

طب ورزشی - پاییز و زمستان ۱۳۹۱
شماره ۹ - ص ص : ۱۰۶ - ۸۷
تاریخ دریافت : ۹۱ / ۰۸ / ۰۲
تاریخ تصویب : ۹۱ / ۱۰ / ۱۰

مقایسه الکترومایوگرافی عضلات ساق پا و حداکثر نیروهای عمودی عکس العمل زمین در حرکت فرود تک پای مردان دارای زانوی پرانتری و نرمال

۱. محمدرضا مهکی^۱ - ۲. سیدصدرالدین شجاع الدین - ۳. رغد معمار - ۴. مهدی خالقی نازجی
۱. کارشناس ارشد دانشگاه خوارزمی تهران، ۲. دانشیار دانشگاه خوارزمی تهران، ۳. استادیار دانشگاه خوارزمی تهران،
۴. دانشجوی دکتری دانشگاه خوارزمی تهران

چکیده

هدف مطالعه حاضر مقایسه الکترومایوگرافی عضلات ساق پا، حداکثر نیروهای عمودی عکس العمل زمین در حرکت فرود تک پای مردان دارای زانوی پرانتری و نرمال می باشد. ۲۶ نفر از میان دانشجویان مرد رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی، شامل ۱۳ نفر دارای زانوی پرانتری و ۱۳ نفر دارای زانوی نرمال در این مطالعه شرکت کردند. فعالیت الکترومایوگرافی برخی از عضلات ساق پا همزمان با داده های نیروهای عکس العمل زمین اندازه گیری گردید. ناهنجاری زانوی پرانتری با استفاده از گولیس اندازه گیری و ثبت شد. آزمودنی ها حرکت فرود تک پا را از ارتفاع ۳۰ سانتی متر روی صفحه نیرو انجام دادند. حرکت فرود به دو مرحله تقسیم گردید: ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از تماس آغازین پا با زمین و ۱۰۰ میلی ثانیه بعد از تماس پا با زمین (مرحله جذب نیرو). تجزیه و تحلیل داده ها با استفاده از نرم افزار SPSS ۱۶ و آزمون آماری t مستقل انجام شد ($P \leq 0/05$). نتایج تحقیق نشان دادند که در مرحله قبل از فرود در فعالیت عضلات نعلی، دوقلوی داخلی و درشتنی قدامی بین دو گروه اختلاف معنادار نبود (به ترتیب $P \leq 0/76$ ، $P \leq 0/09$ و $P \leq 0/77$). در مرحله جذب نیرو در فعالیت عضلات نعلی و درشتنی قدامی اختلاف معناداری نشان داده نشد (به ترتیب $P \leq 0/68$ و $P \leq 0/92$). اما اختلاف فعالیت عضله دوقلوی داخلی بین دو گروه معنادار بود ($P \leq 0/04$). اختلاف معناداری در حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین در هنگام برخورد پنجه نشان داده نشد ($P \leq 0/22$)، اما اختلاف حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین هنگام برخورد پاشنه ($P \leq 0/03$) بین دو گروه معنادار بود. نتایج این مطالعه نشان داد که افراد دارای زانوی پرانتری در مقایسه با افراد نرمال در مرحله جذب نیرو هنگام فرود میزان فعالیت کمتری را در عضله دوقلوی داخلی از خود نشان دادند که ممکن است به سبب آن نیروهای بیشتری به مفاصل اندام تحتانی آنها وارد شود. این موضوع ممکن است در طولانی مدت سبب آسیب دیدگی و بروز بیماری های تخریب مفصلی شود.

واژه های کلیدی

الکترومایوگرافی، عضلات ساق، حداکثر نیروهای عمودی عکس العمل زمین، فرود تک پا، زانوی پرانتری

مقدمه

فرود از جمله حرکات ورزشی متداول است که می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید. افزایش نیروهای برخوردی در ضمن فرود و تکرار این نیروها زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم اطراف مفصل فراهم می‌سازد (۲۸). نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین پارامترهایی هستند که نحوه فرود فرد را از لحاظ میزان شدت توصیف می‌کنند (۱۴،۴۱). حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین متغیرهای بیومکانیکی هستند که به ترتیب در اثر برخورد پنجه (F_1) و پاشنه (F_2) با زمین حین فرود ظاهر می‌شوند (۹،۲۹). قبل از تماس با زمین عضلات اندام تحتانی به صورت فید فورواردی^۱ فعال می‌شوند تا نیروهای تماسی بعد از فرود را جذب نمایند (۳۴). بعد از تماس با زمین نیز عضلات با انقباض اسنتریک خود سعی در جذب نیروهای وارده بر بدن دارند (۱۴). در مقایسه با فرود نرم (فرود با زاویه زانوی بیشتر از ۹۰ درجه) که عضلات مفاصل ران و زانو بیشتر در جذب نیرو نقش دارند، در فرود سخت (فرود با زاویه زانوی کمتر از ۹۰ درجه) عضلات پلنتارفلکسور نقش اصلی را در جذب نیرو ایفا می‌کنند (۱۴). ناتوانی بدن در تولید انقباضات برونگرا و پیش‌بین عضلات اندام تحتانی هنگام فرود به صورت چشمگیری سبب افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین و نیز زمان رسیدن به پایداری می‌شود (۲۸). مطالعات نشان داده‌اند که مفاصل ران، زانو و مچ پا با بکارگیری عضلات عمل‌کننده بر روی این مفاصل در جذب نیرو نقش دارند (۳۰،۴۰). یوو و همکاران^۲ (۲۰۱۱) گزارش کردند که در صفحه فرونتال^۳ مفصل زانو جذب‌کننده اصلی نیرو در حرکت فرود تک پا به شمار می‌رود و اظهار داشتند که در مقایسه با فرود دو پا، در فرود تک پا مفصل زانو بیشترین مقدار دامنه حرکتی، گشتاور و جذب نیرو را در صفحه فرونتال از خود نشان داده است (۴۰). به نظر می‌رسد تغییر در زاویه مفصل زانو در صفحه فرونتال بر فعالیت عضلانی، گشتاورها و نیروهای مفصلی در مفاصل زانو و مچ پا تأثیر می‌گذارد (۶،۷،۱۱). زانوی پرانتری از جمله ناهنجاری‌های زانو در صفحه فرونتال به شمار می‌رود که شیوع آن در میان ورزشکاران و غیر ورزشکاران کشور بالا است (۲،۳). هییم و همکاران^۴ (۲۰۰۸) و انکر و همکاران^۵ (۲۰۰۸) گزارش کردند که ناهنجاری زانو در

