

Interaction of Applied Forces Joints in Women with Non-Specific Low Back PainSharifmoradi K¹, Karimi M.T.², Hassan Zahraee M³**Abstract**

Purpose: Low back pain is one of the most common musculoskeletal problems. Although abnormal muscle function is known as one of the possible causes of low back pain, no research was found concerning the forces applied on the lumbosacral joint in patients with low back pain. Thus, the aim of this study was an investigation of the interaction of forces applied on lumbosacral and lower limb joints in patients with chronic low back pain compared to healthy subjects while walking.

Methods: The present study consisted nine female with nonspecific low back pain (NLBP) with mean height and weight of 158.81 ± 5.56 cm and 61.68 ± 8.88 kg, respectively and 8 height and weight matched healthy females. Medio-lateral, vertical, braking and propulsive joint contact forces of lumbosacral and lower limbs joints are the variables of this study. Qualysis motion capture system and a Kistler force plate were used to record spatiotemporal and kinetic (joint contact forces) data. Qualysis and Open-SIM software were used to extract the data. All data were analyzed by utilizing the SPSS 22 software at $\alpha=0.05$.

Results: Joint contact forces applied on ankle joint ($P=0.04$), knee ($P<0.01$) and lumbosacral ($P<0.01$) joint were different between two groups. There also was an interaction between joint forces and groups in this regards.

Conclusion: Although total forces applied on ankle and knee in both groups were the same, however, the forces acting on the hip and lumbosacral joints in NLBP was more than that of healthy group. The patterns of forces applied on these joints were different between groups. Different pattern of forces applied on the joints NLBP is associated with different muscle activity; therefore, it is recommended that rehabilitation program should be focus on these joints and surrounding muscles in order to help NLBP patients and reduces pain.

Keywords: Nonspecific Low back pain, Gait, Joint force, Open-sim

Received: 2017.06.12; Accepted: 2017.11.01

تعامل نیروهای وارد بر مفاصل در صفحات مختلف حرکتی حین راه رفتن زنان مبتلا به کمردرد مزمنکیوان شریف مرادی^۱، محمد تقی کریمی^۲، مریم حسن زهرایی^۳

هدف: کمردرد از شایع ترین مشکلات عضلانی اسکلتی می باشد که تغییر در تون عضلات کمر، توزیع نیروهای وارده بر کمر را نامتقارن و در شیوع عارضه کمردرد نقش دارد. بررسی چگونگی توزیع نیروهای وارده بر کمر از اهمیت برخوردار است لذا هدف تحقیق حاضر بررسی اثر تعاملی نیروهای وارد بر مفاصل مختلف کمر و اندام تحتانی در صفحات مختلف حرکتی حین راه رفتن بیماران مبتلا به کمردرد مزمن با منشا نامشخص بود.

روش بررسی: ۹ بیمار زن مبتلا به کمردرد نامشخص با دامنه سن، قد و وزن به ترتیب $41/56 \pm 9/57$ سال، $158/81 \pm 5/56$ سانتی متر و $61/68 \pm 8/88$ کیلوگرم و ۸ نفر آزمودنی سالم با میانگین دامنه سن، قد و وزن مشابه در این تحقیق شرکت کردند. متغیرهای مورد بررسی در مطالعه حاضر شامل نیروی تماس مفصلی داخلی خارجی، عمودی، نیروی ترمز زننده^۱ و جلوبرنده^۲ در سه صفحه حرکتی و در مفاصل اندام تحتانی و کمر بودند. از نرم افزار Qualysis & OpenSim برای استخراج داده ها استفاده شد. داده ها با استفاده از نرم افزار SPSS در سطح معنی داری ($\alpha=0/05$) تجزیه و تحلیل شد.

¹ Braking² Propulsive

یافته ها: نیروهای تماس مفصلی در سه صفحه حرکتی مچ پا ($P=0/04$)، زانو ($P=0/00$) و مفصل کمری خاجی ($P=0/00$) بین دو گروه متفاوت بود. نیروی عمودی تماس مفصلی وارد بر مفاصل مچ، زانو، ران و کمری خاجی در بین دو گروه بیماران کمردرد و گروه سالم تعامل معنی داری نشان دادند ($P=0/01$).

نتیجه گیری: نیروهای وارده بر مفصل ران و کمری خاجی در گروه کمردرد بیشتر از گروه سالم بود. همچنین الگوی اعمال نیرو در مفاصل مچ پا، زانو، ران و کمری خاجی بین دو گروه متفاوت بود. این روند بارگذاری متفاوت نیرو بر مفاصل گروه کمردرد نشان می دهد که احتمالاً عضلات عمل کننده بر این مفاصل نیز از الگوی متفاوت شدت و زمان فعالیت برخوردارند. لذا در درمان کمردرد مزمن، توجه به مفاصل اندام تحتانی (مچ، زانو و ران) علاوه بر کمر از اهمیت برخوردار است. شاید با بهبود توزیع نیرو در مچ پا و زانو بتوان توزیع نیرو در مفصل ران و لگن را نیز بهبود بخشید و از این طریق به درمان درد بیماران کمک کرد.

کلمات کلیدی: کمردرد مزمن، راه رفتن، نیروی مفصل، Open-Sim

نویسنده مسئول: محمدتقی کریمی، karimi@rehab.mui.ac.ir، ORCID:0000-0001-6162-8131

آدرس: شیراز، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، دانشکده توانبخشی، گروه ارتوپدی فنی

۱- استادیار گروه تربیت بدنی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه کاشان، کاشان، ایران

۲- دانشیار گروه ارتوپدی فنی، مرکز مطالعات علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

۳- کارشناسی ارشد ارتوز و پروتز، مرکز تحقیقات ماسکولواسکلتال، دانشگاه علوم پزشکی، اصفهان، ایران

مقدمه

حرکات تنه در بیماران کمردرد مزمن^۲ در مقایسه با گروه سالم حین راه رفتن به طور معنی داری بیشتر بود و حرکات صفحه سهمی^۳ و افقی^۴ از حرکات صفحه عرضی^۵ بیشتر بود (۹). هم چنین نشان دادند که حرکات در صفحه سهمی در بیماران دو برابر حرکات در صفحه عرضی و افقی است (۱۲). در بیماران کمردرد جابجایی کمتر در صفحه عرضی با قدرت کمتر عضلات اکستنسور تنه ارتباط دارد؛ که شاید به خاطر ضعف عضلات اکستنسور کمر باشد (۱۲).

