گشتاور عضلات اندام تحتانی و میزان بار هنگام فرود تک پا

دکتر حیدر صادقی [۱]، علی عباسی [۲]، مهدی خالقی [۳]، محمد بخشی پور [۴]

۱. دانشیار دانشگاه تربیت معلم تهران
۲و۴. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی دانشگاه تربیت معلم تهران
۳. کارشناس ارشد آسیب شناسی و حرکات اصلاحی دانشگاه تربیت معلم تهران

تاریخ دریافت مقاله:۸۶/۴/۱۲ تاریخ پذیرش مقاله:۸۶/۱۱/۹

چکیده

جذب شوک حاصل از ضربهٔ نیروهای عکس‌العمل زمین یا کاهش میزان بار (ROL)[1]، در حین فعالیت‌های روزمره و بخصوص فعالیت‌های ورزشی، باعث کاهش میزان آسیب‌ها در اندام تحتانی و بهبود عملکرد می‌گردد. با توجه به اینکه یکی از عملکردهای احتمالی عضلات اسکلتی نقش حمایتی آنها به عنوان جذب کننده شوک در حین فعالیت‌های تحمل کننده وزن می‌باشد، هدف از این مطالعه بررسی ارتباط حداکثر گشتاور عضلات اندام تحتانی با میزان بار در هنگام فرود تک پا بود. ۳۳ نفر از دانشجویان مرد رشته تربیت بدنی دانشگاه تربیت معلم تهران با میانگین سن (۲±۲۳ سال) و میانگین وزن (۳Kg±۷۳) به طور داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. حداکثر گشتاور عضلات اندام تحتانی و نیروهای عکس‌العمل زمین در حین فرود آمدن یک پا به ترتیب توسط دستگاه ایزوکینتیک بایودکس و دستگاه صفحه نیرو اندازه‌گیری شدند. اطلاعات حداکثر گشتاور عضلات اندام تحتانی و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین به ترتیب با تقسیم بر حاصل ضرب وزن در طول قد آزمودنی‌ها و وزن آزمودنی‌ها همسان‌سازی و اطلاعات با استفاده از روش آماری همبستگی پیرسون در سطح معنی‌داری $\alpha \leq$ ۰/۰۵ تحلیل شد. میانگین گشتاور عضلات چهار سر ران، همسترینگ، پلانتارفلکسور، اینورتور و اورتور آزمودنی‌ها به ترتیب برابر ۲/۷۰، ۱/۷۵، ۰/۷۷، ۰/۴۳ و ۴۰٪ نیوتن متر و میانگین میزان بار آزمودنی‌ها N/ms ۵۱۹/۶۰ بود. با توجه به نتایج تحقیق می‌توان فرض عدم ایفای نقش قدرت عضلات چهار سر ران، همسترینگ، پلانتارفلکسورها، دورسی فلکسورها، اینورتورها و اورتورها در کاهش ROL را مطرح نمود.

1. Rate of Loading

کلید واژه‌های فارسی: میزان بار، نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، فرود تک پا، حداکثر گشتاور عضلات انـدام تحتانی.

مقدمه

در حین انجام فعالیت‌های تحمل کننده وزن، اندام‌های تحتانی به مقدار زیادی مسئول توانایی بدن برای جذب شوک هنگام تماس پا با زمین و کاهش میزان بار هستند (۱). میزان بار (ROL)، اندازه‌ای از مقدار ضربه (فشار) اعمال شده بر بافت‌ها می‌باشد (۱و۳) که افزایش اثر آن مبین توانایی کم برای جذب شوک و شاخصی برای اعمال فشار بالا بر اندام تحتانی در زمان کوتاه می‌باشد. از سرعت حرکت، نوع کفش، وزن بدن، ارتفاع و ترکیب سطح فرود و استراتژی فرود به عنوان عوامل تأثیرگذار در تعیین مقدار میزان بار نام برده شده است (۱). از آنجایی که اعمال تکراری نیروهای پر ضربه بر بدن می‌تواند منجر به صدمه شود و نقص اجرای مهارت عملکردی را به همراه داشته باشد (۱)، لذا توانایی کنترل و جذب مناسب این نیروها در حین فعالیت‌های عملکردی در پیشگیری از بروز آسیب‌از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد (۲). اگر چه با مرور در مقالات، ارتباط مستقیمی بین مقدار و میزان ضربه با نیروهای آسیب‌زا مشاهده نمی‌شود. لیکن، فرضیه ارتباط بین نیروهای آسیب‌زا با مقدار نیرو و میزان ضربه اعمال شده مطرح است (۱).

