

مقایسه مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین در حین راه رفتن به سمت جلو و عقب در ورزشکاران مبتلا به اسپرین مچ پا

دکتر حیدر صادقی¹، سید خلیل موسوی²، حامد قاسمپور³، حسین نبوی نیک³

1- استاد تمام دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی

2- دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزش. دانشگاه خوارزمی

3- دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزش. دانشگاه خوارزمی

چکیده

زمینه و هدف: با توجه به اینکه مطالعه خصوصیات نیروی عکس العمل زمین در حین راه رفتن انسان به عنوان توصیف کننده ای مهم در وجود اختلال در راه رفتن شناخته می شود، هدف از انجام این تحقیق، مقایسه مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین در حین راه رفتن به سمت جلو و عقب در ورزشکاران مبتلا به اسپرین مچ پا بود.

روش بررسی: در این تحقیق نیمه تجربی تعداد 13 ورزشکار مبتلا به اسپرین مچ پا و 11 ورزشکار سالم راه رفتن به سمت جلو و عقب را در سه کوشش تکرار کردند. مقادیر مربوط به نیروی عکس العمل زمین با استفاده از صفحه نیروسنج اندازه گیری و با استفاده از وزن بدن آزمودنی ها نرمال شد. از آمار توصیفی میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف داده ها و آزمون آماری واریانس دو راهه برای تحلیل اندازه های بین گروهی استفاده شد.

یافته ها: تفاوت معناداری بین تولید نیروی عکس العمل در شاخص های اوج اول و دوم در راه رفتن به جلو و عقب ثبت شد ($p=0,00$). در حالی که در مقایسه بین گروهی، اختلاف معناداری بین گروه آسیب دیده و سالم مشاهده نشد.

نتیجه گیری: با توجه به یافته های تحقیق به نظر می رسد آسیب اسپرین مچ پا بر اختلاف تولید نیروی عکس العمل زمین حین راه رفتن به سمت جلو و عقب تاثیرگذار نیست. بلکه تفاوت موجود بین دو گروه سالم و دارای آسیب از الگوی اختصاصی راه رفتن برای هر آزمودنی ناشی می شود.

کلیدواژه ها: نیروی عکس العمل زمین، راه رفتن به سمت عقب، اسپرین مچ پا، ورزشکار

(ارسال مقاله 1391/4/24، پذیرش مقاله 1391/8/21)

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

Email: sadeghiah@yahoo.com

مقدمه

راه رفتن به عنوان الگوی تکراری در حرکت پا شناخته می شود و انتقال از حالت ایستادن نسبی (Quiet Standing) به حالت قدم زدن را انجام می دهد (1، 2) و در آن از الگوی فعالیت پایدار و مداوم استفاده می شود (3). عملکرد هماهنگ و یکپارچه اندام های مختلف بدن انسان برای راه رفتن مداوم و بدون سقوط ضروری است. در این بین، اندام تحتانی با انجام اعمال جذب نیروهای حاصل از برخورد پا با سطح زمین، حفظ تعادل و ایجاد نیروهای جلو برنده در ایجاد این الگوی یکپارچه و هماهنگ، اصلی ترین نقش را دارد (4). در حالی که در میان قسمت های مختلف اندام تحتانی شاید بتوان نقش مفصل مچ پا به عنوان نزدیک ترین مفصل به منبع تولید انرژی تماسی در هنگام برخورد پا با زمین را مهم تر دانست. به گونه ای که جذب نیروهای تماسی در حین حرکت در این مفصل انجام می شود که این فرآیند در حین راه رفتن به جلو در حالت طبیعی از لبه خلفی - خارجی پاشنه پا شروع و از لبه خارجی پا تا اولین مفصل کف پای - انگشتی