Thorstesson و همکاران نشان دادند عضلات چند سر و طویل پشتی حین راه رفتن دارای دو پیک می باشد (۱۳) که عملکرد اصلی این عضلات حین راه رفتن محدود کردن حرکات اضافه تنه می باشد (۱۴). همچنین نشان داده شده است که قدرت باز کردن و چرخشی عضلات تنه در بیماران کمردرد مزمن گلف باز کمتر از گروه سالم بود (۳۳). در بیماران کمردرد نسبت به گروه سالم، با شروع فعالیت، نه تنها عضلات باز کننده ستون فقرات^۶، دوسر رانی^۷، سرینی بزرگ^۱ (۱۵) چند سر^۲

کمردرد یک اختلال اسکلتی عضلانی با میزان شیوع سالانه آن ۱۸/۶ درصد می باشد (۱) که در جنس مونث بیشتر مشاهده می شود (۲). بیش از پنجاه درصد مردم در مرحله ای از زندگی شان از کمردرد رنج می برند (۳) که در بیشتر موارد هیچ گونه علت پاتو آناتومیکی تشخیص داده نمی شود (۴).

کمردرد بر الگوی گامبرداری افراد اثر می گذارد به طوری که متغیرهای زمانی مکانی، Kinematics و Kinetics راه رفتن بیماران کمردرد تغییر می کند (۵)، (۶) و منجر به کاهش سرعت راه رفتن افراد کمردرد (۸)، (۷)، کاهش میزان نیروی عمودی عکس العمل زمین (۶)، کاهش طول گام و افزایش بی قرینگی حین راه رفتن (۹)، (۶) می شود بیماران کمردرد جهت افزایش سرعت راه رفتن به جای افزایش در طول گام خود (۱۰، ۶) تواتر گام^۱ خود را افزایش می دهند (۶) که ناشی از تغییرات در کینماتیک مفاصل کمر و ران می باشد. در راه رفتن طبیعی الگوهای هماهنگ تنه و لگن برای نگهداری تعادل دینامیکی مهم می باشد تا هزینه انرژی مصرفی کاهش یابد (۱۱). Voget و همکاران (۹) گزارش کردند که

² Chronic Low Back Pain

³ Sagittal

⁴ Transverse

⁵ Frontal

⁶ Erector Spine

⁷ Biceps Femoris

¹ Cadence

هم انقباضی عضلات با تغییر الگوی حرکتی حین راه رفتن همراه است (۱۵) که منجر به تغییر در Kinematics و Kinetics کمر و لگن شده و با افزایش بارگذاری روی مهره‌های کمری و افزایش درد کمر همراه است (۱۵). ابا توجه به دانش نویسندگان تحقیقی که چگونگی بارگذاری نیروها بر مفصل کمری خاجی و مفاصل اندام تحتانی و همچنین اثرات تعاملی نیروها در بیماران کمردرد هنگام راه رفتن را بررسی کرده باشد، یافت نشد. تحقیق حاضر نیروهای تماس مفصل که مجموع نیروهای عکس العمل مفصلی و نیروهای تنش عضلات اطراف مفصل می باشد را بررسی خواهد کرد. شناسایی نحوه اعمال نیرو بر مفصل مختلف بیماران مبتلا به کمردرد مزمن حین راه رفتن، نگرش جدیدی در اختیار متخصصان و توانبخشان قرار می دهد. لذا تحقیق حاضر با هدف بررسی اثر تعاملی نیروهای وارد بر مفاصل مختلف کمر و اندام تحتانی در صفحات مختلف حرکتی حین راه رفتن بیماران مبتلا به کمردرد مزمن انجام شد.

روش بررسی

تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی بود. ۱۰ زن با کمردرد مزمن با میانگین قد $160.4 \pm 8.9/70$ سانتی متر وزن $63.15 \pm 5.5/54$ کیلوگرم و و ۱۰ زن سالم با میانگین قد $161.5 \pm 8.0/33$ سانتی متر و جرم $63.10 \pm 3.0/33$ کیلوگرم در این تحقیق شرکت کردند. مدلسازی یک نفر از بیماران و دو نفر از افراد سالم، بدلیل مشکلات نرم افزاری انجام نشد. جامعه آماری تحقیق، بیماران کمردرد شهر اصفهان می باشد. نمونه آماری این تحقیق به صورت در دسترس و از بین بیماران کمردرد مزمن مراجعه کننده به کلینیک های فیزیوتراپی شهر اصفهان انتخاب شدند. آزمودنی های پژوهش حاضر با استفاده از نرم افزار G*POWER و مبتنی بر آزمون آماری آنالیز واریانس داده‌های تکراری با $\alpha=0.05$ و $\beta=0.80$ (توان آماری ۰.۸۰)، ۱۰ نفر در نظر گرفته شد. مشخصات شرکت کنندگان

(۱۶، ۱۵) و عرضی شکمی^۳ (۱۶) با تاخیر وارد فعالیت می شوند بلکه مدت زمان انقباض این عضلات نیز افزایش می یابد (۱۷، ۱۵). فعالیت عضلات باز کننده ستون فقرات و راست شکمی^۴ حرکات کمری لگنی را در صفحه سهمی کنترل می کند و عضله مایل خارجی^۵ حرکات کمری لگنی را در صفحه عرضی کنترل می کند و هم انقباضی ایجاد شده در عضلات باز کننده ستون فقرات و راست شکمی در جهت کنترل کردن حرکات کمر می باشد. (۱۷، ۱۵). کمردرد علاوه بر تاخیر در فعالیت عضلات مختلف، مدت زمان فعالیت این عضلات را نیز افزایش می دهد و به این ترتیب الگوی فعالیت عضلانی را حین راه رفتن تغییر می دهد. White و همکاران عنوان کردند که نقص در کنترل حرکتی هنگام راه رفتن می تواند باعث ایجاد استرس اضافی بر مهره های کمری گردد و به توسعه کمردرد کمک می کند (۴). هم چنین هم انقباضی عضلات مخالف بخشی از استراتژی است که بیماران کمردرد با آن سفتی^۶ عضلانی را افزایش می دهد و در نتیجه پایداری^۷ را افزایش می دهد (۱۸) اما هزینه این کار افزایش بار بر ستون مهره ها می باشد (۲۱-۱۹). در بیماران کمردرد مزمن یک هم انقباضی در فعالیت عضلات بازکننده ستون فقرات و راست شکمی صورت می گیرد که یک مکانیسم حمایتی است و کاهش پایداری ستون مهره ها را جبران می کند (۲۲). دیگر محققان معتقدند این مکانیسم حمایتی در جهت افزایش فعالیت عضلات، حرکات مطلوب تنه را محدود و بار بیشتری بر ستون فقرات وارد می کند (۲۳).

