

اثرات یک دوره تمرینات اصلاحی بر روی شاخص عدم تقارن مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود در مردان سالمند دارای ژنوالگوم

محسن برغمدی^۱، امیرعلی جعفرنژادگرو^۲، مهری گمار^۳

چکیده

سابقه و هدف: افرادی که دچار ناهنجاری به ویژه در اندام تحتانی هستند، علاوه بر استراتژی فرود مناسب نیاز به اصلاح راستای قامتی می‌باشند. هدف این مطالعه بررسی اثرات برنامه تمرین اصلاحی بر شاخص عدم تقارن مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در افراد سالمند دارای ژنوالگوس طی حرکت فرود دو پا بود.

مواد و روش‌ها: ۱۳ مرد سالمند دارای ژنوالگوس (میانگین سنی: $63/92 \pm 2/21$ سال؛ قد: $1/69 \pm 0/04$ متر؛ جرم: $71/15 \pm 4/59$ کیلوگرم) جهت شرکت در این پژوهش داوطلب شدند. داده‌های نیروی عکس‌العمل طی حرکت فرود دوپا توسط دو دستگاه صفحه‌نیرو کیستلر (۱۰۰۰ هرتز) طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون جمع‌آوری شد. مدت اجرای برنامه تمرینی اصلاحی (شامل تمرینات کششی و تمرینات مقاومتی به وسیله تراپاند) ۳۵ تا ۴۰ دقیقه در هر جلسه، سه جلسه در هفته، و به مدت ۱۶ هفته بود. متغیرهای وابسته شامل شاخص عدم تقارن مربوط به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج نیروها، نرخ بارگذاری، ضربه و گشتاور آزاد بود. جهت مقایسه آماری نتایج در پیش و پس‌آزمون از آزمون تی زوجی استفاده شد.

یافته‌ها: شاخص عدم تقارن ضربه عمودی ($1/9$ درصد؛ $p=0/047$) و قدامی-خلفی ($26/8$ درصد؛ $p=0/026$) طی پس‌آزمون کمتر از پیش‌آزمون بود. با وجود این اختلاف معناداری بین شاخص تقارن سایر متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین (نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن این نیروها به اوج، نرخ بارگذاری عمودی ($p=0/97$)، گشتاور آزاد ($p=0/76$) و ضربه داخلی-خارجی ($p=0/14$)) در پیش‌آزمون و پس‌آزمون مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری: به طور کلی می‌توان گفت که تمرینات اصلاحی مورد استفاده در پژوهش حاضر بر عدم تقارن مولفه‌های نیروی عکس‌العمل اثر نداشته‌اند. با وجود این، برنامه تمرینات اصلاحی احتمالاً می‌تواند مداخله‌ای مناسب جهت بهبود شاخص عدم تقارن ایمپالس در دو راستای عمودی و قدامی-خلفی در مردان سالمندان دارای ژنوالگوس طی حرکت فرود دوپا باشد. بنابراین استفاده از این تمرینات برای بهبود تقارن در متغیر ضربه طی انجام فعالیت‌ها در این افراد توصیه می‌گردد.

واژه‌های کلیدی: تمرینات اصلاحی، ژنوالگوس، نیروی عکس‌العمل زمین، ایمپالس، تراپاند.

مقدمه

افتادن یکی از علل مرگ و میر در میان سالمندان است. گزارش شده است که ۴۰ درصد از افراد بالای ۶۵ سال حداقل یکبار در سال می‌افتند، و حدود ۱۵ درصد دو مرتبه و یا بیشتر از آن در خطر افتادن هستند (۱). هزینه‌های مستقیم پزشکی مرتبط با افتادن در کشور آمریکا به ۱۹ میلیارد دلار در سال می‌رسد (۲). به همین دلیل شناسایی عوامل خطر فرود و پیدا نمودن شیوه‌هایی جهت کاهش آن از اهمیت بالایی برخوردار است (۳-۵).

مطالعات پیشنهاد نمودند که استراتژی‌های فرود ایمن ممکن است در کاهش ریسک آسیب ناشی از افتادن موثر باشد (۳، ۶). با وجود این، سالمندانی که دچار ناهنجاری‌های به ویژه در اندام تحتانی هستند علاوه بر استراتژی فرود مناسب نیاز به اصلاح راستای قامتی یا حداقل پیشگیری از افزایش آن می‌باشند (۷، ۸). یکی از ناهنجاری‌های در اندام تحتانی شامل بدراستایی ژنوالگوم در مفصل زانو می‌باشد. افراد دارای ژنوالگوم دارای ضعف تعادلی می‌باشند (۹). همچنین در افراد سالمند، استئوآرتریت کمپارتمان جانب خارجی زانو با افزایش زاویه والگوس زانو مرتبط می‌باشد (۱۰-۱۲). مداخلات تمرینی یکی از موثرترین رویکردها جهت کاهش خطر افتادن است و همچنین این روش می‌تواند سبب بهبود تعادل و کاهش خطر افتادن شود (۱۳، ۱۴). علاوه بر وجود مزایای تمرین درمانی، افراد شرکت‌کننده در این برنامه‌ها هنوز در خطر افتادن هستند (۱۵، ۱۶). به همین دلیل باید به دنبال تکنیک‌های و شیوه‌های تمرینی رفت که حداکثر مزیت ممکن را برای گروه هدف داشته باشد. به عنوان مثال یکی از عمده علل سقوط ضعف عضلانی در افراد سالمند، ضعف تعادل و عدم تقارن در دو اندام تحتانی می‌باشد که در افراد سالمند افزایش می‌یابد (۱۷-۱۹). از علل اثربخشی اندک تمرینات می‌توان به عدم توجه به علل بی‌تعادلی در این افراد اشاره نمود. تقارن اندام تحتانی و همچنین تقارن میزان نیروهای عکس‌العمل در افراد سالم که دارای تعادل پهنه‌ای هستند، پذیرفته شده است (۲۰-۲۴)، و بیان شده است که انحراف از این استاندارد منجر به افزایش ریسک آسیب می‌گردد (۲۵-۲۷). در محیط‌های کلینیکی تقارن قدرت و عملکرد اندام‌ها به عنوان هدفی جهت دستیابی به بهبود کارایی فرد بعد از دوره توانبخشی معرفی می‌گردد (۲۸-۳۱). به عنوان مثال گزارش شده است که با بهبود شاخص تقارن گشتاورهای مفصلی در افراد قطع عضو زیر زانو میزان نیروهای تماسی مفاصل به طور معنی‌داری دچار کاهش می‌شود (۳۲). چگونگی تغییر شاخص عدم تقارن میزان کارایی توانبخشی را نشان می‌دهد (۳۲-۳۴). بنابراین، در بررسی نتایج هر برنامه تمرینی می‌توان این نکته را مدنظر قرار داد که آیا شاخص‌های عدم تقارن نیز در وظایف دوطرفه دچار بهبود شده‌اند یا خیر؟