به نظر می‌رسد در میزان بارهای زیاد و تکراری، کنترل ROL با استئوآرتریت مرتبط باشد و در ارتباط با تخریب مفصلی، ROL نسبت به مقدار بار (یعنی زمان رسیدن به حداکثر نیرو نسبت به مقدار نیرو) مهم‌تر باشد (۴). به عبارت دیگر بارهای مشابه یا بارهای با مقادیر بزرگتر هنگامی که در میزان کمتری اعمال شوند، باعث آسیب مفصلی کمتری می شوند و بیماری استحاله‌ای مفصلی[1] را گسترش نمی‌دهند (۴). گزارش شده است که شکستگی‌های ریز، سندرم فشاری درشت نی، صدمات مهره‌ای و دیگر تغییرات فرسایشی در مفاصل و غضروف مفصلی در انسان‌ها به طور معنی‌داری از توانایی بدن در جذب شوک‌های مرتبط با ضربه‌های متوالی تأثیر می‌پذیرد (۵). شوکی که در نتیجه فرود

1. Degenerative Joint Disease

آمدن در بدن تولید می‌شود، به وسیله ساختارها و مکانیسم‌های موجود در بدن ضعیف می‌شود که در این رابطه می‌توان نقش تعدیل کننده استخوان، مایع سینوویال، غضروف، بافت‌های نرم، کینماتیک مفصل و فعالیت عضلات را نام برد (۵). همچنین شوک مکانیکی در حین فرود آمدن از ارتفاع ممکن است به وسیله سیستم اسکلتی _ عضلانی جذب شود و هنگامی که بارهای خارجی بدن آنقدر زیاد باشند که بدن به طور مناسب نتواند آنها را ضعیف کند، احتمال بروز آسیب افزایش می‌یابد (۶).

در شرایطی که نیروهای عکس‌العمل زمین یا هرگونه بار یا نیروی خارجی دیگر (به غیر از وزن بدن) به طور کامل به وسیله انقباض ارادی فرد کنترل شود، نیروی خارجی اعمال شده را بار یا نیروی فعال[1] می‌نامند (۷). بر طبق این تعریف به دلیل عملکرد کنترلی اعمال شده از سوی عضلات منقبض شده، احتمال زیان بار بودن نیروهای فعال در شرایط طبیعی بعید به نظر می‌رسد. در فعالیت‌های روزمره، عضلات بدن به تغییرات در بار یا نیروی خارجی واکنش نشان داده و از این طریق باعث می‌شوند که بدن در معرض بار یا فشارهای زیان بار قرار نگیرد (۷). با وجود این، زمان محدودی لازم است تا عضلات با ایجاد تغییرات مناسب در بزرگی و جهت نیروهای عضلانی به طور کامل به تغییرات در اعمال بار یا نیروی خارجی واکنش نشان دهند، این تأخیر زمانی را دوره دیرکردی یا تأخیری عضله[2] می‌گویند و واتکینز دوره تأخیری عضله را بین ۳۰ تا ۷۰ هزارم ثانیه در افراد بالغ گزارش نموده است (۷). در شرایط اعمال تأخیر عضلانی، عضلات به طور کامل نمی‌توانند به تغییرات در اعمال بار یا نیروی خارجی که زودتر از دوره تأخیری عضلات رخ می‌دهد، واکنش نشان دهند. در این شرایط بدن مجبور است در مقابل نیروی خارجی با تغییر شکلی غیر فعال واکنش نشان دهد و به دلیل، این نوع بار یا نیروی غیر فعال[3] می‌گویند. بر اساس این نظریه، در زمان اعمال نیرو و یا بار در زمانی زودتر از رسیدن به دوره تأخیری، بدن در معرض خطر آسیب‌دیدگی ناشی از بار یا نیروهای غیرفعال قرار دارد (۷). اعتقاد بر این است که جذب غیر فعال شوک توسط بافت‌های نرم و استخوان انجام می شود و جذب فعال از طریق عمل عضلانی اکسنتریک صورت

1. Active Load
2. Muscle Latency
3. Passive Load

می‌گیرد، ضمن اینکه پیشنهاد شده است که مکانیسم فعال نسبت به مکانیسم غیرفعال در جذب شوک مهم‌تر می‌باشد (۵).

