Journal of Research in Sport Rehabilitation
Vol 11. No 21. Spring & Summer 2023
109 - 118
WWW.RSR.BASU.AC.IR

The effect of core muscles fatigue on upper extremity kinematic factors in overhead throwing: identification of the risk factors of common injuries in softball players

Fereshteh Hosseini[1], Nahid Khoshraftar Yazdi[2]*, Fatemeh Alirezayee Noghondar[3]

1. Master in sports injuries and corrective exercise, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran.
2. Associate professor in sports medicine, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran.
3. Assistant professor in Biomechanics, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran.

Received 25 April 2023; Accepted 2 September 2023

Keywords

Fatigue

Core muscles

Kinematics

Overhead throw

Softball

Abstract

Background and Aim: Injuries caused by overuse in the upper limbs of softball players are very common. Regarding the importance of core muscles and the adverse effect of fatigue on these muscles on the kinetic chain, the purpose of this study was to investigate the effect of core muscle fatigue on upper limb kinematic factors in overhead throwing and to identify risk factors for common injuries in softball players.
Materials and Methods: 12 female softball players of the national league between the ages of 20 and 30 and a BMI of 18 to 25 were selected and performed the core stabilization muscle fatigue protocol between pre-test and post-test as one group. Upper limb kinematic data were collected from the foot contact to ball release using eight cameras with a sampling rate of 550 frames per second and the Qualis movement recording system. Data were analyzed using paired t-tests and Willcoxon tests.
Results: The fatigue of core muscles results in significant increases in horizontal abduction angle at foot contact (P=0.01), and maximal external rotation angle of the shoulder (P=0.04), but there was no significant effect on shoulder abduction angle at foot contact and front face (P>0.05).
Conclusion: The present study showed that core muscle fatigue affects the kinematic risk factors of shoulder injuries and causes a change in the motion pattern of throwing in softball players.

*Corresponding Author: Tel: 09156844136
✉ Email: Khoshraftar@um.ac.ir

نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ۱۱، شماره ۲۱، بهار و تابستان ۱۴۰۲

WWW.RSR.BASU.AC.IR

تأثیر خستگی عضلات ثبات‌دهنده مرکزی بر فاکتورهای کینماتیکی اندام فوقانی درپرتاب بالای سر: شناسایی عوامل خطرزای آسیب‌های شایع در بازیکنان سافت بال

فرشته حسینی[۱]، ناهید خوشرفتار یزدی[۲]*، فاطمه علیرضایی نقندر[۳]

۱. کارشناس ارشد، آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه فردوسی مشهد، ایران.
۲. دانشیار گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران.
۳. دکترای تخصصی بیومکانیک ورزشی، استادیار رفتارحرکتی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران.

مقاله پژوهشی

دریافت ۵ اردیبهشت ۱۴۰۲؛ پذیرش ۱۱ شهریور ۱۴۰۲

واژگان کلیدی

خستگی

عضلات ثبات دهنده مرکزی

کینماتیک

پرتاب بالای سر

سافت بال

چکیده

زمینه و هدف: آسیب‌های ناشی از استفاده مکرر از اندام فوقانی در رشته سافت بال بسیار رایج است. با توجه به اهمیت عضلات ثبات‌دهنده مرکزی و اثرات منفی خستگی این عضلات بر زنجیره حرکتی، هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر خستگی عضلات ثبات‌دهنده مرکزی بر فاکتورهای کینماتیکی اندام فوقانی در پرتاب بالای سر: شناسایی عوامل خطرزای آسیب‌های شایع در بازیکنان سافت بال بود.

روش بررسی: تعداد ۱۲ دختر سافت‌بالیست لیگ کشوری، بین سنین ۲۰ تا ۳۰ سال و BMI ۱۸ تا ۲۵ انتخاب شدند و در قالب یک گروه پروتکل خستگی عضلات ثبات‌دهنده مرکزی را بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون اجرا کردند. اطلاعات کینماتیکی اندام فوقانی از مرحله تماس پا تا لحظه رهایی توپ با استفاده از هشت دوربین با فرکانس نمونه‌برداری ۵۵۰ فریم در ثانیه و سیستم ثبت حرکت کوالیسیس جمع‌آوری شد. داده‌ها با استفاده از آزمون تی همبسته و ویل کاکسون مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: خستگی عضلات ثبات‌دهنده مرکزی‌باعث افزایش معنی‌داری در مقادیر زاویه ابداکشن افقی در لحظه تماس پا (P=۰/۰۱)، حداکثر زاویه چرخش خارجی شانه (P=۰/۰۴) شد، اما هیچ تأثیر معنی‌داری بر روی زاویه ابداکشن شانه در لحظه تماس پا و لحظه رو به هدف (P>۰/۰۵) نداشت.