1. Feedforward
2. Yoew & et al
- 3 . Frontal plane
- 4 . Haim & et al
- 5 . Anker & et al

صفحه فرونتال ممکن است توزیع وزن به صورت نرمال روی مفصل زانو (۱۸) و همچنین مفصل مچ پا (۸) را دستخوش تغییر سازد. نشان داده شده است که ناهنجاری زانوی پرانتری ممکن است سبب مقداری چرخش داخلی در اندام تحتانی شود که سبب ایجاد تغییر در وضعیت مچ پا در حین تحمل وزن می‌شود (۲۶). این تغییر در راستای پا در نتیجه ناهنجاری زانوی پرانتری ممکن است فعالیت عضلات ساق پا و متعاقباً با آن عملکرد پا را در جذب نیرو دچار تغییر سازد. در سال‌های اخیر مطالعات مختلفی به بررسی تأثیر ناهنجاری زانوی پرانتری بر پارامترهای بیومکانیکی اندام تحتانی در حین فعالیت‌های ایستا (ایستادن روی یک پا) و پویا (راه رفتن و دویدن) پرداخته‌اند (۵،۳۱،۳۴،۳۶،۳۸). سمعی و همکاران (۲۰۱۲) گزارش کردند که افراد دارای زانوی پرانتری در مقایسه با افراد نرمال به طور معناداری به میزان بیشتری در معرض خطر افتادن قرار دارند و تعادل ایستا و پویا در جهت داخلی- خارجی به طور معناداری در افراد دارای زانوی پرانتری کمتر بود (۳۳). استیف و همکاران^۱ (۲۰۱۱) نشان دادند که در صفحه فرونتال حداکثر گشتاورهای اداکشن زانو در مراحل میانی^۲ و انتهایی^۳ راه رفتن تقریباً به اندازه ۳۲٪ و حداکثر گشتاور اداکشن ران بلافاصله پس از تماس پاشنه با زمین در گروه دارای زانوی پرانتری در مقایسه با افراد نرمال بیشتر است و در صفحه عرضی^۴ افراد دارای ناهنجاری زانوی پرانتری میزان گشتاور چرخشی داخلی زانو و گشتاور چرخش خارجی ران افزایش یافته‌ای را از خود نشان دادند (۳۶). نایلند و همکاران^۵ (۲۰۰۲) گزارش کردند که افراد دارای زانوی پرانتری در مقایسه با افراد نرمال هنگام ایستادن روی یک پا به علت اتکا بیشتر به مفاصل سابتالار و میدتارسال دارای کنترل وضعیتی و تعادل ضعیف‌تری هستند و کنترل عملکردی ضعیف‌تری در عضلات پلنتارفلکسور مچ پا دارند (۳۱). اما با توجه به شیوع نسبتاً زیاد ناهنجاری زانوی پرانتری در کشور، اینکه وجود این ناهنجاری تا چه میزان فعالیت عضلات ساق پا قبل و بعد از فرود و نیز استراتژی‌های جذب نیرو را در حین فرود دستخوش تغییر می‌سازد شاید بتواند بینشی را در مورد عملکرد نامطلوب اندام تحتانی در افراد دارای ناهنجاری زانوی پرانتری فراهم سازد. با استفاده از نتایج تحقیق حاضر، شاید بتوان پروتکل‌های درمانی و برنامه‌های تمرینی را به گونه‌ای طراحی نمود که حداکثر کارایی را برای

- 1 . Stief & et al
- 2 . Mid stance
- 3 . Terminal stance
- 4 . Horizontal plane
- 5 . Nyland & et al

افراد دارای زانوی پرانتری داشته باشد. بدین ترتیب هدف پژوهش حاضر بر این مبنا قرار گرفته است تا سطح فعالیت الکتریکی عضلات دوقلوی داخلی، نعلی و درشت‌نی‌قدامی قبل و بعد از فرود و حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام برخورد پنجه و پاشنه را در افراد دچار ناهنجاری زانوی پرانتری با افراد نرمال در حرکت فرود تک پا مقایسه نماید. در این مطالعه فرض شد که در پارامترهای کینتیکی مذکور بین افراد دارای زانوی پرانتری و نرمال اختلاف وجود دارد.

روش تحقیق

تحقیق بنیادی از نوع مقایسه‌ای حاضر روی دانشجویان پسر دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی که در سال تحصیلی ۹۱-۱۳۹۰ مشغول به تحصیل بودند، انجام شد. آزمودنی‌های مطالعه ۱۳ نفر دارای ناهنجاری زانوی پرانتری (با میانگین سنی ۱/۹۹ع ۲۱/۸۱ و میانگین وزنی ۶/۷۴ع ۶۵/۴۴) و ۱۳ نفر دارای زانوی نرمال (با میانگین سنی ۲/۷۵ع ۲۲/۰۷ و میانگین وزنی ۹/۶۴ع ۶۷/۵۷) از مردان دانشجوی بوده که به روش نمونه‌گیری هدف‌مند انتخاب شدند. قبل از انجام هرگونه اندازه‌گیری، رضایت آزمودنی‌ها برای شرکت در تحقیق و اطلاعات شخصی آنها شامل: سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته، سابقه بیماری و آسیب‌دیدگی جمع‌آوری شد. از وزن آزمودنی‌ها توسط ترازوی دیجیتالی اندازه‌گیری به عمل آمد. ملاک‌های خروج آزمودنی‌ها عبارتند از: سابقه آسیب‌دیدگی در سر در شش ماه گذشته، سابقه آسیب دیدگی ورزشی در ناحیه زانو و مچ پا، سابقه جراحی زانو در ۶ ماه گذشته، داشتن بیماری‌های مفصلی نظیر آرتروز در اندام تحتانی به گونه‌ای که بیومکانیک فرود را تحت تاثیر قرار دهد، داشتن ناهنجاری‌های اندام تحتانی نظیر کف پای صاف و گود و اختلاف طول پا بیشتر از یک سانتی‌متر. علاوه بر موارد مذکور در صورتی که آزمودنی‌ها ورزشکار حرفه‌ای بودند یا سابقه حضور در برنامه تمرینی پرشی یا قدرتی شامل حرکت فرود تک پا به گونه‌ای که در این مطالعه استفاده می‌شود را داشتند، شرایط حضور در تحقیق را پیدا نکردند. از کولیس تغییر شکل یافته با دقت ۱/۱ ساخت شرکت LTD کشور ژاپن برای ارزیابی زانوی پرانتری و نرمال استفاده شد. برای اندازه‌گیری میزان زانوی پرانتری، آزمودنی دو قوزک داخلی پا را بدون هیچ‌گونه فشاری به هم چسبانده بود. در این حالت اگر فاصله دو اپی‌کندیل داخلی ران در حالت ایستاده بیش از ۳ سانتی‌متر باشد، به عنوان ناهنجاری زانوی پرانتری در نظر گرفته