رایجترین برنامه تمرینی که در افراد دارای ناهنجاری مورد استفاده قرار می‌گیرد، برنامه تمرینات اصلاحی است. تمرینات اصلاحی دارای هر دو بخش تمرینات کششی و قدرتی بوده که این موارد می‌توانند منجر افزایش دامنه حرکتی و افزایش قدرت عضلانی گردند که این امر می‌تواند در بهبود تعادل و تقارن حرکت اندام‌ها نیز موثر باشد. باوجود این، پژوهشگر تاکنون مطالعه‌ای را که به بررسی اثرات یک دوره تمرینات اصلاحی بر روی شاخص تقارن مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود دو پا در مردان سالمند دارای ژنوالگوم انجام شده باشد، مشاهده نکرد. یکی از ابزارهای تمرینی جدید جهت انجام تمرینات مقاومتی استفاده از تراباند می‌باشد (۳۵). تراباند ابزاری ارزان قیمت، قابل حمل و مفید در افزایش قدرت عضلانی بوده و مشکلات استفاده از کارهای مقاومتی با وزنه به ویژه در افراد سالمند را دارا نمی‌باشد (۳۶). از آنجایی که افراد دارای ژنوالگوم کاهش زاویه فلکشن ران، افزایش آبداکشن و چرخش خارجی زانو، افزایش آداکشن ران و اختلال در جذب شوک ناشی از

نیروهای عکس‌العمل طی حرکاتی نظیر فرود، راه رفتن و حرکت برشی هستند (۳۷، ۳۸). به همین دلیل تقویت عضلات آبدانکتور ران، تقویت عضلات آداکتور زانو، تقویت عضلات سوپینیتور مچ پا و همچنین تمرینات کششی عضلات مخالف آن‌ها در پژوهش حاضر جهت تمرینات اصلاحی مورد استفاده قرار گرفت. هدف پژوهش حاضر بررسی اثرات یک دور تمرینات اصلاحی شامل دو هفته برنامه تمرینات کششی و به دنبال آن ۱۴ هفته برنامه تمرینات مقاومتی با تراباند بر روی شاخص‌های عدم تقارن مولفه‌های نیروی عکس‌العمل در سه بعد در سالمندان دارای ژنوآلگوس طی حرکت فرود دو پا می‌باشد. فرضیه پژوهش حاضر عبارت است از تمرینات اصلاحی سبب بهبود (کاهش) شاخص‌های عدم تقارن مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین می‌گردد.

روش‌شناسی

آزمودنی‌ها

آزمودنی‌های پژوهش حاضر شامل ۱۳ مرد سالمند دارای ژنوآلگوس بود. سالمندی دوره سنی بالاتر از ۶۰ سال می‌باشد (۳۹). بعد از دریافت رضایت‌نامه کتبی، اطلاعات دموگرافیک افراد شامل: سن، پای برتر، و سوابق آسیب ثبت گردید. میانگین و انحراف استاندارد سن، قد، جرم و شاخص توده بدنی آزمودنی‌ها طی پیش‌آزمون به ترتیب برابر $63/92 \pm 2/21$ سال، $1/69 \pm 0/04$ متر، $71/15 \pm 4/59$ کیلوگرم و $24/66 \pm 1/27$ کیلوگرم بر مترمربع بود. قابل ذکر است که جهت نرمال‌سازی مقادیر نیروی عکس‌العمل و ضربه طی پیش و پس آزمون وزن در هر دو دوره مورد اندازه‌گیری و جهت نرمال‌سازی این متغیرها مورد استفاده قرار گرفت. پای برتر آزمودنی‌ها توسط آزمون شوت زدن به توپ فوتبال مشخص گردید. درجه ژنوآلگوس به وسیله‌ی اندازه‌گیری فاصله‌ی بین دو قوزک داخلی مچ پا (۴۰)، زاویه Q (۴۰)، و محور مکانیکی تیبیا (TMA) (۳۷، ۴۱، ۴۲) در حالیکه فرد با پای برهنه در وضعیت آناتومیکی ایستاده (پنجه پا به سمت جلو، در حالت ریلکس و زانوها نزدیک به هم) بود، مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. معیارهای ورود به پژوهش شامل دامنه سنی بین ۶۰ تا ۷۰ سال، توانایی فرود از ارتفاع ۳۰ سانتی-متری با دو پا، TMA کمتر یا برابر ۴ درجه نسبت به خط عمودی (۳۷)، زاویه Q بزرگتر از ۱۸ و فاصله دو قوزک داخلی پا بیشتر از ۶ سانتی‌متر بود. افراد سالمند دارای سابقه آسیب یا جراحی زانو از مطالعه خارج شدند. طرح پژوهش در کمیته اخلاق در مطالعات پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اردبیل مورد تأیید قرار گرفت.

ابزارها

دو دستگاه صفحه‌نیرو Kistler (Kistler AG, Winterthur, Switzerland) جهت ثبت مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود دو پا مورد استفاده قرار گرفت. نرخ نمونه‌برداری در صفحه‌نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز بود. سیستم تحلیل حرکتی (جهت بررسی صحت الگوی فرود) و دو صفحه‌نیرو به طور همزمان داده‌ها را توسط نرم‌افزار نکروز ثبت می‌نمودند.