نتیجه‌گیری: پژوهش حاضر نشان داد که خستگی عضلات ثبات‌دهنده مرکزی بر فاکتورهای کینماتیکی خطرساز آسیب‌های شانه تأثیر دارد و باعث تغییر در الگوی حرکتی پرتاب در بازیکنان سافت بال می‌شود.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۱۵۶۸۴۴۱۳۶
✉ پست الکترونیکی: Khoshraftar@um.ac.ir
شناسه دیجیتال (DOI): 10.22084/RSR.2023.26172.1637

مقدمه

آسیب شانه یکی از آسیب‌های رایج در رشته‌های پرتابی از جمله سافت بال، بیس بال و هندبال است، بنزا[1] و همکاران بیان کردند که بیشترین آسیب دیدگی در مفصل شانه ورزشکاران بیس بال (۱۷,۷٪) و سافت بال (۱۰,۴٪) بوده است (۲۰۰۹). همچنین نشان داده شده که بیشتر آسیب‌های شانه در سافت بال و بیس بال در تمرین رخ می‌دهد (به ترتیب ۵۵٪ و ۶۵٪) (کرجنیک و همکاران، ۲۰۱۰)، که ۷۰ درصد این آسیب‌ها به‌صورت مزمن و آسیب ناشی از استفاده بیش از حد گزارش شده است (هیل و همکاران، ۲۰۰۴). حرکت پرتاب بالای سر مهارتی است که از یک توالی حرکتی پیروی کرده و بدن در این مهارت از زنجیره حرکتی کینتیک استفاده می‌کند. در زنجیره کینتیک، نیروی پرتاب ابتدا توسط حرکت پاها تولید و توسط تنه به کمربند شانه و اندام فوقانی و در نهایت به آخرین بخش از زنجیره کینتیک یعنی مچ دست منتقل می‌شود، در واقع تنه به‌عنوان واسطه بین اندام تحتانی و اندام فوقانی عمل می‌کند. به‌طوری‌که حرکت کامل و موفقیت‌آمیز، نتیجه انتقال مؤثر نیرو از بخش پروگزیمال به دیستال است که در این صورت، سرعت زاویه‌ای افزایش می‌یابد تا حداکثر سرعت در بخش دیستال صورت گیرد (پوتنام، ۱۹۹۳). پوتنام[2] اظهار داشت که نیروی منتقل شده از اندام تحتانی توسط عضلات ثبات‌دهنده مرکزی به اندام فوقانی می‌رسد (۱۹۹۳). بنابراین کاهش مقدار نیروی منتقل شده به تنه ممکن است منجر به کاهش نیرو در پرتاب و در نتیجه کاهش سرعت توپ شود (تریودی، ۲۰۱۶).

یکی از عوامل مؤثر در انتقال بهینه نیرو، قدرت و استقامت عضلانی است که خستگی می‌تواند این دو فاکتور را تحت الشعاع قرار دهد. خستگی اغلب به‌عنوان عامل خطر برای آسیب اسکلتی عضلانی شناخته می‌شود، زیرا می‌تواند قدرت، حس عمقی، کنترل عصبی عضلانی و بیومکانیک را تحت تأثیر قرار دهد (شانلی و همکاران، ۲۰۱۱). همچنین خستگی بازخورد مفاصل به سیستم عصبی عضلانی را مختل می‌کند که این نیز ممکن است به بی‌ثباتی مفصل منجر شود. علاوه بر این کاهش حس عمقی مفاصل به علت خستگی می‌تواند فشار مکانیکی مفاصل را افزایش دهد و آن‌ها را به سمت موقعیت‌های آسیب‌پذیر سوق دهد (پلچر، ۲۰۱۷).

تغییر کینماتیک پرتاب ناشی از خستگی باعث فشار در قسمت‌هایی از کمربند شانه و اندام فوقانی می‌شود که این نیز می‌تواند در بروز آسیب مؤثر واقع شود. این موضوع در پیچرهای بیس بال بعد از ۹-۷ اینینگ[3] بازی در نتیجه‌ی خستگی مشاهده شد که در سرعت توپ کاهش معنی‌داری ایجاد کرد و حرکت تنه به حالت عمودی نزدیک‌تر شد (اسکامیلا و همکاران، ۲۰۰۷). در مطالعات پیشین اثر خستگی عمومی و موضعی بر مکانیک بخش‌های مختلف خصوصا آسیب‌های اندام تحتانی مورد بررسی قرار گرفته است. تریودی و همکاران (۲۰۱۶) نشان دادند که خستگی اندام تحتانی باعث کاهش ۹/۶ درصدی سرعت توپ شده است (تریودی، ۲۰۱۶). همچنین براندون[4] و همکاران (۲۰۱۵) «تأثیر خستگی روی مکانیک پیچ بیس‌بال در پیچرهای مرد نوجوان ۱۶-۱۳ سال» را مورد بررسی قرار دادند (اریکسون و همکاران، ۲۰۱۶). نتایج این تحقیق نشان داد که با افزایش خستگی، درد شانه پیچرها نیز زیاد شد. همچنین چرخش خارجی و دامنه حرکتی شانه به‌طور قابل توجهی بعد از هر پیچ افزایش یافت. اما با توجه به بررسی‌های محقق، مطالعه‌ای که تأثیر خستگی عضلات ثبات‌دهنده مرکزی بر مکانیک پرتاب را نشان دهد، یافت نشد. فاکتورهای کینماتیکی مورد بررسی در این مطالعه به این دلیل که جز عناصر بیومکانیکی خاص و مرتبط با آسیب تعریف شده‌اند و همچنین به‌عنوان نکاتی مهم در سرعت توپ و افزایش عملکرد شناخته شده‌اند، انتخاب شدند (استودن و همکاران، ۲۰۰۶). از این‌رو پژوهشگر قصد دارد تأثیر خستگی عضلات ثبات‌دهنده مرکزی بر کینماتیک پرتاب بالای سر و بروز آسیب اندام فوقانی در سافت بالیست‌های جوان را مورد بررسی قرار دهد.