شد (۳۳). فرآیند معاینات توسط متخصص طب ورزشی انجام گرفت. در این مطالعه سعی شد میزان شدت زانوی پرانتری افراد در طیف نزدیک به هم باشند. پیش از الکتروگذاری ابتدا پای برتر آزمودنی مشخص گردیده تا الکتروگذاری روی پای برتر انجام شود. بدین منظور از آزمودنی خواسته شد که روی سکو ۳۰ سانتی متری قرار گرفته و بدون آنکه هیچ گونه دستورات عملی در این مرحله در مورد نحوه فرود داده شود، از آزمودنی خواسته شد که فقط با یک پا فرود آید. پای برتر، پای تعریف شد که فرد ۳ فرود از ۲ فرود خود را با آن پا انجام دهد (۱۹). با توجه به نوع فرود به کار گرفته شده در مطالعه حاضر (فرود سخت) و نقش عضلات ساق پا به عنوان جذب کننده‌های اصلی نیرو در این نوع فرود، سطح فعالیت این عضلات به عنوان متغیرهای وابسته بین دو گروه مقایسه شدند. به منظور آماده سازی پوست، پس از تراشیدن مو، محل الکتروگذاری توسط الککل جهت کاهش مقاومت تمیز گردید. سپس جفت الکترودها در امتداد راستای عضلات قرار داده شدند. الکترودها و کابل‌ها روی پوست ثابت گردید تا در حرکت آزمودنی اختلال ایجاد نکنند و از طرفی از ایجاد نویزهای حرکتی در سیگنال‌ها جلوگیری به عمل آید. الکتروگذاری برای عضلات نعلی، دوقلوی داخلی و درشتنی قدامی بر اساس پروتکل اروپایی SENIAM انجام شد. بدین ترتیب الکترودها برای عضله دوقلوی داخلی در فاصله ۱۵ تا ۲۰ سانتی متر پایین‌تر از حفره رکی قرار گرفتند. برای عضله نعلی ۵ سانتی متر پایین‌تر از محلی که دو سر عضلات دوقلو به تاندون آشیل وصل می‌شوند و برای عضله درشتنی قدامی ۸ سانتی متر پایین‌تر از برجستگی استخوان درشتنی و یک سانتی متر بیرون از لبه استخوان درشتنی قرار داده شدند (۲۰). آزمون‌های حداکثر انقباض ارادی^۱ این عضلات از هر نفر به صورت مجزا گرفته شد. برای عضلات دوقلوی داخلی و نعلی، افراد حرکت پلنتارفلکشن در حالت ایستاده با مچ پا در زاویه ۹۰ درجه و برای عضله درشتنی قدامی حرکت دورسی فلکشن در حالت ایستاده با مچ پا در زاویه ۹۰ درجه در برابر مقاومت ثابت دستگاه را انجام دادند (۱۵). پیش از انجام آزمون مربوط به حداکثر انقباض ارادی، افراد عضلات را چند مرتبه منقبض می‌کردند تا اطمینان حاصل شود که آزمون حداکثر انقباض ارادی به درستی انجام می‌شود. در هر آزمون ضمن ثبت سیگنال الکترومایوگرافی افراد حداکثر انقباض ارادی را به اندازه ۵ ثانیه انجام می‌دادند (۱۵). پس از انجام آزمون‌های حداکثر انقباض ارادی و استراحت ۳۰ دقیقه‌ای، از آزمودنی تست حرکت فرود تک پا به عمل آمد. پیش از انجام آزمون، آزمودنی به مدت ۱ تا ۳ دقیقه به انجام حرکات کششی پرداخت و ۳ تا ۵ بار به منظور آشنایی با آزمون و احساس راحتی در اجرای آن، حرکت

1. Maximum voluntary contraction (MVC)

فرود تک پا را انجام داده و پیش از شروع آزمون‌های اصلی به مدت ۵ دقیقه استراحت می‌نمود. روش اجرای آزمون به این صورت بود که آزمودنی روی سکویی به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر به گونه‌ای که روی دو پا ایستاده و دست‌هایش روی لگن باشد، قرار می‌گرفت، سپس در حالی که پاها برهنه بود با پای برتر از سکو که لبه جلویی آن از صفحه نیرو ۱۵ سانتی متر فاصله داشت به مرکز صفحه نیرو فرود می‌آمد. آزمودنی‌ها صرفاً عمل فرود و نه عمل پرش به بالا و یا جلو را انجام دادند و برای حداقل یک ثانیه تعادل خود را در حالی که در سرتاسر تمرین دست‌شان روی لگن بود، حفظ می‌کردند. سه فرود قابل قبول ثبت گردید. فرود قابل قبول شامل تماس پنجه پا در ابتدا، حفظ تعادل، توانایی فرود آمدن بدون جهش و زاویه فلکشن زانو کمتر از ۹۰ درجه است (۱۹). آزمودنی‌ها در حالیکه راستای تنه را حین فرود حفظ می‌کردند (۱۰)، فرود طبیعی خود را انجام می‌دادند (شکل ۱).



شکل ۱. پروتکل فرود تک پا

از صفحه نیرو سه محوره^۱ که در مرکز واکوی^۲ جاسازی شده بود، برای مشخص نمودن لحظه تماس آغازین پا با زمین و اندازه‌گیری حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین استفاده شد. این صفحه نیرو قابلیت ثبت نیروهای عکس‌العمل در دامنه ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز را دارد. اطلاعات فرود تک پا توسط صفحه نیرو با فرکانس

1 . Force Plate (Model MIE, 40×60, UK)

2 .Walk way

نمونه‌برداری ۴۰۰ هرتز ثبت و روی کامپیوتر ذخیره شد. ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی در آزمون‌های حداکثر انقباض ارادی (MVC) و حرکت فرود تک پا با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی^۱ با پهنای باند ۲۰ الی ۱۰۰۰ هرتز که با دستگاه صفحه نیرو هم‌همزمان^۲ شده بود، صورت گرفت. این دستگاه ۸ کاناله بوده و شامل واحدهای فرستنده و گیرنده می‌باشد. واحد فرستنده که به صورت کمر بند دور کمر آزمودنی قرار می‌گیرد، قابلیت ارسال امواج بوسیله آنتن و به روش بی‌سیم^۳ تا فاصله ۱۰۰ متری از واحد گیرنده را دارد. سیگنال‌ها با استفاده از الکترودهای یک بار مصرف از جنس آلایژ نقره با کلرید نقره^۴ با قطر یک سانتی‌متر اندازه‌گیری شدند که به پری‌آمپلی فایرهای با بهره^۵ ۴۰۰۰، پهنای باند ۳۲ کیلوهرتز، نسبت حذف سیگنال‌های مشترک ۱۰۸ دسی‌بل و مقاومت ورودی^۶ ۱۰ اهم وصل بودند. البته در این مطالعه پری‌آمپلی فایری که برای عضله نعلی مورد استفاده قرار گرفت دارای بهره ۱۰۰۰ بود. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌تر بود. داده‌های الکترومایوگرافی در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز و با استفاده از فیلتر پایین گذر ۶ هرتز و نرم افزار Myo-Dat ثبت و روی کامپیوتر ذخیره شدند.

