Published Online: 2018. December.03 **Research Article**

Archive of SID

Comparison of Lower Extremity Function in Non-Athlete Females with and without the Lumbar Hyper Lordosis

Narges Golestani [1], Foad Seidi *[2], Hooman Minoonejad [2]

1. MSc. in Sport Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran
2. Associate Professor, Department of Health and Sport Medicine, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran
3. Associate Professor, Department of Health and Sport Medicine, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran

Received: 2018.July.23 **Revised: 2018. September.03** **Accepted: 2018.November.11**

Abstract

Background and Aim: Most of the research on hyperlordosis has investigated alignment, but due to the integrity of the skeletal-muscular-neurological system and chain reactions, dysfunction of any joint or muscle is reflected as the impairment both in the function of other joints or muscles and in the quality of function of those parts. Therefore, in hyperlordotic people, any change in lumbo-pelvic region may be accompanied not only by change in the function of this region, but also with change in the function of structures below and above the lumbo-pelvic region. The aim of the present study was to compare the function of lower extremity in non-athlete females exhibiting lumbar hyperlordosis and those of individuals without lumbar hyperlordosis. Both groups had no visible mal-alignment in the alignment of their lower extremity.

Materials and Methods: In the current study, 60 female students, aged 18 to 24, living at Tehran University dormitory, were selected using purposeful sampling. A total of 30 individuals had a lumbar curvature angle greater than or equal to 58.92 degree and 30 had no hyperlordosis. In a precise measurement of the spine, the participants were investigated for any visible mal-alignment of the lower extremity. Those who were dubious about having other types of mal-alignment were excluded from the study. Lower extremity functional tests were implemented on both groups (with and without hyperlordosis). The tests included: Y, vertical jump, triple hop for distance, six-meter timed hop, and balance error scoring system. Data were analyzed using descriptive and inferential statistical methods (independent T-test) in both groups.

Results: The results indicated that in Y test (p= 0.001), vertical jump (p= 0.007), triple hop for distance (p=0.001), six-meter timed hop (p= 0.002), and balance error scoring system (p= 0.001) there were significant differences between the two groups.

Conclusion: According to the results, it could be concluded that hyperlordosis has negative effects on the function of lower extremity and it could cause a decrease in lower extremity function.

Keywords: Lumbar Hyper-Lordosis; Lower Extremity Function; Non-Athletic Females

Cite this article as: Narges Golestani, Foad Seidi, and Hooman Minoonejad. Comparison of Lower Extremity Function in Non-Athlete Females with and without the Lumbar Hyper Lordosis. J Rehab Med. 2019; 8(2): 56-66.

* **Corresponding Author**: Foad Seidi, Department of Health and Sport Medicine, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran.
Email: foadseidi@ut.ac.ir

DOI: 10.22037/jrm.2018.111016.1699

www.SID.ir

Archive of SID

مقایسه عملکرد اندام تحتانی در زنان غیرورزشکار با و بدون قوس افزایش‌یافته کمری

نرگس گلستانی[1]، فواد صیدی[2]*، هومن مینونژاد[3]

۱. کارشناس ارشد آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
۲. عضو هیئت علمی و دانشیار گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
۳. عضو هیئت علمی و دانشیار گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۵/۰۱ بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۰۶/۱۲ پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۰۸/۲۰ *

چکیده

مقدمه و اهداف

امروزه در خصوص قوس افزایش‌یافته کمری، غالب تحقیقات صورت‌گرفته تنها به تغییرات در راستا پرداخته‌اند؛ در حالی که با توجه به یکپارچگی تنگاتنگ سیستم اسکلتی-عضلانی-عصبی و عکس‌العمل‌های زنجیره‌ای، نقص در عملکرد یک بخش از بدن با اختلال در عملکرد و کیفیت عملکرد در دیگر مناطق ارتباط دارد؛ بنابراین ممکن است تغییر در ناحیه کمری-لگنی افراد مبتلا به قوس افزایش‌یافته کمری نه تنها با تغییر عملکرد در این ناحیه، بلکه در نواحی بالا و پایین نیز همراه باشد. هدف از انجام تحقیق حاضر بررسی عملکرد اندام تحتانی در دو گروه زنان غیرورزشکار با و بدون قوس افزایش‌یافته کمری بود که ناراستایی قابل مشاهده‌ای در راستای اندام تحتانی نداشته باشند.

مواد و روش‌ها

در تحقیق حاضر، تعداد ۶۰ دانشجوی دختر ۱۸ تا ۲۴ سال ساکن در خوابگاه‌های دانشگاه تهران، ۳۰ نفر دارای قوس بزرگتر یا مساوی ۵۸/۹۲ درجه و ۳۰ نفر بدون قوس افزایش‌یافته کمری به صورت هدفمند انتخاب شدند. همچنین آزمودنی‌های تحقیق از نظر هرگونه ناراستایی قابل مشاهده در نماهای مختلف بررسی شدند؛ افرادی که مشکوک به ابتلا بودند، از انتخاب آنها به عنوان آزمودنی اجتناب شد. آنگاه از هر دو گروه (با و بدون قوس افزایش‌یافته کمری) آزمون‌های عملکرد اندام تحتانی شامل وای، پرش عمودی، مسافت سه لی، زمان پرش تک‌پا در مسافت شش متر و تعادل ایستا به عمل آمد. سپس اطلاعات به‌دست‌آمده از تحقیق حاضر با استفاده از آمار توصیفی و استنباطی (t مستقل) در دو گروه سالم و مبتلا مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد که تفاوت معناداری بین میانگین نتایج به‌دست‌آمده در آزمون‌های وای (P=۰/۰۰۱)، پرش عمودی (P=۰/۰۰۷)، مسافت سه لی (P=۰/۰۰۱)، زمان پرش تک‌پا در مسافت شش متر (P=۰/۰۰۲) و تعادل ایستا (P=۰/۰۰۱) بین دو گروه وجود دارد.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد که قوس افزایش‌یافته کمری بر روی عملکرد اندام تحتانی تاثیر منفی می‌گذارد و موجب کاهش عملکرد اندام تحتانی می‌گردد.

