اندام با زمین در تماس هستند)، دامنه حرکتی مفاصل هیپ، زانو و مچ پا و در نهایت جابه‌جایی مرکز ثقل در صفحه داخلی– خارجی و عمودی، متغیرهای وابسته بودند که برای اندازه گیری آنها از سیستم ثبت حرکت وایکون (VICON) مدل ۴۶۰ استفاده شد.

پس از کامل شدن مراحل اجرای آزمودنی‌ها در هر جهت، بهترین و کامل‌ترین کوشش هر آزمودنی انتخاب و پس از به‌دست آوردن عدد نهایی و وارد کردن آنها در محیط نرم افزار Spss16، از آمار توصیفی میانگین و انحراف استاندارد برای وصف داده‌ها، آزمون آماری کلموگروف اسمیرنوف برای اطمینان از طبیعی بودن توزیع داده‌ها و در نهایت از آزمون t دو گروه

Archive of SID

www.SID.ir

همبسته (dependent t- test) برای مقایسه اندازه‌های درون گروهی در سطح معناداری۰/۰۵ =p استفاده شد.

یافته ها

نتایج آزمون t دو گروه همبسته نشان می‌دهد که تمام پارامترهای فضایی- زمانی شروع راه رفتن که در این تحقیق مورد بررسی قرار گرفتند، در دو وضعیت ارادی و غیرارادی دارای تفاوت معنادار می باشند (p=۰/۰۰)، (جدول۲). مقادیر میانگین جدول نشان می‌دهند که به استثناء مسافت(۲۳/۸٪) و سرعت شروع راه رفتن(۵۸/۵٪) که با افزایش در الگوی غیرارادی حرکت همراه بودند، سایر پارامترها به‌طورمعنی‌داری کاهش یافتند (p=۰/۰۰). ضمن اینکه بیشترین مقدار تغییر ثبت شده مربوط به پارامتر زمان حمایت دوطرفه بود که از ۰.۱۲ثانیه در الگوی ارادی حرکت به ۰/۰۴- ثانیه در الگوی غیرارادی کاهش داشت. عبارت منفی به معنای وجود زمان شناوری دوطرفه در الگوی غیرارادی شروع راه رفتن است که هر دو اندام در وضعیت عدم تماس با سطح قرار دارند.

جدول۲- نتایج آزمون t دو گروه همبسته برای مقایسه مقادیر پارامترهای فضایی- زمانی شروع راه رفتن‌در دو الگوی ارادی و غیرارادی

متغیر	وضعیت	میانگین(انحراف استاندارد)	t	%*	معناداری
مسافت (میلیمتر)	ارادی	۵۲۰/۵±۷۵	۵/۳۵	۲۳/۸	۰/۰۰
	غیر ارادی	۶۸۳/۸±۱۱۶			
زمان (ثانیه)	ارادی	۰/۷۰±۰/۰۶	۳۷.۱۳	-۴۲/۸**	۰/۰۰
	غیر ارادی	۰/۴۰±۰/۰۸			
سرعت (متر-ثانیه)	ارادی	۰.۷۳±۰/۰۱	۸/۰۹	۵۸/۵	۰/۰۰
	غیر ارادی	۱/۷۶±۰/۴۷			
زمان نوسان (ثانیه)	ارادی	۰/۴۵±۰/۰۴	۶/۷۸	-۳۳/۳	۰/۰۰
	غیر ارادی	۰/۳۰±۰/۰۴			
زمان استقرار (ثانیه)	ارادی	۰/۷۶±۰/۰۴	۶/۳	-۲۵	۰/۰۰
	غیر ارادی	۰/۵۷±۰/۰۸			
زمان حمایت دو طرفه (ثانیه)	ارادی	۰/۱۲±۰/۰۳	۱۰/۰۳	-۱۳۳/۳	۰/۰۰
	غیر ارادی	-۰/۰۴±۰/۰۴			