زمان تماس آغازین پا با زمین لحظه‌ای در نظر گرفته شد که میزان نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (F_z) از ۱۰ نیوتن فراتر رود (۲۳). با استفاده از اطلاعات کسب شده از صفحه نیرو، حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین، حداکثر نیروی عمودی (N) ثبت شده در حین فرود آمدن در لحظه برخورد پنجه (F_1) و پاشنه (F_2) مدنظر قرار گرفت که با تقسیم بر وزن آزمودنی‌ها (N) نرمال شده و به صورت مضربی از وزن بدن^۶ (BW) بیان شدند. سپس میانگین داده‌های بدست آمده از سه فرود موفق، برای محاسبه این متغیرها مورد استفاده قرار گرفت.

به منظور تجزیه و تحلیل داده‌های الکترومایوگرافی، حرکت فرود مطابق با مطالعات قبلی (۲۳، ۲۴) به دو فاز تقسیم گردید: (۱) ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از تماس آغازین پا با زمین (۲) ۱۰۰ میلی ثانیه بعد از تماس پا با زمین

- 1 . Electromyography (MT8 Model, MIE Medical Research Ltd, UK)
- 2 . Synchronization
- 3 . Wireless
- 4 . Ag-AgCl (F521 Model, Skintact, Austria)
- 5 . Gain
- 6 . Body Weight (BW)

(مرحله جذب نیرو). جهت محاسبه و تجزیه و تحلیل داده‌های الکترومایوگرافی ابتدا می‌بایست لحظه تماس پا با زمین مشخص شود. این لحظه با استفاده از داده‌های صفحه نیرو در راستای عمودی مشخص گردید و از آنجایی که داده‌های صفحه نیرو با داده‌های الکترومایوگرافی با هم و به صورت همزمان ثبت شدند، این لحظه را در داده‌های الکترومایوگرافی مشخص نموده و با وارد نمودن داده‌های خام الکترومایوگرافی قبل از این لحظه در نرم افزار ریاضیاتی متلب^۱ ورژن ۷/۶، سطح فعالیت عضلات را در بازه‌های زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه قبل و ۱۰۰ میلی ثانیه بعد از فرود بر حسب ریشه میانگین مجذور مربع^۲ (RMS) محاسبه گردید. داده‌های مربوط به آزمون‌های حداکثر انقباض ارادی هر عضله برای هر نفر نیز با استفاده از نرم افزار متلب و بر حسب RMS محاسبه شدند. میانگین سطح فعالیت عضلات دوقلوی داخلی، نعلی و درشت‌نی قدامی در بازه‌ی زمانی مذکور در هر سه بار آزمون حرکت فرود تک پا برای هر نفر محاسبه گردید. به منظور نرمال کردن داده‌های مربوط به سطح فعالیت عضلات، داده‌های هر عضله را بر MVC محاسبه شده آن عضله تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب کردیم و بدین ترتیب سطح فعالیت عضلات بر حسب RMS و بر اساس درصدی از MVC بدست آمد [۳۲].

نتایج و یافته‌های تحقیق

به منظور توصیف دو گروه از منظر متغیرهای سن، وزن و میزان فاصله بین دو اپی کندیل داخلی مفصل زانو، ابتدا شاخص‌های توصیفی مربوط به این متغیرها در هر کدام از دو گروه محاسبه گردید که نتایج در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱- میانگین و انحراف استاندارد سن، وزن و فاصله بین دو اپی کندیل داخلی مفصل زانو در دو گروه

زانوی پرنانتری و نرمال		
پارامتر	زانوی پرنانتری	نرمال
سن (سال)	۲۱/۸۱ ± ۱/۹۹	۲۲/۰۷ ± ۲/۷۵
وزن (کیلوگرم)	۶۵/۴۴ ± ۶/۷۴	۶۷/۵۷ ± ۹/۶۴
فاصله بین دو اپی کندیل داخلی مفصل زانو (سانتی‌متر)	۴/۵ ± ۰/۴	۰/۴ ± ۰/۳

1 . MATLAB

2 . Root Mean Square (RMS)