واژه‌های کلیدی

قوس افزایش‌یافته کمری؛ عملکرد اندام تحتانی؛ زنان غیرورزشکار

نویسنده مسئول: فواد صیدی، عضو هیئت علمی و دانشیار گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
آدرس الکترونیکی: foadseidi@ut.ac.ir

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

قوس کمری یکی از مهمترین قسمت‌های ستون فقرات است که از طریق استخوان خاجی با لگن خاصره ارتباط تنگاتنگی دارد. از این‌رو هر گونه تغییر در موقعیت لگن منجر به تغییرات در قوس کمری می‌گردد و متعاقبا هر گونه افزایش و کاهش در میزان زاویه این قوس بر تعادل بدن تاثیر گذاشته و ناهنجاری‌های مختلفی را در ناحیه کمری-لگنی به دنبال خواهد داشت.[۱] با به وجود آمدن تغییرات بیومکانیکی متعاقب تیلت قدامی لگن و افزایش قوس کمری، اطلاعات حاصل از دروندادهای حسی گیرنده‌های عمقی تغییر می‌یابد و موجب بروز اختلال در کنترل حرکتی[1] و در نهایت موجب عدم ثبات در ناحیه کمری لگنی می‌گردد.[۲] از طرفی نیز گفته شده فعالیت عضلانی تنه قبل از حرکت اندام تحتانی و حتی مستقل از جهت حرکت رخ می‌دهد[۳] و قسمت مرکزی بدن با تأمین پایداری نقش مهمی در ایجاد یک سطح اتکای باثبات برای حرکت اندام تحتانی دارد.[۴]

تحقیقات متعددی در خصوص تأثیر لوردوز بر متغیرهای مختلف و یا اثر متغیرهای مختلف بر لوردوز انجام شده است، اما غالب تحقیقات تنها بر روی راستا و اصلاح زاویه تمرکز داشته‌اند[۵، ۶] و در برخی موارد نیز علاوه بر راستا، به تغییرات عضلانی این ناحیه از قبیل: طول عضلات، الگوی فعالیت عضلات (افزایش و کاهش فعالیت)، برهم خوردن تعادل میان بخش‌های مختلف پرداخته شده است.[۷] این در حالی است که بر اساس مستندات حاضر، تغییر در راستای کمری-لگنی نه‌تنها با تغییرات بافتی و عملکرد عضلات در این ناحیه همراه خواهد بود[۸]، بلکه با توجه به یکپارچگی و ارتباط تنگاتنگ سیستم اسکلتی-عضلانی-عصبی، نقص در عملکرد یک بخش از بدن با اختلال در کیفیت و عملکرد دیگر مناطق در ارتباط است.[۹، ۱۰] در واقع بر اساس عکس‌العمل‌های زنجیره‌ای، بدن سیستم یکپارچه‌ای است که هر گونه تغییر در بخشی از آن می‌تواند در قالب فرآیندهای جبرانی و زنجیره‌ای بر دیگر نواحی تأثیرگذار باشد.[۹] از این‌رو به نظر می‌رسد تغییر در ناحیه کمری-لگنی افراد مبتلا به ناهنجاری لوردوز افزایش‌یافته‌ی کمری نه‌تنها با تغییر عملکرد در این ناحیه، بلکه در نواحی بالا و پایین نیز همراه باشد[۴]؛ به‌گونه‌ای که در برخی از تحقیقات به افزایش ریسک احتمال پارگی رباط صلیبی قدامی متعاقب عملکرد نادرست عضلات مرکزی اشاره‌شده است.[۴] بااین‌وجود و با توجه به جستجوهای محقق، مستندات علمی محدود و متناقضی در خصوص بررسی تأثیر افزایش زاویه قوس کمر (یا تغییر عملکرد عضلات این ناحیه) بر عملکرد اندام تحتانی و یا مقایسه عملکرد اندام تحتانی بین مبتلایان به ناهنجاری مذکور و افراد غیرمبتلا یافت شد.[۱۱-۱۴] در این خصوص فیضی‌پور و همکاران در سال ۱۳۹۲ قدرت انفجاری اندام تحتانی را در پسران مبتلا به هایپرلوردوزیس و هایپرکایفوزیس و سالم غیرفعال ۱۷ ساله مقایسه کردند.[۱۱] نتایج نشان داد که در مقایسه قدرت انفجاری اندام تحتانی، گروه سالم به‌طور معناداری از عملکرد انفجاری بهتری نسبت به گروه مبتلا به هایپرلوردوزیس و هایپرکایفوزیس برخوردار بود ($p\leq ۰/۰۵$)، اما بین دو گروه دیگر مبتلا به ناهنجاری تفاوت معناداری مشاهده نشد. در همین راستا در تحقیق دیگری که در سال ۱۳۹۳ انجام شد، محمدی و همکاران کنترل وضعیتی و استقامت عضلات مرکزی را در افراد با و بدون قوس افزایش‌یافته کمری مقایسه کردند.[۱۲] در این تحقیق اختلاف معناداری بین تعادل پویا ($p=۰/۰۰۹$) و استقامت عضلات مرکزی ($p=۰/۰۳۲$) در افراد با و بدون قوس افزایش‌یافته کمری مشاهده شد. در تضاد با نتایج دو تحقیق گفته‌شده، نورسته و همکاران در سال ۱۳۹۳ تحقیقی با عنوان "بررسی میزان تعادل در دانش‌آموزان با قوس افزایش‌یافته کایفوز و لوردوز" به بررسی ارتباط کایفوزیس و لوردوزیس با تعادل در دانش‌آموزان با هایپرکایفوزیس، هایپرلوردوزیس، هایپو کایفوزیس و هایپولوردوزیس و مقایسه تعادل در دو گروه هایپرکایفوزیس و هایپوکایفوزیس و دو گروه هایپرلوردوزیس و هایپولوردوزیس پرداختند.[۱۳] نتایج این تحقیق نشان داد بین لوردوزیس و تعادل ایستا و پویا و همچنین بین تعادل ایستا و پویا در دو گروه هایپر و هایپو لوردوزیس تفاوت معناداری وجود ندارد. همسو با تحقیق نورسته، هوانلو و همکاران در سال ۱۳۸۹ به بررسی ارتباط بین انحناهای ستون فقرات در صفحه ساجیتال و کنترل وضعیت بدنی پویا پرداختند.[۱۴] نتایج تحقیق نشان داد که با وجود اثرات سوء افزایش میزان طبیعی انحراف‌های ستون فقرات در صفحه ساجیتال، این مسئله توانسته است بر اجرای فعالیت‌هایی که نیاز به کنترل وضعیت بدنی پویا دارند، اثر گذارد و در بعضی جهات، به حفظ تعادل پویای فرد کمک کند. در تحقیقات صورت‌گرفته همچنان ابهامات و خلأهایی وجود دارد که می‌تواند در نتیجه تحقیق اثرگذار باشد، از جمله: ۱. عدم بررسی دیگر ناهنجاری‌های مرتبط با عارضه لوردوز افزایش‌یافته کمری در افراد مورد مطالعه (از جمله کایفوز و اسکولیوز)[۱۱-۱۳]، ۲. عدم بررسی ناهنجاری‌های اندام تحتانی در هر دو گروه سالم و مبتلا (از جمله زانوی پرانتزی، زانوی ضربدری، زانوی عقب‌رفته، کف پای گود، کف پای صاف)[۱۱-۱۴] و ۳. عدم همسویی در نتایج تحقیقات پیشین؛ بنابراین این خلأ تحقیقاتی همچنان وجود دارد که آیا میزان قوس افزایش‌یافته‌ی کمری در عملکرد بخش‌های بالاتر یا پایین‌تر تأثیر داشته و اینکه آیا نقص در عملکرد اندام تحتانی در هر کدام از گروه‌های مبتلا می‌توانسته تحت تأثیر وجود هر یک از ناهنجاری‌ها در نواحی مجاور به ویژه در اندام تحتانی و یا به دلیل داشتن عارضه کایفوز باشد یا خیر. ازاین‌رو این سؤال همچنان برای محقق باقی می‌ماند که اگر لوردوز کمری افزایش‌یافته باشد و راستای اندام تحتانی دچار مشکل

[1] Motor Control Dysfunction

www.SID.ir

Archive of SID

نشده باشد، باز هم در عملکرد اندام تحتانی در افراد با قوس افزایش‌یافته‌ی کمری اختلال وجود دارد یا خیر.