اخیرا" ضعف عضلات اندام تحتانی، نیروهای بالای عکس‌العمل زمین و ROL بالا در حین راه رفتن به عنوان پتانسیلی برای استئوآرتریت مطرح شده‌اند (۸ و ۲۰). اسلمندا و همکاران در یک مطالعه مقطعی[1] (۸) و یک مطالعه طولی[2] (۲۱) نشان دادند که در زنان ضعف عضله چهار سر ران با استئوآرتریت مرتبط است. آنها گزارش کردند، در زنانی که قدرت عضلانی چهار سر ران کمتری نسبت به وزن بدن داشتند، در طی ۲ الی ۳ سال از زمان شروع مطالعه، شواهد رادیوگرافی از استئوآرتریت افزایش یافت. به طور میانگین در زنانی که در آنها استئوآرتریت افزایش یافته بود، نسبت به آنهایی که استئوآرتریت افزایش نیافته بود، عضلات چهار سر ران ۱۵ تا ۱۸ درصد ضعیف‌تر بودند. رادین و همکاران (۲۰) در مطالعه‌ای بر روی ۳۲ فرد بالغ دریافتند افرادی که درد زانو را گزارش کردند، نسبت به آنهایی که دردی را گزارش نکردند، بلافاصله بعد از ضربه پاشنه، ۳۷٪ ROL بالاتری داشتند. آنها فرض کردند که افراد دارای ROL بالا، قدرت عضلانی یا هماهنگی عصبی _ عضلانی ضعیف و یا هر دو را دارند که آنها را مستعد تکامل استئوآرتریت می‌کند. اگر چه ROL بالا و ضعف عضلانی، هر دو با تخریب مفصلی مرتبط شده‌اند ولی با دانش کنونی ما هیچ مطالعه‌ای ارتباط بین قدرت و یا ضعف عضلانی با ROL را بررسی نکرده است. چنانچه ذکر شد، یکی از نقش‌های عضلات اسکلتی، به خدمت گرفتن آنها به عنوان جذب کننده شوک می‌باشد، بنابراین می‌توان فرض کرد که عضلات قوی به طور مؤثری در جذب شوک‌ها نقش دارند و از این رو نسبت به عضلات ضعیف بهتر ROL را کاهش می‌دهند (۴). درک این موضوع که آیا رابطه‌ای بین قدرت عضلات اندام تحتانی و ROL در حین راه رفتن و فرود آمدن وجود دارد یا نه، در جهت تعیین روش توسعه یافته درمان و پیشگیری استئوآرتریت نقش مهمی ایفا می‌کند.

1. Cross Sectional Study
2. Longitudinal Study

مطالعات قبلی در زمینه نیروهای ضربه‌ای عمدتا" بر راه رفتن و دویدن متمرکز شده‌اند (۱۱-۹)، در حالی که دویدن و فرود آمدن از نظر مکانیکی خیلی متفاوتند. تماس زمین در حین دویدن پاشنه _ پنجه، به طور طبیعی با پشت پا شروع می‌شود، در حالی که تماس زمین در حین فرود آمدن به طور طبیعی با سینه پا شروع می‌شود. فرود آمدن ناشی از پرش می‌تواند نیرویی در حدود ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن (۱۴-۱۲) و دویدن پاشنه _ پنجه با سرعت m/s ۴، نیرویی در حدود ۲/۸ برابر وزن بدن تولید کند (۱۵). بعلاوه فرود آمدن بعد از پرش به طور واضح به عنوان یک مکانیسم خطرزا برای آسیب اندام تحتانی شناخته شده است (مثلا" لیگامنت متقاطع قدامی زانو) (۱). لذا به خاطر اختلافات ذکر شده بین مانور دویدن و فرود آمدن، در این مطالعه حرکت فرود آمدن از ارتفاع مورد نظر قرار گرفت. بنابراین با در نظر گرفتن این فرض که آزمودنی‌هایی که حداکثر گشتاور عضلات اندام تحتانی بزرگتری دارند، ROL کمتری خواهند داشت و متعاقبا" کسانی که حداکثر گشتاور عضلات اندام تحتانی کوچکتری دارند، ROL بزرگتری دارند، مطالعه حاضر با هدف تعیین ارتباط بین حداکثر گشتاور عضلات اندام تحتانی با ROL در حین فرود تک پا انجام گرفت.