روش اجرا

ابتدا آزمودنی‌ها پنج دقیقه تمرینات گرم کردن را جهت آشنایی با محیط آزمایشگاه و سازگاری و اجرای حرکت صحیح فرود دوپا اجرا نمودند. سپس اطلاعات کینتیکی طی حرکات فرود دو پا از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری ثبت گردید. سه کوشش فرود دو پا جهت آشنایی آزمودنی با حرکت اجرا شد و در ادامه از آزمودنی‌ها خواسته شده تا پنج فرود دو پای صحیح را اجرا نماید. طی حرکت فرود هر پای فرد بر روی یک صفحه‌نیرو متفاوت قرار می‌گرفت. کوشش‌های فرود با پای برهنه انجام می‌گردید و از فرد خواسته می‌شد تا الگوی طبیعی فرود خود را داشته باشد.

یک کوشش فرود زمانی صحیح شناخته می‌شد که که پرش به سمت جلو یا بالا طی فرود رخ نداده باشد (این مورد توسط اطلاعات کینماتیکی کنترل می‌گردید). به این ترتیب که با مسیریابی مارکرهای روی پاشنه و پنجه هر دو پا، این مارکر نباید طی لحظه فرود حرکت به سمت بالا را می‌داشت و همچنین بعد از فرود فرد باید در نقطه فرود ثابت باقی‌مانده و مارکرهای بر روی پاشنه و پنجه نباید حرکت به سمت جلو یا عقب را در نتیجه جابجایی فرد دارا می‌بودند. در نهایت از هر فرد پنج کوشش صحیح جهت تحلیل بیشتر مورد استفاده قرار گرفت.

پروتکل تمرین

نوارهای تراباند (Thera-Band, Akron, Ohio, US) از مقاومت پایین تا مقاومت بالا (به ترتیب زرد، قرمز، سبز، آبی، سیاه، و نقره‌ای) جهت اجرای تمرینات مقاومتی (۴۳) مورد استفاده قرار گرفت. دو هفته اول تمرینات کششی برای گروه عضلات آداکتور ران، عضله دو سررانی و کشنده پهن نیام انجام شد. مدت زمان کشش شامل چهار نوبت ۳۰ ثانیه‌ای برای هر حرکت بود (۴۴). بعد از دوره دو هفته‌ای پروتکل تمرینات کششی، آزمودنی‌ها تمریناتی مقاومتی با تراباند را برای مدت ۱۴ هفته و سه جلسه در هفته اجرا نمودند. آزمودنی‌ها قبل از اجرای تمرینات با شیوه نحوه تمرینات آشنا شده بودند. هر جلسه تمرینی شامل ۱۰ دقیقه گرم کردن عمومی، به دنبال آن تمرینات مقاومتی (۳۵ تا ۴۰ دقیقه) و در پایان تمرینات سرد کردن انجام می‌گردید. به دنبال مرحله سازگاری چهار هفته‌ای با مقاومتی خارجی با شدت پایین (استفاده از نوار تراباند زرد رنگ، یک ست شامل ۱۴ تکرار در هر حرکت بود و مقاومت بیشتر تنها زمانی داده می‌شد که آزمودنی حرکت را به طور کامل و بدون هیچ چالشی قادر به اجرا باشد)، شدت تمرین به طور پیشرونده‌ای با توجه به میزان مقاومت هر نوار (بر اساس جدول طول-نیرو ترابند) از رنگ زرد به قرمز و بالاتر افزایش پیدا می‌نمود (۴۵). بعلاوه، حجم تمرین نیز با افزایش تعداد ست‌ها از یک به دو توسعه پیدا می‌نمود. نرخ افزایش براساس بهبود در هر فرد بود (رنگ باند زمانی تغییر می‌کرد که شرکت‌کننده قادر به اجرای دو یا تعداد تکرار بیشتری در ست دوم باشد) (۴۶).

هر دو تداخل به صورت دوطرفه اجرا می‌شدند. از آزمودنی‌ها خواسته شده بود که طی جلسات تمرینی در هیچ‌گونه برنامه‌های ورزشی یا ابزارهای ارتودیک استفاده ننمایند. بعد از اتمام دوره تمرینی آزمون‌های پس‌آزمون مشابه با پیش‌آزمون مورد ارزیابی قرار گرفت. جهت حذف اثرات فیزیولوژیکی آبی آخرین جلسه تمرینی، پس-آزمون ۶ روز بعد از آخرین جلسه تمرین انجام گردید (۴۷). حرکات تمرین شده در جدول ۱ آورده شده است.

جدول ۱). برنامه تمرینات اصلاحی مورد استفاده در پژوهش

شرح	حرکات
در وضعیت نشسته هر دو زانو را خم کرده کف پاها را به یکدیگر می‌چسباند. به زانوها را به سمت زمین پایین برده تا میزان کشش افزایش یابد.	کشش آداکتورهای ران
- در وضعیت نشسته اندام تحتانی را بالا آورده و به سمت داخل بدن حرکت داده می‌شد. - برای کشش آسانتر کشنده پهن نیام، حرکت از وضعیت ایستاده شروع شده و اندام تحتانی یک سمت به صورت قیچی وار از پشت اندام تحتانی سمت دیگر تا حداکثر دامنه حرکتی حرکت کرده و بعد از عبور از آن بر روی زمین قرار داده می‌شد. سپس بدون ایجاد تیلت در مفصل ران، وزن تنه به سمت پای مقابل برده	کشش کشنده پهن نیام

شرح	حرکات
می‌شد.	
در یک وضعیت سوپاینفرد زانوی خود را ابتدا به حالت اکستنشن برده و سپس چرخش داخلی در آن ایجاد می‌کرد.	کشش عضله دوسررانی
عضلات آبداکتور با سه تمرین تقویت می‌شدند: ۱- در وضعیت درازکشیده به پهلو در حالیکه اندام بالایی جهت اجرای حرکت آبداکشن در برابر مقاومت استفاده می‌شد، ۲- در وضعیت ایستاده و ۳- در حرکت گام‌برداری به پهلو در حالیکه تراباند به قسمت پایین ران متصل بود (۴۸).	تمرین مقاومتی عضلات آبداکتور ران
این تمرین بر روی عضلات چرخش‌دهنده خارجی ران در حالیکه آزمودنی بر روی میز با زاویه فلکشن ران ۹۰ درجه نشسته بود، انجام شد.	تمرین مقاومتی عضلات چرخش‌دهنده خارجی ران
عضلات اینورتور (در وضعیت درازکشیده به پهلو) با استفاده از نوار مقاومتی تراباند طی حرکت اینورژن تقویت گردید (۴۸).	تمرینات تقویت عضلات اینورتور پا

