نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ۲، شماره ٤، پاییز و زمستان ۱۳۹۳
٤٠-۳۱
WWW.RSR.BASU.AC.IR

اثر تمرینات کششی استاتیک و بالستیک بر نیروهای برشی قدامی پروگزیمال تیبیا در حرکت توقف-پرش رو به جلو

مریم‌السادات هاشمی‌تکلیمی[۱]، گلناز فائزی[۲]، پرستو شمسه‌کهن[۳*]

۱. هیات علمی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی
۲. هیات علمی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی
۳. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی

دریافت ۶ شهریور ۱۳۹۳؛ پذیرش ۵ بهمن ۱۳۹۳

واژگان کلیدی

نیروی برش قدامی

تیبیا

کشش استاتیک

کشش بالستیک

الگوی توقف- پرش

پرش رو به جلو

چکیده

زمینه و هدف: آسیب لیگامنت متقاطع قدامی، آسیبی شایع در ورزش‌هایی است که الگوی توقف-پرش دارند. هدف کلی از انجام تحقیق حاضر تعیین اثرات یک وهله تمرینات کششی استاتیک و بالستیک بر نیروهای برشی قدامی پروگزیمال تیبیا در حرکت توقف- پرش رو به جلو می‌باشد.

روش بررسی: نمونه گیری این تحقیق به‌شیوه نمونه‌گیری در دسترس شامل ۱۲ مرد سالم ورزشکار، به‌صورت داوطلب است. هر آزمودنی سه بار و با فاصله زمانی سه روز به آزمایشگاه مراجعه کرد تا اثر تمرینات قبلی کاملاً از بین رود. کلیه داده‌های کینتیکی و کینماتیکی به‌دست آمده از صفحه نیرو و سیستم آنالیز حرکتی توسط نرم‌افزار متلب استفاده شدند. جهت بررسی و مقایسه تأثیر یک وهله تمرینات کششی استاتیک و بالستیک، بر میزان نیروی برشی قدامی وارد بر پروگزیمال تیبیا در آزمودنی‌ها، از شاخص‌های آماری توصیفی و جهت آزمون فرضیه‌ها از آزمون t وابسته و آنالیز واریانس یک‌سویه استفاده شد.

یافته ها: آزمون t وابسته نشان داد که کشش استاتیک به‌طور معنی‌داری بر نیروی برشی قدامی وارد بر زانو تاثیرگذار است (P=۰/۰۱۶). نتایج آزمون تحلیل واریانس حاکی از اینتراکشن نیروی برشی قدامی پروگزیمال تیبیا در هر دو گروه استاتیک و بالستیک بود و سپس آزمون تعقیبی توکی، بین گروه کنترل با گروه کشش استاتیک رابطه معناداری (P= ۰/۰۱۰) به‌دست آورد. میزان اندازه اثر تمرینات کششی استاتیک و بالستیک بر نیروی برشی قدامی پروگزیمال تیبیا نیز به‌ترتیب برابر با ۰/۹۶ و ۰/۶۸ بود که با توجه به شاخص استاندارد دی-کوهن اندازه اثر تمرین کشش استاتیک بزرگ و اندازه اثر کشش بالستیک متوسط است که نشان‌دهنده تاثیر بیشتر تمرینات کششی استاتیک بر کاهش نیروی برشی قدامی پروگزیمال تیبیا می‌باشد.

نتیجه‌گیری: تحقیق حاضر نشان داد که انجام کشش‌های استاتیک قبل از اجرای حرکت توقف-پرش رو به جلو، سبب کاهش حداکثر نیروی برشی قدامی پروگزیمال تیبیا می‌شود. با این تفاسیر محتمل است که آسیب‌های ACL بعد از کشش استاتیک کمتر اتفاق می‌افتد. بنابراین توصیه می‌شود مربیان ورزش جهت گرم کردن‌ها و فیزیوتراپ‌ها جهت توانبخشی به‌علت کاهش در آسیب و برای کاهش نیروهای برشی قدامی وارد بر زانوی ورزشکاران از روش استاتیک استفاده نمایند.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۳۵۳۸۶۱۴۲۰
پست الکترونیکی: parastooshams@yahoo.com

Archive of SID
www.SID.ir

مقدمه

آسیب لیگامنت متقاطع قدامی (ACL[1]) زانو یکی از شایع‌ترین آسیب‌های ورزشکاران می‌باشد (کزویک، میرکو، کادیجا، ندلجکوویک و جاریک، ۲۰۱۳[2]؛ دای، ماو، گرت و یو، ۲۰۱۴[3]). این آسیب غالباً در نتیجه کمبود دامنه‌ی حرکتی عضو، کمبود قدرت مناسب عضلات همسترینگ و چهارسر، حرکت نامناسب استخوان تیبیا و نیروهای شدیدی است که باعث می‌شوند لیگامنت تا حد پارگی تحت فشار قرار گیرد (کنزویک و همکاران، ۲۰۱۳؛ الکجائر، سیمونسن، مگنوسان، دیرپولسن و آگارد، ۲۰۱۲[4]؛ بریانت، کلی و هومان، ۲۰۰۸[5]). افزایش نیروی برشی قدامی سبب انتقال قدامی تیبیا و افزایش بار بر ACL می‌شود (چپل، کریگتون، گیولیانی، یو و گرت، ۲۰۰۲[6]). مطالعات نشان می‌دهد که یکی از نیروهای غالب و تأثیرگذار در بروز آسیب ACL، نیروی برشی قدامی اعمال‌شده بر درشت‌نی می‌باشد (شمسه‌کهن، صادقی، نواب‌مطلق و ابراهیم، ۲۰۱۴[7]؛ شلبورن،پندی و توری، ۲۰۰۵[8]). ویژگی ویسکوالاستیک عضلات اسکلتی به افزایش طول بافت‌های نرم به‌وسیله انجام حرکات کششی کمک می‌کند (بردلی، اولسن و پورتاس، ۲۰۰۷[9]؛ وولستنهولم، گریفیث و وولستنهولم، ۲۰۰۶[10]؛ یونیک، کیفر، چیسمن و فینی، ۲۰۰۵[11]) و در نتیجه سبب افزایش دامنه‌ی حرکتی مفاصل و کاهش آسیب‌های احتمالی بافت‌ها و مفاصل می‌گردد (مالیاروپولس، پاپالکساندریس، پاپالادا و پاپاکسداس، ۲۰۰۳[12]؛ بندی و ایریون، ۱۹۹۴[13]). کشش عضلانی می‌تواند با استفاده از خواص مکانیکی بافت‌های ویسکوالاستیک باعث افزایش طول و بهبود عملکرد عضله گردد (هرمن، وینهولد، گاسکیویکس، گرت، یو و پادوا، ۲۰۰۸[14]؛ یو، لین و گرت، ۲۰۰۶[15]؛ چپل، هرمن، نایت، کیرککندال، گرت و یو، ۲۰۰۵[16]؛ بندی و ایریون، ۱۹۹۴). برای افزایش انعطاف‌پذیری اندام‌ها تمرینات مختلف کششی مؤثر هستند و بلافاصله بعد از انجام هر یک از تکنیک‌های کششی انعطاف‌پذیری مفاصل افزایش می‌یابد (باکوراو، مونتریو، آگرینوویچ، تریکولی، کبرال و آوکی، ۲۰۰۹[17]؛ دیویس، اشبی، مککیل، مککواین و واین، ۲۰۰۵[18]؛ بندی و ایریون، ۱۹۹۴). این منطق که حرکات کششی پیش از فعالیت، خطر ابتلا به آسیب را کاهش می‌دهد، یک فرضیه آزمایشگاهی می‌باشد (بریانت و همکاران، ۲۰۰۸؛ هولکامپ، رابلی، لی و گاداگنولی، ۲۰۰۷[19]). البته تحقیقات نشان داده اند که ورزش می‌تواند سبب کاهش احتمال آسیب ACL (لایل، والروکواس، گرگور و پاور، ۲۰۱۴[20]) و همچنین با افزایش دامنه حرکتی زانو سبب کاهش بارهای وارد بر ACL شود (فانگ، بلکبرن، نورکراس، مککرس و پادوآ، ۲۰۱۱[21]).