* ستون درصد(٪) بیانگر میزان اختلاف دو مقدار به‌دست آمده در یک پارامتر خاص در الگوی ارادی و غیرارادی شروع راه رفتن می‌باشد. به عبارت دیگر مقدار اختلاف به صورت درصد بیان شده است. ** علامت منفی به معنای کاهش مقدار پارامتر مورد نظر در الگوی غیرارادی است

نتایج مربوط به مقایسه مقادیر دامنه حرکتی مفاصل هیپ، زانو و مچ پا در دو وضعیت شروع راه رفتن ارادی و غیرارادی در جدول ۳ نشان داده شده است. به استثناء حرکت پلانتار فلکشن مچ پا که در هر دو وضعیت، بدون تفاوت معنادار ثبت شده است (p=۰.۱۰۷)، تغییرات حرکات فلکشن در مفاصل هیپ و زانو و دورسی فلکشن در مفصل مچ پا معنادار ثبت شد(p=۰.۰۰). میزان تعدیلات ثبت شده در این مفاصل در وضعیت الگوی غیرارادی حرکت به ترتیب۲۶.۳٪، ۳۴.۳٪ و ۳۲.۱٪- بود.

Archive of SID

www.SID.ir

جدول۳- آزمون t دو گروه همبسته برای مقایسه مقادیر دامنه حرکتی مفاصل اندام شناور(درجه) در دو وضعیت شروع راه رفتن ارادی و غیرارادی

متغیر	وضعیت	میانگین(انحراف استاندارد)	t	%	معناداری
هیپ (فلکشن)	ارادی	۲۵/۵±۲/۳	-۴/۹۴	۲۶/۳	۰/۰۰
	غیر ارادی	۳۴/۶±۶/۴			
زانو (فلکشن)	ارادی	۲۹±۵	-۷/۸	۳۴/۳	۰/۰۰
	غیر ارادی	۴۴/۲±۷			
مچ پا (پلانتار فلکشن)	ارادی	۴/۳±۳/۶	-۱/۷۴	۴۹/۴	۰/۱۰۷
	غیر ارادی	۸/۵±۸/۴			
مچ پا (دورسی فلکشن)	ارادی	۱۳/۷±۳/۵	۲/۴۷	-۳۲/۱	۰/۰۰
	غیر ارادی	۹/۳±۶/۱			

در نهایت مقادیر مربوط به جابه‌جایی مرکز ثقل در دو وضعیت ارادی و غیر ارادی شروع راه رفتن در جدول ۴ نشان می‌دهند که مقدار این جابه‌جایی‌ها در دو صفحه داخلی- خارجی(p=۰/۰۳) و عمودی(p=۰/۰۱) در دو وضعیت الگوی ارادی و غیرارادی حرکت دارای تفاوت معنادار می‌باشند. با توجه به مقادیر میانگین، مرکز ثقل در صفحه عمودی دچار افزایش ۳۲/۵٪ و در صفحه داخلی- خارجی دچار کاهش ۵۰٪ شده است.

جدول۴- نتایج آزمون t دو گروه همبسته برای مقایسه مقادیر جابه جایی مرکز ثقل بدن(سانتی متر) در دو وضعیت شروع راه رفتن ارادی و غیرارادی

متغیر	وضعیت	میانگین(انحراف استاندارد)	T	%	معناداری
داخلی- خارجی	ارادی	۶/۲±۱/۸	۳/۶۵	-۵۰	۰/۰۳
	غیر ارادی	۳/۱±۱/۷			
عمودی	ارادی	۲/۷±۶	-۲/۷۷	۳۲/۵	۰/۰۱
	غیر ارادی	۴±۱/۸			