پردازش داده‌ها

داده‌های کینماتیکی با استفاده از فرکانس برشی ۱۵ هرتز و داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر باترورث مرتبه چهارم و با برش فرکانسی ۵۰ هرتز هموار گردیدند. هنجارسازی زمانی داده‌ها به ۱۰۱ نقطه داده در نرم‌افزار متلب انجام پذیرفت (MatlabR2012a). مقادیر نیروی عکس‌العمل در امتداد محور عمودی (Z)، قدامی-خلفی (X)، و داخلی-خارجی (Y) مورد تحلیل قرار گرفت. منحنی نیروی عمودی طی حرکت فرود دارای یک اوج مثبت است (FZ_{MAX}). از منحنی داخلی-خارجی نیز دو قله منفی (FX_{MIN}) و مثبت (FX_{MAX}) ثبت گردید. نیروی عکس‌العمل در راستای قدامی خلفی نیز دارای اوج منفی (F_{YMIN}) بود. این پارامترها و زمان رسیده به هر یک از آن‌ها جهت محاسبه شاخص عدم تقارن در ادامه استفاده شد.

نرخ بارگذاری عمودی به عنوان شیب اوج اولیه منحنی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در نظر گرفته شد (۴۹). مقدار ضربه نیز با استفاده از روش انتگرال‌گیری از منحنی نیرو - زمان به روش ذوزنقه‌ای در سه بعد توسط معادله ۱ محاسبه شد (۵۰):

$$\text{Impulse} = \Delta t \left(\frac{F_1 + F_n}{2} \right) + \sum_{i=2}^{n-1} F_i \quad \text{معادله ۱}$$

در معادله ۱، Δt برابر

مدت زمان فرود، F_1 برابر

فریم اولیه نیرو، F_n برابر با آخرین فریم نیرو و F_i نشان‌دهنده میزان نیرو در شماره فریم i است.

مقادیر گشتاور آزاد طبق معادله ۲ محاسبه گردید (۵۱):

$$\text{Free moment} = M_z + (F_x \times \text{COP}_y) - (F_y \times \text{COP}_x) \quad \text{معادله ۲}$$

در این رابطه Mz مقدار گشتاور صفحه‌نیرو حول محور عمودی و COP میزان جابجایی مرکز فشار را در هر راستا نشان می‌دهد. اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد جهت محاسبه شاخص عدم تقارن در ادامه مورد استفاده قرار گرفت. نیروهای عکس‌العمل با درصدی از وزن بدن و مقادیر گشتاور آزاد با حاصل ضرب قد در وزن بدن نرمال گردیدند.

در پژوهش حاضر جهت محاسبه‌ی مقدار عدم تقارن برای تمامی متغیرها از معادله ۳ استفاده شد (۵۲):

$$\text{معادله ۳} \quad \frac{|x_l - x_r|}{2 \times |x_l + x_r|} \times 100$$

در این رابطه x_l متغیر مربوط به پای چپ و x_r متغیر مربوط به پای راست است.

تحلیل آماری

برای تحلیل آماری داده‌ها ابتدا از آزمون Shapiro-Wilk برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون تی همبسته برای مقایسه درون گروهی در سطح معنی‌داری $p < 0.05$ استفاده گردید. میزان اندازه اثر در این پژوهش با استفاده از رابطه Cohen's d و به ترتیب زیر محاسبه شد (۵۳):

$$D = (\text{Mean1} - \text{Mean2}) / ([SD1 + SD2] / 2)$$

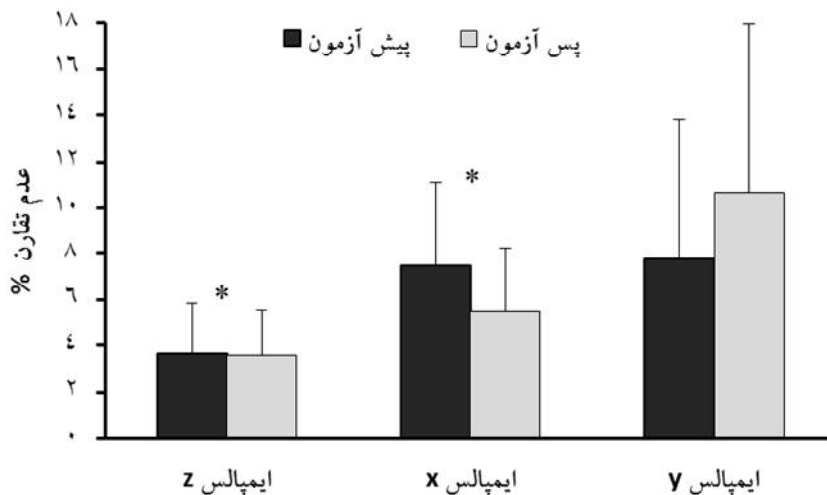
در این رابطه اگر میزان اندازه اثر، 0.2 یا کمتر باشد نشان‌دهنده تغییرات کم، 0.5 ، تغییرات متوسط و 0.8 ، تغییرات بزرگ می‌باشد. عملیات آماری در محیط نرم افزاری SPSS-19 انجام شد.

یافته‌ها

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که شاخص عدم تقارن اوج مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و همچنین شاخص عدم تقارن زمان رسیدن به اوج مولفه‌های نیروی عکس‌العمل در سه بعد بعد از دوره تمرینی در مقایسه با قبل از آن هیچگونه اختلاف معناداری را به لحاظ آماری دارا نبوده است (جدول ۲). مقادیر شاخص عدم تقارن متغیر ضربه در نمودار شماره ۱ آورده شده است. یافته‌ها نشان داد که شاخص عدم تقارن ضربه نیروی عمودی طی پس‌آزمون به میزان $1/9$ درصد در مقایسه با پیش‌آزمون کاهش داشته است که این اختلاف به لحاظ آماری معنادار بود ($p = 0.047$; $d = 0.03$). میزان شاخص عدم تقارن ضربه نیروی قدامی-خلفی طی پس‌آزمون به میزان $26/8$ درصد نسبت به پیش‌آزمون کاهش داشته است ($p = 0.026$; $d = 0.063$). مقادیر شاخص عدم تقارن ضربه y (داخلی-خارجی) بین پیش و پس‌آزمون اختلاف معنی‌داری را به لحاظ آماری نشان نداد ($p = 0.149$).