در تحقیق چپل و همکاران (۲۰۰۲،۲۰۰۵)، سل و همکاران (۲۰۰۷) و وانگ (۲۰۱۱) روی بارهای وارد بر لیگامنت متقاطع قدامی کار شده و با استفاده از روش دینامیک معکوس[22]، نیروی برشی قدامی[23] قسمت بالایی درشت نی را به‌دست آورده اند. بیدل و مان (۲۰۰۷)[24] طی مطالعه‌ای دریافتند که کشش استاتیک و بالستیک اثر یکسانی بر انعطاف‌پذیری دارند، اگرچه در این مطالعه شدت گرم کردن برای هر دو نوع کشش یکسان نبود و در نتیجه مقایسه اثر انعطاف‌پذیری این دو نوع کشش بسیار مشکل می‌شود. بندی، آریون و بریگلر (۱۹۹۷)[25]، تأثیر زمان و تکرار کشش ایستا روی انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ را تحت

1. Anterior Cruciate Ligament
2. Knezevic, O.M., Mirkov, D.M., Kadija, M., Nedeljkovic, A., & Jaric, S., 2014.
3. Dai, B., Mao, D., Garrett, W.E., & Yu, B. 2014.
4. Alkjaer, T., Simonsen, E.B., Magnusson, S.P., Dyhre-Poulsen, P., & Aagaard, P. 2012.
5. Bryant, A.L., Kelly, J., & Hohmann, E. 2008.
6. Chappell, J.D., Creighton, R.A., Giuliani, C., Yu, B., & Garrett, W.E. 2002.
7. Shamsehkohan, P., Sadeghi, H., NavvabMotlagh, F., & Ebrahim, H. 2014.
8. Shelburne, K.B., Pandy, M.G., & Torry, M.R. 2004.
9. Bradley, P.S., Olsen, P.D., & Portas, M.D., 2007.
10. Woolstenhulme, M.T., Griffiths, C.M., Woolstenhulme, E.M., & Parcell, A.C., 2006.
11. Unick, J., Kieffer, H.S., Cheesman, W., & Feeney, A., 2005.
12. Malliaropoulos, N., Papalexandris, S., Papalada, A., Papacostas, E., 2003.
13. Bandy, W.D., & Irion, J.M., 1994.
14. Herman, D.C., Weinhold, P.S., Guskiewicz, K.M., Garrett, W.E., Yu, B., & Padua, D.A., 2008.
15. Yu, B., Lin, C.F., & Garrett, W.E., 2006.
16. Chappell, J.D., Herman, D.C., Knight, B.S., Kirkendall, D.T., Garrett, W.E., & Yu, B., 2005.
17. Davis, D.S., Ashby, P.E., McCale, K.L., McQuain, J.A., & Wine, J.M., 2005.
18. Bacurau, R.F.P., Monteiro, G.A., Ugrinowitsch, C., Tricoli, V., Cabral, L.F., & Aoki, M.S., 2009.
19. Holcomb, W.R., Rubley, M.D., Lee, H.J., & Guadagnoli, M.A., 2007.
20. Lyle, M.A., Valero-Cuevas, F.J., Gregor, R.J., & Powers, C.M., 2014.
21. Fong, C.M., Blackburn, J.T., Norcross, M.F., McGrath, M., & Padua, D.A., 2011.
22. Inverse dynamic
23. Anterior shear force
24. Beedle, B.B., Mann, C.L., 2007.
25. Bandy, W.D., Irion, J.M., & Briggler, M., 1997.

Archive of SID

www.SID.ir

بررسی قرار دادند. همه گروه‌های کشش، دامنه حرکتی را نسبت به گروه کنترل بیشتر افزایش دادند. کشش ایستا به‌مدت ۳۰ ثانیه، دامنه حرکتی باز شدن فعال زانو را ۱۱.۵ درجه افزایش داد. محققین اظهار داشتند که مدت زمان ۳۰ ثانیه، یک مدت زمان مؤثر برای کشش عضلات همسترینگ به‌منظور افزایش دامنه حرکتی می‌باشد.