ادامه می یابد. این فرآیند در حین راه رفتن به سمت عقب معکوس گزارش شده است (5). به عبارت دیگر در راه رفتن به سمت عقب، عمل جذب انرژی از اولین مفصل کف پای - انگشتی شروع شده و در نقطه خارجی - خلفی پاشنه پا، پایان می یابد (6). الگوهای مجزا و متفاوتی باعث ایجاد تغییراتی در پارامترهای کینماتیکی و کینتیکی راه رفتن به سمت جلو و عقب شده است. به گونه ای که در مطالعات، فواید راه رفتن به سمت عقب در مقایسه با راه رفتن به سمت جلو بیان شده است (6). فعالیت عضلانی بیشتر، مصرف انرژی بیشتر و در نتیجه تقاضای اکسیژن بالاتر و در نهایت پاسخ متابولیکی و قلبی - تنفسی بهتر و بیشتر از جمله این مزایا می باشند (7). شاید بتوان این موارد را از جمله علل استفاده از راه رفتن به سمت عقب در برنامه های بازتوانی خصوصا در برنامه های قلبی - تنفسی نام برد. با این وجود، ایجاد هر گونه اختلال و یا آسیب عصبی - عضلانی و یا

به این نکته اشاره شده است که اندام تحتانی و خصوصاً مچ پا نقش مهمی در جذب انرژی تماسی دارد که اختلال در آن می‌تواند الگوی تولید و جذب مقدار نیروی عکس العمل زمین را تحت تاثیر قرار دهد. با این وجود اطلاعات بسیار کمی در زمینه تاثیرات این آسیب بر خصوصیات بیومکانیکی راه رفتن وجود دارد (21-24). با فرض تاثیر آسیب دیدگی در مکانیک حرکت انسان، هدف از مطالعه حاضر مقایسه مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین در حین راه رفتن به سمت جلو و عقب در ورزشکاران مبتلا به اسپرین مچ پا بود.

روش بررسی

در این تحقیق نوع نیمه تجربی، ورزشکار مبتلا به آسیب اسپرین مچ پا با میانگین و انحراف استاندارد سن و شاخص توده بدنی 21 ± 2.5 سال و 21 ± 8 کیلوگرم/متر مربع به عنوان گروه تجربی و 11 ورزشکار سالم با میانگین و انحراف استاندارد سن و شاخص توده بدنی 21 ± 1.7 سال و 21 ± 3 کیلوگرم/متر مربع به عنوان گروه کنترل به عنوان آزمودنی شرکت کردند. غالب بودن اندام راست در تمام آزمودنی‌ها (اندام آسیب دیده)، عدم سابقه آسیب در مفاصل اندام تحتانی در گروه کنترل، سپری شدن حداقل 1 سال از آسیب اسپرین افراد گروه آسیب دیده و ثابت کردن مفصل در گچ به مدت حداقل 3 هفته از جمله معیارهای ورود آزمودنی‌ها به تحقیق بود. ضمن اینکه تکمیل فرم رضایتمندی شرکت در پژوهش، عدم اختلاف در طول اندام تحتانی در هر دو گروه آزمودنی‌ها از جمله موارد دیگری بودند که مورد توجه قرار گرفت.

شرایط انجام آزمون در حین راه رفتن به جلو و عقب به آزمودنی‌ها توضیح داده شد و از آنها خواسته شد تا هنگام اجرای عمل راه رفتن، حتی‌الامکان اجرای خود را در حالت طبیعی انجام داده و از نگاه کردن به صفحه‌های نیروسنج خودداری کنند. هر آزمودنی عمل راه رفتن را با کفش در هر جهت در سه کوشش تکرار می‌کرد که قبل از اولین اجرا در هر جهت و برخورد اندام اول با سطح صفحه نیروسنج، وی چهار قدم طی کرده بود. انجام عمل راه رفتن به صورت غیر طبیعی، نگاه کردن به صفحه نیروسنج حین راه رفتن، عدم فرارگیری کامل پا بر روی صفحه نیروسنج از جمله مواردی بودند که منجر به تکرار آن کوشش میشدند.