مواد و روش‌ها

با توجه به اهداف تحقیق، پژوهش حاضر از نوع توصیفی-مقایسه‌ای می‌باشد. داشتن ناهنجاری لوردوز افزایش‌یافته کمری بزرگ‌تر از ۵۸/۹۳ درجه[۱۵]، محدوده سنی ۱۸ الی ۲۴ سال و رضایت کتبی آزمودنی‌ها برای شرکت داوطلبانه، از شرایط ورود به تحقیق حاضر می‌باشد. همچنین مشاهده علائم پاتولوژیک، سابقه شکستگی، جراحی، بیماری‌های مفصلی در ستون فقرات، لگن و اندام تحتانی، شاخص توده بدنی غیرطبیعی[۱] (خارج از محدوده نرمال ۲۵-۱۸)، داشتن فعالیت بدنی منظم هفتگی، سابقه‌ی قهرمانی و عضویت در تیم‌های ورزشی[۷]، کایفوز بالاتر از ۴۲ درجه اندازه‌گیری‌شده به وسیله خط‌کش منعطف، روتیشن بالای ۵ درجه در آزمودن آدامز به وسیله اسکولیومتر[۲][۱۶]، مشاهده‌ی هر یک از ناهنجاری‌های اندام تحتانی در نماهای مختلف شامل: کف پای صاف، کف پای گود، زانوی ضربدری، زانوی پرانتزی، زانوی عقب‌رفته به خروج افراد از این تحقیق منجر شد.

جامعه آماری تحقیق حاضر، شامل دانشجویان غیرورزشکار زن ۱۸ الی ۲۴ سال ساکن در خوابگاه‌های دانشگاه تهران در نیمسال دوم سال تحصیلی ۹۵-۹۶ می‌باشد. کلیه اندازه‌گیری‌ها در خوابگاه دانشگاه تهران انجام شد. قبل از انجام اندازه‌گیری‌ها، محقق برای تمامی افرادی که مایل به همکاری بودند، فرآیند اجرای تحقیق را به طور کامل تشریح کرد. سپس در یک غربالگری اولیه از بین این افراد و با مشاهده از نماهای مختلف، افرادی که مشکوک به داشتن هر ناهنجاری به غیر از لوردوزافزایش‌یافته کمری بودند، از ادامه تحقیق حذف شدند. ۱۶۰ آزمودنی شرایط اولیه ورود به تحقیق را پیدا کردند که ابتدا کایفوز سینه‌ای و لوردوز کمری آنها به طور همزمان با خط‌کش منعطف ۶۰ سانتی‌متری که با تکرارپذیری داخل آزمونگر برابر با ۰/۹۲ و ۰/۸۹، تکرارپذیری ۰/۸۲ و اعتبار ۰/۹۱ گزارش شده است، اندازه‌گیری گردید.[۱۷، ۱۸] سپس با استفاده از اسکولیوز میزان روتیشن مهره‌ای آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد. همچنین اندازه‌گیری‌های قد و وزن انجام گرفت. آنگاه افرادی را که کایفوز سینه‌ای بالاتر از ۴۲ درجه، روتیشن مهره‌ای بالاتر از ۵ درجه و شاخص توده بدنی خارج از محدوده طبیعی داشتند، از ادامه تحقیق حذف گردیدند. بر این اساس تعداد ۶۰ نفر واجد شرایط (۳۰ نفر بدون قوس افزایش‌یافته کمری و ۳۰ نفر دارای قوس افزایش یافته کمری) به صورت هدفمند به عنوان آزمودنی وارد تحقیق شدند. در نهایت برای ارزیابی عملکرد اندام تحتانی، از هر دو گروه (با و بدون قوس افزایش‌یافته کمری) آزمون‌های عملکرد اندام تحتانی شامل: وای[۳]، پرش عمودی[۴]، مسافت سه لی[۵]، زمان پرش تک‌پا در مسافت شش متر[۶] و تعادل ایستا[۷] به عمل آمد. در تحقیق حاضر برای اندازه‌گیری میزان کایفوز سینه‌ای و لوردوز کمری، از یک خط‌کش منعطف ۶۰ سانتی‌متری و به روش توضیح داده شده توسط صیدی و همکاران[۱۶] استفاده شد. برای اندازه‌گیری میزان کایفوز سینه‌ای، ابتدا باید دو نشانه استخوانی را به عنوان نقاط ابتدایی و انتهایی قوس کایفوز تعیین کرد که در تحقیق حاضر، به ترتیب از زوائد خاری مهره‌های T2 و T12 استفاده شد. همچنین برای اندازه‌گیری میزان قوس کمری نیاز به دو نشانه استخوانی بود که در این تحقیق به روش یوداس از زائده خاری T12 به عنوان نقطه شروع قوس و به مانند دیگر تحقیقات در این زمینه، از زائده خاری مهره دوم خاجی S2 به‌عنوان انتهای قوس استفاده شد. پس از مشخص شدن نشانه‌های استخوانی مورد نیاز، با برچسب قرمز رنگی علامت‌گذاری شدند. سپس از آزمودنی خواسته شد تا به صورت کاملاً طبیعی و راحت با پای برهنه بایستد، به سمت جلو نگاه کند و وزنش را به طور یکسان بر روی هر دو پایش بیندازد (پاها به‌اندازه ۱۵-۱۰ سانتی‌متر از یکدیگر فاصله داشتند). در این حالت ۳۰ ثانیه صبر می‌شد تا بدن فرد به وضعیت عادتی و راحت خود برسد. آنگاه خط‌کش منعطف بر روی پشت فرد (ناحیه سینه‌ای و ناحیه کمری) قرار داده شد. فشار یکسانی در طول خط‌کش وارد شده تا هیچ فضایی بین خط‌کش و پوست فرد نباشد و شکل قوس سینه‌ای و کمری را به خود بگیرد. پس از منطبق شدن خط‌کش منعطف بر روی پشت فرد، نقاطی از آن که در تماس با قسمت میانی برچسب‌ها بود، با ماژیک علامت زده شد. سپس بدون آنکه تغییری در شکل خط‌کش منعطف صورت گیرد، از روی پشت فرد به‌آرامی و با دقت برداشته و بر روی کاغذ سفید گذاشته شد و انحنا از سمت داخل بر روی کاغذ ترسیم و نقاط T2، T12 و S2 روی آن علامت زده شد. همانند تصویر مقادیر H و L مشخص شد (تصویر ۱).[۱۶، ۱۹]

پس از اندازه‌گیری خطوط H و L با خط‌کش میلی‌متری، مقادیر آن‌ها در فرمول $\theta=4Arctan(2H/L)$ که در نرم‌افزار اکسل[۸] نوشته شده بود، جاگذاری شد و میزان زاویای کایفوز و لوردوز محاسبه شد.