تمرینات کششی از دیرباز برای افزایش دامنه حرکتی مفاصل مورد استفاده بوده است. انعطاف‌پذیری نه تنها جهت انجام وظایف عادی روزانه و کسب مهارت‌های ورزشی بلکه برای پیشگیری از آسیب واحد تاندونی- عضلانی بسیار حائز اهمیت می‌باشد. جهت اجرای مؤثرتر مهارت‌های ورزشی، پیشگیری از آسیب واحد تاندونی- عضلانی، و درمان صحیح، آگاهی از روش‌های مختلف تمرینات کششی و به‌کارگیری مؤثرترین و راحت‌ترین آنها جهت ایجاد انعطاف‌پذیری امری بدیهی است. دانستن ویژگی‌های بیومکانیکی فرود در حرکت توقف- پرش برای پیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی اهمیت دارد (یو، ۲۰۰۷). مطالعات پیشین نشان می‌دهند که تمرینات کششی روی ویژگی‌های بیومکانیکی الگوهای بدنی تأثیر دارد. متاسفانه، تحقیق این چنینی روی اثر تمرینات کششی بر میزان بارهای وارد بر زانو، که از ویژگی‌های بیومکانیکی زانو می‌باشد، انجام نگرفته است. از این‌رو در این تحقیق سعی بر این است تا به بررسی بیشتری بر توانایی طویل شدن عضلات آنتاگونیست با استفاده از تمرینات کششی پرداخته شود و چون زانو قسمت اعظم وزن بدن را در حرکات تحمل می‌کند و از آنجا که ACL یکی از مهم‌ترین لیگامنت‌های پایدارکننده و آسیب‌پذیر بدن می‌باشد، همچنین با توجه به انجام تحقیقات بسیار محدود اثر تقویت بافت‌ها بر آسیب ACL، در این تحقیق اثر دو نوع کشش استاتیک و بالستیک بر نیروهای برشی قدامی پروگزیمال تیبیا بررسی شده است. هدف کلی از انجام تحقیق حاضر نتیجه اثر یک وهله تمرینات کششی استاتیک و بالستیک بر نیروهای برشی قدامی پروگزیمال تیبیا در حرکت توقف-پرش رو به جلو می‌باشد.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی و طرح تحقیق از نوع پیش‌آزمون- پس‌آزمون می‌باشد. جامعه‌ی آماری کلیه دانشجویان شاغل به تحصیل در سال ۹۱-۱۳۹۰ دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی است و نمونه آماری به‌صورت در دسترس شامل ۱۲ مرد ورزشکار بود که داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند و از معیارهای ورود به مطالعه آنها می‌توان به ۱- عدم انجام جراحی در اندام تحتانی، ۲- نداشتن سابقه آسیب، ۳- نداشتن ناهجاری اندام تحتانی، ۴- نداشتن بیماری خاص و ۵- تمایل و رضایت کامل جهت شرکت در تحقیق اشاره کرد. این تحقیق سعی دارد تأثیر کوتاه مدت تمرینات کششی را به‌عنوان متغیر مستقل، بر روی میزان نیروی برشی قدامی وارد بر تیبیا به عنوان متغیر وابسته، مورد ارزیابی قرار دهد. هر آزمودنی سه بار و با فاصله زمانی سه روز به آزمایشگاه مراجعه کرد تا اثر تمرینات قبلی کاملاً از بین رود.

پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه و آشنایی با مراحل و لوازم آزمایش، طول و قطر اندام تحتانی آزمودنی‌ها شامل طول ران، ساق، و کف پا؛ و قطر ران و ساق پا اندازه‌گیری شد. به منظور به‌دست آوردن مشخصات آنتروپومتریک افراد از جداول ضمیمه A.۵.۲ و A.۱۱.۲ آلتر (۱۹۹۸) استفاده شده است. پس از پنج دقیقه گرم کردن عمومی، و نصب مارکرها در محل‌های تعیین شده، به اجرای حرکت توقف-پرش رو به جلو اقدام کردند. برای اجرای این حرکت از آزمودنی خواسته شد تا بعد از سه گام پاهای خود را جفت کرده و با بیشترین ارتفاع به سمت جلو پرش نماید (چپل و همکاران، ۲۰۰۲) و حرکت را سه بار انجام دهد. مکان شروع حرکت برای هر فرد بسته به قد وی متفاوت بود و طوری درنظر گرفته شده بود که گام سوم و عمل جفت کردن پا روی صفحه نیرو انجام گیرد (تصویر ۱). داده‌ای که از سیستم آنالیز حرکت به‌دست می‌آمد، مختصات سه‌بعدی مارکرها نسبت به سیستم مختصات متصل به زمین آزمایشگاه بود. پیش از ثبت داده‌های توقف-پرش رو به جلو از شخص خواسته شد به مدت ۳ ثانیه بدون حرکت بایستد تا مختصات مارکرها در حالت استاتیکی به‌دست آید، سپس افراد در فضای ۳ متر تحت پوشش دوربین‌ها سه بار حرکت را انجام داده و میانگین داده‌های این سه مرحله در بیشینه فلکشن زانو که بیشترین آسیب لیگامنت متقاطع قدامی زانو در این نقطه می‌باشد، به‌عنوان داده توقف-پرش رو به جلو مربوط به هر نفر مورد استفاده قرار می‌گرفت.

Archive of SID

www.SID.ir

شکل ۱: نحوه اجرای حرکت توقف-پرش رو به جلو توسط آزمودنی

در این تحقیق به‌منظور توصیف دقیق حرکت و محاسبه پارامترهای حرکتی بدن ورزشکار از دستگاه موشن آنالایزر کینماتریکس (MIE, UK) که دارای سه دوربین با فرکانس ۵۰ هرتز است استفاده شد. پارامترهای کینماتیکی پس از قرارگیری مارکرهای منعکس‌کننده نور مادون قرمز بر روی لندمارک‌های[۱] آناتومیکی توسط این دستگاه اندازه‌گیری شد که این سیستم قابلیت اندازه‌گیری این پارامتر ها را به‌صورت خطی و زاویه‌ای داشت. صفحه نیرو MIE (۴۰×۶۰×۷cm) ساخت انگلیس بود. اطلاعات توقف-پرش رو به جلو توسط دستگاه صفحه نیرو و با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰Hz جمع‌آوری شد. محورهای x (محور جلویی [+]-عقبی [-])، y (محور بالایی [+]-پایینی[-]) و z (محور داخلی[+]-خارجی[-]) محورهای حرکتی مورد مطالعه در این تحقیق بودند. با توجه به محورهای حرکتی، حرکات فلکشن و اکستنشن مفصل زانو در صفحه xy (صفحه ساجیتال) و حرکات آبداکشن و آداکشن در صفحه yz (صفحه فرونتال) انجام گرفت.