روش شناسی

۳۳ نفر از دانشجویان مرد رشته تربیت بدنی دانشگاه تربیت معلم تهران با میانگین سن (۲±۲۳ سال) و میانگین وزن (۳Kg±۷۳) به طور داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. حداکثر گشتاور عضلات چهار سر ران، همسترینگ، پلانتارفلکسورها، دورسی فلکسورها، اینورتورها و اورتورها توسط دستگاه ایزوکینتیک بایودکس[1] در سرعت زاویه‌ای ۶۰ درجه بر ثانیه محاسبه شد. جهت اندازه‌گیری حداکثر گشتاور عضلات چهار سر ران و همسترینگ، آزمودنی‌ها بر روی صندلی مخصوص دستگاه با زانوی در حالت فلکشن ۹۰ درجه قرار گرفتند، اتصال مخصوص حرکت به پای آزمودنی‌ها متصل شد و آزمودنی‌ها حرکت فلکشن و اکستنشن زانو را با حداکثر قدرت انجام دادند و حداکثر

1. Biodex System

گشتاور ثبت شده در این حرکت را به عنوان حداکثر گشتاور عضلات فلکسور و اکستنسور زانو (همسترینگ و چهار سر ران) ثبت کردیم. برای به دست آوردن حداکثر گشتاور عضلات پلانتارفلکسور و دورسی فلکسور، آزمودنی‌ها با زانوی ۱۸۰ درجه از اکستنشن روی صندلی دستگاه قرار گرفتند و اتصال مخصوص اندازه‌گیری این حرکت به بدن آزمودنی‌ها وصل شد، آزمودنی‌ها عمل پلانتار فلکشن و دورسی فلکشن را با حداکثر توان انجام دادند، حداکثر گشتاور ثبت شده توسط دستگاه ایزوکینتیک بایودکس به عنوان حداکثر گشتاور عضلات پلانتارفلکسور و دورسی فلکسور ثبت شد. انتها حالت دستگاه را برای اندازه‌گیری گشتاور عضلات اینورتور و اورتور تغییر دادیم، آزمودنی‌ها با زانوی در حالت فلکشن ۹۰ درجه بر روی صندلی دستگاه قرار گرفتند، اتصال مخصوص اندازه‌گیری گشتاور این عضلات به بدن آزمودنی‌ها وصل شد و آزمودنی‌ها عمل اورشن و اینورشن را با حداکثر توان انجام دادند، حداکثر گشتاور ثبت شده توسط دستگاه را به عنوان حداکثر گشتاور عضلات اینورتور و اورتور ثبت کردیم. جهت اعمال حداکثر قدرت از سوی آزمودنی، از تشویق کلامی نیز استفاده می‌شد. اطلاعات به دست آمده از دستگاه بایودکس با تقسیم بر حاصل ضرب طول قد آزمودنی در وزن آزمودنی، نرمال سازی شد. آزمودنی‌ها با پای برهنه روی جعبه‌ای به ارتفاع cm ۳۰ قرار گرفتند که با فاصله cm ۱۵ نسبت به صفحه نیرو که به عنوان سطح فرود در نظر گرفته شده، قرار داده شده بود. قبل از انجام تست، تمام آزمودنی‌ها به آموزش‌هایی در ارتباط با شناسایی پروتکل فرود آمدن آشنا شدند. آزمودنی‌ها روی جعبه به حالت راحت، تحمل وزن کامل، ایستاده روی هر دو پا و با دست‌های به لگن تکیه داده شده قرار گرفته، در حالی که به آنها آموزش داده شد تا از روی جعبه خودشان را به پایین رها کنند و عمل فرود یک پا را با پای غالب در وسط صفحه نیرو انجام دهند. از آزمودنی‌ها خواسته شد بعد از فرود آمدن سعی نمایند تعادل خودشان را بعد از تماس با صفحه نیرو حفظ کنند. به آزمودنی‌ها اجازه داده شد تا حرکت فرود آمدن را به دفعات دلخواه تمرین کنند تا هنگام انجام حرکت فرود آمدن احساس راحتی کنند ضمن اینکه آزمونگر از این طریق پای برتر آنها را تشخیص دهد. پای برتر برای فرود به عنوان پایی در نظر گرفته شد که آزمودنی‌ها در سه تمرین اولشان غالبا" روی آن پا فرود می‌آمدند. سپس

آزمودنی‌ها حرکت فرود آمدن را انجام دادند و سه فرود قابل قبول آنها ثبت شد. فرود قابل قبول شامل تماس سینه پا در ابتدا، حفظ تعادل، توانایی فرود آمدن بدون جهش کوتاه و زاویه فلکشن زانو کمتر از ۹۰° بود (۱).