تحقیقات در زمینه راه رفتن بیماران کمردرد بیشتر به بررسی متغیرهای فضایی زمانی، تغییرات Kinematics (۹) و Kinetics (۶) لگن و تنه حین راه رفتن، تغییرات نیروی عکس العمل زمین (۶)، بررسی شروع، پایان و مدت زمان فعالیت عضلات کمر، شکم و ران (۱۶، ۱۵)، پرداخته اند. محمودی و همکاران نتیجه گرفته اند که افزایش فعالیت عضلات کمری، تاخیر در شروع فعالیت عضلات و

¹ Gluteus Maximus

² Multi Fidus

³ Transverse Abdominus

⁴ Rectus Abdominus

⁵ External Oblique

⁶ Stiffness

⁷ Stability

آزمودنی ساخته شد و پس از طی مراحل کینماتیک معکوس، دینامیک معکوس، RRA، CMC و آنالیز نهایی نیروهای تماس مفصلی که مجموع نیروهای عکس العمل مفصلی و نیروهای تنش عضلانی می باشد استخراج شد. نرم افزار اوپن سیم یک نرم افزار شبیه ساز سیستم اسکلتی عضلانی می باشد که قادر است نیروی تماس مفصلی شامل مجموع نیروهای عکس العمل مفصل به اضافه نیروی تنش عضلانی وارده بر مفصل را اندازه گیری کند. این نرم افزار از طریق روابط اثبات شده ریاضی این عمل را انجام می دهد. پایایی و روایی این نرم افزار در مطالعات مختلف گزارش شده است (۲۷).

متغیرهای تحقیق حاضر شامل متغیرهای فضایی زمانی (سرعت راه رفتن، کادنس و طول گام)، متغیرهای نیروی تماس مفصلی (نیروهای قدامی خلفی، عمودی و داخلی خارجی مفاصل مچ پا، زانو، ران و کمر) بود که تمامی این نیروها به وزن بدن نرمالایز شدند. آمار توصیفی بکاره برده شده در تحقیق حاضر میانگین و انحراف استاندارد می باشد. برای تحلیل آماری داده‌ها ابتدا از آزمون Shapiro-Wilks جهت بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. با توجه به طبیعی بودن توزیع داده ها، از آزمون t مستقل برای مقایسه متغیرهای فضایی- زمانی راه رفتن و از روش آماری آنالیز واریانس ویژه داده های تکراری برای مقایسه تعامل نیروهای وارده بر مفاصل استفاده گردید. کلیه تجزیه و تحلیل های آماری در محیط نرم افزار SPSS نسخه ۲۲ (SPSS Inc., Chicago, IL) و سطح معنی داری ($p < 0.05$) صورت گرفت.

یافته ها

ویژگی های فضایی زمانی راه رفتن بیماران کمردرد مزمن در مقایسه با گروه سالم در جدول ۱ آمده است. همان طوری که مشاهده می شود سرعت راه رفتن در گروه کمردرد مزمن ۹/۲ سانتی متر بر ثانیه به دست آمد که هیچ گونه اختلاف معنی داری با گروه سالم نداشت ($p=0/24$). تواتر راه رفتن بیماران کمردرد نیز ۱/۶ گام بر دقیقه از گروه سالم کمتر بود اما اختلاف معنی داری بین دو گروه مشاهده نشد ($p=0/41$). طول گام راه رفتن نیز بین دو گروه کمردرد مزمن و گروه سالم هیچ گونه اختلاف معنی داری نشان نداد ($p=0/41$).

هر دو گروه را نشان می دهد. بیماران از کلینیک های فیزیوتراپی شهر اصفهان بر اساس معیار های ورود و خروج انتخاب شدند. معیار های ورود شامل ۱. زنان ۲۵ تا ۵۵ ساله ۲. دارا بودن کمردرد مزمن با علت ناشناخته به مدت ۶ ماه ۳. فاقد هر گونه درد محیطی ارجاعی ۴. درد در ناحیه T12 تا چین گلوئال ۵. کمردرد متوسط (سطح درد متوسط روزانه $VAS > 2/10$ و بیشتر روزهای هفته درد را احساس کند). گروه سالم هیچ گونه درد ستون مهره ای نداشتند. معیار های خروج از تحقیق شامل ۱. هرگونه کمردرد با منشا مشخص شامل Spondylolysis، اختلالات التهاب دیسک ۲ وجود هر گونه شرایط اثر گذار بر مهره ها شامل بیماری های نورولوژی یا متاستاتیک. ۳. هر گونه نقص نورولوژیکی ۴. هر گونه جراحی که مهره- های کمری را شامل شود ۵. هر گونه درد مشخصی در لگن و یا شکم طی ۱۲ ماه گذشته ۶. حاملگی ۷. هرگونه جراحی در اندام تحتانی در دو سال گذشته ۸. آسیب اندام تحتانی.

از تمامی شرکت کنندگان در تحقیق فرم رضایت نامه اخذ شد. از شرکت کنندگان خواسته شد که در طول مسیر آزمایشگاه گیت با سرعت دلخواه راه بروند. ۵ آزمون راه رفتن موفق از آزمودنی ها اخذ شد. یک صفحه نیروی Kistler جهت ثبت نیروی عکس العمل زمین حین راه رفتن استفاده شد (۲۴). فرکانس نمونه برداری صفحه نیرو ۱۲۰ هرتز بود و با فیلتر پایین گذر با Cut off Frequency ۱۰ هرتز فیلتر شد (۲۵). نیروهای وارد بر پای راست برای تحلیل نهایی استفاده شدند. جهت اندازه گیری متغیر های کینماتیکی از ۷ دوربین پرسرعت Qualysis ساخت کشور سوئد استفاده شد (۲۶). دوربین ها و صفحه نیرو همزمان بودند. دوربین ها در دو طرف یک مسیرگامبرداری به طول ۱۰ متر قرار گرفتند و حرکت مارکرهای متصل بر بدن را ثبت می کردند. مارکرها بر سطح قدامی فوقانی خار ایلیاک، سطح خلفی فوقانی خار ایلیاک، اپی کوندیل های داخلی و خارجی در دو سمت راست و چپ، پاشنه، ابتدای استخوان کف پای اول و پنجم و مفصل آخرومی ترقوه ای در دو سمت راست و چپ نصب شدند. متغیرهای فضایی زمانی با استفاده از نرم افزار کوالیسیس استخراج شدند. سپس اطلاعات دوربین ها و صفحه نیرو به نرم افزار Open-Sim وارد شدند. در نرم افزار اوپن سیم مدل اسکلتی عضلانی هر

جدول ۱: ویژگی های فضایی زمانی راه رفتن

متغیر های زمانی مکانی راه رفتن	کمردرد مزمن	سالم	P-مقدار
	انحراف استاندارد± میانگین	انحراف استاندارد± میانگین	
سرعت (cm/s)	۹/۰±۵/۶۸	۹/۱±۰/۱۰۶	۰/۳۴
تواتر (steps/min)	۹۵/۴±۵۸/۰۹	۹۳/۷±۵۶/۱۱	۰/۴۷
طول گام (cm)	۱۱۸/۶±۷۸/۲۶	۱۱۶/۸±۲۲/۴۹	۰/۴۷

تواتر: تعداد گام بر واحد زمان، طول گام: فاصله برخورد پاشنه یک پا تا برخورد بعدی همان پاشنه با زمین

واریانس خطای متغیرهای وابسته در بین گروه ها برابرند (۰/۲۳۶، $p=0.002$)، $f(1,15)=1.525$ ، در مفصل زانو نیز تعامل معنی داری بین نیروهای تماس مفصلی و گروه مشاهده شد ($\eta^2=0.284$ ، $f=5.941$ ، $p=0.002$)، همان طوری که مشاهده می شود نیروی ترمز زنده در گروه بیماران کمردرد به N/BW ۰/۴ از گروه سالم بیشتر است و نیروی عمودی تماس مفصلی نیز در بیماران کمردرد N/BW ۰/۸ از گروه سالم کمتر است. نیروی پیش برنده و نیروی داخلی خارجی بین دو گروه مشابه بودند.