قبل از شروع فیلم‌برداری مرحله مارکرگذاری انجام گردید. در این تحقیق از ۷ مارکر پاسیو به قطر ۱۵ میلی‌متر با قابلیت انعکاس نور مادون قرمز، استفاده شد که بر روی لند مارک‌های آناتومیکی (تاج خاصره[۲]، برجستگی بزرگ ران[۳]، لقمه خارجی استخوان ران[۴]، قوزک خارجی[۵]، سطح خارجی سر انتهایی پنجمین استخوان کف پایی[۶]، میانه برجستگی بزرگ ران و لقمه خارجی استخوان ران، و میانه لقمه خارجی استخوان ران و قوزک خارجی پا) هر دو پا قرار داده شدند (سیوک[۷]،۲۰۰۶). مارکرهای مورد استفاده از نوع پاسیو بود و قابلیت انعکاس نور مادون قرمز را داشتند. در این تحقیق دوربین‌ها در سمت راست و با فاصله چهار متر از آزمودنی قرار داده شدند و نحوه‌ی قرارگیری دوربین‌ها روی کمانی با زاویه ۱۲۰ درجه بود (شکل ۲) به نحوی‌که حداقل دو دوربین بتواند کلیه مارکرهای نصب شده روی بدن آزمودنی را به‌خوبی پوشش دهد. به‌منظور به‌دست آوردن اندازه دقیق پارامترها قبل از شروع فیلم‌برداری کالیبراسیون[۸] کالیبراسیون[۸] ضروری بود که برای این کار از یک فریم کالیبراسیون[۹] استفاده شد. کالیبره کردن دوربین‌ها شامل دو دو بخش بود که یکی با استفاده از شیئی مستطیل شکل برای کالیبره کردن ایستا و دیگری شیئی مکعب مانند برای کالیبره کردن پویا بود (سولگارد، نیلسون، مولرمولسن، جاکوبسن، ید و جنسن، ۱۹۹۵[۱۰]).

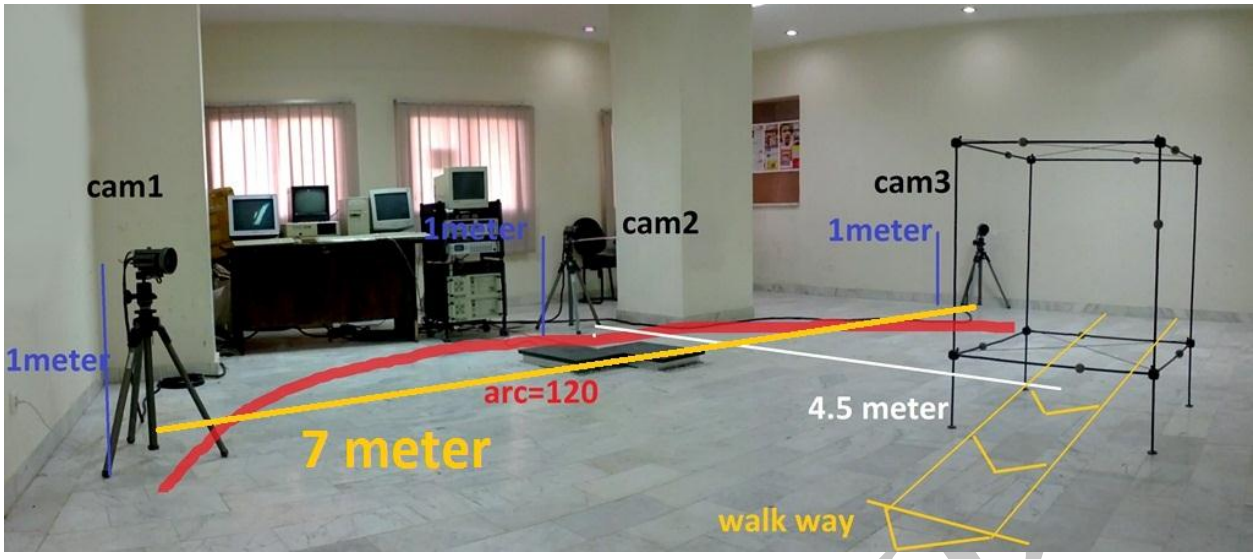
با استفاده از روش دینامیک معکوس (شکل ۳) و با استفاده از مشخصات آنتروپومتریک، سرعت زاویه‌ای، شتاب زاویه‌ای، بازوی گشتاوری نیروها، نیروها و گشتاورهای عکس‌العمل زمین، نیروها و گشتاورهای برآیند مفصلی به‌دست آمدند. ابتدا برای محاسبه اطلاعات مچ، نیروی عکس‌العمل زمین و اینکه با چه بازوی گشتاوری به مچ وارد شده، به‌دست آمد. در واقع نیروی برشی قدامی زانو، محصول نیروی عکس‌العمل زمین، شتاب، وزن و نیروی ماهیچه‌ای بر روی نیروی مفصلی بود.

1. Land mark
2. Iliac crest
3. Major trochanter
4. Lateral epicondyle of femur
5. Lateral malleolus
6. Lateral aspect of distal head of the fifth metatarsus

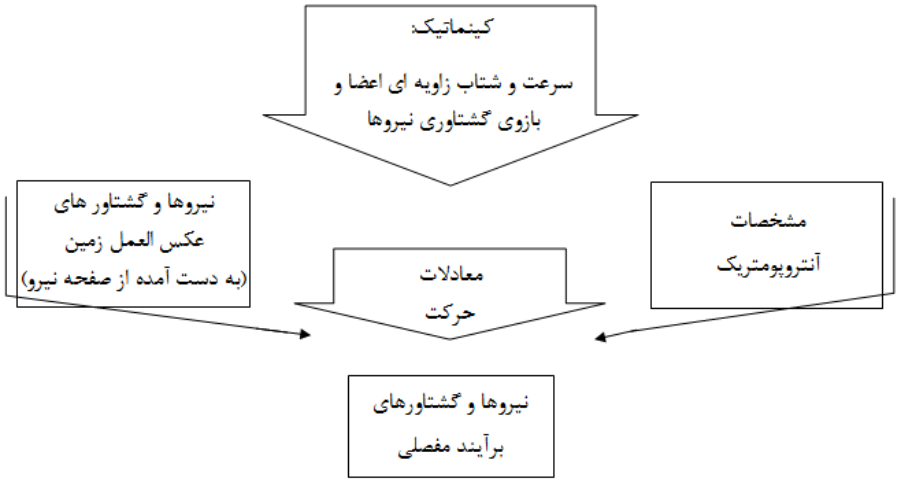
7. Civec, E., 2006.
8. Calibration
9. Calibration Frame
10. Solgard, L., Nielsen, A.B., Moller-Madsen, B., Jacobsen, B.W., Yde, J, & Jensen, J., 1995.