مواد و روش‌ها

جامعه آماری این مطالعه را دختران سافتبالیست جوان تیم

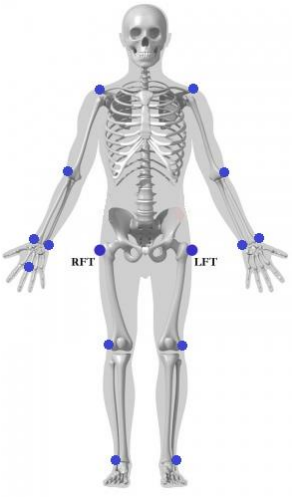
1. Bonza
2. Potnam

۳. هر مسابقه سافت بال در ۷ اینینگ و بیس‌بال در ۹ اینینگ یا ست برگزار می‌شود که در هر اینینگ بازیکنان هر تیم یک بار در قالب مهاجم و یک بار در قالب مدافع انجام وظیفه می‌کنند.

4. Brandon J

مشهد با دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال با حداقل ۴ سال سابقه بازی در لیگ کشوری تشکیل دادند. از بین جامعه آماری تعداد ۱۲ نفر با توجه به معیارهای ورود به پژوهش به‌عنوان نمونه آماری به‌صورت هدفمند و در دسترس انتخاب شدند. لازم به‌ذکر است که تخمین حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار G-power صورت گرفت که برای تعداد ۱۲ نفر در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و اندازه اثر ۰/۷، توان آزمون ۰/۷ برآورد شد. لازم به‌ذکر است تمام این افراد بازیکنان غیر پیچر بودند و دو روز قبل، فعالیتی که باعث خستگی آنها شده باشد را انجام ندادند، همچنین سابقه پارگی رباط و تاندون، شکستگی و نیز جراحی در تنه و اندام فوقانی و ناهنجاری وضعیتی نداشتند. میانگین وزن آزمودنی‌ها (۱۳/۰۷ ± ۶۰/۷۵) کیلوگرم و میانگین قد آن‌ها (۶/۱۶ ± ۱۶۴/۲۵) سانتی‌متر بود. تمام آزمودنی‌ها در قالب یک گروه در پیش‌آزمون و پس‌آزمون شرکت کردند. قبل از آغاز پژوهش، تمام مراحل تحقیق برای آزمودنی‌ها شرح داده شد و سپس فرم رضایت‌نامه و اطلاعات فردی توسط آنها تکمیل شد.

پس از تکمیل اطلاعات فردی آزمودنی‌ها، الگوی پرتاب‌ها توسط یک سیستم ثبت تصویر با هشت دوربین (Qualisys, Inc,Gothenberg, Sweden) با فرکانس ۵۵۰ هرتز ثبت شد. برای کالیبره کردن دستگاه Qualisys از یک فریم L شکل به نام Calibration Kit 600 با مشخصات (Art.no: 130456, Serial Number: 1043) و دارای ۴ مارکر انعکاسی و همچنین از ابزاری T شکل به نام Lamkin و دارای ۳ مارکر انعکاسی با مشخصات (x10, Mid-size) استفاده شد. با تکان دادن در فضا به مدت ۳۰ تا ۴۰ ثانیه روند کالیبراسیون صورت می‌گرفت. ضمن این‌که مارکری که در راس فریم L قرار داشت به‌عنوان نقطه اصلی کالیبراسیون توسط دوربین‌ها شناسایی می‌شد. به منظور ثبت اطلاعات کینماتیکی الگوی پرتاب آزمودنی‌ها، تعداد ۱۵ مارکر بر روی لندمارک‌های مشخص، طبق مطالعه استودن و همکاران (۲۰۰۶) (شکل۱)، متصل شد و پس از آن آزمودنی‌ها به مدت ۱۰ دقیقه گرم کردند. سپس بدون هیچ‌گونه بازخورد دیداری و یا شنیداری راجع به تکنیک پرتاب، آزمودنی‌ها بلافاصله قبل و بعد از انجام پروتکل خستگی (با حداکثر ۱۰ ثانیه فاصله) تعداد ۳ پرتاب با توپ سافت بال را با حداکثر قدرت از فاصله ۹ متری به‌طرف هدفی که با ارتفاع ۱/۳۰ متر و در ابعاد ۵۰*۵۰ ترسیم شده بود، انجام دادند. این هدف با توجه به میانگین قد بازیکنان و در حدود منطقه سینه‌ای که ناحیه مناسب برای پرتاب است انتخاب شده بود. بعد از اجرای پروتکل خستگی، مجدداً الگوی حرکت ثبت شد. میانگین سه پرتاب صحیح برای پردازش‌های بعدی استفاده شدند. به همین منظور مختصات سه بُعدی مارکرها پس از استخراج از سیستم ثبت حرکت جهت پردازش‌های بعدی در نرم‌افزار متلب مورد استفاده قرار گرفتند و چهار متغیر کینماتیکی شامل ابداکشن شانه در لحظه تماس پا، ابداکشن شانه در لحظه رو به هدف، ابداکشن افقی شانه در لحظه تماس پا، حداکثر چرخش خارجی شانه، از مرحله تماس پای پرتاب تا مرحله رهایی توپ اندازه‌گیری شدند.