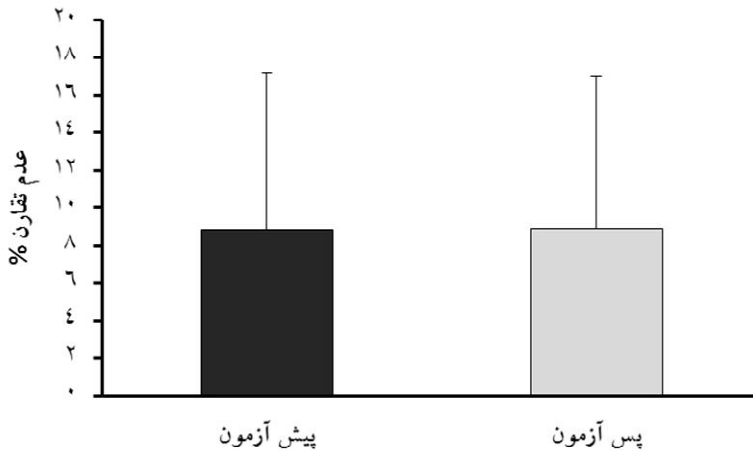
جدول (۲). میانگین و انحراف استاندارد درصد عدم تقارن اوج و زمان رسیدن به اوج مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین

متغیر	شاخص عدم تقارن	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	سطح معناداری
اوج نیروی عکس-العمل زمین	$F_{Z_{MAX}}$	$3/70 \pm 3/88$	$5/33 \pm 2/65$	۰/۳۲
	$F_{X_{MAX}}$	$16/22 \pm 9/92$	$21/50 \pm 19/76$	۰/۳۹
	$F_{X_{MIN}}$	$6/04 \pm 4/27$	$5/79 \pm 3/35$	۰/۸۳
	$F_{Y_{MIN}}$	$21/45 \pm 19/53$	$22/51 \pm 14/91$	۰/۸۲
زمان رسیدن به اوج نیروی عکس‌العمل زمین	$F_{Z_{MAX}}$	$8/11 \pm 6/77$	$7/61 \pm 6/77$	۰/۳۵
	$F_{X_{MAX}}$	$10/14 \pm 7/92$	$10/05 \pm 6/96$	۰/۸۸
	$F_{X_{MIN}}$	$6/79 \pm 4/17$	$6/49 \pm 3/75$	۰/۴۸
	$F_{Y_{MIN}}$	$28/96 \pm 13/18$	$28/70 \pm 14/48$	۰/۶۵

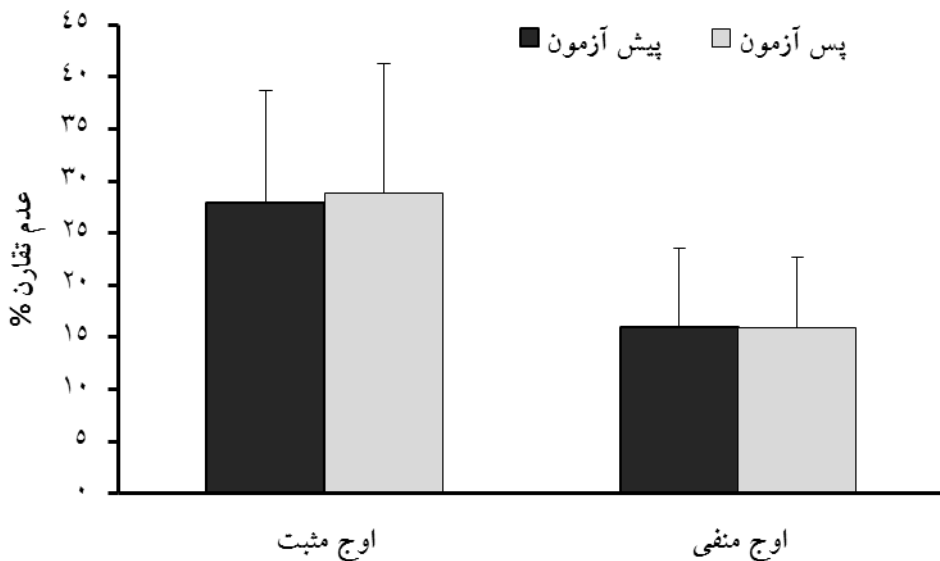


نمودار (۱). میانگین و انحراف استاندارد درصد عدم تقارن مقادیر ایمپالس در سه بعد طی پیش و پس‌آزمون

یافته‌های پژوهش نشان داد که شاخص عدم تقارن متغیر نرخ بارگذاری عمودی (نمودار ۲) و همچنین اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد (نمودار ۳) طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون اختلاف معنی‌داری را به لحاظ آماری نشان نداد.



نمودار ۲). میانگین و انحراف استاندارد درصد عدم تقارن نرخ بارگذاری عمودی طی پیش و پس آزمون



نمودار ۳). میانگین و انحراف استاندارد درصد عدم تقارن اوج مثبت و منفی منحنی گشتاور آزاد طی پیش و پس آزمون

بحث و نتیجه گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که شاخص عدم تقارن اوج نیروهای عکس‌العمل در سه بعد و زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل پس از دوره تمرینی در مقایسه با قبل از آن هیچگونه اختلافی را به لحاظ آماری دارا نمی-