نیروی اوج اول، نیروی عمق و نیروی اوج دوم نیروی عکس العمل زمین در نمای عمودی متغیرهای وابسته تحقیق بودند که برای اندازه گیری آن، از دستگاه صفحه نیروسنج مدل

اسکلتی - عضلانی از نوع ساختاری و یا عملکردی می‌تواند موجب تغییراتی در الگوی صحیح راه رفتن در جهات مختلف بشود که در طولانی مدت می‌تواند ساختار اندام‌ها خصوصاً اندام تحتانی را تحت تاثیر قرار دهد. از جمله این آسیب‌ها می‌توان به آسیب اسپرین مچ پا اشاره کرد. اسپرین مچ پا یکی از رایج‌ترین آسیب‌های ورزشی می‌باشد (8) که در 70% تا 80% موارد لیگامان‌های تالوفیولار قدامی و خلفی و کالکائوفیولار و لیگامان دلتوئید را درگیر کرده و در اکثر موارد باعث ایجاد بی‌ثباتی عملکردی مزمن (Functional Chronic Ankle Instability) در مفصل شده که همراه با تورم و درد ظاهر می‌شود (9). ساختارهای لیگامانی و عضلانی اطراف مچ پا در جذب انرژی حاصل از برخورد پا با زمین در فعالیت‌های مختلف از قبیل راه رفتن و یا فرود بعد از یک پرش، نقش مهمی را ایفا می‌کنند. ایجاد آسیب اسپرین در این مفصل می‌تواند باعث تخریب این ساختارها و در نتیجه تغییر مقدار نیروی تماسی در مفصل مچ پا و در طولانی مدت به تخریب ساختارهای استخوانی و ایجاد الگوی جبرانی منجر بشود که در اکثر موارد با برهم خوردن هم‌راستایی (Alignment) قسمت‌های اندام تحتانی بروز می‌کند (10).

از جمله پارامترهای بیومکانیکی که می‌تواند تحت تاثیر این عدم هم‌راستایی قسمت‌های مجاور در اندام تحتانی قرار گیرد، جذب نامناسب نیروهای برخوردی پا با سطح زمین که در قالب نیروی عکس العمل زمین شناخته می‌شوند، می‌باشد. نمودار تولید نیروی عکس العمل زمین در استفاده از الگوی ارادی حرکت، دارای دو نقطه اوج و یک نقطه عمق که بین دو اوج قرار دارد، می‌باشد. نیروی اوج اول هم زمان با تماس اندام با سطح و تا ابتدای مرحله تماس کف پا با زمین که اندام وزن بدن را دریافت می‌کند (Weight Acceptance)، نیروی عمق هم‌زمان با تماس کامل کف پا با زمین که با فلکشن مفاصل اندام تحتانی خصوصاً زانو همراه است و در نهایت نیروی اوج دوم با فشار پنجه‌های پا به زمین برای تولید نیروی جلوبرنده، تولید می‌شوند (10).

مطالعات متفاوت میزان نیروی عکس العمل زمین در جهت عمودی در گروه‌های دارای آسیب اسپرین مچ پا را کمتر از گروه‌های سالم گزارش کرده‌اند (12). در واقع خصوصیات نیروی عکس العمل زمین در حین راه رفتن انسان به عنوان توصیف کننده‌ای مهم در وجود اختلال در راه رفتن شناخته می‌شود (19) - (13). برخی مطالعات راه رفتن به سمت عقب را باعث کاهش نیروهای برخوردی پا با سطح معرفی کرده‌اند که علت آن را به کاهش طول گام (Stride) مرتبط دانسته‌اند (20). در این مطالعات

برای محاسبه نتایج درون و برون گروهی شاخص های اوج اول، عمق و اوج دوم نیروی عکس العمل زمین در جهت عمودی استفاده شد ($p \leq 0/05$).

یافته ها

مقادیر میانگین و انحراف استاندارد شاخص های نیروی عکس العمل زمین (اوج اول، عمق و اوج دوم) در راه رفتن به سمت جلو و عقب در هر دو گروه در جدول آنتشان داده شده است.