Archive of SID

www.SID.ir



شکل ۲: نحوه قرار گیری دوربین‌های فیلم‌برداری نسبت به محل اجرای آزمون



شکل ۳: روند دینامیک معکوس

اولین پردازشی که بر روی داده‌های خام آزمایشگاهی پیش از انجام هرگونه محاسبه باید انجام می‌شد، فیلتر کردن این داده‌ها بود که برای از بین بردن تأثیرات محیطی و به‌دست آوردن داده‌هایی با خطای کمتر صورت گرفت. داده‌های کینتیک به‌دست آمده از صفحه نیرو با استفاده از فیلتر نرم‌افزاری پرو- وک و داده‌های کینماتیکی توسط moving average فیلتر شدند.

تمرینات کششی در نظرگرفته شده شامل کشش عضله دو قلو به حالت طاقباز[1]، کشش پروانه[2]، کشش عضله همسترینگ به حالت طاقباز[3]، کشش عضله چهار سر به حالت دمر[4]، و کشش عضله چهار سر به حالت زانو زدن[5] می‌باشند (بردلی و همکاران، ۲۰۰۷) و برای اجرای بهتر تمرینات و یکسان بودن آنها در تمام آزمون‌شونده‌ها، یک نفر به‌صورت غیرفعال این تمرینات را بر روی آزمودنی‌ها انجام داد (شکل ۴). هر کشش چهار بار بر روی هر دو پا اجرا می‌شود و بین کشش‌ها فاصله‌ای نیست. بنابراین در مجموع، این پروتکل تمرینی برای هر شخص ۱۰ دقیقه طول کشید.

1. Supine gastrocnemius stretch
2. Butterfly stretch
3. Supine hamstring stretch
4. Prone quadriceps stretch
5. Kneeling quadriceps stretch

www.SID.ir

شکل ۴: اجرای تمرینات کششی توسط آزمونگر (غیرفعال) روی آزمودنی.

در کشش استاتیک، آزمونگر این حرکات را به‌طور غیرفعال تا رسیدن به نقطه درد آزمون‌شونده، به‌مدت ۳۰ ثانیه انجام می‌دهد. ۳۰ ثانیه بدین دلیل انتخاب شد که عموماً ورزشکاران این مدت را انتخاب می‌کنند (بردلی و همکاران، ۲۰۰۷) و همچنین مطالعات نشان می‌دهند که این مدت برای اتساع‌پذیری واحد های تاندونی- عضلانی[1] مناسب است (بردلی و همکاران، ۲۰۰۷؛ بندی و ایریون، ۱۹۹۷). کشش بالستیک نیز مانند کشش استاتیک می‌باشد، با این تفاوت که آزمونگر باید در انتهای دامنه حرکتی، ضربه‌ای نیز وارد کند. برای توانایی مقایسه دقیق‌تر بین انواع کشش‌ها، مدت و تعداد آنها یکسان در نظر گرفته شد (بردلی و همکاران، ۲۰۰۷).

کلیه داده های کینتیکی و کینماتیکی و آنتروپومتریکی آزمودنی ها برای بررسی و همچنین به‌دست آوردن گشتاور مفصل با روش دینامیک معکوس، وارد نرم افزار متلب (Matlab- MathWorks- R2012a) شدند و پس از بررسی در نرم‌افزار SPSS (نسخه ۱۶) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. همچنین برآیند نیروهای مفاصل با وزن بدن شخص (BW) نرمال شدند. معنی دار بودن آزمون ها با اطمینان ۹۵ درصد و P Value < ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. جهت بررسی و مقایسه تاثیر تمرینات کششی استاتیک و بالستیک بر میزان نیروی برشی قدامی پروگزیمال تیبیا در آزمودنی‌ها، از شاخص‌های آماری توصیفی و جهت آزمون فرضیه‌ها از آزمون t وابسته و آزمون تحلیل واریانس یکسویه استفاده شد. ابتدا وضعیت توزیع نرمال بودن داده‌ها و همگنی واریانس‌ها بررسی شد. با توجه به نتایج آزمون کلموگروف اسمیرنوف، توزیع داده‌ها نرمال بود. همچنین آزمون لون در مورد تجانس واریانس‌ها نشان داد که فرض همگنی واریانس‌ها برقرار می‌باشد، به همین جهت از آزمون‌های پارامتریک استفاده گردید.

یافته‌ها

جدول ۱ نشان‌دهنده میانگین و انحراف استاندارد نیروی برشی قدامی ۳ گروه است. هر دو تمرینات کششی استاتیک و بالستیک، سبب کاهش نیروی برشی قدامی پروگزیمال تیبیا شده‌اند، اما چنانچه از جدول ۲ مشخص است، آزمون t وابسته نشان‌دهنده کاهش معنی‌دار نیروی برشی قدامی پروگزیمال تیبیا بعد از تمرین کششی استاتیک می‌باشد. در نتایج آزمون تعقیبی توکی نیز تفاوتی بین گروه کنترل و گروه تمرین کششی بالستیک مشاهده نشد و همچنین بین کشش استاتیک و بالستیک بر نیروی برشی قدامی نیز تفاوتی وجود ندارد (P =۰/۳۰۴، P =۰/۴۳۷)، اگرچه بین گروه کنترل و تمرین کششی استاتیک تفاوت معناداری مشاهده شد (P =۰/۰۱۰) (جدول ۳). تفاوت پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه‌ها در شکل ۱ مشخص است. میزان اندازه اثر تمرینات کششی استاتیک و بالستیک بر نیروی برشی قدامی پروگزیمال تیبیا نیز به‌ترتیب برابر با ۰/۹۶ و ۰/۶۸ است که با توجه به شاخص استاندارد دی-کوهن (کوهن، ۱۹۸۸[2]) اندازه اثر تمرین کشش استاتیک بزرگ و اندازه اثر کشش بالستیک متوسط است که نشان‌دهنده تأثیر بیشتر تمرینات کششی استاتیک بر کاهش نیروی برشی قدامی پروگزیمال تیبیا می‌باشد.