باشد. اعمال بارهای نامتقارن بر اندام تحتانی می‌تواند منجر به افزایش ریسک آسیب‌هایی همچون استئوآرتریت گردد (۵۴، ۵۵) و در صورت عدم کاهش آن در دوره توانبخشی ممکن است احتمال آسیب مجدد افزایش پیدا نماید (۵۶). به عنوان مثال نشان داده شده است که افراد دارای اسپرین حاد جانب خارجی مچ پا عدم تقارن بیشتری را در متغیرهای کینتیکی اندام تحتانی طی حرکت فرود در مقایسه با افراد سالم دارند (۲۷). همچنین آرتروپلاستی ران منجر به افزایش شاخص عدم تقارن نیروهای عکس‌العمل بلافاصله بعد از عمل جراحی طی حرکت بلند شدن از وضعیت نشسته می‌شود، در حالیکه ۱۲ ماه بعد از این دوره و طی توانبخشی میزان عدم تقارن کاهش می‌یابد (۲۹). با توجه به نتایج پژوهش حاضر، تمرینات مورد استفاده در این پژوهش مقادیر شاخص عدم تقارن را در سالمندان دارای ژنوآلگوس در مولفه‌های اوج نیروهای عکس‌العمل و زمان رسیدن به اوج تغییر نداد. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که طی پیش و پس‌آزمون شاخص‌های عدم تقارن نیروهای عکس‌العمل زمین در دو صفحه فرونتال و هوریزنتال در مقایسه با صفحه سجیتال بزرگتر می‌باشد، این نتایج با یافته‌های پژوهشگران دیگر که گزارش نموده‌اند عدم تقارن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین و تغییرپذیری داده‌های کینماتیکی در صفحه فرونتال و هوریزنتال بالاتر از صفحه سجیتال است (۲۳، ۵۷)، همسو می‌باشد.

یافته‌ها نشان داد که شاخص عدم تقارن ایمپالس x و z طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون کاهش داشته است که این اختلاف به لحاظ آماری معنادار بود. ایمپالس برابر است با انتگرال نیروی عکس‌العمل زمین در بازه زمانی اعمال نیرو می‌باشد که با اندازه حرکت بدن معادل است (۵۰). اجرای نامتقارن حرکات دو طرفه می‌تواند منجر به افزایش انرژی مصرفی (۵۸)، کاهش چگالی استخوانی در یک اندام (۵۹) و افزایش ریسک افتادن یا سقوط (۶۰) گردد. این موارد می‌توانند سبب عملکرد ضعیف و کاهش کیفیت زندگی افراد گردند (۶۱). همچنین بیان شده است تقارن در اجرای اعمال به عنوان یکی از اهداف توانبخشی می‌باشد (۲۸) و برای ارزیابی عملکرد درمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد (۳۳). به عنوان مثال گزارش شده است که با بهبود شاخص تقارن گشتاور مفصلی در افراد قطع عضو زیر زانو، نیروهای تماسی مفصل به طور معناداری کاهش پیدا می‌نماید (۳۲). بنابراین، کاهش شاخص عدم تقارن مقادیر ایمپالس در دو راستای عمودی و قدامی-خلفی بعد پروتکل تمرینات اصلاحی با نوار تراباند طی پژوهش حاضر نشان می‌دهد که این برنامه تمرینی در بهبود میزان تقارن مقادیر ایمپالس یا ضربه می‌تواند مفید می‌باشد. با وجود این، مقادیر شاخص عدم تقارن ایمپالس داخلی-خارجی بین پیش و پس-آزمون اختلاف معنی‌داری را به لحاظ آماری نشان نداد. از جمله علل احتمالی کاهش (بهبود) شاخص عدم تقارن ایمپالس در دو راستای عمودی و قدامی-خلفی می‌توان به افزایش احتمالی قدرت عضلانی اشاره نمود (با توجه به خاصیت الاستیکی نوار تراباند که با افزایش دامنه حرکتی بر میزان مقاومت آن افزوده می‌شود) (۶۲) که در نتیجه منجر به فرودی هماهنگ‌تر در هر دو پا طی کل بازه زمانی فرود شده است. از آنجایی که متغیر ایمپالس از کلیه نقطه‌داده‌ها طی فرود جهت محاسبه آن استفاده می‌شود بهتر توانسته است اثرات تقارن در دو پا را نشان دهد. در حالیکه مقادیر اوج نیروهای عکس‌العمل تنها از یک نقطه داده جهت محاسبه آن‌ها استفاده می‌شود.

شاخص عدم تقارن متغیرهای نرخ بارگذاری عمودی و اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون اختلاف معنی‌داری را به لحاظ آماری نشان نداد. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که مقادیر شاخص عدم تقارن هر دو اوج مثبت و منفی منحنی گشتاور آزاد اختلاف معنی‌داری را با یکدیگر نداشته‌اند. به طور کلی می‌توان گفت که تمرینات اصلاحی مورد استفاده در پژوهش حاضر بر عدم تقارن مولفه‌های نیروی

عکس‌العمل اثر نداشته‌اند. یکی از علل اصلی نتایج حاصله را می‌توان در متقارن بودن بودن برنامه تمرینی برای هر دو اندام تحتانی ذکر نمود. احتمالاً با ارائه یک برنامه تمرینی اصلاحی مناسب طوری که میزان شدت تمرینات در هر اندام با توجه به میزان ضعف و قدرت عضلات در آن اندام به طور جداگانه طراحی شود بتوان نتایج درمانی مناسب‌تری را حاصل نمود. با وجود این، فهم این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر در آینده دارد. محدودیت پژوهش حاضر عبارت بودند از ساختار آناتومیکی مختلف هر یک از آزمودنی‌ها و در نتیجه پاسخ‌های عملکردی مختلفی که ممکن است هر فرد به مداخله تمرینی داشته باشد. بنابراین، مطالعات آینده می‌تواند با قرار دادن افراد در گروه‌های عملکردی اثر این تمرینات را بر متغیرهای بیومکانیکی همچون شاخص عدم تقارن مورد ارزیابی قرار دهند. دیگر محدودیت‌های پژوهش حاضر شامل عدم کنترل تغذیه و میزان خواب افراد طی دوره تمرینی را می‌توان نام برد.

نتیجه‌گیری: به طور کلی می‌توان گفت که تمرینات اصلاحی مورد استفاده در پژوهش حاضر بر عدم تقارن مولفه‌های نیروی عکس‌العمل اثر نداشته‌اند. تمرینات اصلاحی مورد استفاده در پژوهش حاضر مقادیر شاخص عدم تقارن ایمپالس راستای عمودی و قدامی-خلفی را کاهش داد. این کاهش احتمالاً می‌تواند ریسک آسیب اندام تحتانی را کاهش دهد.