Kistler9286A در ابعاد 60×40 سانتیمتر با نرخ نمونه برداری هر تیز 100 استفاده شد. مقادیر به دست آمده توسط دستگاه، بعد از عمل میانگین گرفتن کوشش ها در هر جهت و به دست آوردن عدد نهایی، بر وزن بدن (نیوتن) تقسیم و عدد حاصل در 100 ضرب شد تا از این طریق مقدار نهایی بر اساس درصدی از وزن بدن بیان شده و تاثیر وزن بدن آزمودنی ها به حداقل کاهش یابد. از آمار توصیفی میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف داده ها، آزمون آماری کلموگروف- اسمیرنوف برای اطمینان از طبیعی بودن توزیع داده ها و آزمون واریانس دو راهه

جدول 1- مقادیر میانگین و انحراف استاندارد شاخص های نیروی عکس العمل زمین در جهت عمودی در راه رفتن به سمت جلو و عقب در گروه دارای آسیب اسپرین میچ پا (n=13) و سالم (n=11)

وضعیت	راه رفتن به سمت جلو		راه رفتن به سمت عقب	
	گروه آسیب	گروه سالم	گروه آسیب	گروه سالم
شاخص نیروی اوج اول	7,03(107,35)	104,03(7,09)	135,8(8,32)	131,67(17,59)
نیروی عمق	79,34(7,58)	81,12(5,88)	75,59(6,95)	83,41(16,53)
نیروی اوج دوم	112,69(6,19)	115,23(3,7)	98,1(3,58)	102,3(9,11)

مقادیر نیرو بر اساس درصدی از وزن بدن نوشته شده است.

مقادیر مربوط به مقایسه اثر تکلیف (راه رفتن به سمت جلو و عقب) و گروه (افراد دارای آسیب میچ پا و افراد سالم) با استفاده از آنالیز واریانس دوراهه در جدول 2 نشان داده شده است. مقادیر ثبت شده نشان می دهند که در هر دو گروه دارای آسیب اسپرین میچ پا و گروه سالم میانگین نیروی مربوط به اوج اول در راه رفتن به سمت عقب نسبت به راه رفتن به سمت جلو افزایش داشته است ($p \leq 0/00$). این در حالی است که میانگین

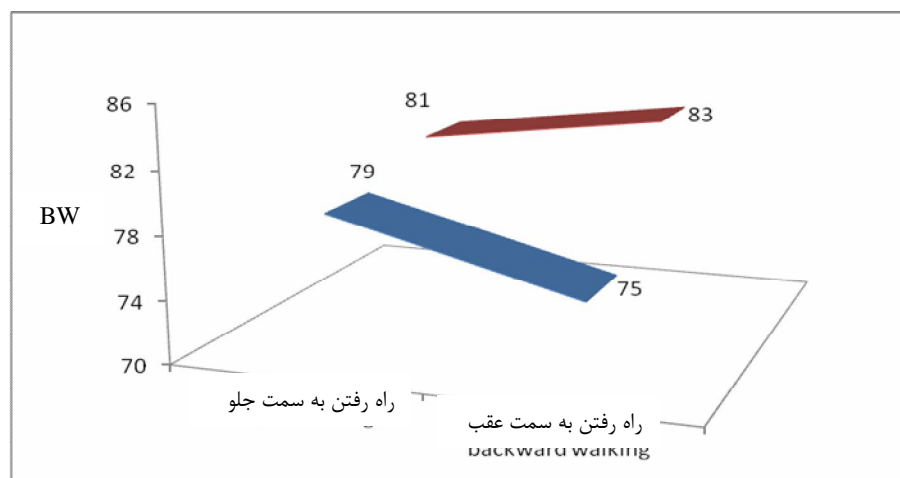
مقادیر مربوط به مقایسه اثر تکلیف (راه رفتن به سمت جلو و عقب) و گروه (افراد دارای آسیب میچ پا و افراد سالم) با استفاده از آنالیز واریانس دوراهه در جدول 2 نشان داده شده است. مقادیر ثبت شده نشان می دهند که در هر دو گروه دارای آسیب اسپرین میچ پا و گروه سالم میانگین نیروی مربوط به اوج اول در راه رفتن به سمت عقب نسبت به راه رفتن به سمت جلو افزایش داشته است ($p \leq 0/00$). این در حالی است که میانگین

جدول 2- مقادیر مربوط به نقاط شاخص نیروی عکس العمل زمین در نمای عمودی در دو گروه سالم و دارای آسیب اسپرین میچ پا و بین دو گروه