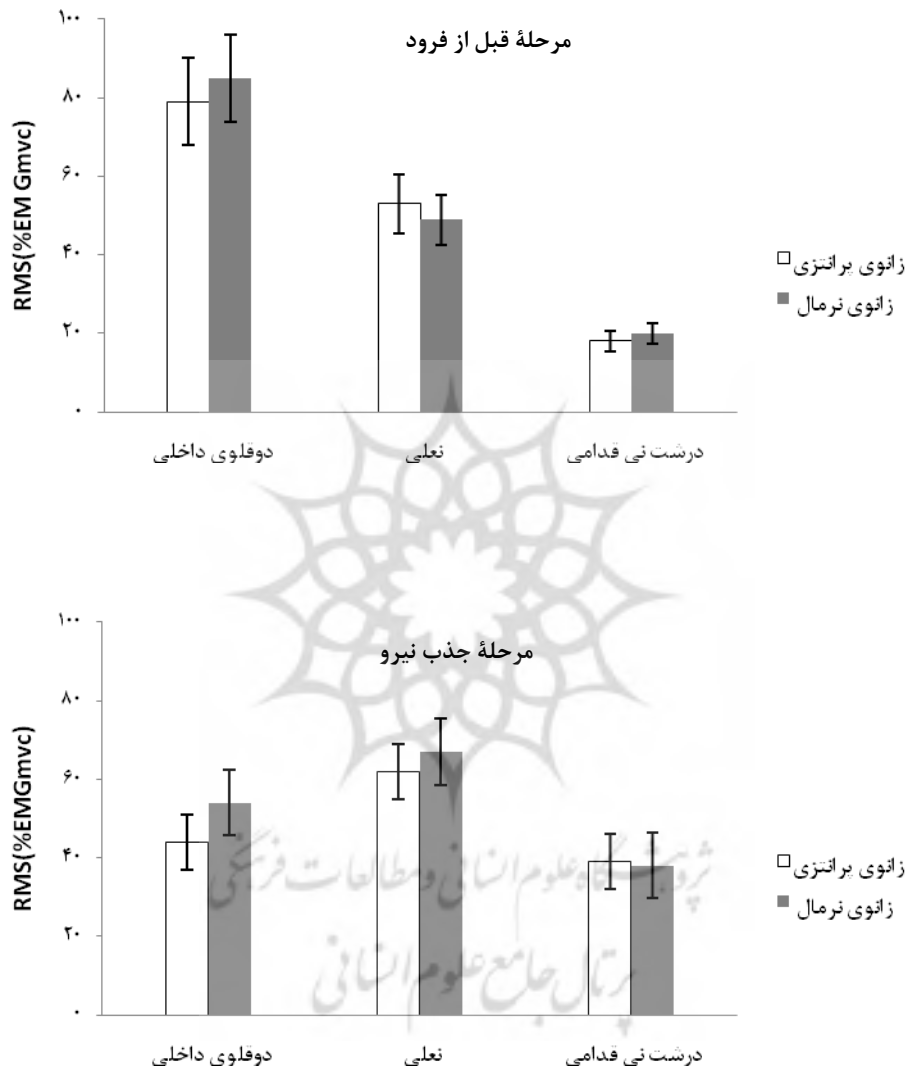
آزمودنی‌های دو گروه تحقیقی از لحاظ میانگین ویژگی‌های فردی یکسان بوده و اختلاف معناداری بین دو گروه مشاهده نشد. از آنجایی که تمامی متغیرها در هر دو گروه، توزیع نرمال داشتند، بنابراین از آزمون پارامتری t مستقل جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد. نتایج این آزمون نشان داد که در مرحله قبل از فرود در فعالیت عضلات نعلی، دوقلوی داخلی و درشت‌نی قدامی بین دو گروه اختلاف معنادار نبود (به ترتیب $(P=0/76)$ ، $(P=0/09)$ و $(P=0/77)$).

در مرحله بعد از فرود (مرحله جذب نیرو) در فعالیت عضلات نعلی و درشت‌نی قدامی اختلاف معناداری نشان داده نشد (به ترتیب $(P=0/68)$ و $(P=0/92)$)، اما اختلاف فعالیت عضله دوقلوی داخلی بین دو گروه معنادار بود $(P=0/04)$. اختلاف معناداری در حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام برخورد پنجه نشان داده نشد $(P=0/22)$ ، اما اختلاف حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام برخورد پاشنه $(P=0/003)$ بین دو گروه معنادار بود. شاخص‌های توصیفی فعالیت نرمال شده عضلات منتخب در مراحل قبل و بعد از فرود و نیز حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام برخورد پنجه و پاشنه در دو گروه و نتایج آزمون t مستقل در شکل ۲ و جدول ۲ مشاهده می‌شود.

جدول ۲- میانگین و انحراف استاندارد حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام برخورد پنجه و پاشنه در دو گروه زانوی پراتنزی و نرمال و نتایج آزمون t مستقل

پارامتر	زانوی پراتنزی	نرمال	F	**P
F _۱ (نیوتن)	۱/۴۰±۳/۴۶	۱/۲۳±۴/۰۹	۰/۱۴	۰/۲۲
F _۲ (نیوتن)	۲/۲۸±۲/۱۸	۱/۹۵±۲/۲۹	۱/۴۴	۰/۰۰۳

**معنی‌داری در سطح ۰/۰۵



شکل ۲- میانگین میزان فعالیت نرمال شده عضلات ساق پا در هر مرحله

بحث و نتیجه‌گیری

هدف مطالعه حاضر، مقایسه‌ی الکترومایوگرافی عضلات ساق پا (قبل و بعد از فرود)، حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین در حرکت فرود تک پای مردان دارای زانوی پرانتری و نرمال بود. نتایج آزمون t مستقل نشان داد که در مرحله قبل از فرود در فعالیت عضلات نعلی، دوقلوی داخلی و درشت‌نی قدامی بین دو گروه اختلاف معنادار نبود (به ترتیب $P=0/76$)، $(P=0/09)$ و $(P=0/77)$). در مرحله بعد از فرود (مرحله جذب نیرو) در فعالیت عضلات نعلی و درشت‌نی قدامی اختلاف معناداری نشان داده نشد (به ترتیب $P=0/68$) و $(P=0/92)$ ، اما اختلاف فعالیت عضله دوقلوی داخلی بین دو گروه معنادار بود $(P=0/04)$. اختلاف معناداری در حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام برخورد پنجه نشان داده نشد $(P=0/22)$ ، اما اختلاف حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام برخورد پاشنه $(P=0/03)$ بین دو گروه معنادار بود.

در بسیاری از حرکات روزانه، رابطه ما با محیط با اعمال نیروهای عکس‌العمل بزرگی به بدن مان همراه است. نمونه‌های از این شرایط را می‌توان در هنگام فرود از یک سکو در نظر گرفت، چرا که این نیروها با صدمات اندام تحتانی در ارتباط می‌باشند. در حین اجرای فعالیت‌های توأم با تحمل وزن (مانند فرود آمدن)، اندام تحتانی به مقدار زیادی مسئول توانایی بدن برای جذب نیرو هنگام تماس پا با زمین هستند (۱۳). دویتا و همکاران^۱ (۱۹۹۲) گزارش کردند که در مقایسه با فرود نرم (فرود با زاویه زانوی بیشتر از ۹۰ درجه) که عضلات مفاصل ران و زانو بیشتر در جذب نیرو نقش دارند، در فرود سخت (فرود با زاویه زانوی کمتر از ۹۰ درجه) عضلات پلنتارفلکسور نقش اصلی را در جذب نیرو ایفا می‌کنند (۱۴). با توجه به نوع فرود به کار گرفته شده در این مطالعه (فرود سخت)، سطح فعالیت عضلات ساق پا به عنوان متغیرهای وابسته بین دو گروه مقایسه شدند. قبل از تماس پا با زمین در حرکت فرود، عضلات اندام تحتانی به صورت فیدفوراردی^۲ فعال می‌گردند تا نیروهایی که در هنگام تماس اعمال می‌شوند را جذب کنند (۱۶). نتایج مطالعه حاضر نشان داد که در سطح فعالیت عضلات منتخب در مرحله قبل از فرود بین دو گروه زانوی پرانتری و نرمال اختلاف معناداری وجود ندارد. شاید میزان شدت زانوی پرانتری آزمودنی‌ها در حدی نبوده که منجر به معنادار شدن اختلاف فعالیت عضلات منتخب بین

1 . Devita & et al

2 . Feedforward

دو گروه شود. از طرفی با توجه به نتایج مطالعات دیگر می‌توان چنین بیان نمود که میزان فعالیت عضلات قبل از فرود ممکن است به عواملی نظیر تصور فرد از میزان نزدیک شدن به سطح فرود (۲۱)، نحوه فرود (ناگهانی^۱ یا قابل انتظار^۲)، مهارت (۳۵) و حس عمقی مفصل مچ پا^۳ (۱۷) بستگی داشته باشد. بنابراین یافته‌های مطالعه حاضر نشان دادند که زانوی پرانتری ممکن است تأثیر اندکی بر فعالیت عضلات پلنتارفلکسور و دورسی فلکسور قبل از فرود داشته باشد.