1. The compliance of the musculotendinous unit

2. Cohen J., 1988.

Archive of SID
www.SID.ir

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد نیروی برشی قدامی

پارامترهای آماری متغیر	گروه	میانگین	انحراف استاندارد
نیروی برشی قدامی (وزن بدن)	کنترل	۰/۷۴	۰/۱۹
	تمرین کششی استاتیک	۰/۴۹	۰/۲۶
	تمرین کششی بالستیک	۰/۶۱	۰/۱۹

جدول ۲: نتایج پیش-آزمون و پس-آزمون t وابسته در نیروهای برشی قدامی

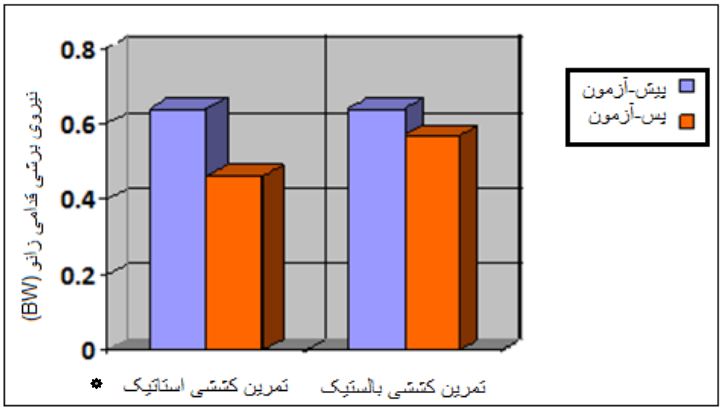
پارامترهای آماری متغیر	گروه	تفاوت میانگین پیش-آزمون و پس-آزمون	انحراف استاندارد	T	معنی‌داری
نیروی برشی قدامی	کنترل	۰/۰۲	۰/۰۸	۰/۷۳	۰/۴۷۷
	تمرین کششی استاتیک	۰/۲۶	۰/۳۸	۲/۷۳	۰/۰۱۶*
	تمرین کششی بالستیک	۰/۱۶	۰/۳۱	۰/۳۱	۰/۰۶۰

* $P < ۰/۰۵$

جدول ۳: نتایج آزمون تعقیبی سه گروه

گروه	پارامتر آماری	تفاوت میانگین	خطای استاندارد	معنی‌داری
کنترل	استاتیک	۰/۲۵	۰/۰۷	۰/۰۱۰*
	بالستیک	۰/۱۳	۰/۰۷	۰/۳۰۴
استاتیک	کنترل	-۰/۲۵	۰/۰۷	۰/۰۱۰*
	بالستیک	-۰/۱۱	۰/۰۷	۰/۴۳۷
بالستیک	کنترل	-۰/۱۳	۰/۰۷	۰/۳۰۴
	استاتیک	۰/۱۱	۰/۰۷	۰/۴۳۷

* $P < ۰/۰۵$



نمودار ۱: نتایج پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو تمرین کششی (* $P < ۰/۰۵$)

بحث

هدف اصلی تحقیق حاضر بررسی مقایسه‌ای اثر تمرینات کششی استاتیک و بالستیک بود. نتایج این تحقیق، کاهش نیروی برشی قدامی پس از تمرینات کششی استاتیک و بالستیک را نشان داد که البته این نتایج فقط در گروه تمرین کششی استاتیک از لحاظ آماری معنادار بود. به‌علاوه نتایج این تحقیق حاکی از تأثیر بیشتر تمرینات کششی استاتیک نسبت به تمرینات کششی بالستیک بود، با این وجود اختلاف معناداری بین دو روش تمرینی به‌کار رفته مشاهده نشد. تعدادی از تحقیقات که روی بارهای وارد بر ACL کار کرده

www.SID.ir

اند، نیروی برشی قدامی قسمت بالایی درشت نی را به‌دست آوردند (هرمن و همکاران، ۲۰۰۸؛ یو و همکاران، ۲۰۰۶؛ چپل و همکاران، ۲۰۰۵). این مطالعات بیان کردند که نیروی برشی قدامی وارد بر زانو شاخصی برای بارهای وارد بر ACL می‌باشد. در این راستا آنالیز یو و همکاران (۲۰۰۶) نشان داد که افزایش نیروی برشی قدامی وارد بر زانو، سبب افزایش نیروی کشویی قدامی زانو می شود که به‌طور مثبتی با نیروهای ACL همبسته می‌باشد. چپل و همکاران (۲۰۰۵) تفاوت معناداری در حداکثر نیروی برشی قدامی وارد بر زانو در مرحله جدا شدن برای پرش در ارتباط با سن (P= ۰/۰۱) و نوع عملکرد (P= ۰/۰۰) یافتند، ولی نیروی برشی قدامی وارد بر زانو در حرکت توقف- پرش در مردان و زنان تقریباً یکسان بود. هرمن و همکاران (۲۰۰۸) میزان نیروی برشی قدامی وارد بر زانو را ۰/۲۰۱ ± ۰/۵۱۳ به‌دست آوردند که نتایج تحقیق حاضر با این مطالعه هم‌خوان است. در این تحقیق میزان نیروی برشی قدامی وارد بر زانو در پیش آزمون‌ها، ۰/۱۹ ± ۰/۷۴ به‌دست آمد.