---

[1] Body Mass Index

[۲] دلیل بررسی ناهنجاری‌های کایفوز و اسکولیوز این است که باید ناهنجاری اصلی فرد فقط لوردوز باشد و تغییرات آن‌قدر گسترش نیافته باشد که سگمنت‌های مجاور را نیز درگیر کرده باشد.

[3] Y Test

[4] Vertical Jump Test (Sargent Jump)

[5] Triple Hop for Distance

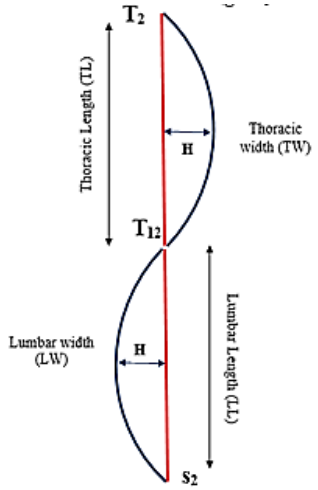
[6] Six-meter Timed Hop

[7] Balance Error Scoring System (BESS)

[8] Excel

www.SID.ir

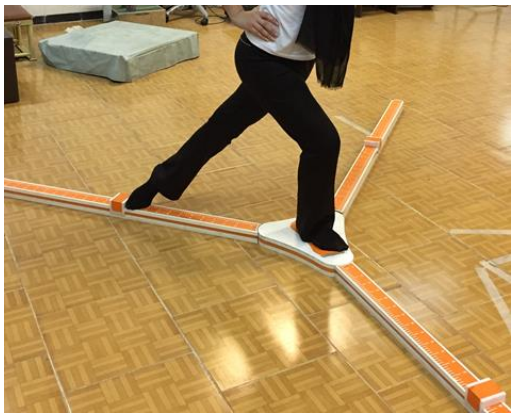
Archive of SID



تصویر ۱: نحوه محاسبه زوایای پشتی و کمری به وسیله خط‌کش منعطف

نحوه انجام آزمون‌های عملکردی

آزمون تعادلی وای: این آزمون برگرفته از آزمون تعادل ستاره است که گریبل[1] آن را یک آزمون معتبر برای ارزیابی تعادل پویا می‌داند.[۲۰] در این آزمون سه جهت (قدامی، خلفی–داخلی و خلفی–خارجی) به صورت Y و با زوایای ۱۳۵، ۱۳۵ و ۹۰ درجه نسبت به هم قرار می‌گیرند (تصویر ۲). برای اجرای آزمون، آزمودنی با پای برتر در مرکز دستگاه می‌ایستد و با پای دیگر قسمت متحرک را تا آنجا که خطا نکند (پا از مرکز دستگاه حرکت نکند، روی پایی که عمل دستیابی را انجام می‌دهد تکیه نکند یا آزمودنی نیافتد) از پای ثابت دور می‌کرد و سپس به حالت طبیعی روی دو پا برمی‌گشت. فاصله قسمت متحرک تا مرکز دستگاه فاصله دستیابی است. آزمودنی سه بار آزمون را انجام داد و آزمونگر میانگین دستیابی در هر یک از جهات را اندازه‌گیری کرد و بر طول پا (برحسب سانتیمتر) تقسیم و در ۱۰۰ ضرب کرد تا فاصله دستیابی برحسب درصد اندازه طول پا در هر یک از سه جهت به دست آید. از جمع اعداد به‌دست‌آمده و تقسیم آن به عدد سه امتیاز ترکیبی آزمودنی محاسبه شد.[۲۱] ضریب پایایی درون آزمونگر و بین آزمونگر برای جهات مختلف به ترتیب بین ۰/۸۵ تا ۰/۹۱ و ۰/۹۹ تا ۱/۰۰ و ضریب پایایی درون آزمونگر و بین آزمونگر برای نمره کل به ترتیب ۰/۹۱ و ۰/۹۹ توسط پلیسکی[2] گزارش شده است.[۲۱]



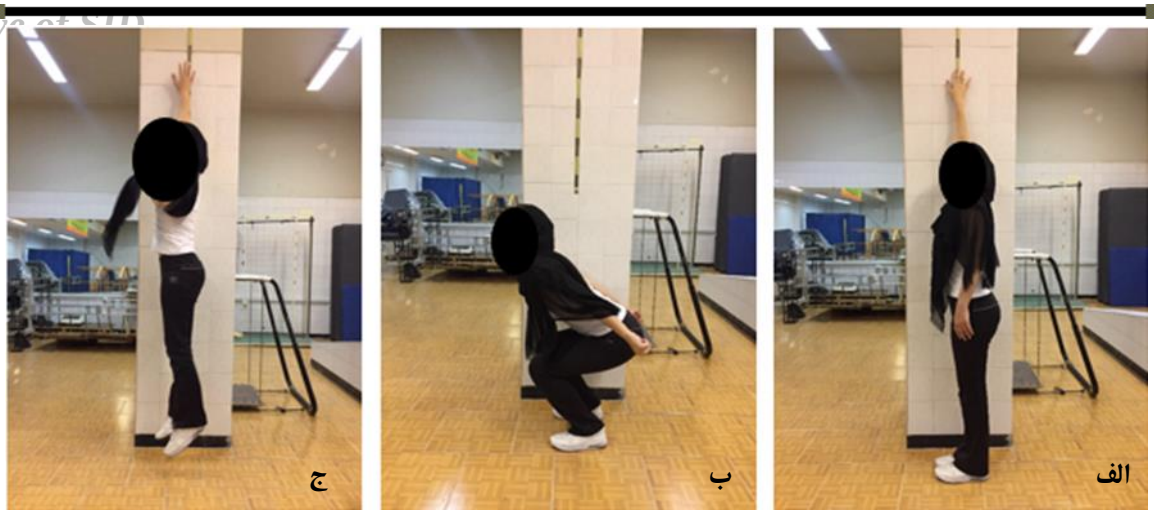
تصویر ۲: ارزیابی تعادل پویا به وسیله آزمون تعادل وای

پرش عمودی: این آزمون برای ارزیابی قدرت انفجاری در جهت عمودی می‌باشد. در این آزمون آزمودنی به گونه‌ای ایستاد که پاها به‌اندازه عرض شانه‌ها باز بود و وزن بین دو اندام تقسیم شد. آزمودنی تلاش کرد که در حالت ایستاده ساده دست خود را که آغشته به گچ کرده بود، بلند کند و به بلندترین نقطه برساند که این نقطه به عنوان نقطه صفر در نظر گرفته شد. سپس تا جایی که می‌توانست به صورت درجا به سمت بالا پرید (تصویر ۳) و در بالاترین نقطه ممکن با انگشت گچی‌شده علامت زده شد. فاصله بین دو نقطه رکورد آزمودنی محسوب شد. این آزمون ۳ بار برای هر آزمودنی تکرار شد و میانگین آن‌ها به عنوان رکورد فرد در نظر گرفته شد. ضریب پایایی این آزمون توسط محققین مختلف بین ۰/۹۳ تا۰/۹۹ گزارش شده است.[۲۲]