سپاسگزاری: این مقاله حاصل طرح پژوهشی در دانشگاه محقق اردبیلی می‌باشد. بدینوسیله از تمامی افراد شرکت‌کننده در پژوهش و مسئولان محترم که در اجرای پژوهش ما را کمک نمودند، صمیمانه تشکر می‌نمایم.

تقابل منافع: نویسندگان مقاله هیچگونه ارتباط مادی و معنوی با سازندگان نوار تراپاند مورد استفاده در پژوهش نداشته‌اند.

References:

1. Stel VS, Smit JH, Pluijm SM, Lips P. 2004. Consequences of falling in older men and women and risk factors for health service use and functional decline. *Age and ageing*. 33(1):58-65.
2. Stevens JA, Corso PS, Finkelstein EA, Miller TR. 2006. The costs of fatal and non-fatal falls among older adults. *Injury prevention*. 12(5):290-5.
3. Moon Y, Sosnoff JJ. 2016. Safe Landing Strategies During a Fall: Systematic Review and Meta-Analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*.
4. Buckley JG, Heasley KJ, Twigg P, Elliott DB. 2005. The effects of blurred vision on the mechanics of landing during stepping down by the elderly. *Gait & Posture*. 21(1):65-71.
5. Gu Y, Dennis SM. 2016. Are falls prevention programs effective at reducing the risk factors for falls in people with type-2 diabetes mellitus and peripheral neuropathy: a systematic review with narrative synthesis. *Journal of Diabetes and its Complications*.
6. DeGoede K, Ashton-Miller J, Schultz A. 2003. Fall-related upper body injuries in the older adult :a review of the biomechanical issues. *Journal of biomechanics*. 36(7):1043-53.

7. Gao F, Ma J, Sun W, Guo W, Li Z, Wang W. 2016. Radiographic assessment of knee–ankle alignment after total knee arthroplasty for varus and valgus knee osteoarthritis. *The Knee*.
8. Smith PD, Mross P, Christopher N. 2017. Development of a Falls Reduction Yoga Program for Older Adults-A Pilot Study. *Complementary Therapies in Medicine*.
9. Pashnameh A, Mirnasouri R, Nikravan M. 2014. Relationship between genu valgum, genu varum and flat foot Deformities with Static and Dynamic Balance in Female Students of Dorud Islamic Azad University. *Asian Journal Of Multidisciplinary Studies*. 2(2).
10. Weidow J, Tranberg R, Saari T, Kärrholm J. 2006. Hip and knee joint rotations differ between patients with medial and lateral knee osteoarthritis: gait analysis of 30 patients and 15 controls. *Journal of Orthopaedic Research*. 24(9):1890-9.
11. Butler RJ, Barrios JA, Royer T, Davis IS. 2011. Frontal-plane gait mechanics in people with medial knee osteoarthritis are different from those in people with lateral knee osteoarthritis. *Physical therapy*. 91(8):1235-43.
12. Felson DT, Niu J, Gross KD, Englund M, Sharma L, Cooke TDV, et al. 2013. Valgus malalignment is a risk factor for lateral knee osteoarthritis incidence and progression: findings from the Multicenter Osteoarthritis Study and the Osteoarthritis Initiative. *Arthritis & Rheumatism*. 65(2):355-62.
13. Stubbs B, Brefka S, Denking MD. 2015. What works to prevent falls in community-dwelling older adults? An umbrella review of meta-analyses of randomized controlled trials. *Physical therapy*.
14. Barendrecht M, Lezeman HC, Duysens J, Smits-Engelsman BC. 2011. Neuromuscular training improves knee kinematics, in particular in valgus aligned adolescent team handball players of both sexes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 25(3):575-84.
15. Chang JT, Morton SC, Rubenstein LZ, Mojica WA, Maglione M, Suttrop MJ, et al. 2004. Interventions for the prevention of falls in older adults: systematic review and meta-analysis of randomised clinical trials. *Bmj*. 328(7441):680.
16. Gillespie LD, Gillespie WJ, Robertson MC, Lamb SE, Cumming RG, Rowe BH. 2003. Interventions for preventing falls in elderly people. *Cochrane Database Syst Rev*. 4.
17. Park K, Roemmich RT, Elrod JM, Hass CJ, Hsiao-Weckler ET. 2016. Effects of aging and Parkinson's disease on joint coupling, symmetry, complexity and variability of lower limb movements during gait. *Clinical Biomechanics*. 33:92-7.
18. Bautmans I, Jansen B, Van Keymolen B, Mets T. 2011. Reliability and clinical correlates of 3D-accelerometry based gait analysis outcomes according to age and fall-risk. *Gait & posture*. 33(3):366-72.

19. Lewek MD, Poole R, Johnson J, Halawa O, Huang X. 2010. Arm swing magnitude and asymmetry during gait in the early stages of Parkinson's disease. *Gait & posture*. 31(2):256-60.
20. Hannah R, Morrison J, Chapman A. 1984. Kinematic symmetry of the lower limbs. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 65(4):155-8.
21. Hamill J, Bates B, Knutzen K. 1984. Ground reaction force symmetry during walking and running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 55(3):289-93.
22. Burnett DR, Campbell-Kyureghyan NH, Cerrito PB, Quesada PM. 2011. Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 21(4):610-5.
23. Robinson R, Herzog W, Nigg B. 1987. Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. 10(4):172-6.
24. Schot PK, Bates BT, Dufek JS. 1994. Bilateral performance symmetry during drop landing: a kinetic analysis. *Medicine and science in sports and exercise*. 26(9):1153-9.
25. Griffin M, Olney S, McBride I. 1995. Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia. *Gait & Posture*. 3(3):132-42.
26. Kaufman KR, Miller L, Sutherland D. 1996. Gait asymmetry in patients with limb-length inequality. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 16(2):144-50.
27. Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Sweeney K, Caulfield B, Ryan J, et al. 2014. Lower extremity coordination and symmetry patterns during a drop vertical jump task following acute ankle sprain. *Human movement science*. 38:34-46.
28. Kvist J. 2004. Rehabilitation following anterior cruciate ligament injury. *Sports Medicine*. 34(4):269-80.
29. Caplan N, Stewart S, Kashyap S, Banaszkiwicz P, Gibson ASC, Kader D, et al. 2014. The effect of total hip and hip resurfacing arthroplasty on vertical ground reaction force and impulse symmetry during a sit-to-stand task. *Clinical Biomechanics*. 29(10):1164-9.
30. Queen RM, Attarian DE, Bolognesi MP, Butler RJ. 2015. Bilateral symmetry in lower extremity mechanics during stair ascent and descent following a total hip arthroplasty: A one-year longitudinal study. *Clinical Biomechanics*. 30(1):53-8.
31. Salvador AF, Schubert KR, de Oliveira Cruz RS, Corvino RB, Pereira KL, Caputo F, et al. 2016. Bilateral muscle strength symmetry and performance are improved following walk training with restricted blood flow in an elite paralympic sprint runner: Case study. *Physical Therapy in Sport*. 20:1-6.