رابطه با اثر کشش‌ها، نتایج تحقیق حاضر نشان داد که نیروی برشی قدامی وارد بر زانو تحت تأثیر روش کششی استاتیک و بالستیک کاهش می‌یابد که در روش تمرینی استاتیک، این کاهش معنادار است. به‌عبارتی دیگر روش کششی استاتیک مؤثرتر از روش کششی بالستیک است. این یافته‌ها با مطالعات وولستنهولم و همکاران (۲۰۰۶) و یونیک و همکاران (۲۰۰۵) مطابقت دارد. وولستنهولم و همکاران (۲۰۰۶) به بررسی اثر کشش بالستیک روی انعطاف‌پذیری و پرش عمودی افراد پرداختند که به نتایج مثبت و معنی داری در این زمینه دست یافتند. البته در تحقیق حاضر نتایج کشش بالستیک مثبت بود، ولی معنادار نبود، هرچند این تفاوت می‌تواند به‌دلیل آزمودنی‌های وولستنهولم و همکاران باشد که بسکتبالیست بودند. یونیک و همکاران (۲۰۰۵) نیز اثر یک وهله کشش استاتیک و بالستیک را روی پرش عمودی بررسی کردند و به این نتیجه دست یافتند که نتایج کشش استاتیک و بالستیک مثبت بود ولی با هم تفاوت معناداری نداشتند.

نتایج تحقیقات باکوراو و همکاران (۲۰۰۹) و دیویس و همکاران (۲۰۰۵) با نتیجه این تحقیق تفاوت‌هایی دارد. باکوراو و همکاران (۲۰۰۹) اثر کشش استاتیک و بالستیک را بر انعطاف‌پذیری و بیشینه قدرت اندام تحتانی بررسی کردند و اثر کشش بالستیک را مؤثر دانستند و دلیل این برتری را چنین بیان داشتند که هر دو کشش سبب افزایش انعطاف پذیری اندام تحتانی می‌گردد و کشش بالستیک بیشینه قدرت را کاهش نداده است و کشش بالستیک را مؤثرتر از کشش استاتیک ذکر کردند، در حالی‌که که این محققان احتمال خطر آسیب را در آن کشش‌ها در نظر نگرفته‌اند و کاهش نیافتن بیشینه قدرت توسط کشش بالستیک را برتری این کشش بیان کرده‌اند. دیویس و همکاران (۲۰۰۵) نیز بیان داشتند که یک وهله تمرین کششی تفاوتی در دامنه حرکتی و انعطاف‌پذیری ندارد و نتایج کشش استاتیک و بالستیک بسته به مدت زمان تمرین دارد.

از نظر محقق دلیل اثر بیشتر کشش استاتیک می‌تواند ساز و کارهای کششی این روش تمرینی باشد. کشش استاتیک مستلزم کشش‌های بدون حرکت یا فشاری است که به‌دنبال آن، بدن مدتی در یک وضعیت کشیدگی نهایی نگه داشته می‌شود. به‌عبارت دیگر، در این نوع کشش، واحد عضلانی- وتری به‌صورت غیرفعال و آهسته و در حداکثر طول ممکن خود (بیش از دامنه‌ی حرکتی آزاد مفصل) کشیده می‌شود و به‌مدت ۳۰ ثانیه در همان حال باقی می‌ماند و سپس رها می‌شود. این کشش باعث کم شدن تنش عضله شده و امکان کشیده شدن بیشتر عضله و افزایش طول آن را فراهم می‌آورد. کشش غیرفعال غالباً مؤثرتر از کشش فعال بوده و عضو را تا آخرین حد ممکن تحت کشش قرار می‌دهد و میزان حرکت ناشی از آن همواره بیشتر از کشش فعال است. این روش منجر به کشش بیش از حد نشده و بازتاب کششی را فعال نمی‌کند (آلمکیندرز،۱۹۹۲[1]).

در روش کششی بالستیک، عضلات مخالف، فعال می‌باشند و عضلات موردنظر ما، تحت کشش قرار می‌گیرند. به‌عبارت دیگر، کشش بالستیک، انجام حرکات پرتابی در یک اندام، طویل شدن عضله تا منتها درجه ممکن و سپس رها شدن آن می‌باشد. در این کشش، عضلات در حالت کشیدگی نهایی خود نگاه داشته نمی‌شوند، در این روش، حتی‌الامکان باید سعی شود که عضلات تحت کشش کاملاً شل باشند (فاکس و ماتیوس،۱۹۸۱[2]). فعال شدن بازتاب کشش عضلانی، تأثیر این روش را کاهش می‌دهد.

1. Almekinders, S.V. 1998.
2. Fox and Matius, 1981.

Archive of SID

www.SID.ir

نتیجه گیری

تکنیک‌های کششی یکی از ابزارهای افزایش انعطاف‌پذیری محسوب می‌شوند که هم برای افزایش آمادگی‌جسمانی و هم به‌عنوان مدالیته درمانی در روند توانبخشی آسیب‌های واحد تاندونی- عضلانی یا بیماری‌ها کاربرد دارد. تحقیق حاضر نشان داد که انجام کشش‌های استاتیک قبل از اجرای حرکت توقف- پرش رو به جلو، سبب کاهش حداکثر نیروی برشی قدامی وارد بر زانو می‌شود. با این تفاسیر محتمل است که آسیب‌های ACL بعد از کشش استاتیک کمتر اتفاق بیفتد. روی هم رفته، این نتایج اظهار داشت که بعد از حرکات کششی مختلف در اجرای حرکت توقف- پرش رو به جلو، استراتژی‌های حرکتی متفاوتی صورت می‌گیرد. این تفاوت استراتژی‌های حرکتی بعد از کشش‌های گوناگون، در کاهش نیروی برشی قدامی لیگامنت متقاطع قدامی هنگام حرکت توقف- پرش بعد از تمرینات کششی استاتیک تأثیرگذار است. بنابراین توصیه می‌شود مربیان ورزش برای کاهش نیروهای برشی قدامی وارد بر زانوی ورزشکاران به‌علت کاهش در آسیب از روش استاتیک استفاده نمایند.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از زحمات سرکار خانم دکتر رغد معمار رئیس وقت آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی و آقای حسین ابراهیم، اپراتور بخش و تمامی آزمودنی‌های این تحقیق به‌خاطر همکاری و حمایتشان در جمع‌آوری داده‌ها کمال تقدیر و تشکر را داریم.

References

Alkjaer, T., Simonsen, E.B., Magnusson, S.P., Dyhre-Poulsen, P., & Aagaard, P. 2012. "Antagonist muscle moment is increased in ACL deficient subjects during maximal dynamic knee extension" *Knee*, *19*(5): 633-639.

Almekinders, S.V. 1998. "Enhanse performance through flexibility. Strategies. 5(8): 19-23.

Alter, M.J. Science of stretching" *Champaign: Human Kinetics book*,114-122.