[1] Gribble
[2] Plisky

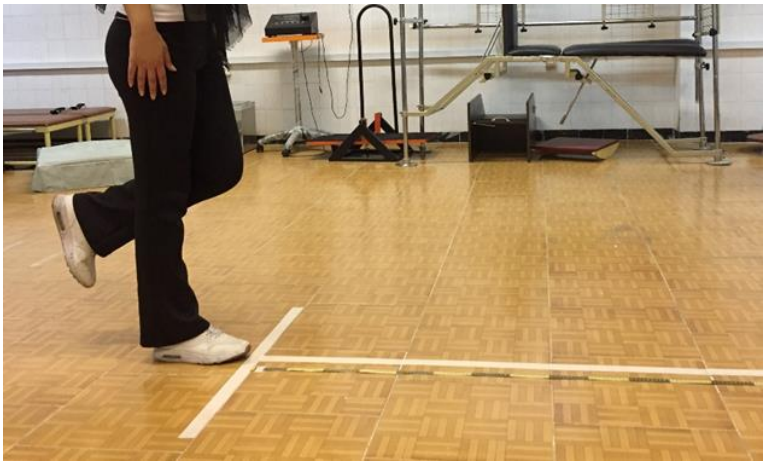
www.SID.ir

Archive of SID



تصویر ۳: ارزیابی قدرت انفجاری در جهت عمودی به وسیله آزمون پرش عمودی

مسافت سه لی: این آزمون برای ارزیابی توانایی تولید توان، سرعت، تعادل و کنترل فرد به وسیله یکی از اندام‌های تحتانی در یک مسافت خاص است. در این آزمون، آزمودنی با پای برتر پشت خط شروع ایستاد و سه پرش حداکثری و پشت سر هم با پای برتر در یک خط مستقیم انجام داد (تصویر ۴). امتیاز هر فرد از خط شروع تا محل برخورد پاشنه آزمودنی با زمین در سومین پرش محاسبه شد، درحالی‌که دست‌ها بدون حرکت بر روی ران‌ها قرارگرفته انجام دهد. این آزمون سه بار با پای برتر انجام شد و میانگین آن به عنوان امتیاز فرد محسوب گردید.[۲۲] ضریب پایایی آن توسط همیلتون[۱] ۰/۹۸ گزارش شده است.[۲۳]



تصویر ٤. ارزیابی توانایی تولید توان، سرعت و تعادل به وسیله آزمون مسافت سه لی

زمان پرش تک‌پا در مسافت شش متر: هدف از انجام این آزمون ارزیابی توانایی تولید توان، سرعت، تعادل و کنترل توسط یک اندام تحتانی در یک مسیر خاص با تأکید بر زمان است. برای انجام این آزمون یک فاصله شش متری با تعیین نقطه شروع و پایان بر روی زمین مشخص شد (تصویر ۵). از فرد خواسته شد پشت خط شروع بایستد (برای جلوگیری از تأثیر اندام فوقانی از فرد خواسته شد دست‌هایش را پشت خود نگه دارد) و با حداکثر سرعتی که می‌تواند و با جهش‌های متوالی این فاصله‌ی شش متری را طی کند و از خط پایان عبور کند. فرد تشویق شد که حرکت را با قدرت و به صورت انفجاری و سریع انجام دهد. رکورد زمان فرد از لحظه شروع حرکت تا اتمام مسیر محاسبه گردید. این حرکت سه بار با پای برتر انجام شد و بهترین رکورد ثبت شد.[۲۲] ضریب پایایی این آزمون توسط محققین مختلف ۰/۸۲ تا ۰/۹۲ گزارش شده است.[۲۲، ۲۴]

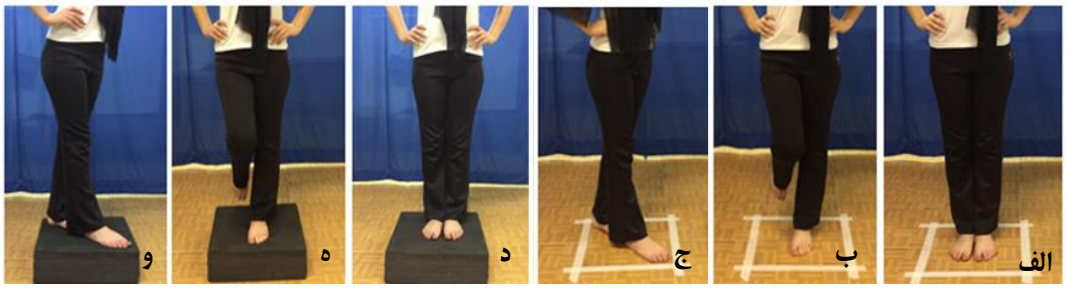
[1] Hamilton

www.SID.ir

Archive of SID

تصویر ۵: ارزیابی توانایی تولید توان، سرعت و تعادل به وسیله آزمون زمان پرش تک‌پا در مسافت شش متر

تعادل ایستا: اندازه‌گیری تعادل ایستا به وسیله آزمون سیستم نمره‌دهی خطای تعادل انجام شد. این آزمون در ۶ حالت مورد بررسی قرار گرفت: ایستادن روی دو پا، ایستادن به صورت تک‌پا و ایستادن با پاهای پشت سر هم. این سه حالت روی دو سطح متفاوت انجام شد یکی بر روی سطح زمین و دیگری بر روی فوم که هر سه حالت را فرد به مدت ۲۰ ثانیه با چشمان بسته و در حالتی که دست‌ها بر روی ایلیاک خاصره بود، حفظ می‌کرد (تصویر ۶). در حین انجام هر یک از این وضعیت‌ها خطاهای فرد توسط آزمون‌گیرنده ثبت شد. خطاها شامل موارد زیر بودند: ۱. برداشتن دست‌ها از کمر (تاج خاصره)، ۲. باز کردن چشم‌ها، ۳. قدم برداشتن ۴. تلوتلو خوردن و یا افتادن، ۵. ابداکشن یا فلکشن بیشتر از ۳۰ درجه در ران، ۶. بلند کردن پنجه یا پاشنه از سطح و ۷. باقی ماندن در خارج از موقعیت آزمون برای مدت بیش از ۵ ثانیه. برای هر خطا یک نمره در نظر گرفته شد. حداکثر تعداد خطا نیز برای هر یک از حالت‌ها ۱۰ در نظر گرفته شد. در نهایت خطاهای مربوط به هر موقعیت ثبت شده و با جمع خطاهای صورت‌گرفته در هر موقعیت یک نمره کلی برای تعادل ایستای آزمودنی محاسبه گردید (حداکثر نمره خطا برای آزمون ۶۰ می‌باشد).[۲۵] ضریب پایایی بین آزمونگر و درون آزمونگر برای این آزمون به ترتیب ۰/۵۷ و ۰/۷۴ توسط فاینوف[1] گزارش شده است.[۲۶]