شکل ۱: نحوه مارکرگزاری

در این مطالعه از پروتکل خستگی تعدیل شده ا بت[1] و همکاران (۲۰۰۷) جهت ایجاد خستگی عضلات ثبات‌دهنده مرکزی در تمامی صفحات حرکتی استفاده شد. اعتبار و روایی این پروتکل در خسته کردن عضلات مرکزی از طریق آزمون ایزوکنتیک قدرت عضلات تنه، توسط ا بت به اثبات رسیده است. مدت انجام پروتکل مذکور ۳۲ دقیقه بوده و شامل ۴ ست پشت سر هم از ۷ تمرین بود، به‌طوری‌که آزمودنی هر تمرین را ۲۰ مرتبه در مدت ۴۰ ثانیه (هر تکرار را در ۲ ثانیه) انجام داد و ۲۰ ثانیه نیز بین هر دو تمرین مختلف استراحت کرد. هر ست شامل ۷ تمرین به ترتیب زیر بود:

۱- چرخش تنه در حالت نشسته با توپ طبی؛ ۲- باز کردن تنه در حالت خوابیده به شکم با توپ طبی؛ ۳- دراز و نشست به طرفین با توپ طبی؛ ۴- دراز و نشست روی سطح شیبدار با وزنه؛ ۵- خم شدن به پهلو در حالت ایستاده با دمبل ۶- بازکردن و چرخش همزمان تنه با وزنه در حالت خوابیده به شکم؛ ۷- چرخش تنه در حالت ایستاده در مقابل مقاومت کش (از توپ طبی دو کیلوگرمی و وزنه‌های پنج کیلوگرمی برای انجام پروتکل استفاده شد).

برای اطمینان از خسته شدن عضلات مرکزی بدن در ست چهارم (ست آخر) از آزمودنی خواسته شد هر حرکت را تا حد ناتوانی انجام دهد و برای خاتمه دادن به هر تمرین دو معیار در نظر گرفته شد: آزمودنی قادر نباشد حرکت را با فرم صحیح ادامه دهد و یا قادر نباشد حرکت را با سرعت یک تکرار در دو ثانیه انجام دهد (این دو معیار در تعدادی از مطالعاتی که از پروتکل‌های خستگی استفاده کرده‌اند به‌عنوان معیار اطمینان از خستگی در نظر گرفته شده است) (گریبل و همکاران، ۲۰۰۴؛ ریمر و همکاران، ۲۰۱۰؛ اسپرینگر و همکاران، ۲۰۰۹؛ زچ و همکاران، ۲۰۱۲).

لازم به‌ذکر است که اطلاعات مربوط به تست‌ها و ارزیابی‌های کینماتیکی آزمودنی‌ها توسط همکاران تحقیق ثبت شد تا آزمونگر از کمیت داده‌ها و تفاوت آن‌ها در پیش‌آزمون و پس‌آزمون اطلاعی نداشته باشد (روش یک سویه کور). همچنین قبل از انجام فرآیند مذکور، تعداد ۳ آزمودنی در یک مطالعه آزمایشی (با شرایط فوق‌الذکر) شرکت کردند تا آزمونگر با اشراف کامل بر مراحل مختلف و رفع اشکال محتمل، قادر باشد تحقیق حاضر را اجرا نماید.

این پژوهش برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی‌ارشد و زیر نظر کمیته اخلاق دانشگاه فردوسی مشهد با کد اخلاق IR.UM.REC.1397.058 انجام شد.

روش تجزیه و تحلیل اندازه‌گیری داده‌ها

پس از ورود داده‌ها به نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ برای به‌دست آوردن شاخص‌های گرایش مرکزی و پراکندگی از آمار توصیفی و جهت بررسی توزیع نرمال داده از آزمون شاپیروویلک استفاده شد. سپس برای تفسیر داده‌های نرمال از آزمون آماری تی همبسته و برای داده‌های غیرنرمال از آزمون ویلکاکسون در سطح معناداری $P\leq ۰/۰۵$ استفاده شد.

یافته‌ها

میانگین و انحراف استاندارد برای مشخصات فردی آزمودنی‌ها شامل سن، وزن و قد در جدول (۱) ارائه شده است.

جدول ۱: توصیف مشخصات فردی آزمودنی‌ها

متغیر	تعداد	میانگین ± انحراف استاندارد
سن (سال)	۱۲	۲۵/۳۳ ± ۲/۴۶
قد (سانتی‌متر)	۱۲	۱۶۴/۲۵ ± ۶/۱۶
وزن (کیلوگرم)	۱۲	۶۰/۷۵ ± ۱۳/۰۷

براساس نتایج آزمون شاپیرو-ویلک، فرض نرمال بودن توزیع برای داده‌های ابداکشن شانه در هنگام تماس پا، آبداکشن افقی شانه در هنگام تماس پا، حداکثر چرخش خارجی شانه، مورد تأیید قرار گرفت ($P>۰/۰۵$)، در نتیجه برای بررسی فرضیه‌های مذکور از آزمون‌های پارامتری (تی همبسته) استفاده شد؛ اما در مورد متغیر ابداکشن شانه در لحظه رو به هدف با توجه به این‌که پیش فرض نرمال بودن توزیع وجود ندارد ($P<۰/۰۵$)، از آزمون‌های ناپارامتریک (ویل کاکسون) جهت بررسی فرضیه‌های این متغیر استفاده شد.

داده‌های مربوط به آزمون تـی همبسـته در جـدول (۲) ارائه شده است.

جدول۲: داده‌های مربوط به متغییرهای ابداکشن شانه و ابداکشن افقی شانه در لحظه تماس پا، حداکثر چرخش خارجی شانه

متغیر	مراحل		مقدار t	سطح معناداری	اندازه اثر
	پیش‌آزمون (M±SD)	پس‌آزمون (M±SD)			
میزان آبداکشن شانه در هنگام تماس پا (درجه)	۷۲/۸۲ ± ۱۱/۳۹	۶۹/۹۸ ± ۱۰/۴۸	۰/۸۱	۰/۴۳	-
میزان ابداکشن افقی شانه در هنگام تماس پا (درجه)	۳۳/۰۲ ± ۱۶/۰۲	۳۷/۵۳ ± ۱۶/۱۷	۰/۰۷	٭۰/۰۱	۱/۸۲
میزان حداکثر چرخش خارجی شانه (درجه)	۱۴۴/۵۲ ± ۱۱/۹۹	۱۴۷/۷۶±۱۰/۱۴	۲/۲۵	٭۰/۰۴	۱/۳۶

معناداری در سطح P<۰/۰۵ در نظر گرفته شده است.