نمودار ۳ نیروهای تماس مفصلی وارد بر مفصل ران را نشان می دهد. نتایج آزمون موخلی عدم کرویت را نشان داد ($w=0.12$ ، $p=0.000$)، بنابراین از آزمون محافظه کارانه هیون فلت استفاده شد. نتایج آزمون باکس نشان داد که ماتریس های کوواریانس متغیرهای وابسته در بین گروه ها باهم برابرند ($f=1.605$ ، $p=0.100$)، همچنین آزمون لونز نشان داد واریانس خطای متغیرهای وابسته در بین گروه ها برابرند ($f(1,15)=0.589$ ، $p=0.455$)، تحلیل عاملی هیچ گونه تعامل معنی داری بین نیروی تماس مفصلی و گروه نشان نداد ($f=0.464$ ، $p=0.506$)، $\eta^2=0.30$.

نمودار ۴ تعامل معنی دار بین نیروی تماس مفصلی کمری خاجی و گروه را نشان می دهد. نتایج آزمون موخلی عدم کرویت را نشان داد ($w=0.03$ ، $p=0.000$)، بنابراین از آزمون محافظه کارانه هیون فلت استفاده شد. نتایج آزمون باکس اختلاف معنی داری در ماتریس های کوواریانس متغیرهای وابسته در بین گروه ها نشان داد ($f=3.470$ ، $p=0.000$)، همچنین آزمون لونز نشان داد واریانس خطای متغیرهای وابسته در بین گروه ها برابرند ($f(1,15)=1.219$ ، $p=0.287$)، همان طوری که مشاهده می شود اگر چه نیروهای تماس مفصلی داخلی خارجی و

نیروهای تماس مفصلی وارده به مفاصل مختلف اندام تحتانی و کمر در جدول ۲ و نمودارهای (۱-۴) آمده است. نمودار ۱ تعامل بین نیروهای تماس مفصلی مچ پا در سه صفحه سهمی، عرضی و وریتکال را در دو گروه سالم و کمردرد مزمن نشان می دهد. نتایج آزمون موخلی^۱ عدم کرویت را نشان داد ($w=0.401$ ، $p=0.028$)، بنابراین از آزمون محافظه کارانه هیون فلت^۲ استفاده شد. نتایج آزمون باکس^۳ اختلاف معنی داری در ماتریس های کوواریانس متغیرهای وابسته در بین گروه ها نشان داد ($f=3.834$ ، $p=0.000$)، همچنین آزمون لونز^۴ نشان داد واریانس خطای متغیرهای وابسته در بین گروه ها برابرند ($f(1,15)=3.594$ ، $p=0.077$)، نتایج تحلیل عاملی نشان داد بین نیروهای تماس مفصلی و گروه تعامل معنی داری وجود دارد ($\eta^2=0.168$ ، $f=3.033$ ، $p=0.045$) (جدول ۲). همان طوری که مشاهده می شود الگوی تغییرات نیروهای تماس مفصلی در سه صفحه حرکتی مچ پا مشابه نیست. نیروهای ترمز زنده و پیش برنده مچ پا در بیماران کمردرد از گروه سالم بیشتر است در حالی که نیروی عمودی تماس مفصلی در بیماران کمردرد از گروه سالم کمتر است. بین نیروی داخلی خارجی در مفصل مچ پا بین دو گروه هیچ گونه تفاوتی مشاهده نمی شود.

نمودار ۲ نیروهای تماس مفصلی وارد بر مفصل زانو را در سه صفحه حرکتی نشان می دهد. نتایج آزمون موخلی عدم کرویت را نشان داد ($w=0.607$ ، $p=0.096$)، نتایج آزمون باکس اختلاف معنی داری در ماتریس های کوواریانس متغیرهای وابسته در بین گروه ها نشان داد ($f=2.130$ ، $p=0.020$)، همچنین آزمون لونز نشان داد

¹ Mauchly's Test of Sphericity

² Huynh-Feldt

³ Box test

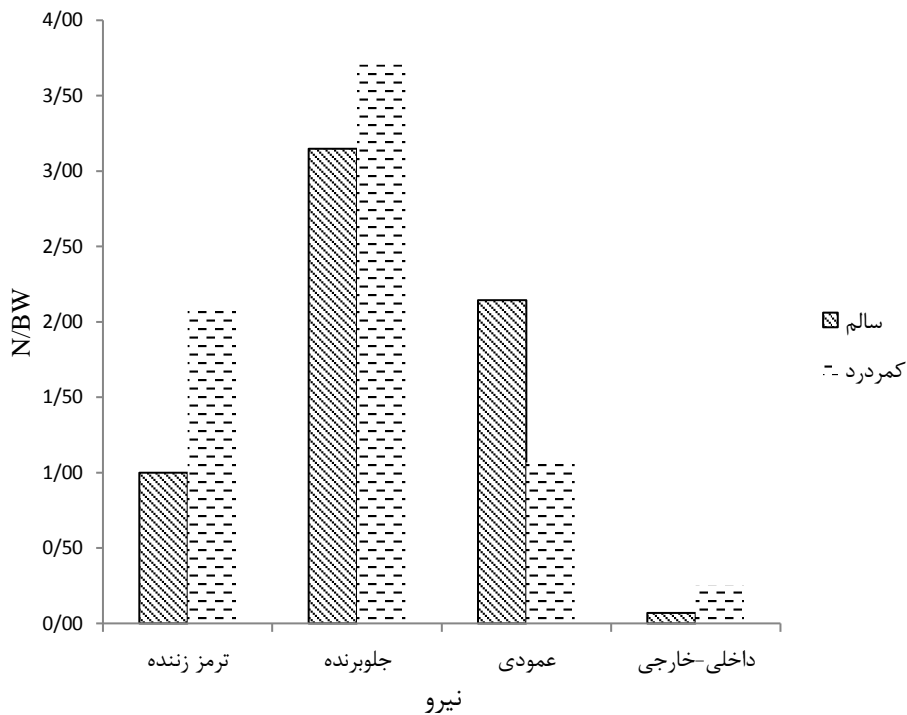
⁴ Levene's Test of Equality of Error Variances