تصویر ٦: ارزیابی تعادل ایستا به وسیله آزمون سیستم نمره‌دهی خطای تعادل بر روی سطح زمین و بر روی فوم

اطلاعات خام به‌دست‌آمده از اندازه‌گیری‌های متغیرهای تحقیق، با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ و بهره‌گیری از آمار توصیفی و استنباطی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. با توجه به طبیعی بودن توزیع متغیرها که با آزمون شاپیروویلک بررسی شد، از آزمون t مستقل جهت مقایسه اطلاعات به‌دست‌آمده از دو گروه سالم و دارای قوس افزایش‌یافته‌ی کمری استفاده شد. سطح معناداری نیز در تحقیق حاضر، برابر با ۹۵ درصد با میزان آلفای کوچک‌تر و یا مساوی با ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

[1] Finnoff

www.SID.ir

Archive of SID

یافته‌ها

اطلاعات توصیفی تحقیق حاضر به تفکیک گروه‌ها در جداول ۱ و ۲ ذکر شده است.

جدول ۱: اطلاعات توصیفی آزمودنی‌ها (انحراف استاندارد±میانگین) در گروه‌های تحقیق

متغیر	گروه سالم	گروه دارای قوس افزایش‌یافته‌ی کمری
سن (سال)	۲۰/۶۳±۱/۲۴	۲۰/۸۰±۱/۶۲
قد (سانتی‌متر)	۱۶۲±۶/۰۹	۱۶۳±۶/۵۵
وزن (کیلوگرم)	۵۴/۶۳±۶/۵۸	۵۸/۸±۶/۸۴
شاخص توده بدنی	۲۰/۷۱±۱/۹۱	۲۲/۰۲±۱/۹۱
لوردوز کمری (درجه)	۴۳/۹۰±۶/۹۲	۶۵/۶۸±۶/۸۰

جدول ۲. اطلاعات توصیفی متغیرهای اندازه‌گیری‌شده (انحراف استاندارد±میانگین) در گروه‌های تحقیق

متغیر	گروه سالم	گروه دارای لوردوز افزایش‌یافته‌ی کمری
آزمون وای (٪ از طول اندام تحتانی)	۹۸/۶۷±۴/۳۸	۹۲/۹۷±۸/۱
آزمون پرش عمودی (سانتی‌متر)	۳۰/۱۲±۳/۶۸	۲۷/۸۳±۲/۶
آزمون مسافت سه لی (سانتی‌متر)	۳۵۷±۴۵	۳۲۰±۳۴
آزمون زمان پرش در مسافت شش متر (ثانیه)	۲/۶۳±۰/۳۳	۲/۹۳±۰/۳۸
تعادل ایستا (تعداد خطا)	۸/۹۴±۳/۶۸	۱۲/۴۴±۴/۴

به منظور همگن بودن گروه‌ها در شاخص‌های سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی از آزمون t مستقل استفاده گردید. نتایج آزمون در رابطه با این متغیرها نشان داد بین گروه‌ها تفاوت معناداری وجود ندارد ($p\geq ۰/۰۵$) و گروه‌ها در این متغیرها همگن می‌باشند.

همچنین به منظور مقایسه شاخص‌های مربوط به عملکرد اندام تحتانی در دو گروه از روش آماری t مستقل استفاده گردید که نتایج در جدول ۳ ذکر شده است. نتایج نشان داد با توجه به مقدار $p\leq ۰/۰۵$، این میزان اختلاف بین دو گروه معنادار است.

جدول ۳. مقایسه میانگین آزمون‌های عملکرد اندام تحتانی در گروه سالم و گروه دارای لوردوز افزایش‌یافته کمری (آزمون t مستقل)

آزمون	اختلاف میانگین	ارزش t	df	ارزش p
وای (٪ از طول اندام تحتانی)	۵/۷	۳/۳۹	۴۴/۶۲	۰/۰۰۱*
پرش عمودی (سانتی‌متر)	۲/۲۹	۲/۷۹	۵۸	۰/۰۰۷*
مسافت سه لی (سانتی‌متر)	۳۷ سانتی‌متر	۳/۵۴	۵۸	۰/۰۰۱*
زمان پرش در مسافت شش متر (ثانیه)	۰/۳	-۳/۲۱	۵۸	۰/۰۰۲*
تعادل ایستا (تعداد خطا)	۳/۵	-۳/۳۴	۵۸	۰/۰۰۱*

* $p\leq ۰/۰۵$

بحث

هدف از انجام تحقیق حاضر بررسی و مقایسه عملکرد اندام تحتانی در زنان غیرورزشکار با و بدون قوس افزایش‌یافته کمری بود. نتایج این تحقیق نشان داد که قوس افزایش یافته کمری موجب کاهش عملکرد اندام تحتانی می‌گردد. نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق فیضی‌پور و همکاران (۱۳۹۲) و محمدی و همکاران (۱۳۹۳) در یک راستا قرار دارد و با نتایج تحقیق نورسته و همکاران (۱۳۹۳) و هوانلو و همکاران (۱۳۸۹) هم‌راستا نمی‌باشد.[۱۱-۱۴] این ناهم‌سویی احتمالاً به دلیل استفاده از آزمون متفاوت با تحقیق حاضر در ارزیابی تعادل می‌باشد.

در راستای توجیه کسب نتایج تحقیق حاضر دلایل متعددی می‌تواند دخالت داشته باشد که به نظر می‌رسد مهمترین دلایل احتمالی شامل موارد ذیل باشد:

اطلاعات حاصل از دروندادهای حسی گیرنده‌های عمقی با به وجود آمدن تغییرات بیومکانیکی متعاقب تیلت قدامی لگن و افزایش قوس

www.SID.ir

Archive of SID

کمری تغییر می‌یابند و موجب بروز اختلال در کنترل حرکتی[1] و در نهایت موجب عدم ثبات در ناحیه کمری لگنی می‌گردند.[۲] هاجز و همکاران در مطالعه‌ای بیان کردند که فعالیت عضلانی تنه قبل از حرکت اندام تحتانی، به طور دائمی و مستقل از جهت حرکت رخ می‌دهد[۳]؛ از این‌رو به نظر می‌رسد ضعف عضلات ناحیه مرکزی متعاقب لوردوز افزایش‌یافته کمری،[۷] می‌تواند منجر به تأخیر در فعال‌سازی عضلات اندام تحتانی گردد و عملکرد تعادل را مختل کند.