نتایج به‌دست آمده از جدول ۲ نشـان مـی‌دهـد کـه اثـر خسـتگی عضـلات ثبـات‌دهنـده مرکـزی بـرای دو متغیـر ابداکشن افقی شانه در هنگام تماس پـا و حـداکثر چـرخش خارجی شانه، معنادار است.

داده‌های مربوط به آزمـون ویـل کاکسـون در جـدول ۳ ارائه شده است.

جدول ۳: داده‌های متغییر ابداکشن شانه در لحظه رو به هدف

متغیر	مراحل		مقدار z	سطح معناداری
	پیش‌آزمون (M±SD)	پس‌آزمون (M±SD)		
میزان آبداکشن شانه در لحظه رو به هدف (درجه)	۸۵/۷۳ ± ۱۴/۱۴	۸۲/۷۴ ± ۱۳/۳۱	۱/۴۱	۰/۱۵

طبق نتیجه به‌دست آمده از جدول ۳ تفاوت معنـی‌داری در مقایسه پیش‌آزمون و پس‌آزمون یافت نشد (P<۰/۰۵).

بحث

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که اعمـال پروتکـل خسـتگی عضلات ثبات دهنـده مرکـزی تـأثیر معنـاداری بـر افـزایش میزان ابداکشن افقی در لحظه تماس پا و حـداکثر چـرخش خـارجی شـانه، دارد. از طرفـی هـیچ تفـاوت معنـی‌داری در میزان ابداکشن شانه در لحظه تماس پا و ابداکشن شـانه در لحظه رو به هدف، در پیش‌آزمون و پس‌آزمون مشاهده نشد.

با توجه به جستجوهای محقق، پژوهش مشابه با پژوهش حاضر که اثر خستگی عضـلات ثبـات‌دهنـده مرکـزی را بـر متغیرهای کینماتیکی پرتاب بررسی کنند، یافـت نشـد. امـا مـولانی و همکـاران (۲۰۰۵) در پژوهشـی تـأثیر خسـتگی عضلات اندام تحتانی و اندام فوقانی بعد از پیچ بـیس بـال را اندازه‌گیری کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که قدرت شانه بعـد از بازی کاهش معناداری داشـته اسـت (۱۵درصـد فلکشـن، ۱۸درصد چرخش داخلی و ۱۱درصد اداکشـن) (مـولانی و همکاران، ۲۰۰۵)؛ این تحقیق بر روی پیچرها انجام شد امـا در پژوهش حاضر تمامی پرتاب کننده‌های سافت بال بـه‌جز پیچرها شرکت داشتند. همچنین مولانی خسـتگی عضـلات اندام تحتانی و اندام فوقانی که بعد از پیچ ایجاد مـی‌شـود را بررسی کردنـد، در صـورتی‌کـه در تحقیـق حاضـر خسـتگی عضلات ثبات دهنده مرکزی مـورد بررسـی قـرار گرفـت. بـا وجود این تفاوت‌ها در هـر دو پـژوهش نشـان داده شـد کـه خستگی می‌تواند اثرات منفی بر عملکرد اندام فوقانی داشته باشد. اگر چه مولانی و همکارانش بر روی خستگی عضـلات ثبات دهنده مرکزی کار نکرده بودند، امـا چـون در پیچرهـا هنگام پرتاب زیاد از این عضلات استفاده می‌شود، در نتیجـه احتمالاً خستگی این عضلات هم باعث کاهش عملکرد شـده است. قربانی و همکاران (۲۰۱۶) گزارش کردند که پروتکـل خستگی عضلات مرکزی بدن موجب کاهش معنـی‌داری در نمرات تمامی آزمون‌های عملکردی اندام فوقانی و امتیـازات غربالگری حرکتی عملکردی شد. پژوهش حاضـر نیـز نشـان

داد که بعد از خستگی عضلات ثبات‌دهنده مرکزی حداکثر چرخش خارجی شانه و ابداکشن افقی شانه افزایش می‌یابد و کاملاً بر عملکرد فرد تأثیر منفی می‌گذارد.

اما در زاویه ابداکشن شانه در هنگام تماس پا و رو به هدف تغییر معنی‌داری ایجاد نشد. احتمالاً می‌توان چنین نتیجه گرفت که تلاش بدن برای حفظ زاویه ابداکشن بعد از خستگی موفق بوده تا بتواند شانه را در وضعیت صحیح برای پرتاب موفق نگه دارد، زیرا از مرحله تماس پا تا لحظه رو به هدف، هر چه شانه به وضعیت ۹۰ درجه ابداکشن نزدیک‌تر باشد پرتاب موفق‌تر خواهد بود (نیسن و همکاران، ۲۰۰۷). بنابراین تلاش بدن برای حفظ عملکرد مطلوب پرتاب از دلایل احتمالی معنی‌دار نشدن زاویه ابداکشن شانه در لحظه تماس پا و رو به هدف است.

یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهد که زاویه ابداکشن افقی در هنگام تماس پا بعد از خستگی عضلات ثبات دهنده مرکزی در پس آزمون (۱۶/۱۷ ± ۳۷/۵۳) به‌طور معنی‌داری نسبت به پیش‌آزمون (۱۶/۰ ± ۳۳/۰۲) افزایش پیدا کرد (P=۰/۰۱). کیلی و همکاران (۲۰۰۸) در مطالعه‌ای که آنالیز بیومکانیکی در پیچینگ پیچرهای جوان را انجام دادند دریافتند که پیچرهای جوان تمایل دارند چرخش تنه را قبل از این‌که بازو و کتف موقعیت مناسبی داشته باشد، شروع کنند، که این می‌تواند منجر به افزایش ابداکشن افقی شانه در هنگام تماس پا شود.

در مطالعه‌ای دیگر میهاتا[1] و همکاران (۲۰۱۰) بیان کردند که ابداکشن افقی بیش از حد در حرکت پرتاب ممکن است باعث ایمپینجمنت شود که در نهایت به پارگی روتیتورکاف و ضایعات SLAP[2] منجر خواهد شد. آن‌ها گزارش کردند که ابداکشن افقی، روی هم افتادن (Overlap) و فشار تماسی بین تاندون‌های فوق خاری و تحت خاری و گلنوئید را افزایش می‌دهد. همچنین دیویدسون[3] و همکاران (۱۹۹۵) بیان کردند که ابداکشن افقی بیش از حد یا hyperangulation یکی از دلایل مکانیک پرتاب اشتباه است.

در پژوهش دیگر تاکاگی[4] و همکاران (۲۰۱۴) حرکت پرتاب در ۲۱۳ پیچر بیس بال با سیستم آنالیز حرکت سه بعدی بررسی شد و نتایج آن‌ها نشان داد که افزایش ابداکشن افقی باعث افزایش نیروی برشی قدامی در شانه می‌شود و ممکن است منجر به آسیب شانه شود. همیلتون[5] و همکاران (۲۰۰۲) بیان کردند که در مرحله تماس پا، شانه به ابداکشن افقی می‌رود تا به تنه و لگن اجازه چرخش حداکثری را بدهد. در این مرحله عضلات کشیده می‌شوند تا نیروی کافی برای پرتاب تولید کنند؛ اگر این اتفاق نیفتد نیروی حداکثری تولید نمی‌شود و بنابراین سرعت توپ کاهش می‌یابد. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که افزایش زاویه ابداکشن افقی بعد از خستگی عضلات ثبات دهنده مرکزی مکانیزمی برای حفظ سرعت توپ بعد از خستگی بوده است، اگرچه احتمال بروز آسیب در شانه را افزایش می‌دهد. از این‌رو تمرکز بر کاهش ابداکشن افقی در حرکت پرتاب ممکن است کلید اساسی برای پیشگیری و مدیریت آسیب‌های شانه در پرتاب کننده‌های سافت بال و بیس بال شود.

نتایج این مطالعه افزایش معنی‌داری در حداکثر چرخش خارجی شانه بعد از خستگی عضلات ثبات دهنده مرکزی (۱۰/۱۴ ± ۱۴۷/۷۶) نسبت به پیش‌آزمون (۱۱/۹۹±۱۴۴/۵۲) نشان می‌دهد (p=۰/۰۴)، که با بروز آسیب اندام فوقانی ارتباط دارد.

یکی از دلایل احتمالی افزایش در حداکثر زاویه چرخش خارجی شانه بعد از خستگی عضلات ثبات دهنده مرکزی، تلاش بدن برای حفظ سرعت توپ است، به‌طوری‌که با خستگی این عضلات نیروی کافی از اندام تحتانی به اندام فوقانی منتقل نشده و افزایش در حداکثر چرخش خارجی شانه، در مراحل اولیه پرتاب، برای تولید نیروی کافی رخ می‌دهد و اگر این مکانیزم روی ندهد باعث کاهش سرعت توپ می‌شود. بنابراین بازیکن مجبور است برای افزایش سرعت توپ، چرخش خارجی شانه را افزایش دهد که این افزایش می‌تواند منجر به بروز آسیب گردد.

هنگامی‌که عضلات ثبات دهنده مرکزی دچار خستگی می‌شوند، حداکثر چرخش خارجی شانه را افزایش می‌دهند که این می‌تواند منجر به آسیب شانه و آرنج گردد. لیمپسوستی[6] و همکاران (۲۰۰۷) بیان کرده‌اند که اگر چه مکانسیم آسیب شانه در مرحله arm cocking (از مرحله

1. Mihata
2. Superior labral anterior posterior
3. Davidson
4. Takagi
5. Hamilton
6. Limpisvasti

تماس پا تا حداکثر چرخش خارجی) کاملاً مشخص نشده اما چرخش خارجی بیش از حد شانه به همراه ابداکشن افقی شانه در اوایل مرحله arm cocking به‌عنوان اصلی‌ترین فاکتورهای ایمپینجمنت شانه در پیچرهای بیس بال در نظر گرفته می‌شود. همچنین وایتلی[1] و همکاران (۲۰۰۷) بیان کردند که با افزایش چرخش خارجی شانه کینتیک استرس‌زا روی مفصل آرنج بخصوص در بخش میانی آن افزایش می‌یابد. زمانی‌که بازو به چرخش خارجی ادامه می‌دهد باند قدامی UCL[2] به‌عنوان مقاومت کننده‌ای در برابر استرس والگوس که به بخش داخلی آرنج وارد می‌شود، عمل می‌کند و در ادامه ترکیب نیروهایی که به بخش داخلی آرنج وارد می‌شوند به همراه استرس والگوس باعث آسیب آرنج پرتاب‌کنندگان جوان یا بی‌ثباتی کمپارتمان داخلی آرنج می‌شود (کیلی و همکاران، ۲۰۰۸).