⁵ Eta Squared

جدول ۲: نیروهای تماس مفصلی وارده به مفاصل مختلف اندام تحتانی و کمر

مفصل	گروه سالم					کمر درد مزمن				
	آماره آزمون	ضریب Eta ¹	ترمز زنده انحراف استاندارد±میانگین	جلوبرنده انحراف استاندارد±میانگین	عمودی انحراف استاندارد±میانگین	داخلی-خارجی انحراف استاندارد±میانگین	ترمز زنده انحراف استاندارد±میانگین	جلوبرنده انحراف استاندارد±میانگین	عمودی انحراف استاندارد±میانگین	داخلی-خارجی انحراف استاندارد±میانگین
مچ	۳/۰۳۳	۰/۱۶۸	۱/۰±۰/۲۸	۳/۱۵±۰/۸۳	۲/۱۴±۲/۲۹	۰/۰۷±۰/۰۴	۲/۰۸±۱/۲۰	۳/۷۱±۱/۷۵	۱/۰۷±۰/۴۵	۰/۲۵±۰/۲۴
زانو	۵/۹۴۱	۰/۲۸۴	۰/۷۹±۰/۱۹	۱/۱۹±۰/۴۶	۱/۴۹±۰/۷۵	۰/۰۵±۰/۰۳	۱/۲۲±۰/۵۹	۱/۲۲±۰/۸۵	۰/۶۹±۰/۲۶	۰/۱۲±۰/۶۰
ران	۰/۴۶۴	۰/۰۳۰	۰/۵۳±۰/۱۹	۱/۹۵±۱/۰۵	۴/۰۰۵/۵۶	۱/۱۵±۰/۳۷	۰/۹۶±۰/۵۸	۱/۶۷±۱/۰۱	۴/۲۳±۱/۸۸	۱/۳۷±۰/۶۳
کمر	۰/۴۶۴	۰/۰۴۶	۰/۲۷±۰/۱۲	۰/۰۸±۰/۰۵	۲/۱۹±۰/۴۴	۱/۶۸±۰/۱۹	۱/۰۰±۰/۲۸	۰/۱۹±۰/۲۱	۴/۰۱±۲/۵۰	۳/۰۵±۱/۹۸

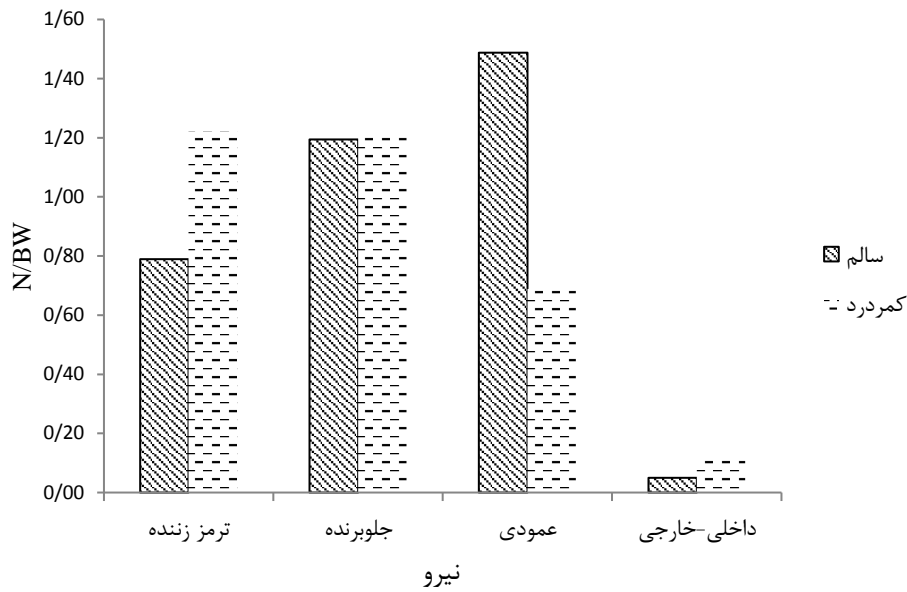
داخلی خارجی=Anteriorposterior، عمودی=Vertical، جلوبرنده=Propulsive، ترمز زنده=Braking



نمودار ۱: نیروهای تماس مفصلی وارده بر مچ پا

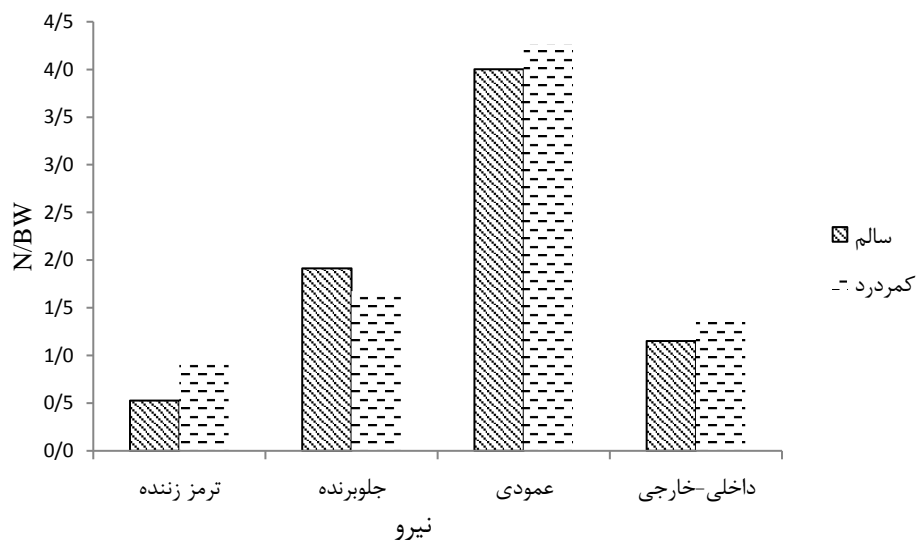
محور افقی از راست به چپ: داخلی خارجی: نیروی داخلی خارجی وارده بر مفصل، عمودی: نیروی عمودی وارده بر مفصل، جلوبرنده: نیروی جلوبرنده وارده بر مفصل، ترمز زنده: نیروی ترمز زنده وارده بر مفصل، محور عمودی: N/BW: نیوتن/وزن بدن