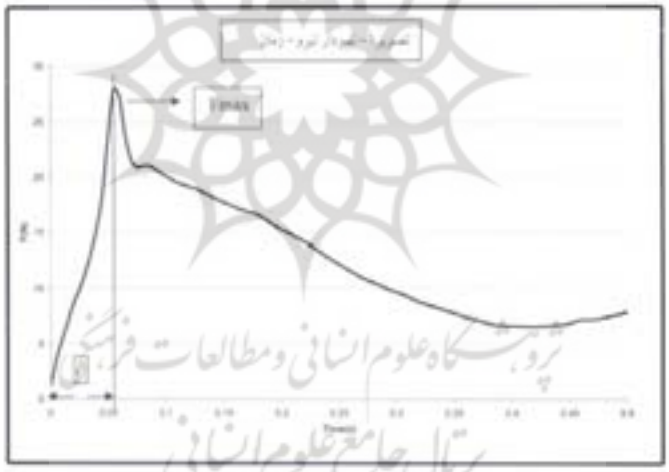
اطلاعات فرود تک پا توسط دستگاه صفحه نیرو و با فرکانس نمونه برداری ۲۰۰HZ جمع‌آوری شد. برای جلوگیری از همپوشانی فرکانس‌ها، فرکانس نمونه‌برداری در انتقال فوریر[1] حداقل باید دو برابر حداکثر فرکانس حرکت مورد نظر باشد و چون سیگنال‌های خام در مانور فرود تک پا مانند حرکت پرش _ فرود زیر ۳۰HZ می‌باشد، بنابراین حداقل فرکانس نمونه‌برداری جهت جمع‌آوری اطلاعات حدود ۶۰HZ در نظر گرفته می‌شود. نقطه اوج حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در حرکت فرود تک پا یک نقطه کلیدی جهت محاسبه میزان بار می‌باشد که اطلاعات مربوط به آن پس از جمع‌آوری مورد ارزیابی بعدی قرار خواهد گرفت. در سرعت نمونه‌برداری[2] خیلی پایین ممکن است نقطه حداکثر نیرو ثبت نشود، بنابراین موجب اشتباه در محاسبه میزان بار می‌گردد. از این رو سرعت نمونه‌برداری ۲۰۰HZ جهت جمع‌آوری اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین انتخاب شد (۲۲).

با استفاده از اطلاعات کسب شده از صفحه نیرو، نیروی عکس‌العمل عمودی زمین (VGRF)[3] و ROL تحلیل شد. سپس از میانگین تکرارها استفاده کردیم تا حداکثر GRF در حین فرود آمدن را به دست آوریم (تصویر،۱). حداکثر GRF عمودی را به عنوان حداکثر نیروی عمودی (N) ثبت شده در حین فرود که با تقسیم بر وزن آزمودنی‌ها (N) نرمال شده بود در نظر گرفتیم و به عنوان مضربی از وزن بدن (BW) بیان کردیم. سپس زمان رسیدن به حداکثر نیرو را که فاصله زمانی بین اولین تماس پا با صفحه نیرو و رسیدن به حداکثر نیروی عمودی در حین فرود آمدن بود، محاسبه و آن را ROL نام‌گذاری نمودیم (۱). ROL، به صورت حداکثر نیروی عمودی نرمال شده تقسیم بر زمان رسیدن به حداکثر نیرو محاسبه شد.

1. Fourier Transformation
2. Sampling Rate
3. Vertical Ground Reaction Forces

$$ROL = \left[\frac{peaKFz(N) / BW(N)}{1} \right] = \frac{BW}{ms}$$

نمودار نیرو _ زمان به دست آمده یکی از افراد شرکت کننده در این تحقیق که عمل فرود بر روی صفحه نیرو از روی سکوی ۳۰ سانتی متری را تجربه نموده‌اند در تصویر ۱ نشان داده شده است. محور افقی نمودار، زمان اعمال نیرو به صفحه نیرو بر حسب میلی ثانیه و محور عمودی نمودار نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بر حسب نیوتن می‌باشد. حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی این آزمودنی برابر ۲۸N و مدت زمان رسیدن به این حداکثر نیرو ۰/۰۵۵ ثانیه می‌باشد. برای یافتن ارتباط بین حداکثر گشتاور عضلات اندام تحتانی و ROL در حین فرود تک پا از روش آماری همبستگی پیرسون در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.