کرنل و همکاران^۴ (۱۹۹۲) و هوکسلی و همکاران^۵ (۱۹۹۸) نشان دادند که عضلات پس از برخورد پا با زمین با انقباض اکسنتریک خود سعی در جذب نیروهای عکس‌العمل زمین دارند و فعالیت آن‌ها تا مرحله توقف و ثبات در وضعیت بدن ادامه می‌یابد (۲۲،۲۵). دکر و همکاران^۶ (۲۰۰۳) و ژانگ و همکاران^۷ (۲۰۰۰) گزارش نمودند که نیروهای وارد بر اندام تحتانی در حین فرود آمدن با انقباض برون‌گرای عضلات اکستنسور مفاصل زانو و ران در حین فلکشن این مفاصل، هم‌چنین انقباض برون‌گرای عضلات پلنتارفلکسور مفصل مچ پا در حین دورسی فلکشن این مفصل تعدیل می‌شوند (۱۳،۱۴). سماعی و همکاران (۲۰۱۲) گزارش کردند که افراد دارای زانوی پرانتری در مقایسه با افراد نرمال به طور معناداری به میزان بیشتری در معرض خطر افتادن قرار دارند و تعادل ایستا و پویا در جهت داخلی- خارجی به طور معناداری در افراد دارای زانوی پرانتری کمتر است (۳۴). از آنجایی که افراد دارای زانوی پرانتری در مقایسه با افراد نرمال دارای کنترل پاسچر کمتری در صفحه فرونتال هستند و از طرفی حرکت مفصل سابتالار در درجه اول در صفحات فرونتال و عرضی صورت می‌گیرد، این مفصل قادر است ناهنجاری‌های ساختاری در صفحه فرونتال را به طور موثر جبران نماید (۱۲،۳۷). نایلند و همکاران (۲۰۰۳) گزارش کردند که افراد دارای زانوی پرانتری در مقایسه با افراد نرمال هنگام ایستادن روی یک پا در حالی که زانو در زاویه ۲۰ درجه فلکشن قرار دارد، به منظور برقراری تعادل وابستگی بیشتری به عضلات پلنتار فلکسور به عنوان تنظیم کننده اینورشن اورشن مفصل سابتالار و میدتارسال دارند، در حالی که افراد نرمال به منظور حفظ

-
- 1 . Unexpected fall
 - 2 . Expected fall
 - 3 . Ankle proprioception
 - 4 . Kernell & et al
 - 5 . Huxley & et al
 - 6 . Decker
 - 7 . Zhang & et al

تعادل از عضلات پلنتارفلیکسور بیشتر در مفصل تالوکرورال^۱ استفاده می‌کردند (۳۱). این احتمال وجود دارد که افراد دارای زانوی پرانتری در مرحله جذب نیرو هنگام فرود به منظور حفظ تعادل در صفحه فرونتال از گروه عضلانی پلنتارفلیکسور بیشتر در مفاصل سابتالار و میدتارسال استفاده کنند که در این صورت از کارایی این عضلات در مفصل تالوکرورال می‌کاهد و ممکن است افراد زانوی پرانتری در مقایسه با افراد نرمال نتوانند از عضلات پلنتارفلیکسور بیشتر برای جذب نیرو در مفصل تالوکرورال استفاده کنند. به نظر می‌رسد که عضله دوقلوی داخلی در افراد دارای زانوی پرانتری در مقایسه با عضله نعلی بیشتر تحت تأثیر قرار گرفته و اختلاف فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوقلوی داخلی در مقایسه با اختلاف عضله نعلی بین دو گروه بیشتر بوده است. از آنجایی که سر داخلی عضله دوقلو، به عنوان عضله کمکی در چرخش پا به داخل (اینورژن) عمل می‌کند (۴)، ممکن است تغییر در راستای مچ پا به علت ناهنجاری زانوی پرانتری به طور ثانویه سبب کاهش فعالیت این عضله گردد. علاوه بر این سر عضله دوقلوی داخلی از کندیل داخلی استخوان ران شروع می‌شود (۱) و در مقایسه با عضله نعلی با افزایش فلکشن زانو در مرحله جذب نیرو بیشتر می‌تواند تحت تأثیر ناهنجاری زانوی پرانتری قرار گیرد. در سوی مقابل نتایج تحقیق حاضر نشان داد که در زمان جذب نیرو اختلاف فعالیت عضله درشتنی قدامی بین دو گروه معنادار نیست ($P \pm 0/92$)، شاید بتوان گفت از آنجایی که سر عضله درشتنی قدامی از کندیل خارجی و نیمه فوقانی سطح خارجی استخوان درشتنی شروع می‌شود و در مقایسه با عضله دوقلوی داخلی با افزایش فلکشن زانو پس از فرود، زانوی پرانتری کمتر این عضله را تحت تأثیر قرار می‌دهد، از طرفی در صورت تأثیر احتمالی زانوی پرانتری بر عضله درشتنی قدامی، نقش کم‌رنگ این عضله در مقایسه با عضلات پلنتارفلیکسور در زمان جذب نیرو شاید نتواند این تأثیر را به خوبی نشان دهد.

داده‌های مربوط به حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین نتایج بدست آمده از فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ساق پا در مرحله‌های قبل از فرود و جذب نیرو را تایید می‌کنند. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که میانگین حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام برخورد پنجه (F_1) در حرکت فرود تک پا بین آزمودنی‌های دارای زانوی پرانتری و نرمال اختلافی ندارد ولی میانگین حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام برخورد پاشنه (F_2) در حرکت فرود تک پای مردان دارای زانوی پرانتری و نرمال اختلاف معنی دار دارد.