بحث

هدف از مطالعه حاضر مقایسه عملکردی برخی پارامترهای کینماتیکی شروع راه رفتن ارادی و غیرارادی در مردان فعال ۲۵-۲۰ سال بود. نتایج نشان دادند که مسافت شروع راه رفتن(افزایش)، زمان شروع راه رفتن(کاهش)، سرعت شروع راه رفتن(افزایش)، زمان شناوری(کاهش)، زمان استقرار(کاهش) و زمان حمایت دو طرفه(کاهش) تحت تاثیر الگوی غیر ارادی حرکت دچار تغییرات معنادار می‌شوند. این یافته‌ها با گزارش‌های مطالعات مختلف از جمله مطالعه الیزابت و همکاران در سال ۲۰۰۷ و اشنایدر و همکاران در سال ۱۹۹۹ همخوانی دارد. اگرچه این مطالعات شروع راه رفتن را مورد مطالعه قرار نداده‌اند اما بررسی تغییرات عملکرد بیومکانیکی در شرایطی که فرد گام برداری را از وضعیت متمایل به جلو و به صورت آنی شروع می‌کند، می‌تواند تا حدودی به روش تحقیق ما نزدیک باشد(۱۵، ۱۶).

شاید بتوان از جمله علت‌های کاهش زمان گام‌برداری را به تلاش فرد در بازیابی هرچه سریع‌تر تعادل و وضعیت مطلوب برای ادامه حرکت مربوط دانست(۱۶). مطالعاتی نیز وجود دارند که با بررسی عملکردهای بیومکانیکی در حالت‌های مختلف شروع حرکت(وضعیت سقوط به سمت جلو در زوایای ۱۵، ۲۵ و ۳۵ درجه) در لحظه قبل از گام‌برداری، گزارش کردند که افزایش زاویه تمایل به سمت جلو، باعث افزایش طول گام، کاهش زمان گام‌برداری و تعدیلات مختلف در مفاصل اندام تحتانی می‌شود

Archive of SID

www.SID.ir

که از جمله آنها افزایش پلانتار فلکشن در مچ پا می‌باشد که در تحقیق حاضر نیز مشاهده شد(۱۵). اگرچه در این تحقیق به این نکته اشاره شده است که افزایش طول گام باعث افزایش زمان شناوری می‌شود اما یافته‌های تحقیق ما خلاف این موضوع را نشان داد که شاید اصلی‌ترین علت آن اختلاف در نحوه وارد کردن اغتشاش به فرد باشد.

از جمله یافته‌های دیگر تحقیق ثبت تغییرات معنادار در عملکرد کینماتیک زاویه‌ای مفاصل اندام تحتانی بود(p=۰/۰۰). جایی که به ترتیب حرکات فلکشن در مفاصل هیپ و زانو و دورسی فلکشن و پلانتارفلکشن در مفصل مچ پا اندازه گیری شد. مطالعات دو عامل تغییرات محیطی و محدودیت عملکرد سیستم را به عنوان مهم‌ترین عوامل در ایجاد تغییرات قابل ملاحظه در کینماتیک زاویه‌ای مفاصل در حین اجرای مهارت‌های انتقالی ذکر کرده‌اند(۱۷). این در حالی است که در تحقیق حاضر استفاده از اغتشاش به عنوان عامل شروع حرکت باعث افزایش میزان فلکشن مفاصل هیپ و زانو، پلانتارفلکشن مفصل مچ پا و کاهش دورسی فلکشن در این مفصل شد. شاید بتوان یکی از علل افزایش میزان فلکشن در مفاصل هیپ و زانو را به عامل افزایش سرعت مربوط دانست. جایی که مطالعات مختلف رابطه مستقیم بین افزایش سرعت و افزایش میزان فلکشن در مفاصل هیپ و زانو گزارش کرده‌اند(۲۰-۱۸). اگرچه همین مطالعات رابطه بین میزان دورسی فلکشن و افزایش سرعت را نیز مستقیم ثبت کرده‌اند که با یافته‌های تحقیق ما ناهمخوانی دارد که شاید بتوان علت این ناهمخوانی را در فاز مورد تحقیق دانست. چرا که این مطالعات راه رفتن را مورد ارزیابی قرار داده‌اند و مطالعه حاضر تنها به مبحث شروع راه رفتن پرداخته است. علاوه بر موارد اشاره شده، شاید بتوان بین افزایش مسافت شروع راه رفتن در وضعیت الگوی غیرارادی حرکت و افزایش میزان فلکشن مفاصل هیپ و زانو نیز رابطه مستقیم عنوان کرد. جایی که افزایش ۲۳/۸٪ مسافت راه رفتن با افزایش ۲۶/۳٪ و ۳۴/۳٪ حرکت فلکشن در مفاصل هیپ و زانو همراه بوده است. تحقیقاتی نیز وجود دارند که این نکته را از جمله اختلافات عملکرد کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی در حین راه رفتن و دویدن ذکر کرده اند (۲۱). جایی که فرد در حین دویدن از سرعت و مسافت بزرگ‌تری در قدم‌ها برخوردار است.