Bacurau, R.F.P., Monteiro, G.A., Ugrinowitsch, C., Tricoli, V., Cabral, L.F., & Aoki, M.S., 2009. "Acute effect of a ballistic and a static stretching exercise bout on flexibility and maximal strength" *The Journal of Strength and Conditioning Research*, *23*(1): 304-308.

Bandy, W.D., & Irion, J.M., 1994. "The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles" *Physical Therapy*, *74*(9): 845-850.

Bandy, W.D., Irion, J.M., & Briggler, M., 1997. "The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles" *Physio Therapy*, 77: 1090-1096.

Beedle, B.B., Mann, C.L., 2007. "A Comparison of Two Warm ups on Joint Range of Motion" *Journal of Strength Condition Research*, 21(3): 776-779.

Bradley, P.S., Olsen, P.D., & Portas, M.D., 2007. "The effect of static, ballistic and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on vertical jump performance" *Stretching and Conditioning Research Journal*, *21*(1): 223-226.

Bryant, A.L., Kelly, J., & Hohmann, E. 2008. "Neuromuscular adaptations and correlates of knee functionality following ACL reconstruction" *Jorunal of Orthopaedic Research*, *26*(1): 126-135.

Chappell, J.D., Creighton, R.A., Giuliani, C., Yu, B., & Garrett, W.E., 2002. "Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury" American *Journal of Sports Medicine*, *35*:235-241.

Chappell, J.D., Herman, D.C., Knight, B.S., Kirkendall, D.T., Garrett, W.E., & Yu, B., 2005. "Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in spot-jump tasks" *American Journal of Sports Medicine*, *23*(7): 1022-1029.

Civec, E., 2006. "Comparison of kinetic results between Metu-Kiss and Ankara University-Vicon gait analysis systems" *PhD dissertation*.

Cohen J., 1988. "Statistical power analysis for the behavioral sciences" (2nded). *Hillsdale: NJ: Lawrence Earlbaum Associates*.

Dai, B., Mao, D., Garrett, W.E., & Yu, B., 2014. "Anterior cruciate ligament injuries in soccer: Loading mechanisms, risk factors, and prevention programs" *Journal of Sport and Health Science*, *3*(4): 299-306.

Davis, D.S., Ashby, P.E., McCale, K.L., McQuain, J.A., & Wine, J.M., 2005. "The effectiveness of 3 stretching techniques on hamstring flexibility using consistent stretching parameters" *The Journal of Strength and Conditioning Research*, *19*(1): 27-32.

Fong, C.M., Blackburn, J.T., Norcross, M.F., McGrath, M., & Padua, D.A., 2011. "Ankle dorsi-flexion range of motion and landing biomechanics" *Journal of Athletic Training*, *46*(1): 5-10.

Fox and Matius., 1981. Khaldan, Ali Asghar (Translated). "Sport Physiology" Third edition. *Tehran University Pubications*. (In Persian).

Herman, D.C., Weinhold, P.S., Guskiewicz, K.M., Garrett, W.E., Yu, B., & Padua, D.A., 2008. "The effects of strength training on the lower extremity biomechanics of femail recreational athletes during a stop-jump task" *American Journal of Sports Medicine*, *36*(4): 733-739.

Archive of SID

www.SID.ir

Holcomb, W.R., Rubley, M.D., Lee, H.J., & Guadagnoli, M.A., 2007. "Effect of hamstring-emphasized resistance training on hamstring:quadriceps strength ratios" *Journal of Strength and Conditioning Research*, *21*(1): 41-47.

Knezevic, O.M., Mirkov, D.M., Kadija, M., Nedeljkovic, A., & Jaric, S., 2014. "Asymmetries in explosive strength following anterior cruciate ligament reconstruction" *The Knee*, *21*(6):1039-1045.

Lyle, M.A., Valero-Cuevas, F.J., Gregor, R.J., & Powers, C.M., 2014. "Lower extremity dexterity is associated with agility in adolescent soccer athletes" *Scandinavian Journal of Medicine and Science in sports*, doi: 10.1111/sms.12162.

Malliaropoulos, N., Papalexandris, S., Papalada, A., Papacostas, E., 2003. "The role of stretching in rehabilitation of hamstring injuries" *Medicine Sciences Sports Exercise, 36*(5): 756-759.

Sell TC, Ferris CM, Abt JP, Tsai YS, Myers JB, Fu FH, Lephart SM. Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump. *Journal of Orthopaedic Research* 2007;10:1589-1597.

Shamsehkohan, P., Sadeghi, H., NavvabMotlagh, F., & Ebrahim, H., 2014. "The Relationship between Range of Motion, Angular Velocity, Shearing Force and Reaction Force of Lower Extremity of Jump Serve in Male Volleyball Players" *Journal of Research in Sport Rehabilitation*, *3*(2): 21-29. [In Persian]

Shelburne, K.B., Pandy, M.G., & Torry, M.R., 2004. "Comparison of shear forces and ligament loading in the healthy and ACL-deficient knee during gait" *Journal of Biomechanics, 37*(3): 313-319.

Solgard, L., Nielsen, A.B., Moller-Madsen, B., Jacobsen, B.W., Yde, J, & Jensen, J., 1995. "Volleyball injuries presenting in casualty: A prospective study" *British Journal of Sports Medicine*, 29: 200-204.

Unick, J., Kieffer, H.S., Cheesman, W., & Feeney, A., 2005. "The acute effects of static and ballistic stretching on vertical jump performance in trained women" *The Journal of Strength and Conditioning Research*, *19*(1): 206-212.

Wang LI. The lower Extremity biomechanics of single- and double-leg stop-jump tasks. *Journal of Sports Science and Medicine* 2011;10:151-156.

Woolstenhulme, M.T., Griffiths, C.M., Woolstenhulme, E.M., & Parcell, A.C., 2006. "Ballistic stretching increases flexibility and acute vertical jump height when combined with basketball activity" *The Journal of Strength and Conditioning Research, 20*(4): 799-803.

Yu, B., and Garrett, W.E., 2007. "Mechanisms of non-contact ACL Injuries" *British Journal of Sports Medicine*, 41: 47-51.

Yu, B., Lin, C.F., & Garrett, W.E., 2006. "Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task" *Clinical Biomechanics, 21*(3): 297-305.

Archive of SID

www.SID.ir