یافته‌های تحقیق

میانگین گشتاور عضلات چهار سر ران، همسترینگ، پلانتارفلکسورها، دورسی فلکسورها، اینورتورها و اورتورهای آزمودنی‌ها و میزان بار آزمودنی‌ها در جدول ۱ شرح داده شده است. به طور کلی رابطه معنی‌داری بین پارامترهای گشتاور عضلات چهار سر ران، همسترینگ، پلانتارفلکسورها، دورسی فلکسورها، اینورتورها و اورتورها و میزان بار مشاهده نشد. میزان بار بالاتر نشان دهنده بالاتر بودن میزان فشار وارد بر آزمودنی‌ها در

حین فرود تک پا است. ضریب همبستگی مثبت بیانگر این موضوع است که با افزایش حداکثر گشتاور عضلات، ROL کاهش می یابد و ضریب همبستگی منفی بیانگر این است که با کاهش حداکثر گشتاور عضلات، ROL افزایش می یابد. همبستگی بین ROL با گشتاور عضلات همسترینگ (۰/۲۱-) و اورتور (۰/۵۶-) منفی شده در حالی که همبستگی بین ROL با گشتاور عضلات چهار سر ران (۰/۳۰)، پلانتارفلکسورها (۰/۱۵)، دورسی فلکسورها (۰/۲۴) و اینورتورها (۰/۲۵) مثبت شده است. حداکثر گشتاور عضلات دورسی فلکسور و اینوتور تقریبا" یکسان بوده است و ضریب همبستگی بین ROL و گشتاور این عضلات نیز تقریبا" یکی می باشد. اما با اینکه گشتاور عضلات اورتور تقریبا" مساوی با گشتاور عضلات دورسی فلکسور و اینورتور است، ضریب همبستگی بین ROL و گشتاور این عضله منفی و نسبت به دو عضله مذکور بالاتر است. هر چند ارتباط معنی‌داری بین گشتاور عضلات اندام تحتانی و ROL مشاهده نشد با این حال با توجه به جدول به نظر می‌رسد که همبستگی گشتاور عضلات دیستال اندام تحتانی نسبت به گشتاور عضلات پروگزیمال اندام تحتانی با ROL بیشتر باشد.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد میزان بار اعمال شده بر اندام تحتانی در هنگام فرود تک پا و گشتاور عضلات اندام تحتانی

پارامتر	گشتاور عضلانی (Nm)						میزان بار (N/ms)
	چهار سر ران	همسترینگ	پلانتار فلکسور	دورسی فلکسور	اینورتور	اورتور	
میانگین و انحراف استاندارد	۲/۷۰ Nm (±۰/۲۳)	۱/۷۵Nm (±۰/۲۵)	۰/۷۷ Nm (±۰/۲۴)	۰/۴۳ Nm (±۰/۱۵)	۰/۴۳ Nm (±۰/۱۳)	۰/۴۰Nm (±۰/۱۲)	۵۱۹/۶۰ (±۱۷۲/۵۱)

بحث و نتیجه گیری

هدف از انجام مطالعه حاضر بررسی میزان تأثیر گشتاور عضلات اندام تحتانی بر میزان بار در هنگام فرود تک پا بود. نتایج نشان می‌دهند که گشتاور عضلات اندام تحتانی بر مقدار ROL در حین فرود یک پا تأثیر ندارد. مطالعات قبل در زمینه راه رفتن (۱۶) نشان

داده‌اند که در ۵۰ms بعد از تماس اولیه پا با زمین (IC)[1] توسط تبادل انرژی و اندازه حرکت از پایی که با زمین برخورد می‌کند، یک موج شوکی به درون بدن منتقل می‌شود. نظریه توجیه کننده آن، این است که شوک‌های به وجود آمده توسط ضربه‌های GRF می‌تواند توسط ساختارهایی از جمله کپسول مفصلی، منیسک، دیسک بین مهره‌ای و عضلات جذب و خنثی شوند (۵). از این میان جذب غیر فعال شوک توسط بافت‌های نرم استخوان انجام می‌شود و جذب فعال شوک از طریق عمل عضلانی اکسنتریک صورت می‌گیرد و اعتقاد بر این است که مکانیسم فعال نسبت به مکانیسم غیرفعال در جذب شوک مهم‌تر باشد (۵).