کاهش میزان دورسی‌فلکشن در الگوی غیرارادی شروع راه رفتن در حالی ثبت شد که آزمودنی‌ها در هر دو وضعیت ارادی و غیرارادی شروع راه رفتن، حداکثر دورسی‌فلکشن را در لحظه تماس پاشنه اندام شناور اجرا کردند. کاهش مقدار این حرکت در الگوی غیرارادی ممکن است به این دلیل باشد که فرد در هنگام وارد شدن اغتشاش و شروع راه رفتن سعی داشته است تا با فرود با سطح کف پایی اندام شناور، به نحو بهتری تعادل خود را بازیابی کرده و الگوی مطلوب ادامه حرکت برای رسیدن به حالت راه رفتن یکنواخت را به‌دست آورد. اگرچه بیان این روابط تنها به عنوان استدلال محققین در این تحقیق بوده است و تایید این موارد به مطالعات بیشتر نیاز دارد.

میزان جابه‌جایی مرکز ثقل در حین راه رفتن در مطالعات مختلف در دو صفحه داخلی- خارجی در حدود ۵ سانتی‌متر گزارش شده است(۲۲). در حالی که در تحقیق حاضر میزان جابه‌جایی مرکز ثقل در الگوی ارادی حرکت در صفحه داخلی- خارجی در حدود ۶/۲ سانتی‌متر ثبت شد که بیش از دو برابر مقدار آن در صفحه عمودی بود(۲/۷ سانتی متر). شاید بتوان یکی دیگر از تفاوت‌های عملکردی از لحاظ بیومکانیکی بین راه رفتن و شروع راه رفتن را در همین مسئله دانست. اگرچه در الگوی غیرارادی حرکت، میزان جابه‌جایی عمودی افزایش و در مقابل میزان جابه جایی داخلی- خارجی کاهش یافت. به نظر می‌رسد علت این کاهش با جهت اعمال نیروی اغتشاشی به مرکز ثقل آزمودنی مرتبط باشد. چراکه افقی بودن جهت اعمال اغتشاش که هم جهت با حرکت آزمودنی است، باعث می‌شود فرد در شروع راه رفتن به سمت جلو متمایل شده و نوسانات کمتری را در جهت داخلی- خارجی نشان می‌دهد. نکته دیگری که می‌بایست به آن اشاره کرد، افزایش مقدار جابه‌جایی مرکز جرم در صفحه عمودی و همچنین افزایش میزان فلکشن در مفاصل هیپ و زانو است. جایی که افزایش ۳۲/۵٪ جابه‌جایی مرکز جرم به ترتیب با افزایش ۲۶/۳٪ و ۳۴/۳٪ میزان فلکشن در مفاصل هیپ و زانو همراه بود. به عبارت دقیق‌تر شاید بتوان اینگونه بیان کرد که افزایش میزان ارتفاع اندام از سطح زمین در قالب فلکشن، یکی از علل اصلی افزایش نوسان عمودی مرکز جرم در وضعیت غیرارادی باشد.