وضعیت	نیروی اوج اول		نیروی عمق		نیروی اوج دوم	
	F-ratio	معناداری	F-ratio	معناداری	F-ratio	معناداری
گروه سالم - گروه دارای آسیب میچ پا	1,448	0,235	2,775	0,103	3,699	0,061
راه رفتن به سمت جلو - راه رفتن به سمت عقب	82,100	0,000	0,799	0,065	61,800	0,000

در شکل 1 مقایسه نیروی عمق نیروی عکس العمل زمین در نمای عمودی در حین راه رفتن به سمت جلو و راه رفتن به سمت عقب در بین افراد دارای آسیب میچ پا و سالم نمایش داده شده است.

در شکل 1 مقایسه نیروی عمق نیروی عکس العمل زمین در نمای عمودی در حین راه رفتن به سمت جلو و راه رفتن به سمت عقب در بین افراد دارای آسیب میچ پا و سالم نمایش داده شده است.



شکل 1- نمایش مقادیر شاخص نیروی عمق در دو گروه دارای آسیب اسپرین مچ پا (پایین) و سالم (بالا) در حین راه رفتن به سمت جلو و عقب (بالا گروه سالم، پایین گروه آسیب دیده). محور افقی وضعیت و محور عمودی نشان دهنده درصد وزن بدن می باشند.

*BW= Body Weight

بحث

هدف از مطالعه حاضر مقایسه نیروی عکس العمل زمین در حین راه رفتن به سمت جلو و راه رفتن به سمت عقب در ورزشکاران مبتلا به اسپرین مچ پا بود. نتایج نشان داد که تنها مقادیر مربوط به نیروی اوج اول در حین راه رفتن به سمت جلو نسبت به مقادیر مربوط به آن در راه رفتن به سمت عقب کاهش داشته است. این مورد برای هر دو گروه مشابه ثبت شد. در حالی که نیروی عمق و نیروی اوج دوم در راه رفتن به سمت جلو بیشتر از مقادیر آنها در راه رفتن به سمت عقب ثبت شده است. در همین مورد دی نازویو و همکاران (2009) در مطالعه‌ای اثر راه رفتن به سمت جلو و عقب را بر جهت‌یابی بدن در فضا حین ایستادن آرام با استفاده از نیروی عکس العمل زمین و تغییرات مربوط به مرکز فشار پرداختند. آنها مدعی شدند که بین نیروی عکس العمل زمین در راه رفتن به سمت جلو نسبت به راه رفتن به سمت عقب اختلاف معناداری وجود دارد (25). ضمن این که مطالعاتی وجود دارد که با بررسی اختلاف نیروی عکس العمل تولیدی در بین گروه‌های دارای بی ثباتی عملکردی مزمن در مچ پا و گروه سالم، گزارش کردند که نیروی عکس العمل تولیدی در گروه دارای آسیب مچ پا کمتر می‌باشد که در این تحقیق نیز مشاهده شد (12). به طور کلی نکته حائز اهمیت در این دو

در راه رفتن به سمت عقب می باشد. این موضوع می تواند در افراد دارای آسیب اسپرین مچ پا حائز اهمیت باشد. چراکه در این افراد در حین راه رفتن به سمت جلو بیشتر نیروها به پاشنه پایشان وارد می‌شود. شاید بتوان این مورد را با یافته خداداده و همکاران (1993) منطبق دانست. آنها گزارش کردند که افراد دارای ناهنجاری در قسمت پا از جمله افراد کف پای صاف زمان کمتری را صرف جذب نیروی برخوردی حاصل از پا و سطح می کنند. به همین علت است که نیروی عکس العمل تولیدی در حین راه رفتن به سمت جلو در این لحظه بالا می باشد (26). از جمله یافته های دیگر این تحقیق کاهش مقادیر مربوط به نیروی عکس العمل زمین در لحظه عمق که هم زمان است با خم شدن مفصل زانو و لحظه اوج دوم که برابر با مرحله push off در اندام به منظور تولید نیروی جلوبرنده در حین راه رفتن به سمت عقب همراه است، می باشد. با توجه به این نکته که پارامترهای کینتیکی حرکت از پارامترهای کینماتیکی آن نشات گرفته اند، شاید بتوان علت این کاهش نیرو را در کاهش طول قدم افراد مشاهده کرد که در مطالعه آراتا (2000) به آن اشاره شده است (20).