¹ Eta Squared



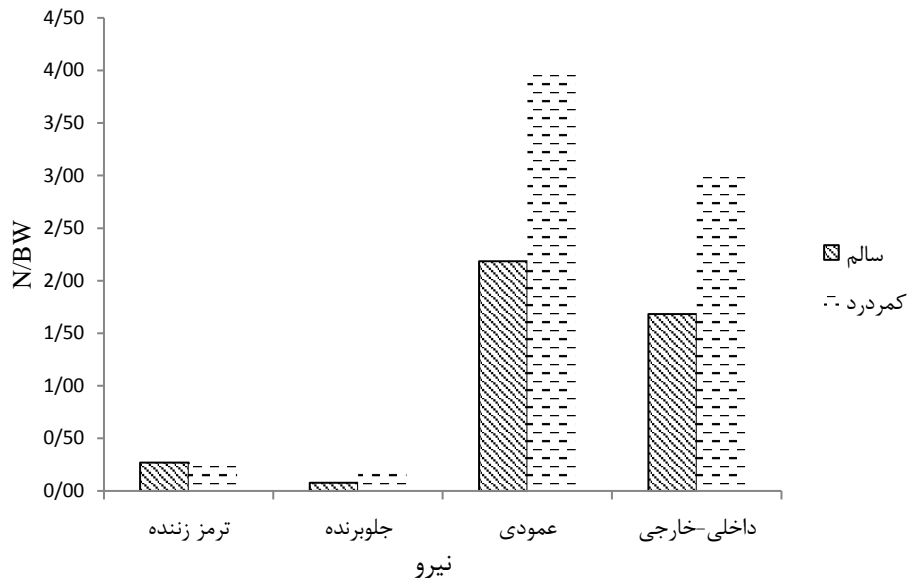
نمودار ۲: نیروهای تماس مفصلی وارد بر زانو

محور افقی از راست به چپ: داخلی خارجی: نیروی داخلی خارجی وارده بر مفصل، عمودی: نیروی عمودی وارده بر مفصل، جلوبرنده: نیروی جلوبرنده وارده بر مفصل، ترمز زننده: نیروی ترمز زننده وارده بر مفصل، محور عمودی: نیوتن/وزن بدن



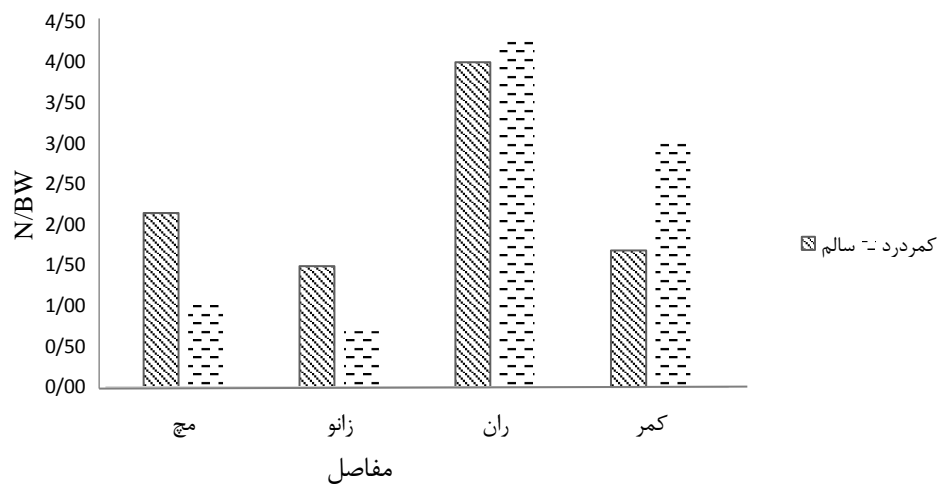
نمودار ۳: نیروهای تماس مفصلی وارد بر مفصل ران

محور افقی از راست به چپ: داخلی خارجی: نیروی داخلی خارجی وارده بر مفصل، عمودی: نیروی عمودی وارده بر مفصل، جلوبرنده: نیروی جلوبرنده وارده بر مفصل، ترمز زننده: نیروی ترمز زننده وارده بر مفصل، محور عمودی: نیوتن/وزن بدن



نمودار ۴: نیروهای تماس مفصلی وارد بر کمر

محور افقی از راست به چپ: داخلی خارجی: نیروی داخلی خارجی وارده بر مفصل، عمودی: نیروی عمودی وارده بر مفصل، جلوبرنده: نیروی جلوبرنده وارده بر مفصل، ترمز زننده: نیروی ترمز زننده وارده بر مفصل، محور عمودی: N/BW: نیوتن/وزن بدن



نمودار ۵: تعامل معنی دار بین نیروی تماس مفاصل و گروه

محور افقی از راست به چپ: کمر: مفصل کمری خارجی، ران: مفصل ران، زانو: مفصل زانو، مچ، مفصل مچ پا، محور عمودی: N/BW: نیوتن/وزن بدن

مفصلی وارد بر ران و مفصل کمری خاجی گروه بیماران کمردرد از گروه سالم بیشتر بود.

نتایج نشان داد سرعت راه رفتن، طول گام و تواتر راه رفتن بین دو گروه بیماران کمردرد و گروه سالم مشابه بود. این یافته ها با یافته های زهرایی و همکاران، مشابه می باشد (۲۸) و با یافته های Lee و همکاران که نشان دادند بیماران کمردرد مزمین با سطح متوسط درد و ناتوانی ترجیح می دهند که با سرعت آهسته راه بروند تا میزان نیروی عمودی عکس العمل زمین تحمیلی بر بدن را کاهش دهند (۶) مغایرت دارد. علت مغایرت نتایج لی با نتایج تحقیق حاضر شاید به این خاطر باشد که بر اساس نظریه (AEM)^۱ که بیان می دارد بیماران با کمردرد مزمین تلاش می کنند دردشان را نادیده بگیرند و عملکرد طبیعی علیرغم وجود درد در کمر از خود نشان دهند (۲۹) شاید بیماران شرکت کننده در این تحقیق نیز بر اساس مدل AEM گامبرداری کرده اند و نتایجی مشابه گروه سالم بدست آمد.

نتایج نشان داد نیروهای ترمز زننده در مفاصل مچ پا و زانو در بیماران کمردرد از گروه سالم بیشتر بود در حالی که نیروی عمودی تماس مفصل مچ پا و زانو در بیماران کمردرد از گروه سالم کمتر بود. در مفصل ران الگوی نیروهای تماس مفصلی بین دو گروه کمردرد و گروه سالم مشابه بود. در مفصل کمری خاجی هم قله اول و هم قله دوم نیروی عمودی تماس مفصلی کمر در گروه کمردرد به طور معنی داری از گروه سالم بیشتر بود.