همان‌گونه که قبلاً اشاره شد پیش از تماس پا با زمین در حرکت فرود عضلات اندام تحتانی فعال می‌گردند تا نیروهایی که در هنگام تماس اعمال می‌شوند را جذب کنند (۱۷). سانتلو^۱ (۲۰۰۵) گزارش کرد که پیش فعال سازی عضلات پلنتارفلکسور منجر به سفتی بیشتر در مچ پا می‌گردد (۳۴). همان‌گونه که قبلاً ذکر شد اختلاف معناداری در فعالیت عضلات دوقلوی داخلی، نعلی و درشت‌نی قدامی در مرحله قبل از فرود وجود ندارد و از آنجایی که فعالیت این عضلات منجر به سفتی مفصل مچ پا می‌گردد، لذا می‌توان چنین نتیجه گرفت که میزان سفتی مفصل مچ پا در افراد دارای زانوی پرانتری و نرمال تفاوت ناچیزی با یکدیگر دارد و شاید بتوان اظهار نمود استراتژی این دو گروه برای لحظه برخورد پنجه یکسان باشد. از این رو این دو گروه نیروهای تقریباً یکسانی را هنگام برخورد پنجه تجربه نمودند و اختلاف ناچیزی که در نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام برخورد پنجه بین افراد دارای زانوی پرانتری و نرمال وجود دارد، ممکن است ناشی از اختلاف اندک در میزان فعالیت عضلات ساق پا بین دو گروه اندکی قبل از تماس پا با زمین باشد. ناتوانی بدن در تولید انقباضات برونگرا و پیش‌بین عضلات اندام تحتانی هنگام فرود به صورت چشمگیری سبب افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین و نیز زمان رسیدن به پایداری می‌شود (۲۸). نتایج مطالعه حاضر نشان داد که اختلاف میانگین فعالیت عضله دوقلوی داخلی بین دو گروه معنادار است ولی اختلاف میانگین فعالیت عضله نعلی بین دو گروه معنادار نبود، با وجود این افراد دارای زانوی پرانتری در مقایسه با افراد نرمال در مرحله جذب نیرو میزان کمتری از فعالیت را در عضلات دوقلوی داخلی و نعلی از خود نشان دادند. از طرفی نشان داده شده است که طی مرحله جذب نیرو عضلات اکستنسور مفاصل ران و زانو با عضلات پلنتارفلکسور در جذب نیرو همکاری می‌کنند. در افراد دارای زانوی پرانتری به علت تغییر راستای وتر عضلات چهارسر، این عضلات دچار کاهش عملکرد می‌شوند و ممکن است در ایجاد انقباضات برونگرا دچار مشکل شوند و نیروهای بیشتری را در هنگام برخورد پاشنه تجربه کنند. علاوه بر این نشان داده شده هر چه فلکشن مفاصل ران و زانو هنگام فرود بیشتر باشد، میزان نیروهای عکس‌العمل زمین کمتر خواهد بود (۲۸). این احتمال وجود دارد که افراد دارای زانوی پرانتری فرود را با پاسچر صاف‌تری در مقایسه با افراد دارای زانوی نرمال انجام داده باشند. نتایج مطالعه حاضر با نتایج مطالعه نایلند و همکاران به نوعی هم‌خوانی دارد (۳۱). آن‌ها گزارش کردند که میانگین مرکز فشار کف پایی در افراد دارای زانوی پرانتری در مقایسه با افراد نرمال هنگام ایستادن روی یک پا در حالتی که زانو در زاویه ۲۰ درجه قرار دارد بیشتر در قسمت

پاشنه پا قرار دارد و افراد دارای زانوی پرانتری در این وضعیت نیروی بیشتری را در قسمت پاشنه تجربه می‌کنند.

به نظر می‌رسد تغییر در زاویه مفصل زانو در صفحه فرونتال بر فعالیت برخی از عضلات و نیروهای مفصلی در مفاصل زانو و مچ پا تاثیر می‌گذارد. نتایج این مطالعه نشان داد که افراد دارای زانوی پرانتری در مقایسه افراد نرمال در مرحله جذب نیرو میزان کمتری از فعالیت را در عضله دوقلوی داخلی از خود نشان دادند که ممکن است به سبب آن نیروهای بیشتری به مفاصل اندام تحتانی آنها وارد شود. این موضوع ممکن است در طولانی مدت سبب آسیب‌دیدگی و بروز بیماری‌های تخریب مفصلی در افراد دارای این ناهنجاری شود. بنابراین با پی بردن به تاثیر احتمالی زاویه زانو در صفحه فرونتال بر فعالیت عضله دوقلوی داخلی، در طراحی پروتکل‌های درمانی و برنامه‌های تمرینی برای افراد دارای زانوی پرانتری توجه به تقویت اکسنتریک این عضله به عنوان جذب کننده نیروهای عکس‌العمل زمین در هنگام فرود، شاید با نتایج بهتری همراه باشد.

به منظور درک بهتر تفاوت‌های بیومکانیکی بین افراد دارای زانوی پرانتری و نرمال هنگام فرود پیشنهاد می‌شود در تحقیقی ویژگی‌های کینماتیکی و کینتیکی بین این دو گروه مقایسه گردد. پیشنهاد می‌گردد در تحقیقات آینده ویژگی‌های بیومکانیکی هنگام فرود بین افراد دارای ناهنجاری زانوی پرانتری با سایر ناهنجاری‌های اندام تحتانی نظیر زانوی ضربدری مقایسه گردد. همچنین نتایج مطالعه حاضر به حرکت فرود تک پا از ارتفاع ۳۰ سانتی متر محدود می‌شود و نمی‌تواند به حرکات دیگر ورزشی نظیر فرود دو پا و فرود از ارتفاع های دیگر تعمیم داده شود، بنابراین به منظور درک بهتر تفاوت بین دو گروه تحقیقات آینده می‌توانند به منظور مقایسه از سایر حرکات ورزشی نظیر حرکات برشی، فرود دوپا و فرود از ارتفاع‌های مختلف بهره بگیرند.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی می‌باشد. به این وسیله از همکاری مسئولین آزمایشگاه و دانشجویان این دانشکده قدردانی می‌شود.