در پی تلاش برای کاهش چرخش خارجی شانه، عضلات چرخش دهنده داخلی شانه یک گشتاور چرخش داخلی به سر پروگزیمال بازو اعمال می‌کنند، در حالی‌که در انتهای دیستال بازو، ساعد و دست به چرخش خارجی ادامه می‌دهند که یک گشتاور چرخش خارجی در آرنج ایجاد می‌کنند. این گشتاورهای مخالف در سر پروگزیمال و دیستال باعث یک گشتاور خالص روی محور طولی استخوان بازو می‌شود و ممکن است منجر به افزایش در رتروتورشن بازو شود (کروکت و همکاران، ۲۰۰۲ و فلسیج و همکاران، ۱۹۹۶و گلوسمن و همکاران، ۱۹۸۸و گوان و همکاران، ۱۹۸۷و اوسبار و همکاران، ۲۰۰۲). هالبرت[3] و همکاران (۱۹۹۹) نشان دادند که که با ابداکشن و چرخش خارجی در هر دو شانه (پرتاب و غیرپرتاب) ایمپینجمنت داخلی به وجود می‌آید، اگر چه در ورزشکاران پرتابی بالای سر، ممکن است ایمپینجمنت داخلی به دلیل پرتاب‌های تکراری منجر به آسیب‌های شانه از قبیل پارگی روتیتورکاف و ضایعات SLAP شود (هالبرت و همکاران، ۱۹۹۹).

در مطالعه‌ای که نقش عضله دوسربازویی و لابروم فوقانی را در ناپایداری قدامی شانه بررسی کرده است، نشان داده شده که عمل عضله دوسربازویی برای محدودکردن نیروهای چرخشی شانه در وضعیت ابداکشن و چرخش خارجی ضروری است. در چرخش خارجی شدید عضله دوسربازویی ممکن است دو عملکرد داشته باشد. در درجه اول یک چرخش دهنده داخلی بازو است و عملکرد دوم آن مقاومت در برابر دیسترکشن و فشار سر استخوان بازو در برابر گلنوئید است (رودوسکی، ۱۹۹۴). بنابراین احتمال استرین عضله دوسربازویی و آسیب لابروم در وضعیت چرخش خارجی شانه وجود دارد. از این‌رو می‌توان نتیجه گرفت که خستگی عضلات ثبات‌دهنده مرکزی می‌تواند باعث آسیب در مفصل شانه و آرنج شود.

محدودیت‌های پژوهش

از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به اجرای آن فقط در شهرستان مشهد و عدم کورسازی آزمودنی‌های نسبت به مطالعه اشاره کرد.

نتیجه‌گیری

بر اساس یافته‌های این پژوهش می‌توان نتیجه گرفت که خستگی عضلات ثبات دهنده مرکزی باعث اختلال در زنجیره حرکتی و تغییر کینماتیک پرتاب می‌شود به‌طوری‌که استرس روی ساختارهای مفصل شانه افزایش یافته و خطر بروز آسیب در شانه ورزشکاران پرتابی را افزایش می‌دهد. بنابراین پرتاب کننده‌های سافت بال به دلیل قرارگیری در موقعیت‌های مختلف و بازی طولانی مدت در معرض خستگی عضلات ثبات‌دهنده مرکزی هستند. در ورزشکاران پرتابی بالای سر توجه به زنجیره کینتیک از اهمیت زیادی برخوردار است و باید از نقص عملکرد در هر یک از حلقه‌های این زنجیره جلوگیری کرد، خصوصاً بخش ثبات دهنده مرکزی که پایه و ستونی برای فعالیت اندام‌ها ایجاد می‌کند.

تشکر قدردانی

از کارکنان آزمایشگاه آنالیز حرکت دانشگاه آزاد اسلامی مشهد و تمامی شرکت‌کنندگان این طرح که در تمام مراحل این کار یاری رسان بودند تقدیر و تشکر به عمل می‌آید.

1. Whiteley
2. Ulnal Collateral Ligament
3. Halbrecht JL

References

Abt, J. P., Smoliga, J. M., Brick, M. J., Jolly, J. T., Lephart, S. M., & Fu, F. H. (2007). "Relationship between cycling mechanics and core stability". The Journal of Strength & Conditioning Research, 21(4), 1300-1304.

Bonza, J. E., Fields, S. K., Yard, E. E., & Dawn Comstock, R. (2009). "Shoulder injuries among United States high school athletes during the 2005–2006 and 2006–2007 school years". Journal of athletic training, 44(1), 76-83.

Crockett, H. C., Gross, L. B., Wilk, K. E., Schwartz, M. L., Reed, J., OMara, J., ... & Andrews, J. R. (2002). "Osseous adaptation and range of motion at the glenohumeral joint in professional baseball pitchers". The American journal of sports medicine, 30(1), 20-26.

Davidson, P. A., Elattrache, N. S., Jobe, C. M., & Jobe, F. W. (1995). "Rotator cuff and posterior-superior glenoid labrum injury associated with increased glenohumeral motion: a new site of impingement". Journal of shoulder and elbow surgery, 4(5), 384-390.

Erickson, B. J., Sgori, T., Chalmers, P. N., Vignona, P., Lesniak, M., Bush-Joseph, C. A., ... & Romeo, A. A. (2016). "The impact of fatigue on baseball pitching mechanics in adolescent male pitchers". Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 32(5), 762-771.

Escamilla, R. F., Barrentine, S. W., Fleisig, G. S., Zheng, N., Takada, Y., Kingsley, D., & Andrews, J. R. (2007). "Pitching biomechanics as a pitcher approaches muscular fatigue during a simulated baseball game". The American journal of sports medicine, 35(1), 23-33.

Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (1996). "Biomechanics of overhand throwing with implications for injuries". Sports medicine, 21(6), 421-437.

Ghorbani R, Hadad Nejad M. (2016). "The effect of core muscle fatigue on upper limb function and scores of functional motor screening test in male athletes", MSc dissertation, Kharazmi university, Tehran, Iran. (In Persian)

Glousman, R., Jobe, F., Tibone, J., Moynes, D., Antonelli, D., & Perry, J. (1988). "Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with glenohumeral instability". The Journal of bone and joint surgery. American volume, 70(2), 220-226.

Gowan, I. D., Jobe, F. W., Tibone, J. E., Perry, J., & Moynes, D. R. (1987). "A comparative electromyographic analysis of the shoulder during pitching: professional versus amateur pitchers". The American journal of sports medicine, 15(6), 586-590.

Gribble, P. A., Hertel, J., Denegar, C. R., & Buckley, W. E. (2004). "The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control". Journal of athletic training, 39(4), 321.

Halbrecht, J. L., Tirman, P., & Atkin, D. (1999). "Internal impingement of the shoulder: comparison of findings between the throwing and nonthrowing shoulders of college baseball players". Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 15(3), 253-258.A

Hamilton, N. P. (2011). *Kinesiology: Scientific basis of human motion*. Brown & Benchmark.

Hill, J. L., Humphries, B., Weidner, T., & Newton, R. U. (2004). "Female collegiate windmill pitchers: influences to injury incidence". The Journal of Strength & Conditioning Research, 18(3), 426-431.

Keeley, D. W., Hackett, T., Keirns, M., Sabick, M. B., & Torry, M. R. (2008). "A biomechanical analysis of youth pitching mechanics". Journal of Pediatric Orthopaedics, 28(4), 452-459.

Krajnik, S., Fogarty, K. J., Yard, E. E., & Comstock, R. D. (2010). "Shoulder injuries in US high school baseball and softball athletes, 2005–2008". Pediatrics, 125(3), 497-501.

Limpisvasti, O., ElAttrache, N. S., & Jobe, F. W. (2007). "Understanding shoulder and elbow injuries in baseball". JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 15(3), 139-147.

Mihata, T., McGarry, M. H., Kinoshita, M., & Lee, T. Q. (2010). "Excessive glenohumeral horizontal abduction as occurs during the late cocking phase of the throwing motion can be critical for internal impingement". The American journal of sports medicine, 38(2), 369-374.

Mullaney, M. J., McHugh, M. P., Donofrio, T. M., & Nicholas, S. J. (2005). "Upper and lower extremity muscle fatigue after a baseball pitching performance". The American journal of sports medicine, 33(1), 108-113.

Nissen, C. W., Westwell, M., Õunpuu, S., Patel, M., Tate, J. P., Pierz, K., ... & Bicos, J. (2007). "Adolescent baseball pitching technique: a detailed three-dimensional biomechanical analysis". Medicine & Science in Sports & Exercise, 39(8), 1347-1357.

Osbahr, D. C., Cannon, D. L., & Speer, K. P. (2002). "Retroversion of the humerus in the throwing shoulder of college baseball pitchers". The American journal of sports medicine, 30(3), 347-353.

Pletcher, E. R. (2017). *The effects of consecutive softball windmill pitches on coordination patterns and variability, muscular strength, and pitching performance*. (Doctoral dissertation, University of Pittsburgh).

Reimer III, R. C., & Wikstrom, E. A. (2010). "Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control". Journal of Science and Medicine in Sport, 13(1), 161-166.

Rodosky, M. W., Harner, C. D., & Fu, F. H. (1994). "The role of the long head of the biceps muscle and superior glenoid labrum in anterior stability of the

shoulder". The American journal of sports medicine, 22(1), 121-130.

Shanley, E., Rauh, M. J., Michener, L. A., & Ellenbecker, T. S. (2011). "Incidence of injuries in high school softball and baseball players". Journal of athletic training, 46(6), 648-654.

Springer, B. K., & Pincivero, D. M. (2009). "The effects of localized muscle and whole-body fatigue on single-leg balance between healthy men and women". Gait & posture, 30(1), 50-54.

Stodden, D. F., Langendorfer, S. J., Fleisig, G. S., & Andrews, J. R. (2006). "Kinematic constraints associated with the acquisition of overarm throwing Part II: Upper extremity actions". Research quarterly for exercise and sport, 77(4), 428-436.

Stodden, D. F., Langendorfer, S. J., Fleisig, G. S., & Andrews, J. R. (2006). "Kinematic constraints associated with the acquisition of overarm throwing Part I: Step and trunk actions". Research quarterly for exercise and sport, 77(4), 417-427.

Takagi, Y., Oi, T., Tanaka, H., Inui, H., Fujioka, H., Tanaka, J., ... & Nobuhara, K. (2014). "Increased horizontal shoulder abduction is associated with an increase in shoulder joint load in baseball pitching". Journal of shoulder and elbow surgery, 23(12), 1757-1762.

Trivedi, P. (2016). *Lower extremity fatigue and throwing performance*. Western Illinois University.

Whiteley, R. (2007). "Baseball throwing mechanics as they relate to pathology and performance-a review". Journal of sports science & medicine, 6(1), 1.

Zech, A., Steib, S., Hentschke, C., Eckhardt, H., & Pfeifer, K. (2012). "Effects of localized and general fatigue on static and dynamic postural control in male team handball athletes". The Journal of Strength & Conditioning Research, 26(4), 1162-1168.