تغییرات نیروی عمودی عکس العمل زمین حین راه رفتن در بین بیماران مختلف تفاوت دارد. به عنوان مثال بیماران با تعویض کامل مفصل ران کندتر راه می روند ولی نیروی عمودی عکس العمل زمین بیشتری تولید می کنند (۳۰)، در مقابل بیماران با تعویض کامل مفصل زانو کندتر راه می روند ولی نیروی عمودی عکس العمل زمین کمتری تولید می کنند (۳۱) بیماران کمردرد مزمین با سطح متوسط درد و ناتوانی ترجیح می دهند که با سرعت آهسته راه بروند تا میزان نیروی عمودی عکس العمل زمین تحمیلی بر بدن را کاهش دهند (۶) نتیجه حاصل از تحقیق حاضر نیز نشان داد نیروی عمودی تماس مفصلی مچ پای بیماران کمردرد مزمین به طور معنی داری کاهش

قدیمی خلفی (ترمز زننده و پیش برنده) بین دو گروه کمردرد و سالم مشابه بود اما هم قله اول و هم قله دوم نیروی عمودی تماس مفصلی کمر در گروه کمردرد به طور معنی داری از گروه سالم بیشتر بود. قله اول و قله دوم نیروی تماس مفصلی کمری خاجی در بیماران کمردرد به ترتیب ۴/۰ و ۳/۰ N/BW بدست آمد که به ترتیب ۱/۸ و ۱/۳ N/BW از گروه سالم بیشتر بود (Eta Squ=۳/۹۷۹، f=۰/۴۶۴، p=۰/۰۴۶).

نمودار ۵ تعامل معنی دار بین عامل مفصل و گروه در نیروی عمودی تماس مفصلی را نشان می دهد. نتایج آزمون موخلی عدم کرویت را نشان داد (p=۰/۰۳۴، w=۰/۴۱۵)، بنابراین از آزمون محافظه کارانه هیون فلت استفاده شد. نتایج آزمون باکس اختلاف معنی داری در ماتریس های کوواریانس متغیرهای وابسته در بین گروه ها نشان داد (f=۲/۱۳۰، p=۰/۰۰۰). همچنین آزمون لونز نشان داد واریانس خطای متغیرهای وابسته در بین گروه ها برابرند (f(۱۵)=۲/۷۱۵، p=۰/۱۲۰) تحلیل عاملی نشان داد نیروی عمودی تماس مفصلی وارد بر مفاصل در بین دو گروه بیماران کمردرد و گروه سالم از الگوی های متفاوتی پیروی می کنند. همان طوری که مشاهده می شود نیروهای وارد بر مفصل مچ پا و زانو در گروه سالم از بیماران کمردرد بیشتر است اما نیروهای تماس مفصلی وارد بر مفصل ران و کمر در گروه بیماران کمردرد از گروه سالم بیشتر است نیروی تماس مفصلی وارد بر مفصل ران و کمر در بیماران کمردرد به ترتیب ۰/۲۶ و ۱/۳۶ N/BW از گروه سالم بیشتر بود (p=۰/۰۱۷، Eta Squ=۰/۲۱۲، f=۴/۰۴۰).

بحث و نتیجه گیری

هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر تعاملی نیروهای وارد بر مفاصل مختلف کمر و اندام تحتانی در صفحات مختلف حرکتی حین راه رفتن بیماران مبتلا به کمردرد مزمین با منشا نامشخص بود. نتایج حاصل از تحقیق حاضر نشان داد تعامل معنی داری در نیروی تماس مفصلی مچ پا، زانو و کمری خاجی بین صفحات مختلف حرکتی در گروه بیماران کمردرد مزمین و گروه سالم وجود داشت. همچنین تعامل معنی داری بین نیروی تماس مفصلی مفاصل مختلف و گروه مشاهده شد؛ که در آن نیروهای تماس

¹ Avoidance-Endurance Model

زانو، ران و کمری خاجی بین دو گروه متفاوت بود. این روند بارگذاری متفاوت نیرو بر مفاصل گروه کمردرد نشان می دهد که احتمالاً عضلات عمل کننده بر این مفاصل نیز از الگوی متفاوتی از نظر شدت و زمان فعالیت برخوردارند. لذا در درمان کمردرد مزمن، توانبخشان باید علاوه بر کمر به مفاصل اندام تحتانی مانند مچ، زانو و ران نیز نگاه ویژه ای داشته باشند. شاید با بهبود توزیع نیرو در مچ پا و زانو بتوان توزیع نیرو در مفصل ران و کمر را نیز بهبود بخشید و از این طریق به درمان درد بیماران کمک کرد.

محدودیت های مطالعه: اولین محدودیت مطالعه عدم امکان ثبت فعالیت الکتریکی عضلات بود و محدودیت دیگر وجود تنها یک دستگاه صفحه نیرو بود که در هر تریال راه رفتن فقط اطلاعات یک پا ثبت می شد. پیشنهادات: تحقیقات پیرامون بیماران کمردرد محدود به بررسی فعالیت عضلات اطراف مفصل ران و لگن می باشد حال آن که با توجه به نتایج تحقیق حاضر، پیشنهاد می شود فعالیت عضلات اندام تحتانی نیز در این بیماران مورد تجزیه و تحلیل قرار گیرد.

سپاسگزاری

بدینوسیله از کلیه شرکت کنندگان در این تحقیق تشکر و قدردانی می گردد. همچنین از مرکز تحقیق عضلانی اسکلتی دانشکده توانبخشی و معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان که هزینه های اجرایی طرح را بر عهده گرفتند تقدیر و تشکر می گردد.

منابع

1. Cassidy JD, Côté P, Carroll LJ, Kristman V. Incidence and course of low back pain episodes in the general population. *Spine* 2005; 30(24): 2817-23.
2. Biering-Sørensen F. A prospective study of low back pain in a general population. I. Occurrence, recurrence and aetiology. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine* 1982; 15(2): 71-9.
3. Vleeming A. Stability, movement & low back pain regards. First Published, Churchill Livingstone Chapter3, The role of the sacroiliac joints in coupling between spine, pelvis, legs and arms 1997: 53-70.

می یابد. که با نتایج زهرایی و همکاران (۲۸) و Lee و همکاران مطابقت دارد (۶) آن ها نیز نشان دادند نیروی عمودی عکس العمل زمین حین راه رفتن در بیماران کمردرد کاهش می یابد