منابع و مأخذ

۱. تندنویس، فریدون. (۱۳۸۶). "حرکت شناسی". تهران، انتشارات دانشگاه تربیت معلم، چاپ یازدهم، ص ۲۳۹.
۲. حدادنژاد، ملیحه. لطافت کار، امیرخداداد. (۱۳۹۱). "رابطه بین ناهنجاری زانوی پرنانتری با عملکرد و قدرت اندام تحتانی در فوتبالیست‌های نوجوان". مجله پژوهش در علوم توانبخشی. دوره ۷، شماره ۲، ص ۱۹۶-۱۸۸.
۳. دانشمندی، حسن. علیزاده، محمدحسین. مقدسی، مهرزاد. (۱۳۸۵). "بررسی راستای طبیعی زانوها و ارتباط آن با برخی عامل‌های مؤثر در ورزشکاران حرفه‌ای". فصلنامه المپیک، شماره ۳۳، ص ۴۱.
۴. سخنگویی، یحیی. افشارمند، زهره. (۱۳۹۰). "بیومکانیک و پاتوبیومکانیک عضلات". تهران، انتشارات نشر ورزش، چاپ اول، ص ۲۹۷.
۵. عنبریان، مهرداد. اسماعیلی، حامد. حسینی نژاد، سیداسماعیل. ربیعی، محمد. بیناباجی، حجت. (۱۳۹۱). "مقایسه فعالیت عضلات اطراف زانو هنگام راه رفتن و دویدن در افراد با ناهنجاری واروس زانو با گروه شاهد". مجله پژوهش در علو. توانبخشی، سال ۸، شماره ۲، ص ۳۰۸-۲۹۸.
6. Andrews M, Noyes FR, Hewett TE, Andriacchi TP. (1996). "Lower limb alignment and foot angle are related to stance phase knee adduction in normal subjects : a critical analysis of the reliability of gait analysis data". *Journal of Orthopedic Research*. 14(2); PP:289-295.
7. Andriacchi TP. (1994). "Dynamics of knee malalignment". *The Orthopedic Clinics of North America*. 25(3); P:395.
8. Anker LC, Weerdesteyn V, Van Nes IJW, Nienhuis B, Straatman H, Geurts ACH. (2008). "The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects". *Gait & Posture*. 27(3); PP:471-417.

9. Bauer JJ, Fuchs RK, Smith GA, Snow CM. (2001). "Original research quantifying force magnitude and loading rate from drop landings that induce osteogenesis". *Journal of Applied Biomechanics*. 17; PP:142-152.
10. Blackburn JT, Padua DA. (2008). "Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing". *Clinical Biomechanics*. 23(3); PP:313-319.
11. Chao E, Neluheni E, Hsu R, Paley D. (1994). "Biomechanics of malalignment". *The Orthopedic Clinics of North America*. 25(3); P:379.
12. Czerniecki JM. (1988). "Foot and ankle biomechanics in walking and running". A review . *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation/ Association of Academic Physiatrists*. 67(6); P:246.
13. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard Steadman J. (2003). "Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing". *Clinical Biomechanics*. 18(7); PP:662-669.
14. Devita P, Skelly WA. (1992). "Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetic in the lower extremity". *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 24(1); PP:108-115.
15. Dionisio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. (2008). "Kinematic, Kinetic and EMG patterns during downward squatting". *Journal of Electromyography and kinesiology*. 18(1); PP:134-143.
16. Duncan AD, McDonagh MJN. (2000). "Stretch reflex distinguished from pre-programmed muscle activations following landing impacts in man". *The Journal of Physiology*. 526(2); PP:457-468.
17. Fu SN, Hui-Chan CWY. (2007). "Are there any relationship among ankle proprioception acuity, pre-landing ankle muscle responses, and landing impact in man?" *Neuroscience Letters*. 417(2); PP:123-127.

18. Haim A, Rozen N, Dekel S, Halperin N, Wolf A. (2008). "Control of knee coronal plane moment via modulation of center of pressure : a prospective gait analysis study". *Journal of Biomechanics*. 41(14); PP:3010-3016.
19. Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. (2003). "Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing". *Journal of Athletic Training*. 38(1) :P:18.
20. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R.(1999). "European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy: Results of the SENIAM Project". Enschede: Roessingh Research and Development. PP:25-49.
21. Hoffren M, Ishikawa M, Komi PV. (2007). "Age-related neuromuscular function during drop jumps". *Journal of Applied Physiology*. 103(4); PP:1276-1283.
22. Huxley A. (1974). "Muscular contraction". *The Journal of Physiology*. 234; PP:1-43.
23. Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. (2011). "Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing". *Journal of Electromyography and Kinesiology*.
24. Kellis E, Kouvelioti V. (2009). "Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing". *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 19(1); PP:55-64.
25. Kernell D. (1992). "Organized variability in the neuromuscular system : a survey of task-related adaptations". *Archives Italiennes de Biologie*. 130(1); P:19.
26. Mann RA. (1986). "Biomechanics of the foot and ankle". *Surgery of the foot*, 5th ed St Louis : Mosby. PP:1-30.

27. McKinley P, Pedotti A. (1992). "Motor strategies in landing from a jump : the role of skill in task execution". *Experimental Brain Reseach*. 90(2); PP:427-440.
28. McNair PJ, Prapavesis H, Callender K. (2000). "Decreasing landing forces: effect of instruction". *British Journal of Sports Medicine*. 34(4) ; PP:293-296.
29. McNitt-Gray JL. (1991). "Kinematics and impulse characteristics of drop landing from three heights". *International Journal of Sport Biomechanics*. 7(2); PP:201-224.
30. Mizrahi J, Susak Z. (1982). "Analysis of parameters affecting impact force attenuation during landing in human vertical free fall". *Engineering in Medicine*. 11(3); PP:141-147.
31. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DNM. (2002). "Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance". *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 34(7); P:1150.
32. Rutherford D, Hubley-Kozey C, Stanish W. (2010). "The neuromuscular demands of altering foot progression angle during gait in asymptomatic individuals and those with knee osteoarthritis". *Osteoarthritis and Cartilage*. 18(5); PP:654-661.
33. Samaei A, Bakhtiary A, Elham F, Rezasoltani A. (2012). "Effects of genu varum deformity on postural stability". *International Journal of Sports Medicine*. 33(6): 469-473.
34. Santello M. (2005). "Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls". *Gait & Posture*. 21(1); PP:85-94.
35. Santello M, McDonagh MJN. (1998). "The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans". *Experimental Physiology*. 83(06): PP:857-874.

36. Stief F, Böhm H, Schwirtz A, Dussa CU, Döderlein L. (2011). "Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment". *Gait & Posture*. 33(3); PP:490-495.
37. Tiberio D. (1988). "Pathomechanics of structural foot deformities". *Physical Therapy*. 68(12): PP:1840-1849.
38. Van GB, Kirby KA, Hagman F. (2005). "Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait". *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 95(6): PP:531-541.
39. Yang, N.H., P.K. Canavan, And H. Nayeb-Hashemi (2010). "The effect of the frontal plane tibiofemoral angle and varus knee moment on the contact stress and strain at the knee cartilage". *Journal of Applied Biomechanics*. 26(4); PP:432-443.
40. Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. (2011). "An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics". *Human Movement Science*. 30(3); PP:624-635.
41. Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. (2000). "Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings". *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 32(4); P:812.