در زمینه جذب و کاهش GRF و ROL فرض بر این است که حرکات اندام قبل از IC می تواند بر GRF و ROL تأثیر بگذارد (۱۷). برخی افراد قبل از برخورد پا با زمین، سرعت پا را کاهش می‌دهند یا آن را متوقف می‌کنند در حالی که به نظر می‌رسد بعضی دیگر اجازه می‌دهند زمین پای آنها را متوقف کند (۱۷). همچنین فرض است که وضعیت مناسب زانو قبل از IC و انقباض اکسنتریک عضلات رانی در IC به پخش کردن بار و کاهش فشار روی مفصل کمک می‌کند (۱۷). هر دو مکانیسم بالا به یک سیستم عضلانی سالم برای کنترل نیاز دارند.

مکانیسم عصبی _ عضلانی که فرض می‌شود به پیشگیری از آسیب در IC کمک می‌کند، رفلکس کششی تأخیری کوتاه[2] است که توسط آن بلافاصله بعد از IC بدن عکس‌العمل نشان می‌دهد تا ROL را کاهش دهد. بازتاب تأخیری کوتاه به وسیله فیبرهای I_a دوک عضلانی[3] و آوران های I_b اندام‌های وتری گلژی[4] در حین اعمال بار در IC به وجود می‌آید (۱۸). در هر حال زمان لازم برای بازتاب کششی، مشکلی در کنترل ROL به وجود می آورد. در راه رفتن، ROL و موج شوکی منتج تقریبا" ۵۰ ms طول می‌کشد اما فعال شدن بازتاب کششی تأخیری کوتاه بین ۴۲-۳۴ ms طول می‌کشد (۱۷). در طی این زمان بدن شانس این را دارد تا از طریق فعالیت بازتاب کششی تأخیری

1. Initial Contact
2. Short Latency Stretch Reflex
3. Muscle Spindle Ia Fibers
4. Golgi Tendon Organ Ib afferents

کوتاه به گام عکس العمل نشان دهد اما در این زمان موج شوکی از عضلات ساق پا که می‌توانستند یک تعدیل کننده قوی نیرو باشند می‌گذرد (۱۷).

مکانیسم ثانوی برای حرکات جبرانی وابسته به اطلاعات بازخوردگی گیرنده‌های عمقی است که توسط شرینگتون[1] تعریف شد (۱۹). این مکانیسم وابسته به آگاهی بدن نسبت به وضعیت (موقعیت) و حرکت در فضا است. اطلاعات بازخوردی از سیگنال‌های آوران گیرنده‌های مکانیکی دوک‌های عضلانی (در تمام بطن عضله پخش هستند و اطلاعات مربوط به طول عضله و سرعت تغییر آن را به دستگاه عصبی می‌فرستند)، اندام‌های وتری گلژی (در تاندون عضلات واقع هستند و اطلاعات مربوط به کشیدگی (تانسیون) تاندون و سرعت تغییر آن را به دستگاه عصبی ارسال می‌کنند)، اندام‌های پاسینی[2] و انتهاهای رافینی[3] می‌آیند که مسئول درک موقعیت و حرکت اندام هستند (۱۷). در حین فاز نوسانی[4] (فازی از چرخه راه رفتن که طی آن برای شروع گام‌برداری روی پای دیگر، پا به جلو تاب می‌خورد) بدن بازتاب‌هایی از گیرنده‌های مکانیکی در ارتباط با حرکت دریافت می‌کند و با مکانیسم جبرانی، برای حفظ حرکت کنترل شده با سیگنال‌های پیش خور[5] در حرکات بعدی، بدن از این اطلاعات استفاده خواهد کرد (۱۷).

بعلاوه گزارش شده است که اگر اینرسی یا موقعیت‌های ابتدایی اندام‌ها بررسی نشوند، بدن به طور نادرست عکس‌العمل نشان می‌دهد (۱۷) و در راه رفتن و فرود آمدن از ارتفاع، اگر بدن از حرکات یا موقعیت‌های اندام آگاه نباشد، ممکن است قادر نباشد به طور مؤثر برای ضربه و بار در IC آماده شود.