نتایج تحقیق حاضر نشان می‌دهد که اغتشاش منجر به شروع حرکت می‌تواند تغییرات معنادار در اکثر پارامترهای فضایی- زمانی شروع راه رفتن ایجاد کند. اگرچه با توجه به نبود تحقیقات داخلی در زمینه شروع راه رفتن و کمبود مطالعات خارجی، از نتایج و اطلاعات تحقیق حاضر می‌توان به عنوان اطلاعات پایه در زمینه شروع راه رفتن و همچنین در زمینه تشخیص با گروه های غیر طبیعی در حوزه بالینی استفاده کرد اما با توجه به اینکه میزان تغییرات عملکرد بیومکانیکی و همچنین تعدیلاتی که هر یک از مفاصل در الگوی غیرارادی حرکت با

Archive of SID

www.SID.ir

هدف بازیابی تعادل متحمل می‌شوند، متفاوت می‌باشد، اطلاعات این تحقیق می‌تواند برای مربیان طراح تمرین با هدف نزدیک کردن تمرینات خود با اصل اختصاصی بودن آن بخصوص در ورزش‌های برخوردی که شروع حرکت به صورت غیرارادی در آنها رایج است، مفید باشد. چراکه وارد شدن اغتشاش به عنوان عامل شروع حرکت می‌تواند عملکرد فرد را تا لحظه رسیدن به وضعیت حرکت یکنواخت به شدت تحت تاثیر قرار دهد که میزان آن در اندام‌ها و مفاصل مختلف بدن متفاوت می‌باشد.

قدردانی

این مقاله حاصل بخشی از پایان نامه تحت عنوان "مقایسه عملکردی پارامترهای بیومکانیکی منتخب شروع راه رفتن ارادی و غیرارادی مردان و زنان ۲۵-۲۰ سال فعال" در مقطع کارشناسی ارشد در سال ۹۱-۱۳۹۰ می باشد که با حمایت دانشگاه خوارزمی تهران و دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی اجرا شده است.

REFERENCES

1. Haywood K. Life span motor development. 1th edition. US: Human Kinetics, 1996; 78-83.
2. Leakey MG. New four-million-year-old hominid species. 1th edition. Kenya: Kanapoi and Allia Bay, 1995; 18-21.
3. Rose J, GambIe G. Human walking. 3rd edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006; 234.
4. Teddy C, Georges D, Pierre L, Bruno B, Daniel CT, Manh CD. Does an additional load modify the anticipatory postural adjustments in gait initiation? Gait & Posture 2013; 37(1):144-6.
5. Queralt A, Valls SJ, Castellote J. Speeding up gait initiation and gait-pattern with a startling stimulus. Gait & Posture 2010; 31: 185–190.
6. Whittle WM. Gait analysis an introduction. 4th edition. US: Elsevier, 2007; 180-183.
7. Brunt D. Principles underlying the organization of movement initiation from quiet stance. Gait &Posture 1999; 10(2): 121-8.
8. Becker W, Iwase K, Rgens J, Kornhuber R. Bereitschafts potential preceding voluntary slow and rapid hand movements. The Responsive Brain. Bristol: John Wright and Sons 1976: 99-102.
9. Beppu H, Suda M, Tanaka R. Analysis of cerebellar motor disorders by visually guided elbow tracking movement. Journal of Brain 1984; 107(3): 787-809.
10. Kagamihara Y, Komiyama T, Ohi K, Tanaka R. Facilitation of agonist motoneurons upon initiation of rapid and slow voluntary movements in man. Journal of Neuroscience Research 1992; 14: 1-11.
11. Marketta H, Helga H. Physically active older adults display alternation in gait initiation. Gait &Posture 2005; 21: 289-96
12. Chris JH, Thomas AB, Chris P, Ernest JB. Progressive resistance training improves gait initiation in individuals with parkinson's disease. Gait & Posture 2011; 35: 669–73.
13. Carlsoo S. The initiation of walking. Journal of Acta Anatomica 1966; 65: l-9.
14. Nolana LD, Kerrigan C. Keep on Your Toes: Gait initiation from toe-standing. Journal of Biomechanics 2003; 36: 393–401.
15. Elizabeth T, Hsiao WB, Stephen N. The effect of step length on young and elderly womens ability to recover balance. Clinical Biomechanics 2007; 22: 574–580
16. Do MC, Schneider C. Factors influencing the quick onset of stepping following postural perturbation. Journal of Biomechanics 1999; 32: 795-802.
17. Dapena J. Mechanics on translation in the fosbury flop. Medicine and Science in Sport and Exercise 1987; 12: 37-44.
18. Holden J. Change in knee joint function over a wide range of walking speeds. Clinical Biomechanics 1997; 12: 375-382.
19. Luhtanen P, Komi PV. Mechanical factors influencing running speed. Biomechanics VI-B. Baltimor: University of Park Press, 1973; 23-29.
20. Moson BR. Biomechanical golf swing analysis. XIII International Symposium for Biomechanics in Sport: Proceeding. Thunder Bay, Ontario: International Society for Biomechanics in Sport 1996; 67-70.
21. Joseph H, Katleen MK. Biomechanical basis in human movement. 3ed edition. US: Lippincott Williams &Wilkins, 2009; 398-405.
22. Lypprt LS. Clinical Kinesiology and Anatomy. 4th edition, Philadelphia: Lippincott Williams 2007; 305-310.