یکی از دلایل احتمالی کاهش تعادل با افزایش میزان لوردوز می‌تواند ناشی از تغییر مکان مرکز ثقل باشد. تمرینات ثبات‌دهنده ناحیه مرکزی با افزایش کارایی عضلات ناحیه کمری–لگنی، توانایی حفظ مرکز ثقل را درون سطح اتکا بهبود می‌دهد.[۲۷] همچنین این‌گونه به نظر می‌رسد یکی دیگر از دلایل احتمالی کاهش تعادل متعاقب ناهنجاری لوردوز افزایش‌یافته کمری جابه‌جایی مرکز ثقل و عدم توانایی کنترل آن در محدوده سطح اتکا به وسیله عضلات ناحیه مرکزی باشد. موقعیت ستون مهره‌ها به طور معناداری موقعیت مرکز ثقل بدن و استراتژی جبرانی در عضلات همکار را به منظور مقابله با اغتشاشات، نگهداری تعادل و کنترل پوسچرال تعیین می‌کند.[۲۸]

عملکرد عضلات ران بر تعادل بسیار تأثیرگذار است[۲۹] و نقش مهمی در عملکرد و راستای اندام تحتانی در طی فعالیت‌های زنجیره حرکتی بسته دارد، از طرفی دیگر نیز آزمون وای در زنجیره حرکتی بسته انجام می‌شود.[۴] عضله سرینی میانی نیز در به وجود آوردن ثبات در عمل ایستادن روی یک پا اهمیت زیادی دارد و هر گونه ضعف در این عضله باعث کاهش عملکرد در اعمال صفحه ساجیتال می‌شود.[۲۹] همچنین عضلات چارسررانی در تمامی جهات و عضلات سرینی میانی و بزرگ در جهت قدامی میانی، خلفی داخلی هنگام اجرای آزمون تعادل ستاره فعالیت دارد[۳۰، ۳۱]؛ از این رو به نظر می‌رسد که با توجه به اینکه عضلات چهارسرران، سرینی میانی و سرینی بزرگ در ناهنجاری لوردوز افزایش‌یافته کمری دچار اختلال در عملکرد می‌شوند، این‌گونه انتظار می‌رود که در انجام حرکات تعادلی نیز دچار اختلال گردند.

با توجه به نتایج تحقیق حاضر که اختلاف معناداری را در فعالیت‌های پرشی از جمله: پرش عمودی، مسافت سه لی و زمان پرش در مسافت شش متر بین دو گروه با و بدون قوس افزایش‌یافته کمری نشان داده است، از جمله علل احتمالی این‌گونه به نظر می‌رسد که به دلیل اینکه عضلات سرینی میانی و سرینی بزرگ در طی حرکات پرشی تک‌پا و رو به جلو فعال هستند[۳۲] و مهم‌ترین عضلات درگیر در پرش عمودی، عضلات دوسررانی، راست‌رانی و درشت‌نی قدامی هستند، تعادل را بین عضلات آگونیست و آنتاگونیست در طی فازهای کانسنتریک و اکسنتریک در اجرای پرش عمودی برقرار می‌کنند.[۳۳] همچنین فعالیت عضلات راست شکمی، مایل خارجی و دوقلوی میانی در قبل از تماس با زمین در طی فرود از پرش‌ها به منظور آماده‌سازی در ضربه فرود باعث افزایش سفتی مفصل مچ پا می‌شود، فشار درون شکمی افزایش می‌یابد و به عنوان کنترل پوسچرال پیش‌بین در عمل جذب نیرو عمل می‌کند.[۳۴] همچنین به نظر می‌رسد که فعالیت بالای عضلات دوقلو، پهن خارجی و بازکننده‌های ران در پیشگیری از نیروهای غیرضروری در طی مرحله توقف نقش مهمی دارد[۳۵] که در ناهنجاری قوس افزایش‌یافته کمری به دلیل کاهش اکتیویتی در عضلات بازکننده ران به نظر می‌رسد که نتواند به درستی این نیروهای غیرضروری را حذف کند. احتمالاً این موضوع در آزمون‌هایی که دارای چند پرش و چند فرود هستند مانند مسافت سه لی و زمان پرش تک‌پا در مسافت شش متر تأثیرگذار است و باعث اتلاف نیرو و انرژی در طی فعالیت می‌شود و در نهایت موجب کاهش عملکرد می‌گردد. فعال‌سازی عضلات اندام تحتانی و عضلات تنه[۳۴، ۳۶] قبل از تماس با زمین در طی حرکات پرش و فرود نشان داده شده است، به‌طوری‌که در هنگام انجام حرکات پرش و فرود، هماهنگی عصبی–عضلانی عضلات تنه و اندام تحتانی نقش مهمی در فعالیت‌های عملکردی همچون جذب نیرو، جلوگیری از سقوط تنه، تولید نیرو و کنترل جهت پرش دارد.[۳۶]

از این رو با توجه به بررسی عضلات درگیر در حرکات پرشی و تعادلی و عضلاتی که در ناهنجاری لوردوز افزایش‌یافته کمری درگیر هستند و در ناهنجاری لوردوز افزایش‌یافته کمری الگوی فعالیت این عضلات دچار اختلال می‌شود، این‌گونه به نظر می‌رسد که از دلایل احتمالی کاهش عملکرد اندام تحتانی در افراد دارای لوردوز افزایش‌یافته کمری نیز همین باشد.

همچنین به نظر می‌رسد ایجاد ناهنجاری در ستون فقرات و انحراف از خط کشش ثقل باعث ایجاد تغییر در روابط طول–تنشن گردد که منجر به عدم تعادل عضلانی در تنه و اندام تحتانی می‌شود[۳۷] و این عدم توازن در تنشن عضلات یا به عبارتی این عدم تعادل عضلانی نیز بر روی ترتیب انقباض عضلات، انتقال انرژی و سرعت توسعه نیرو از تنه به اندام تحتانی و الگوی پروگزیمال به دیستال تأثیر نامطلوب گذاشته و منجر به عدم کنترل عصبی–عضلانی و اجرای ضعیف در پرش‌ها می‌گردد.[۳۸، ۳۹] ناپایداری در ستون فقرات در ناحیه کمری نیز باعث می‌شود که خط عملکرد نیرو از مسیرش به سمت مرکز ثقل بدن منحرف شود که این منجر به افزایش تکانه‌های زاویه‌ای و در نتیجه کاهش سرعت عمودی مرکز ثقل و تضعیف اجرا در هنگام جهش شود.[۳۷]

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج تحقیق حاضر این‌گونه می‌توان استنباط نمود که قوس افزایش‌یافته کمری موجب کاهش معناداری در عملکرد اندام

[1] Motor Control Dysfunction

www.SID.ir

Archive of SID

تحتانی می‌گردد. همچنین نتایج این تحقیق ما را بر آن می‌دارد تا همراه با اصلاح ناهنجاری قوس افزایش‌یافته کمری، به عکس‌العمل‌های زنجیره‌ای بدن و بهبود عملکرد اندام تحتانی توجه بیشتری داشته باشیم.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد رشته آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی خانم نرگس گلستانی، به راهنمایی آقای دکتر فواد صیدی می‌باشد. بدین‌وسیله از تمام کسانی که ما را در انجام این تحقیق یاری نمودند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