با توجه به یافته‌های این تحقیق می‌توان نتیجه گرفت که الگوی کینتیک نیروی وارده به کف پا در نمای عمودی در راه رفتن به سمت جلو با راه رفتن به سمت عقب متفاوت است. به عبارت دقیق تر در راه رفتن به سمت عقب نیروهای وارده به کف پا از لحظه اوج اول تا عمق (toe contact تا mid stance)

اختصاصی بودن الگوی راه رفتن برای هر آزمودنی در نظر گرفت تا عامل آسیب. در مجموع یافته‌های این تحقیق و مشاهده یافته‌های تحقیقات دیگر به این نکته اشاره دارند که آسیب اسپرین میج پا بر اختلاف موجود بین تولید نیروی عکس‌العمل زمین در جهت عمودی در راه رفتن به سمت جلو و عقب تأثیری ندارد. شاید بتوان از جمله عوامل مرتبط با عدم وجود اختلاف معنادار در بین دو گروه را در موارد متفاوتی از جمله دوره بازتوانی و توانبخشی کامل در آزمودنی‌های دارای آسیب اسپرین میج پا گزارش کرد.

در مقایسه با همین لحظات در راه رفتن به سمت جلو (heel contact تا mid stance) کاهش بیشتری را نشان می‌دهد. شاید بتوان علت این امر را در جا به جایی مرکز ثقل و افزایش خطر افتادن در حین راه رفتن به سمت عقب دانست. چرا که با انتقال مرکز ثقل به خارج از محدوده سطح اتکا در راه رفتن به سمت عقب، فرد سرعت حرکتی کمتر و در نتیجه مدت زمان بیشتری را صرف پذیرش وزن توسط اندام استقرار می‌کند. البته لازم به ذکر است که بین الگوی تولیدی نیروی عکس‌العمل زمین در شاخص‌های آن در بین دو گروه دارای آسیب اسپرین میج پا و گروه سالم تفاوت جزئی مشاهده شد که شاید بتوان آن را ناشی از