Archive of SID

www.SID.ir

Research Article

Functional Comparison between Kinematic Parameters in Voluntary and Involuntary Gait Initiation in Active Male

Mousavi SK[1], Sadeghi H[2*], TabatabaiiGhomsheh SF[3]

1. PhD student of Sport Biomechanics. Kharazmi University, Teheran, Iran
2. Full professor of Faculty of Physical Education and Sport Sciences, kharazmi University, Teheran, Iran.
3. Associate of Factuality of Ergonomic.Social Welfare and Rehabilitation University. Tehran, Iran

Abstract

Background and Aim: Since utilization of different patterns to perform voluntary movements influence human function, the aim of this study was to compare the selected kinematic parameters of active males in voluntary and involuntary gait initiation.

Materials and Methods: In this quazi-experimental study 13 young male subjects with age (23.3±3.1) years, height (1.75±.13) m, weight (68.9±7) kg and body mass index (22.4±1.8) k/m^2, performed initiation of gait in 6 trials included three voluntary and three involuntary. Kinematic parameters measured by motion analysis system. K-S test was used to ensure the normal distribution of data and dependent T- test to compare within group variable at P≤0.05 level.

Result: The results showed that use of perturbation that leads to the initiation of motion, increased distance (p: 0.00) and velocity (p: 0.00) and reduced the time of gait initiation (p: 0.00), swing time (p: 0.00), stance time (p: 0.00) and double support time (p: 0.00), increased the amount of hip (p: 0.00) and knee flexion (p: 0.00) and decreased the amount of ankle dorsiflexion (p: 0.00). In addition, the displacement of the center of mass in the medio-lateral and vertical directions was decreased (p=0.03) and increased (p=0.01) respectively.

Conclusion: The results indicate significant changes in most of the spatio-temporal parameters of gait initiation as a result of using Perturbation that leads to the initiation of motion. The results of this study can be recommended to be used in the field of gait initiation studies as well as in clinical cases to diagnose the normal and abnormality.

Key word: Gait Initiation, Perturbation, Biomechanics, Spatio-temporal parameters

***Corresponding Author:** Heydar Sadeghi, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, kharazmi University, Teheran, Iran.

Email: sadeghih@yahoo.com

Archive of SID

www.SID.ir