منابع

1. Peterson-Kendall F, Kendall-McCreary E, Geise-Provance P, McIntyre-Rodgers M, Romani W. Muscles testing and function with posture and pain. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005. P.173,221.
2. Vaisy M, Gizzi L, Petzke F, Consmüller T, Pfingsten M, Falla D. Measurement of lumbar spine functional movement in low back pain. The Clinical journal of pain. 2015;31(10):876-85.
3. Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. Physical therapy. 1997;77(2):132-42.
4. Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. 2005;13(5):316-25.
5. Abbaszadeh A, Sahebzamani M, Seifadini M, Samsampour D. Effect of an 8-week corrective exercise on hyperlordosis girl students. Journal of Hormozgan University of Medical Sciences 2012; 16(5):377-386. [In persian]
6. Rezvankhah Golsefidi N, Alizadeh M.H, Kordi M R. The effect and maintenance of 8 weeks corrective exercise on increased lumbar lordosis of pre and post pubertal school girls . Scientific Journals Management System2013;12(8):9-21. [In persian]
7. Mirzaie Z. The effectiveness of an eight week corrective exercise program on curvature angle and core stability of woman with lumbar hyper lordosis deformity. 2014. University of Tehran, (MSc thesis). [In persian]
8. Stephens A, Munir S, Shah S, Walter WL. The kinematic relationship between sitting and standing posture and pelvic inclination and its significance to cup positioning in total hip arthroplasty. International orthopaedics. 2015;39(3):383-8.
9. Page P, Frank C, Lardner R. Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach: Human kinetics; 2010. P.27.
10. Hansen-Honeycutt J, Chapman EB, Nasypany A, Baker RT, May J. A clinical guide to the assessment and treatment of breathing pattern disorders in the physically active: part 2, a case series. International journal of sports physical therapy. 2016;11(6):971.
11. Feizypour A. comparison explosive strength of lower limb in the patients with hyperlordosis, hyperkyphosis and healthy individual in non-active boys aged 17 years. 2014. University of Shahid rajaee teacher training, (MSc thesis). [In persian]
12. Mohammadi M, Belalli vashmesara J, Hadadnejad M, Sanjari M. Comparison of postural control and core indurance in persons with and without hyper lordosis. journal of sports medicine and physical fitness 2014; 1(2):109-128. [In persian]
13. Norasteh A, Hosseini R, Daneshmandi H, Shah heydari S. studying of balance in students with hyper lordosis and hyper kyphosis. Journal of Sport Medicine 2014; 6(1):57-71. [In persian]
14. Hovanloo F, Akbari H, Khademinejad S. relationship between spine sagittal plane curvature and dynamic postural control. Research on Sport Sciences 2010; 7:114-122. [In persian]
15. Rajabi R, Latifi S. Norms of thoracic and lumbar spine curvature in Iranian men and women. Research on Sport Sciences 2010; 7:14-30. [In persian]
16. Seidi F. The comparison of a 10- week local and comprehensive corrective exercises programs effects on postural thoracic kyphosis deformity. 2011. University of Tehran, (Ph D thesis). [In persian]
17. Rajabi R. Samadi H. Corrective Exercise Laboratory. 2nd ed. Tehran. University of Tehran Press; 1392. P. 25-30.
18. Seidi F, Rajabi R, Ebrahimi E, Tavanai R, Moussavi J. The Iranian Flexible Reliability and Validity in Lumbar Lordosis Measurements. World Journal of Sport Sciences. 2009, 2(2): 95-99.
19. Youdas JW, Hollman JH, Krause DA. The effects of gender, age, and body mass index on standing lumbar curvature in persons without current low back pain. Physiotherapy theory and practice. 2006;22(5):229-37.
20. Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. Journal of athletic training. 2012;47(3):339-57.
21. Plisky PJ, Gorman PP, Butler RJ, Kiesel KB, Underwood FB, Elkins B. The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test. North American journal of sports physical therapy: NAJSPT. 2009;4(2):92.
22. Reiman MP, Manske RC. Functional testing in human performance: Human kinetics; 2009.P.151-155.

www.SID.ir

Archive of SID
23. Hamilton RT, Shultz SJ, Schmitz RJ, Perrin DH. Triple-hop distance as a valid predictor of lower limb strength and power. Journal of athletic training. 2008;43(2):144-51.
24. Ross MD, Langford B, Whelan PJ. Test-retest reliability of 4 single-leg horizontal hop tests. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2002;16(4):617-22.
25. Bell DR, Guskiewicz KM, Clark MA, Padua DA. Systematic review of the balance error scoring system. Sports health. 2011;3(3):287-95.
26. Finnoff JT, Peterson VJ, Hollman JH, Smith J. Intrarater and interrater reliability of the Balance Error Scoring System (BESS). Pm&r. 2009;1(1):50-4.
27. McCaskey A. The effects of core stability training on star excursion balance test and global core muscular endurance. 2011.
28. Aggarwal A, Kumar S, Kalpana Z, Jitender M, Sharma V. The relationship between core stability performance and the lower extremities static balance performance in recreationally active individuals. Nigerian Journal of Medical Rehabilitation. 2012;15(1 and 2):11-6.
29. McMullen KL, Cosby NL, Hertel J, Ingersoll CD, Hart JM. Lower extremity neuromuscular control immediately after fatiguing hip-abduction exercise. National Athletic Trainers' Association, Inc; 2011.
30. Earl JE, Hertel J. Lower-extremity muscle activation during the Star Excursion Balance Tests. Journal of Sport Rehabilitation. 2001;10(2):93-104.
31. Norris B, Trudelle-Jackson E. Hip-and thigh-muscle activation during the star excursion balance test. Journal of sport rehabilitation. 2011;20(4):428-41.
32. Distefano LJ, Blackburn JT, Marshall SW, Padua DA. Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2009;39(7):532-40.
33. Akl A-R. The role of biomechanical parameters and muscle activity during eccentric and concentric contractions in vertical jump performance. Journal of Physical Education and Sport. 2013;13(3):430.
34. Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2011;21(4):602-9.
35. Perttunen J, Kyrolainen H, Komi PV, Heinonen A. Biomechanical loading in the triple jump. Journal of sports sciences. 2000;18(5):363-70.
36. Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Role of the coordinated activities of trunk and lower limb muscles during the landing-to-jump movement. European journal of applied physiology. 2012;112(6):2223-32.
37. Patel R. Performance of a two-foot vertical jump: What is more important hip or knee dominance? : University of Waterloo; 2010.
38. Hadadnejad M, Letafatkar A. Relationship between genu varum and function and strength of lower extremity in footballers boy. Journal of Research in Rehabilitation Sciences 2012; 7(2):188-196. [In Persian]
39. Kopper B, Ureczky D, Tihanyi J. Trunk position influences joint activation pattern and physical performance during vertical jumping. Acta Physiologica Hungarica. 2012;99(2):194-205.

www.SID.ir