REFERENCES

1. Queralt A, Valls S, Castellote J. Gait initiation and gait-pattern with a startling stimulus. *Gait & Posture* ; 31: 185-90.
2. Halliday SE, Winter DA, Frank JS, Patla AE, Prince FO. The initiation of gait in young, elderly, and parkinson's disease subjects. *Gait & Posture* 1998; 8: 8-14.
3. Mickelborough J, Linden ML, Tallis RC, Ennos AR. Muscle activity during gait initiation in normal elderly people. *Gait & Posture*, 2004; 19: 50-7.
4. Lusakadi MM, Nilsen CC. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 2nd edition. UK: Butterworth Heneman, 2007; 182-83.
5. Albensi RJ, Nyland J, Caborn DM. The relationship of body weight and clinical foot and ankle measurements to the heel forces of forward and backward walking. *Journal of Athletic Training* 1999; 34: 328-33.
6. Grasso R, Binachi L, Lacquaniti F. Motor patterns for human gait: backward versus forward locomotion. *Journal of Neurophysiology*, 1998; 80: 1868-85.
7. Woo TY, Tseng HY, Liu BS. Evaluating the difference of physiological load between forward and backward exercise. *APIEMS*, 2009; 464-72.
8. Hodgson B, Tis L, Cobb S, Higbie E. The effect of external ankle support on vertical ground reaction force and lower body kinematics. *Journal of Sport Rehabilitation* 2005; 14: 301-12.
9. Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Ankle function during hopping in subjects with functional instability of the ankle joint. *Journal of Medical Sciences Sports* 2007; 17: 641-48.
10. Joseph H, Katleen MK. *Biomechanical basis in human movement*. 3ed edition. US: Lippincott Williams & Wikins 2009; 398-405.
11. Norcross MF, Blackburn JT, Goerger BM, Padua DA. The association between lower extremity energy absorption and biomechanical factors related to anterior cruciate ligament injury. *Clinical Biomechanics*, 2010; 25: 1031-36.
12. Hoseney K, Ginley S, Hale B, Knight A. Difference in landing kinetics during simulated ankle sprain motion between chronic ankle instability and healthy participants. *American college of sports medicine*. 40th Annual meeting 2012.
13. Winter DA. *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. Ontario, Canada: University of Waterloo Press.; 1991: 291-95.
14. Perry J. *Gait analysis: Normal and pathological function*. USA: SLACK Inc 1992; 291-97.
15. Dega W, Wady P. *Ortopedic rehabilitation*. Poland: Warszawa; 1983; 377-397.
16. Kabsch A. Clinical evaluation of gait. *Journal of Locomotion* 1998; 28-36.
17. Kabsch A, Milanowska K, Dega W. Measurements of traffic parameters and testing of the physical characteristics of Human. *Medical Rehabilitation* 1998; 193-203.
18. Dworak LB. Elektrodynogram (EDG) system 1184 – microprocessor-based system for recording and analyzing the parameters of locomotion. *Rehabilitation* 1995; 1: 86-90.
19. Syczewska M, Oberg T. Mechanical energy levels in respect to the center of mass of trunk segments during walking in healthy and stroke subjects. *Gait & Posture* 2001; 12(2): 131-8
20. Arata AW. Kinematic comparison of high speed backward and forward running. USA: Springs; 2000: 1-4.
21. Milgrom C, Shlamkovitch N, Finestone A, Eldad A, Laor A, Danon Y. Risk factors for lateral ankle sprain: a prospective study among military recruits. *Journal of Foot Ankle* 1991; 12: 26-30.
22. Baumhauer JF, Alosa DM, Renstrom PA, Trevino S, Beynon BD. A prospective study of ankle injury risk factors. *American Journal of Sports Medicine* 1995; 23: 564-70.
23. McKay GD, Goldie PA, Payne WR, Oakes BW. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Brazilian Journal of Sports Medicine* 2001; 35: 103-8.

24. Beynnon BD, Renstrom PA, Alosa DM, Baumhauer JF, Vacek PM. Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. *Journal of Orthopedic Reseschs* 2001; 19: 20.23.
25. De Nunzio C, Schieppati M. Post-effect of forward and backward locomotion on body orientation in space during quiet stance. *Journal of Apply Physiology* 2009; 105: 297-307.
26. Khodadeh S, Welton EA. Gait studies of patients with flat feet. *Gait& Posture* 1993; 3: 189-93.

A Comparison of the vertical ground reaction force during forward and backward walking In athletes with ankle sprain

Sadeghi H^{1*}, Mousavi S.KH², Ghasempur H³, Nabavinik H³

1. Full professor of Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Teheran, Iran.

2. Phd student of Sport Biomechanics. Kharazmi University, Teheran, Iran

3. MSc of Sport Biomechanics. Kharazmi University, Teheran, Iran.

Abstract

Background and Aim: Study of ground reaction force characteristics during walking is an important descriptor factor in gait pathology. With regard to this subject, the purpose of this study was to compare the vertical ground reaction force during forward and backward walking in athlete's ankle sprain.

Materials and Methods: The present study was semi-experimental, in which thirteen athletes with ankle sprain and eleven healthy athletes were participated. All participants performed three trials of walking in forward and backward directions. By using two force plates, ground reaction force was measured on a vertical axis and normalized with body weight. The mean and standard deviation of the data were measured to describe data and two-way ANOVA test was used to analyze the value of between the groups.

Results: Findings showed significant differences of the produced ground reaction force in a vertical direction in first and second peak during forward and backward walking. However, in comparison between groups, there were no significant differences between damaged and healthy athletes.

Conclusion: This study shows that the ankle sprain injuries on the ground reaction force generated during walking toward the forward and backward has no effect, rather the differences between the healthy and affected groups are related to specific patterns of walking for each subject.

Key words: Ground reaction force, Backward walking, Ankle sprain, Athlete

***Corresponding author:** Dr.Heidar Sadeghi, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University.

Email: sadeghih@yahoo.com