32. Koelewijn AD, Van den Bogert AJ. 2016. Joint contact forces can be reduced by improving joint moment symmetry in below-knee amputee gait simulations. *Gait & Posture*. 49:219-25.
33. Becker HP, Rosenbaum D, Kriese T, Gerngro H, Claes L. 1995. Gait asymmetry following successful surgical treatment of ankle fractures in young adults. *Clinical orthopaedics and related research*. 311:262-9.
34. Tsai T-Y, Li J-S, Dimitriou D, Kwon Y-M. 2015. Does component alignment affect gait symmetry in unilateral total hip arthroplasty patients? *Clinical Biomechanics*. 30(8):802-7.
35. Mikesky AE, Topp R, Wigglesworth JK, Harsha DM, Edwards JE. 1994. Efficacy of a home-based training program for older adults using elastic tubing. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 69(4):316-20.
36. McMaster DT, Cronin J, McGuigan M. 2009. Forms of variable resistance training. *Strength & Conditioning Journal*. 31(1):50-64.
37. Barrios JA, Heitkamp CA, Smith BP, Sturgeon MM, Suckow DW, Sutton CR. 2016. Three-dimensional hip and knee kinematics during walking, running, and single-limb drop landing in females with and without genu valgum. *Clinical Biomechanics*. 31:7-11.
38. Nyland J, Caborn D. 2004. Physiological coxa varus–genu valgus influences internal knee and ankle joint moments in females during crossover cutting. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 12(4):285-93.
39. Nations U. 2009. World population ageing 2009. Department of Economic and Social Affairs: Population Division. 129.
40. Magee DJ. 2014. *Orthopedic physical assessment*: Elsevier Health Sciences.
41. Vanwanseele B, Parker D, Coolican M. 2009. Frontal knee alignment: three-dimensional marker positions and clinical assessment. *Clinical orthopaedics and related research*. 467(2):504-9.
42. Barrios JA, Higginson JS, Royer TD, Davis IS. 2009. Static and dynamic correlates of the knee adduction moment in healthy knees ranging from normal to varus-aligned. *Clinical Biomechanics*. 24(10):850-4.
43. Andersen LL, Andersen CH, Mortensen OS, Poulsen OM, Bjørnlund IBT, Zebis MK. 2010. Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: comparison of dumbbells and elastic resistance. *Physical therapy*. 90(4):538-49.
44. Pollock ML, Gaesser GA, Butcher JD, Després J-p, Dishman RK, Franklin BA, et al. 1998. *Acsm Position Stand. Medicine & Science in Sports & Exercise*. 30(6):975-91.
45. Page P, Ellenbecker T. 2005. *Strength band training*: Human Kinetics.

46. Lagally KM, Robertson RJ. 2006. Construct validity of the OMNI resistance exercise scale. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 20(2):252-6.
47. Clarkson PM, Hubal MJ. 2002. Exercise-induced muscle damage in humans. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 81(11):S52-S69.
48. Kamonseki DH, Gonçalves GA, Liu CY, Júnior IL. 2016. Effect of stretching with and without muscle strengthening exercises for the foot and hip in patients with plantar fasciitis: A randomized controlled single-blind clinical trial. *Manual therapy*. 23:76-82.
49. Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ. 1987. Ground reaction forces in running: a reexamination. *Journal of biomechanics*. 20(2):147-55.
50. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. 2013. *Research methods in biomechanics, 2E: Human Kinetics*.
51. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. 2016. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *Journal of biomechanics*. 49(9):1705-10.
52. Su B, Song R, Guo L, Yen C. 2015. Characterizing gait asymmetry via frequency sub-band components of the ground reaction force. *Biomedical Signal Processing and Control*. 18:56-60.
53. Cohen J. 1988. *Statistical power analysis for the behavior science*. Lawrence Erlbaum Association.
54. Andriacchi TP, Mündermann A, Smith RL, Alexander EJ, Dyrby CO, Koo S. 2004. A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Annals of biomedical engineering*. 32(3):447-57.
55. Haughom B, Schairer W, Souza RB, Carpenter D, Ma CB, Li X. 2012. Abnormal tibiofemoral kinematics following ACL reconstruction are associated with early cartilage matrix degeneration measured by MRI T1rho. *The Knee*. 19(4):482-7.
56. Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Huang B, et al. 2010. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *The American journal of sports medicine*. 38(10):1968-78.
57. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. 2009. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait & posture*. 29(3):360-9.
58. Zamparo P, Francescato M, Luca G, Lovati L, Prampera P. 1995. The energy cost of level walking in patients with hemiplegia. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 5(6):348-52.
59. Jørgensen L, Crabtree N, Reeve J, Jacobsen B. 2000. Ambulatory level and asymmetrical weight bearing after stroke affects bone loss in the upper and lower part

- of the femoral neck differently: bone adaptation after decreased mechanical loading. *Bone*. 27(5):701-7.
60. Di Fabio RP, Kurszewski WM, Jorgenson EE, Kunz RC. 2004. Footlift Asymmetry During Obstacle Avoidance in High-Risk Elderly. *Journal of the American Geriatrics Society*. 52(12):2088-93.
61. Yen S-C, Schmit BD, Wu M. 2015. Using swing resistance and assistance to improve gait symmetry in individuals post-stroke. *Human movement science*. 42:212-24.
62. Uchida MC, Nishida MM, Sampaio RAC, Moritani T, Arai H. 2016. Thera-band® elastic band tension: reference values for physical activity. *Journal of physical therapy science*. 28(4):1266.