همان گونه که مشخص است علاوه بر اینکه الگوی توزیع نیروهای تماس مفصلی در صفحات مختلف در هر مفصل تغییر می کند. این الگو از مفصل های تحتانی به سمت مفصل کمری خاجی نیز تغییراتی دارد به طوری که نیروی عمودی تماس مفصلی مچ پای بیماران کمردرد کاهش اما این نیرو در مفصل کمری خاجی افزایش می یابد علت افزایش نیروهای عمودی تماس مفصلی شاید به خاطر تغییرات ایجاد شده در فعالیت عضلات باشد به طوری که فعالیت عضلات چند سر، بازکننده ستون فقرات، سرینی بزرگ (۱۶، ۱۵)، دوسر رانی، عرضی شکمی با تاخیر صورت می گیرد و عضله در مدت زمان بیشتری فعالیت می کند (۱۵) به علاوه حرکات صفحه سهمی تنه نیز افزایش می یابد (۹) که منجر به افزایش شدت فعالیت عضلات بازکننده ستون فقرات می شود (۳۲) این تغییرات در فعالیت عضلات به نقص در کنترل حرکتی کمر و ایجاد استرس اضافی بر مهره های کمری منجر (۴) و بار بیشتری بر ستون فقرات تحمیل می کند (۲۳). تحقیقات گذشته کاهش سرعت راه رفتن (۶) نیروی عمودی عکس العمل زمین حین راه رفتن را در بیماران کمردرد نشان دادند (۲۸). نتایج حاصل از این تحقیق نیز نشان داد اگر چه نیروی عمودی تماس مفصل در مچ پای بیماران کمردرد کاهش می یابد اما این نیرو در مفصل کمری خاجی بیماران کمردرد افزایش معنی داری داشت که شاید بتوان گفت علیرغم کاهش نیروی عمودی عکس العمل زمین، علت افزایش نیروی تماس مفصلی در مفصل کمری خاجی، افزایش شدت و مدت زمان فعالیت عضلات کمر در بیماران می باشد؛ بنابراین می توان گفت که دلیل کاهش سرعت راه رفتن بیماران کمردرد، کاستن از نیروی عمودی تماس مفصلی کمری خاجی می باشد تا بدین وسیله بیماران علاوه بر افزایش ثبات در این مفصل، بتوانند از درد کمر نیز بکاهند.

اگرچه نیروی کلی وارده بر مفاصل مچ پا و زانو در دو گروه کمردرد و سالم مشابه بود لیکن نیروهای وارده بر مفصل ران و کمری خاجی در گروه کمردرد بیشتر از گروه سالم بود. همچنین الگوی اعمال نیرو در مفاصل مچ پا،

4. White III AA, Gordon SL. Synopsis: workshop on idiopathic low-back pain. *Spine* 1982; 7(2): 141-9.
5. Vincent HK, Vincent KR, Seay AN, Conrad BP, et al. Back strength predicts walking improvement in obese, older adults with chronic low back pain. *PM&R* 2014; 6(5): 418-26.
6. Lee CE, Simmonds MJ, Etnyre BR, Morris GS. Influence of pain distribution on gait characteristics in patients with low back pain: part 1: vertical ground reaction force. *Spine* 2007; 32(12): 1329-36.
7. Lamoth CJ, Meijer OG, Wuisman PI, Van Dieën JH, et al. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine* 2002; 27(4): E92-E9.
8. Lamoth CJ, Meijer OG, Daffertshofer A, Wuisman PI, et al. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *European Spine Journal* 2006; 15(1): 23-40.
9. Vogt L, Pfeifer K, Portscher M, Banzer W. Influences of nonspecific low back pain on three-dimensional lumbar spine kinematics in locomotion. *Spine* 2001; 26(17): 1910-9.
10. Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Human Movement Science* 1984; 3(1): 51-76.
11. Stokes V, Andersson C, Forssberg H. Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *Journal of Biomechanics* 1989; 22(1): 43-50.
12. Steele J, Bruce-Low S, Smith D, Jessop D, et al. Lumbar kinematic variability during gait in chronic low back pain and associations with pain, disability and isolated lumbar extension strength. *Clinical Biomechanics* 2014; 29(10): 1131-8.
13. Thorstensson A, Carlson H, Zomlefer MR, Nilsson J. Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiologica Scandinavica* 1982; 116(1): 13-20.
14. Waddell G, Feder G, Lewis M. Systematic reviews of bed rest and advice to stay active for acute low back pain. *Br J Gen Pract* 1997; 47(423): 647-52.
15. Mahmoodi R, Talebian S, Sajadi E. Comparison of muscle activity timing during stance phase of gait cycle in chronic low back pain and healthy subjects. *Journal of Modern Rehabilitation* 2014; 8(4): 80-85.
16. Hodges PW, Richardson CA. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 1999; 80(9): 1005-12.
17. de Groot M, Pool-Goudzwaard A, Spoor C, Snijders C. The active straight leg raising test (ASLR) in pregnant women: differences in muscle activity and force between patients and healthy subjects. *Manual Therapy* 2008; 13(1): 68-74.
18. Gardner-Morse MG, Stokes IA. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine* 1998; 23(1): 86-91.
19. Granata KP, Marras W. The influence of trunk muscle coactivity on dynamic spinal loads. *Spine* 1995; 20(8): 913-9.
20. Lavender S, Tsuang Y-H, Andersson G, Hafezi A, Shin C. Trunk muscle cocontraction: the effects of moment direction and moment magnitude. *Journal of Orthopaedic Research* 1992; 10(5): 691-700.
21. Lavender SA, Tsuang Y-H, Hafezi A, Anderson GB, et al. Coactivation of the trunk muscles during asymmetric loading of the torso. *Human Factors* 1992; 34(2): 239-47.
22. Brinksma H, Reenalda J. Dynamic sitting to prevent pressure ulcers in spinal cord injured.
23. Fleuren JFM. Assessment of spasticity: from EMG to patients' perception: University of Twente; 2009.
24. Hall M, Fleming H, Dolan M, Millbank S, Paul J. Static in situ calibration of force plates. *Journal of biomechanics* 1996; 29(5): 659-65.
25. Kadaba M, Ramakrishnan H, Wootten M, Gainey J, et al. Repeatability of kinematic, kinetic, and

- electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research* 1989; 7(6): 849-60.
26. Qualisys A. Qualisys motion capture systems. URL: <http://www.qualisys.se/>, accessed on. 2008:04.
27. Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, et al. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on biomedical engineering* 2007; 54(11): 1940-50.
28. Zahraee MH, Karimi MT, Mostamand J, Fatoye F. Analysis of asymmetry of the forces applied on the lower limb in subjects with nonspecific chronic low back pain. *BioMed research international*; 2014.
29. Griffin DW, Harmon D, Kennedy N. Do patients with chronic low back pain have an altered level and/or pattern of physical activity compared to healthy individuals? A systematic review of the literature. *Physiotherapy* 2012; 98(1): 13-23.
30. Chen P, Cheng C-K, Shang H, Wu J. Gait analysis after total knee replacement for degenerative arthritis. *Journal of the Formosan Medical Association= Taiwan yi zhi* 1991; 90(2): 160-6.
31. McCrory JL, White SC, Lifeso RM. Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. *Gait & posture* 2001; 14(2): 104-9.
32. Van der Hulst M, Vollenbroek-Hutten MM, Rietman JS, Schaake L, et al. Back muscle activation patterns in chronic low back pain during walking: a “guarding” hypothesis. *The Clinical journal of pain* 2010; 26(1): 30-7.
33. Gluck GS, Bendo JA, Spivak JM. The lumbar spine and low back pain in golf: a literature review of swing biomechanics and injury prevention. *The Spine Journal*. 2008; 8(5): 778-88.