نتایج این مطالعه به فرود یک پای ایستا محدود می‌شوند و نمی‌توانند به پرش‌ها، برش‌ها و دیگر فعالیت‌های دارای تغییر جهت تعمیم داده شوند. مطالعات بیشتری برای درک کامل نقش عضلات اندام تحتانی در کاهش ضربه هنگام فعالیت‌های عملی پویا با ضربه بالای مشابه نیاز است. بررسی‌های بیشتر در زمینه عوامل دیگر (مانند شلی مفصلی، زاویه ایستای پا، بروز ناهنجاری‌ها در پا، خستگی عضلانی و زوایای زانو و ران) ممکن است بینش

1. Sherrington
2. Pacinian Corpuscles
3. Ruffini's Endings
4. Swing Phase
5. Feed Forward

بهتری از نقش‌های تجمعی و وابسته در جذب نیرو در حین فعالیت‌های فرود آمدن بـه مـا بدهند.

منابع:

1. Hargrav, M. D., Carcia, C.R., Gansneder, B. M., Shultz, S. J. (2003). Subtalar pronation does not influence impact forces or Rate of Loading during a single-leg landing. *J Athletic Training*. 38(1): 18-23.
2. Neely, F. G.(1998). Biomechanical rick factors for exercise-related lower limb injuries. *Sports Med*. 26:395-413.
3. Cook, T.M., Farrell, K.P., Carey, I.A., Gibbs, J.M., Wiger, G.E.(1997). Effects of restriced knee flexion and walking speed on the vertical ground reaction force during gait. *J Orthop Sports Phys Ther.* 25:236-244.
4. Mikesky, A.E., Meyer, A., Thompson, K.L. (2000). Relationship between quadriceps strength and Rate of Loading during gait in women. *J Orthop Res*. 18:171-175.
5. Coventry, E., O'Connor, K.M., Hart, B. A., Earl, J. E., Ebersole, K.T. (2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clin Biomech*. 21: 1090-1097.
6. Dufek, J.S.,Bates, B.T.(1990). The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Med. Sci. Sports Exerc*. 22,370-377.
7. James Watkins (1999). Structure and function of the musculoskeletal system. *Pub Human Kinetics*.
8. Slemenda, C., Heilman, D.K.,Mazzuca, S., Braunstein, E. K., Katz, B.P., Wolinsky, F.D. (1997). Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. *Ann Intern Med*. 127:97-104.
9. De Wit, B., De Clercq, D., Lenoir, M. (1995). The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in runinig. *J Appl Biomech*. 11: 395-406.
10. Nigg, B. M., Morlock, M. (1987). The influence of lateral heel flare of runinig shoes on pronation and impact forces. *Med Sci Sport Exerc.* 19: 294-302.
11. Nachbauer, W., Nigg, B.M.(1992). Effects of arch height of the foot on ground reaction forces in running. *Med Sci Sports Exerc.* 24:1264-1269.
12. McNitt-Gray, J.L. (1991). Kinematics and impulse characteristics of drop landing from three heights. *Int J Sport Biomech*. 7:201-224.
13. Dufek, J.S., Bates, B.T. (1990). The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Med Sci Sports Exerc*. 22:370-377.
14. McNair, P.J., Prapavessis, H. (1999). Normative data of vertical ground reaction forces during landing from a jump. *J Sci Med Sport*. 2:86-88.
15. Frederick, E.C., Hagy, J.L. (1986). Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running. *Int Sport Biomech*. 2:41-49.
16. Wakeline, J.M., Liphardt, A.M., Nigg, B.M. (2003). Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heelstrike during walking. *J Biomech*. 36:1761-1769.

17. Riskowski, J.L., Mikesky, A.E., Bahamonde, R.E., Alvey, T.V., Burr, D.B. (2005). Proprioception, gait kinematics, and rate of loading during walking: Are they related? *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 5(4):379-387.
18. Yakovenko, S., Gritsenko, V., Prochazka, A. (2004). Contribution of stretch reflexes to locomotor control: a modeling study. *Biol Cybern*. 90: 146-155.
19. Sherrington, C.S. (1906). The integrative action of the nervous system. *Yale University Press, New Haven*.
20. Radin, E.L., Yang, K.H., Riegger, C., Kish, V.L., O'Connor, J.J. (1991). Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *J Orthop Res*. 9: 398-405.
21. Slemenda, C., Heilman, D.K., et al. (1998). Reduced quadriceps strength relative to body weigth: a risk factor for knee osteoarthritis in women. *Arthritis Rheum*. 41: 1951-59.
22. Ross, S.E., Guskiewicz, K.M. (2003). Time to stabilization: A method for analyzing dynamic postural stability. *Athle Therapy Today*. 8(3): 37-39.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی