

## مقایسه نیروهای عکس‌العمل زمین در اجرای شوت جفت موفق و ناموفق بسکتبالیست‌های مرد نخبه

زهره برهانی کاخکی<sup>۱</sup>، حیدر صادقی<sup>۲</sup>، محمد شریعت‌زاده جنیدی<sup>۳</sup>، برار پورابراهیم<sup>۴</sup>

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۱/۳۱

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۹/۱۶

### چکیده

شوت جفت به دلایلی همچون درگیری کمتر با بازیکنان حریف، امکان کسب امتیاز از فواصل مختلف، مشکل بودن دفاع از آن، سریع‌ترین نوع شوت، پیش‌بینی ناپذیر بودن زمان و جهت جهیدن قدرتمندترین و کاربردی‌ترین ابزار کسب امتیاز است (۱). هدف از انجام تحقیق حاضر، بررسی نیروهای عکس‌العمل زمین حین اجرای شوت جفت موفق و ناموفق بسکتبال در دو مسافت ۴/۲۵ متر (خط پرتاب آزاد، دو امتیازی) و مسافت ۶/۲۵ متر (خط پرتاب سه امتیازی) است. شش نفر از بهترین شوت‌کننده‌های مرد حاضر در سوپر لیگ بسکتبال باشگاه‌های کشور با میانگین و انحراف استاندارد سنی (۲۳/۳۳±۳/۰۴ سال)، قد (۱۸۹/۶۷±۲/۲۱ سانتی‌متر)، وزن (۸۴±۵/۵۸ کیلوگرم)، سابقه بازی (۱۰±۲/۵ سال) که همگی راست دست بوده و سابقه عضویت در تیم ملی را داشتند در این تحقیق شرکت کردند. پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه، از آزمودنی‌ها خواسته شد روی صفحه نیرو قرار گرفته، از دو مسافت ۴/۲۵ متر و ۶/۲۵ متر اقدام به پرتاب شوت جفت کنند. اطلاعات مربوط به نیروهای عکس‌العمل زمین، یک شوت موفق (ورود توپ به درون حلقه بدون برخورد به تخته یا لبه حلقه) و یک شوت ناموفق (برخورد توپ به حلقه یا تخته و اوت شدن) ثبت و توسط نرم‌افزار وین آنالیز<sup>۵</sup>، تجزیه و تحلیل شد. مقایسه میانگین و انحراف استاندارد مربوط به نیروهای عکس‌العمل زمین در چهار وضعیت آمادگی، خمیدگی، پرش و فرود (T<sub>1</sub>، T<sub>2</sub>، T<sub>3</sub> و T<sub>4</sub>) در محور z برای دو شوت جفت موفق و ناموفق، با استفاده از نرم‌افزار SPSS و به کارگیری روش آماری ویلکاکسون (p≤۰/۰۵) محاسبه شد. با وجود افزایش مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین در شوت جفت موفق نتایج تحقیق، بین میزان نیروهای عکس‌العمل زمین در شوت جفت موفق و ناموفق در چهار وضعیت فوق تفاوت معنی‌داری نشان نداد. نتیجه‌گیری نهایی این است که ارتفاع رهایی و نیروهای عکس‌العمل زمین بر موفقیت شوت جفت اثرگذارند.

**کلیدواژه‌های فارسی:** بیومکانیک، کینتیک، نیروهای عکس‌العمل زمین، بسکتبال، شوت جفت.

۱. مربی دانشگاه سیستان و بلوچستان (نویسنده مسئول)

۲. دانشیار دانشگاه تربیت معلم تهران

۳ و ۴. دانشجوی دکتری دانشگاه تهران

5. Force Plate

6. Win Analyze

### مقدمه

ورزشکاران همیشه در صددند مهارت‌ها و توانایی‌های حرکتی‌شان را برای کسب رکوردها و موفقیت‌های بیشتر بهبود بخشند. با توجه به اینکه توانایی‌های فیزیکی، مهارتی و روانی از جمله عوامل تعیین‌کننده رسیدن به نقطه اوج ورزشکاران در اجرای مهارت‌های ورزشی می‌باشند (۱)، شناسایی میزان تأثیر هر کدام از این عوامل، مورد توجه استعدادیاب‌ها، محققان، مربیان، ورزشکاران و دست‌اندرکاران امور ورزش حرفه‌ای است. امروزه، با بهره‌گیری از علم بیومکانیک شاهد پیشرفت و بهبود رکوردها، تکنیک‌ها و تاکتیک‌ها در رشته‌های مختلف ورزشی هستیم که این نشانگر گسترش زیربنای علمی و دانش کاربردی محققان، مربیان و معلمان تربیت بدنی است که به نحوی در طراحی و اجرای برنامه‌های تمرینی قهرمانان نقش ویژه‌ای داشته‌اند (۱۶). بسکتبال از رایج‌ترین ورزش‌های گروهی به‌شمار می‌رود که در ۷۵ کشور جهان و توسط حدود ۴۵ میلیون بازیکن انجام می‌شود (۲). در بازی بسکتبال کسب امتیاز، با استفاده از مهارتی به نام «شوت» انجام می‌شود. از انواع مختلف شوت (هوک، سه گام، جفت و ...)، شوت جفت مؤثرترین راه کسب امتیاز (۸۰٪ شوت‌ها) است که اجرای ماهرانه آن مورد توجه و تأکید مربیان و بازیکنان این رشته قرار دارد (۴،۵). شناسایی عوامل مؤثر بر موفقیت یا عدم موفقیت شوت جفت و آموزش اصولی و اجرای صحیح آن توسط بازیکنان می‌تواند در تضمین پیروزی تیم‌ها مؤثر باشد. تجزیه و تحلیل حرکات انسان و مهارت‌های ورزشی که ابزاری کارآمد در درک بهتر و بهبود اجرای حرکات و مهارت‌های ورزشی تلقی می‌شود، نقشی مهم در رشد عملکرد جسمانی ورزشکاران دارد (۱). بیومکانیک به‌عنوان علمی که به مطالعه سیستم‌های بیولوژیک موجود زنده از دیدگاه قوانین فیزیکی حاکم بر سیستم می‌پردازد، در عصر حاضر جایگاه ویژه‌ای در پیشبرد اهداف ورزشی مربیان، ورزشکاران و اجرای صحیح و ایده‌آل مهارت‌های ورزشی یافته است. یکی از شاخه‌های علم بیومکانیک، کینتیک است که با عامل یا عوامل ایجادکننده و تغییر دهنده حرکت در ارتباط است. با بهره‌گیری از نتایج بررسی پارامترهای کینتیک می‌توان انتظار داشت که مربیان در وظایف خود (تجزیه و تحلیل مهارت، اصلاح حرکات نادرست، ارائه تکنیک‌های بهتر)، همراه با هدایت و پرورش ورزشکاران نخبه و قهرمان به موفقیت‌های چشمگیری نائل شوند (۱۶).

نیروی عکس‌العمل زمین از پارامترهای مورد توجه در مباحث کینتیک است. طبق قانون سوم نیوتن، در ازای هر نیرویی، نیروی برابر دیگری وجود دارد که در جهت مخالف بر جسم اعمال می‌شود. توجه به میزان نیروی اعمال شده از سمت زمین بر بدن ورزشکار در طول اجرای

مهارت در مورد حفظ ایمنی، تعادل و اجرای صحیح حرکت اهمیت ویژه‌ای (به‌ویژه در ورزش‌هایی مانند بسکتبال که با جنبش و پرش همراه‌اند) دارد (۱).

یکی از مهارت‌های همراه با پرش در بسکتبال شوت جفت است. چهار وضعیت اصلی شوت جفت شامل وضعیت آمادگی، خمیدگی، پرش و فرود است و وضعیت بدن و حتی حرکات کوچک در این مراحل می‌تواند تا حد زیادی، شوت جفت را تحت تأثیر قرار دهد. در تحقیقات بیومکانیکی بر جنبه‌های مختلفی همچون تکنیک شوت پایه (۱۲، ۱۳)، تفاوت‌های بین جنسیت‌ها در اجرای بسکتبال (۱۴) و ویژگی‌های بازیکنان در سطوح مختلف (۱۵) تأکید شده است. برخی از این مطالعات، شوت جفت را از منظر پرتابه که تجزیه و تحلیل کرده‌اند به ویژگی‌هایی چون سرعت، زاویه و ارتفاع رهایی (پارامترهای رهایی) مربوط می‌شود (۱۶، ۱۳). در میان این تحقیقات، برخی نیز تأثیر افزایش مسافت بر اجرای شوت جفت (۱۶)، برخی تکنیک‌های شوت جفت مردان (۲-۷) و بعضی نیز تکنیک‌های شوت جفت زنان (۲) را تجزیه و تحلیل کرده‌اند، اما از بُعد کینتیکی، مطالعات محدودی انجام شده است؛ به‌عنوان نمونه در تحقیقات یاتس (۱۹۸۲) و هادسون (۱۹۸۲) شوت‌کننده‌های بسیار ماهر، در مقایسه با شوت‌کننده‌های مبتدی، در مدت زمان اجرای شوت جابه‌جایی افقی کمی در مرکز ثقلشان داشتند. همچنین هادسون بیان کرد که جنبش و نوسان زیاد در محور x ها در حین اجرا می‌تواند در موفقیت شوت جفت اختلال ایجاد کند و میزان نوسانات و محل قرارگیری مرکز فشار (به‌ویژه در محور yها) رابطه نزدیکی با پایداری و تعادل در هنگام انجام شوت جفت دارد (۹، ۸). الیوت و وایت (۱۹۸۹) در تحقیقی با عنوان «تجزیه و تحلیل کینماتیکی و کینتیکی شوت جفت دو و سه امتیازی زنان بسکتبالیست» بیان کردند که با افزایش فاصله از سبد میزان نیروهای عکس‌العمل زمین افزایش می‌یابد (۲). شهابی کاسب (۱۳۸۳) در تحقیقی بیان کرد که بین مقدار میانگین نیروهای عکس‌العمل زمین و جابه‌جایی مرکز فشار در مؤلفه میانی-کناری، عقبی-جلویی و عمودی در لحظات بحرانی ( $T_1, T_2, T_3$ ) در شوت‌های ناموفق از نظر آماری تفاوت معنی‌داری وجود ندارد (۱). در تحقیقات انجام شده، تکنیک شوت جفت و عوامل تعیین‌کننده در میزان موفقیت آن مطالعه شده است، در حالی که با توجه به مرور تحقیقات انجام شده، تحقیقی مشاهده نشد که به مقایسه بیومکانیکی موفقیت و عدم موفقیت شوت جفت پرداخته باشد. با فرض وجود تفاوت معنی‌دار بین میزان نیروهای عکس‌العمل زمین در دو شوت موفق و ناموفق، هدف از انجام تحقیق حاضر بررسی مقایسه‌ای نیروهای عکس‌العمل زمین در حین اجرای شوت جفت موفق و ناموفق بسکتبال در دو مسافت ۴/۲۵ متر و مسافت ۶/۲۵ متر است.

### روش‌شناسی پژوهش

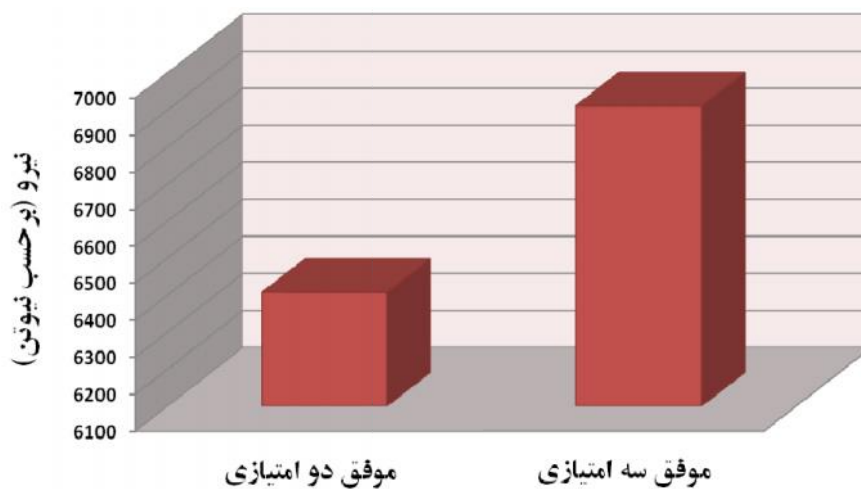
شش نفر از بهترین بسکتبالیست‌های مرد حاضر در سوپر لیگ بسکتبال باشگاه‌های کشور با میانگین سنی ( $23/33 \pm 3/04$  سال)، قد ( $189/67 \pm 2/21$  سانتی‌متر)، وزن ( $84 \pm 5/58$  کیلوگرم) و سابقه بازی ( $10 \pm 2/5$  سال) که همگی راست دست بودند و در دو پست گارد رأس و فوروارد بازی می‌کردند و سابقه عضویت در تیم‌های ملی را داشتند، در این تحقیق شرکت کردند. ابتدا، در مورد هدف تحقیق توضیح لازم به بازیکنان داده شد، ولی در مورد موفق و ناموفق بودن شوت جفت توضیحی برای آن‌ها بیان نشد. هر بازیکن فرم رضایت‌نامه و مشخصات فردی را تکمیل کرد. ابزار تحقیق شامل صفحه نیرو، مانیتور، نرم‌افزار وین آنالیز<sup>۱</sup>، حلقه بسکتبال و توپ بسکتبال ۶۵۰ گرمی بود. حلقه بسکتبال در مکان مناسب قرار داده شد و سپس، با توجه به مکان قرارگیری صفحه نیرو دو مسافت ۴/۲۵ متر و ۶/۲۵ متر نسبت به مرکز حلقه روی زمین مشخص شد. قبل از انجام آزمون برای گرم کردن و تمرین شوت در هر مسافت به بازیکنان فرصت دلخواه داده شد. سپس، به آن‌ها توضیح داده شد که به صورت ثابت و بدون دریبل، روی صفحه نیرو<sup>۲</sup> قرار بگیرند و از دو مسافت ۴/۲۵ متر (خط پرتاب آزاد) و ۶/۲۵ متر (خط پرتاب سه امتیازی) اقدام به شوت کنند. از زمان اعلام آمادگی بازیکن و قرار گرفتن وی روی صفحه نیرو، ثبت اطلاعات آغاز و تا ۱۰ فریم پس از تعیین نتیجه شوت ادامه یافت. اطلاعات مربوط به یک شوت موفق (ورود توپ به درون حلقه بدون برخورد به تخته یا لبه حلقه) و یک شوت ناموفق (برخورد توپ به حلقه و یا تخته و اوت شدن) هر بازیکن برای هر دو مسافت در چهار وضعیت آمادگی ( $T_1$ )، خمیدگی ( $T_2$ )، پرش ( $T_3$ ) و فرود ( $T_4$ )، در محور z با فرکانس ۳۶۰ هرتز و فیلتر پایین‌گذر<sup>۳</sup> ذخیره شد. پس از پایان یافتن آزمون، اطلاعات، با استفاده از نرم‌افزار وین آنالیز تجزیه و تحلیل شد. مقایسه میانگین میزان نیروهای عکس‌العمل زمین در دو شوت جفت موفق و ناموفق و در دو فاصله ۴/۲۵ و ۶/۲۵ متر، با استفاده از نرم‌افزار SPSS و به کارگیری روش آماری ویلکاکسون ( $p \leq 0.05$ ) محاسبه شد.

### یافته‌های پژوهش

اطلاعات مربوط به میزان p و نیروهای عکس‌العمل زمین در چهار وضعیت آمادگی، خمیدگی و پرش و فرود ( $T_1, T_2, T_3$  و  $T_4$ ) در محور z برای دو شوت جفت موفق و ناموفق در دو مسافت

1. Win Analyze
2. Force Plate
3. Low pass filter

۴/۲۵ و ۶/۲۵ در نمودار ۱ و جدول ۱ ارائه شده است. با توجه به یافته‌های تحقیق، در محور z بین میانگین نیروهای عکس‌العمل زمین در شوت جفت دو و سه امتیازی موفق و ناموفق در چهار وضعیت ( $T_4, T_3, T_2, T_1$ ) تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد.



نمودار ۱. مقایسه کل نیروهای عکس‌العمل زمین طی اجرای شوت جفت دو و سه امتیازی موفق در محور z (بر حسب نیوتن)

جدول ۱. مقایسه مقادیر p بین نیروهای عکس‌العمل زمین در دو شوت جفت موفق و ناموفق برای چهار وضعیت ( $T_4$  و  $T_3, T_2, T_1$ )

| $T_4$ | $T_3$ | $T_2$ | $T_1$ | وضعیت‌ها | مسافت    |
|-------|-------|-------|-------|----------|----------|
| P     | P     | P     | P     | شوت      |          |
| ۰/۰۶  | ۰/۰۷  | ۰/۱   | ۰/۰۷  | موفق     | ۴/۲۵ متر |
|       |       |       |       | ناموفق   |          |
| ۰/۱۸  | ۰/۰۸  | ۰/۰۸  | ۰/۰۶  | موفق     | ۶/۲۵ متر |
|       |       |       |       | ناموفق   |          |

\* سطح معنی‌داری ( $p < 0.05$ )

### بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام این تحقیق بررسی نیروهای عکس‌العمل زمین حین اجرای شوت جفت موفق و ناموفق بسکتبال در دو مسافت ۴/۲۵ متر و مسافت ۶/۲۵ متر در میان بسکتبالیست‌های مرد

تیم ملی بود. در هر دو مسافت، در وضعیت‌های آمادگی و خمیدگی، میانگین نیروهای عکس‌العمل زمین، به ترتیب در شوت جفت ناموفق دو امتیازی در وضعیت آمادگی (۱۳/۵۱ نیوتن)، در وضعیت خمیدگی (۶۵/۷۴ نیوتن) و در شوت جفت ناموفق سه امتیازی در وضعیت آمادگی (۰/۱۴ نیوتن) و در وضعیت خمیدگی (۲۵/۰۶ نیوتن) بیشتر از شوت جفت موفق است، اما در وضعیت پرش، میانگین نیروهای عکس‌العمل زمین در مسافت ۴/۲۵ متری در شوت جفت موفق دو امتیازی (۹۹/۸۰ نیوتن) و در مسافت ۶/۲۵ متری در شوت جفت موفق سه امتیازی (۷۰ نیوتن) بیشتر از شوت جفت ناموفق است. این یافته مؤید این مطلب است که در شوت جفت موفق، آزمودنی‌ها در وضعیت پرش، برای کسب ارتفاع رهایی بیشتر (یکی از فاکتورهای مؤثر بر نتیجه شوت (۶-۹)) نیروی بیشتری به سطح صفحه نیرو وارد کرده‌اند. در وضعیت فرود نیز میانگین نیروهای عکس‌العمل زمین، به ترتیب در مسافت ۴/۲۵ متری (۵۰/۵ نیوتن) و در مسافت ۶/۲۵ متری (۳۵۳/۵ نیوتن) در شوت موفق بیشتر از شوت ناموفق است که احتمالاً بیانگر این مطلب است که در شوت موفق بازیکنان با وارد کردن نیروی بیشتر به زمین در لحظه پرش (به‌ویژه در مسافت ۶/۲۵ متری، شوت جفت سه امتیازی برای کاهش فاصله تا سبد و افزایش دامنه دید)، ارتفاع بیشتری برای رهایی توپ کسب کرده‌اند؛ در نتیجه میزان نیروی لحظه فرود آن‌ها بر زمین (صفحه نیرو) در شوت جفت موفق بیشتر از شوت جفت ناموفق شده است. همچنین میانگین کل نیروی‌های عکس‌العمل زمین طی اجرای شوت جفت دو امتیازی موفق (مسافت ۴/۲۵ متر) از شوت جفت سه امتیازی موفق (مسافت ۶/۲۵ متر) بیشتر شد که با نتایج تحقیق الیوت و وایت (۱۹۸۹) هم‌خوانی داشت که بیان کردند با افزایش فاصله از سبد میزان نیروهای عکس‌العمل زمین افزایش می‌یابد (۲). البته، بررسی آماری، بین میزان نیروهای عکس‌العمل زمین در دو شوت جفت موفق و ناموفق اختلاف معنی‌داری نشان نداد که با یافته‌های الیوت و وایت (۱۹۸۹) و شهابی کاسب (۱) هم‌خوانی دارد. با توجه به بررسی انجام شده، بیشتر تحقیقات این حوزه به بررسی کینماتیکی شوت جفت پرداخته‌اند و به نظر می‌رسد این پژوهش از اولین مطالعاتی می‌باشد که به بررسی شوت جفت در چهار مرحله از جنبه کینماتیکی پرداخته است؛ بنابراین امکان مقایسه مستقیم و دقیق نتایج این تحقیق با تحقیقات دیگر وجود نداشت، به‌علاوه، معدود تحقیقات انجام شده نیز تنها به بررسی شوت جفت موفق پرداخته‌اند که در بالا به آن‌ها اشاره شده است.

با توجه به یافته‌های تحقیق نقش ارتفاع رهایی بر موفقیت شوت جفت به عنوان عاملی اثرگذار مشخص شد و مشاهده شد که با افزایش فاصله از حلقه، میزان نیروهای عکس‌العمل زمین افزایش می‌یابد.

**منابع:**

۱. شهابی کاسب، محمدرضا، (۱۳۸۳). بررسی نیروهای عکس‌العمل زمین و مسیر حرکت مرکز فشار بی‌دقتی در شوت جفت بسکتبال. پایان‌نامه کارشناسی ارشد. دانشگاه شهید بهشتی تهران.
2. Elliott, B., White, E. (1989). A kinematic and kinetic Analysis of the Female Two Point and Three Point Jump Shots in Basketball. *The Australian J Sci Med Sport*, 21: 7-11.
3. Miller, S., Bartlett, R. (1996). The Relationship between Basketball Shooting Kinematics, Distance and Playing Position. *J Sport Sci*, 14: 243-253.
4. Indeman, B., Libkuman, T., King, D. (2000). Development of an Instrument to Assess Jump Shooting Form in Basketball. *J Sport Beh.*
5. Hay, J.G. (1994). *The Biomechanics of Sports Techniques* (Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall).
6. Satern, M.N. (1988). Basketball: shooting the jump shot. *Strategies*, 1(4): 9- 11.
7. Kudson, D. (1993). Biomechanics of the Basketball Jump Shot-Six Key Teaching Points. *Journal of physical Education, Recreation and dance*, 64(2): 67-73.
8. Yates, G., Holt, L.E. (1982). The development of multiple linear regression equations to predict accuracy in basketball jump shooting, in J. Terauds (ed.) *Biomechanics in Sports* (Del Mar, CA: Academic Publications), p: 103-109. 1660 F. J. Rojas et al.
9. Hudson, J.L. (1982). A biomechanical analysis by skill level of free throw shooting in basketball. In: *Biomechanics in Sports* (edited by J. Terauds and J. Barham), pp: 95-102. Del Mar. Academic Publishers.
10. Winter, D. (1990). *Biomechanics and Motor control of Human movement*. (2nded).
۱۱. صادقی، حیدر، (۱۳۸۴). «مقدمات بیومکانیکی ورزشی». تهران: سمت.
12. Cleary, M.A., Timothy, D.A. (2001). Biomechanical Analysis of Fatigue Compensation in Skilled Basketball Jump Shooters. *J Biomechanics in Sports*.
13. Raoul, R.D., Oudijanse, R., Van de langenberg, R.I. (2002). Aiming at a far target under different viewing condition: visual control in basketball jump shooting. *J Hum Mov Sci*, 21: 457- 80.

14. Naylor, W.C. (1970). Effects of Wrist and Elbow Power on Jump Shot Accuracy. Unpublished Doctoral Dissertation. University of Southern Mississippi.
15. Miller, S., Bartlett, R. (1993). The effects of increased shooting distance in the basketball jump shot. *Journal of Sports Sciences*, 11: 285- 293.
۱۶. احمدآبادی، سمیه، (۱۳۸۶). ارتباط برخی پارامترهای کینماتیکی بدن انسان با نتیجه شوت جفت در مردان بسکتبالیست نخبه. پایان‌نامه کارشناسی ارشد. دانشگاه تربیت مدرس.



## آنالیز مؤلفه‌های اصلی متغیرهای کینماتیکی در اجرای شوت روی پای دقیق

نغمه قیدی<sup>۱</sup>، حیدر صادقی<sup>۲</sup>

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۱۲/۷

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۸/۱۶

### چکیده

شوت روی پا از کاربردی‌ترین و اساسی‌ترین مهارت‌های فوتسال است. تحقیقات بسیاری به بررسی این مهارت پرداخته‌اند، اما آنالیز ضربات دقیق نسبت به ضربه‌های قدرتی کمتر مورد توجه قرار گرفته است. هدف از انجام این تحقیق تعیین مهم‌ترین متغیرهای کینماتیکی شوت روی پای موفق در فوتسال است. در این تحقیق ۱۴ بازیکن نخبه فوتسال (۷ زن و ۷ مرد) به-عنوان آزمودنی با میانگین به‌ترتیب سن  $(23 \pm 1/7)$  و  $(23 \pm 2/4)$  سال، قد  $(182/2 \pm 4/73)$  و  $(160/7 \pm 4/84)$  سانتی‌متر، وزن  $(72/4 \pm 4/04)$  و  $(53/7 \pm 4/33)$  کیلوگرم شرکت کردند. بازیکنان پس از نصب نشانگر بر نقاط آناتومیکی پای ضربه، از فاصله شش متر با یک گام دورخیز توپ را به هدفی که با شعاع یک متر در مرکز دروازه فوتسال معین شده بود، شوت کردند. چهار شوت هر آزمودنی به‌وسیله دستگاه آنالیز حرکتی سه دوربینی با فرکانس ۵۰ هرتز فیلم‌برداری و ضربه موفق برای تجزیه و تحلیل انتخاب شد. برای تعیین عوامل اصلی کینماتیکی از بین ۲۸ پارامتر مورد مطالعه، از روش آماری تحلیل مؤلفه‌های اصلی<sup>۳</sup> استفاده شد. از ۲۸ متغیر مورد بررسی، ۱۰ متغیر در پنج مؤلفه<sup>۴</sup>،  $0.79/80\%$  واریانس اطلاعات را در خود جای دادند. در نتیجه، جابه‌جایی داخلی- خارجی ران در لحظه ضربه به توپ و تاب رو به جلو پای ضربه، سرعت زاویه‌ای زانو و پا در لحظه ضربه به توپ به‌عنوان مهم‌ترین متغیرهای کینماتیکی شوت روی پا در بین فوتسالیست‌های نخبه به‌شمار می‌آید.

**کلیدواژه‌های فارسی:** بیومکانیک، کینماتیک، فوتسال، شوت روی پا، PCA.

۱. عضو هیئت علمی دانشگاه آزاد اسلامی، واحد ساوه (نویسنده مسئول)

۲. استاد دانشگاه تربیت معلم تهران

3 . Principal Component Analysis (PCA)

4 . Principal Component (PC)

### مقدمه

حرکات آدمی پدیده بسیار پیچیده‌ای است و شناسایی شاخص‌های ویژه برای بهبود اجرای هر مهارتی ضروری است (۱). شوت روی پا از اساسی‌ترین مهارت‌ها در فوتسال است. این مهارت غالباً در ضربات پنالتی استفاده می‌شود که به اجرای ضربه‌ای سریع و دقیق نیاز است (۲). در حین اجرای شوت، بازیکن تمایل دارد که سرعت و دقت را در انتهای سیستم حلقه باز توسعه دهد (۳) که این امر بدون توجه به چگونگی اجرای بیومکانیکی حرکت بی‌نتیجه می‌ماند.

شوت روی پا در تمام گروه‌های سنی از جوان‌ترین گروه سنی تا حرفه‌ای‌ترین بازیکنان فصل آموزش داده می‌شود (۴، ۵). موفقیت این مهارت به عوامل مختلفی چون فاصله تا هدف، نوع شوت و تکنیک اجرای شوت بستگی دارد که همگی به وسیله آنالیز بیومکانیکی به خوبی قابل بررسی‌اند. درک بیومکانیکی شوت به همراه اطلاع از مدل‌های مکانیکی آن برای مربیان برای اصلاح و آموزش مهارت ضروری است (۶، ۷). تحقیقات بیومکانیکی بسیاری به بررسی شوت روی پا پرداخته‌اند (۸-۱۲)، اما آنالیز ضربات دقیق نسبت به ضربه‌های قدرتی کمتر مورد توجه قرار گرفته است (۱۳). به علاوه، با وجود اهمیت اجرای این مهارت در رقابت، تحقیقات کمی در مورد جنبه‌های تکنیکی ضربات پنالتی انجام شده است (۱۴). از میان آن‌ها می‌توان به تحقیق اسکور (۲۰۰۹) اشاره کرد که به بررسی اثر زاویه دورخیز بر دقت و کینماتیک ضربه پنالتی پرداخت و به این نتیجه رسید که دورخیز بر دقت ضربه اثر معنی‌داری ندارد، ولی زاویه ۴۵ و ۶۰ درجه را به عنوان بهترین زاویه برای اجرای ضربه معرفی کرده است (۱۴). گاکتپ و همکاران (۲۰۰۸) نیز در تحقیقی به آنالیز کینماتیکی ضربه پنالتی پرداختند و به این نتیجه رسیدند که بازیکنان در ضربه به گوشه‌های مختلف دروازه دارای فلکشن مشابه زانو و اکستنشن مچ متفاوت بودند (۱). شان و وسترهوف<sup>۱</sup> (۲۰۰۵) با هدف مطالعه حرکت کل بدن در سه بُعد به بررسی ویژگی‌های کینماتیکی کل بدن در شوت روی پا پرداختند. نتایج نشان داد که حرکت مؤثر بالاتنه عاملی کلیدی در ایجاد وضعیت شروع برای انقباض انفجاری عضله در حین ضربه است. این وضعیت به پای ضربه اجازه می‌دهد که حرکت شلاقی قوی‌ای داشته باشد. تغییر به موقع فاصله بین ران و پای ضربه و شانه سمت غیرضربه عاملی مهم در اندازه‌گیری کیفیت ضربه است (۱۲).

لیز و نولان<sup>۲</sup> (۲۰۰۲) با تجزیه و تحلیل دقیق شوت روی پا نشان دادند که افزایش سرعت توپ با افزایش دامنه حرکتی مفصل ران و افزایش سرعت زاویه‌ای مفاصل ران و زانو ارتباط دارد (۶).

- 
1. Shan & Westerhoff
  2. Lees & Nolan

در تحقیقات قبلی، همچون پلاگنهوف (۱۹۷۱)، لیز و نولان (۱۹۹۸)، آسامی و نولت (۱۹۸۳)، نانومی و همکاران (۲۰۰۶) نسبت سرعت توپ به سرعت پا به عنوان یکی از شاخص‌های موفقیت ضربه بیان شده است (۲، ۴، ۱۵، ۱۶)، اگرچه هنوز هم آنالیز کینماتیکی مناسب و مستندی با جزئیات مربوط به موفقیت ضربه ثبت نشده است (۱).

اسمیت و همکاران نیز در سال ۲۰۰۶ در تحقیقی، با استفاده از روش آماری تحلیل عاملی روابط بین متغیرها را در اجرای شوت روی پا بررسی کردند (۱۷)، ولی در تحقیق اسمیت و همکاران صرفاً متغیرهای زاویه‌ای بررسی شدند. به‌طور کلی، تحقیقات اندکی از روش آماری تحلیل عاملی یا روش‌های مشابه برای تعیین روابط بین متغیرهای کینماتیکی و تعیین شاخص‌ترین متغیرهای کینماتیکی در شوت استفاده کرده‌اند (۱۸).

شوت روی پا مراحل مختلفی دارد و می‌توان آن را به‌طور خلاصه به سه مرحله<sup>۱</sup> تاب پای ضربه<sup>۱</sup>، ضربه به توپ<sup>۲</sup> و ادامه حرکت<sup>۳</sup> تقسیم کرد. برای ضربه به منطقه<sup>۳</sup> مورد نظر باید هر مرحله با موفقیت اجرا شود (۱). در واقع، متغیرهای کینماتیکی در هر لحظه از اجرای ضربه‌ای دقیق می‌توانند بر نتیجه اثرگذار باشند؛ از این رو هدف از انجام این تحقیق تعیین مهم‌ترین متغیرهای کینماتیکی شوت روی پای دقیق در فوتسال با توجه به مراحل اجرای مهارت بود. از آنجا که هیچ تئوری معینی برای متغیرهای کینماتیکی شوت روی پا وجود ندارد، برای تخلیص اطلاعات کینماتیکی از روش اکتشافی تحلیل آماری استفاده شده است.

### روش شناسی پژوهش

۱۴ نفر (۷ مرد و ۷ زن) از بازیکنان نخبه لیگ فوتسال کشور، به ترتیب با میانگین سنی (۲۳±۱/۷) و (۲۳±۲/۴) سال، قد (۱۸۲/۲±۴/۷۳) و (۱۶۰/۷±۴/۸۴) سانتی‌متر، وزن (۷۲/۴±۴/۰۴) و (۵۳/۷±۴/۳۳) کیلوگرم و BMI (۲۱/۷۹±۰/۶۷) و (۲۰/۷۷±۲/۲۹) کیلوگرم بر مترمربع که همگی راست پا بودند و دست‌کم دو سال سابقه بازی مستمر در لیگ فوتسال داشتند، به‌صورت داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. پای برتر آزمودنی‌ها با آزمون ضربه به توپ ثابت و لی‌لی تعیین شد (۸).

از دستگاه آنالیز حرکتی<sup>۴</sup> که دارای سه دوربین با فرکانس‌های ۵۰ هرتز بود، برای نمونه‌برداری

- 
1. Follow motion (FM)
  2. Ball contact (BC)
  3. Follow through (FT)
  4. KINEMETRIX 3D Motion Analysis (MIE, UK 1997)

از شوت بازیکنان و فریم کالیبراسیون مخصوص برای هماهنگ کردن (کالیبراسیون) دوربین‌ها استفاده شد. دوربین‌ها در سمت راست افراد با فاصله متوسط پنج متر از بازیکن و ب طور عمود بر صفحه ساجیتال حرکت، روی کمانی با زاویه ۱۲۰ درجه، به نحوی قرار گرفتند که حداقل دو دوربین بتواند تمام نشانگرهای نصب شده روی بدن آزمودنی را به خوبی پوشش دهد.

همه افراد لباس و شورت ورزشی و کفش‌های فوتسال پوشیده بودند و در ابتدا، با نرمش و انجام مهارت شوت به مدت پنج دقیقه خود را گرم کردند. پس از آن، محل‌های نشانگر آناتومیکی با علامت‌گذاری روی پوست مشخص شد و پس از تمیز کردن پوست، نشانگرها در محل‌های خود قرار گرفتند. به‌طور کلی، پنج نشانگر<sup>۱</sup> با ابعاد ۱/۵ و ۲/۵ سانتی‌متر در محل‌های آناتومیکی شامل: بالاترین نقطه تاج خاصره، برجستگی بزرگ ران، لقمه خارجی استخوان ران، قوزک خارجی، سطح خارجی سر انتهای استخوان کف پای پنجم (۱۹) نصب شد. سپس، از آزمودنی‌ها خواسته شد با یک گام دورخیز و زاویه ۴۵ درجه (بهترین زاویه برای دورخیز (۱۴)) نسبت به محل قرارگیری توپ، با روی پا به توپ ثابت در فاصله شش متر (نقطه پناستی اول در فوتسال) تا هدف تعیین شده (دایره‌ای با شعاع یک متر در مرکز دروازه فوتسال) ضربه بزنند. ضرباتی که درون هدف قرار می‌گرفت، ضربه موفق و ضرباتی که خارج از محدوده تعیین شده قرار می‌گرفت، ضربه ناموفق در نظر گرفته می‌شد. در مجموع، از چهار شوت هر آزمودنی فیلم‌برداری شد. برای به‌دست آوردن موقعیت فضایی نشانگرها، تصاویر فیلم‌برداری شده با استفاده از نرم‌افزار آنالیز حرکتی کینماتریکس<sup>۲</sup> تجزیه و تحلیل و با روش میانگین متحرک<sup>۳</sup> فیلتر شد. متغیرهای کینماتیکی، جابه‌جایی داخلی - خارجی ران و مچ، زاویه مفاصل مچ، زانو، ران و سرعت زاویه‌ای مچ، زانو، ران و ساق پا اندازه‌گیری شد.

شوت روی پا را می‌توان به سه مرحله تاب رو به جلو پای ضربه، ضربه به توپ و ادامه حرکت تقسیم کرد (۱)؛ بنابراین با توجه به مراحل شوت، با مشاهده حرکت در سه لحظه شروع حرکت رو به جلو پا<sup>۴</sup> اولین فریم محسوس حداکثر فلکشن زانو و شروع حرکت رو به جلو پای ضربه، برخورد پا با توپ<sup>۵</sup> اولین فریم محسوس تماس پای آزمودنی با توپ و پایان ادامه حرکت<sup>۶</sup> حداکثر حرکت پای ضربه پیش از برگشت به حالت اولیه، منتخبی از اطلاعات کینماتیکی اندام

- 
- 1 . Reflective markers
  2. KINEMETRIX ® 3D Motion Analysis (ver 5.3 MIE, UK 1997)
  3. moving average
  - 4 . Follow Motion (FM)
  - 5 . Ball Contact (BC)
  - 6 . Follow Through (FT)

تحتانی ضربهٔ موفق شامل ۲۸ متغیر در تحلیل عاملی وارد شد، برای بررسی کفایت نمونه‌گیری از آزمون KMO<sup>۱</sup>، برای بررسی ماتریکس همبستگی از آزمون کرویت بارتلت<sup>۲</sup>، برای استخراج عامل‌ها از روش تحلیل مؤلفه‌های اصلی<sup>۳</sup> و برای دوران اطلاعات از روش واریماکس<sup>۴</sup> استفاده شد. روش استخراج عامل‌ها (PCA) روشی آماری برای طبقه‌بندی و شناسایی ساختار اطلاعات است (۲۰)، در این روش، اطلاعات در چند مؤلفه<sup>۵</sup> خلاصه می‌شوند. هدف اصلی روش تحلیل عاملی کاهش ابعاد داده‌ها و یافتن مهم‌ترین و مؤثرترین متغیرهاست.

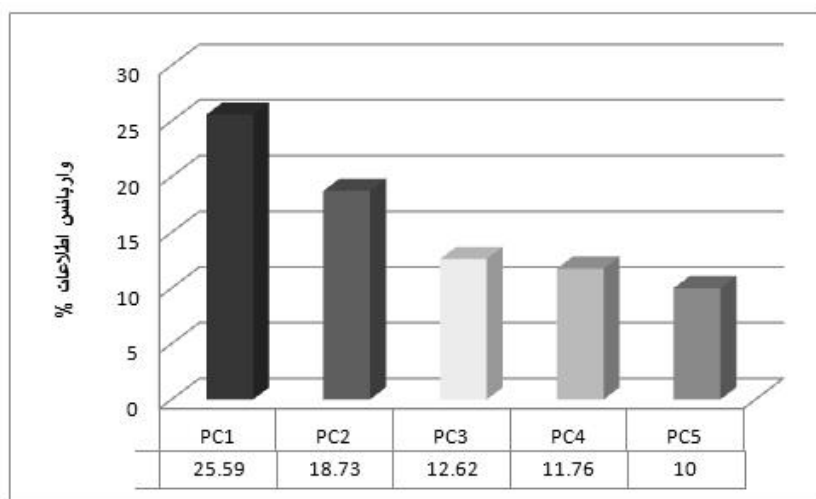
### یافته‌های پژوهش

نتایج آزمون KMO و بارتلت نشانگر کفایت نمونه‌گیری در حد مطلوب ( $KMO=0/74$ ) و معنی‌داری آزمون بارتلت ( $1125/53$ ) بود. به‌طور کلی، نتایج این آزمون‌ها بیانگر تناسب تحلیل عاملی و همبستگی درونی بالا بود.

با توجه به نتایج تحلیل عاملی، پنج عامل اولیه حدود  $79/80\%$  (تقریباً  $80\%$ ) واریانس اطلاعات را در خود جای داده‌اند. در نمودار ۱ می‌توان درصد واریانس اطلاعات را به تفکیک هر مؤلفه مشاهده کرد.

در جدول ۱ نتایج ماتریکس مؤلفه‌های چرخش یافتهٔ متغیرهای استخراجی به اختصار و با توجه به مقادیر همبستگی ارائه شده است. در  $PC_1$  با  $25/59\%$  واریانس اطلاعات، جابه‌جایی داخلی-خارجی ران و سرعت زاویه‌ای زانو و پا در لحظه، جابه‌جایی داخلی-خارجی ران در لحظهٔ تاب رو به جلو پای ضربه از مهم‌ترین متغیرهای کینماتیکی شوت روی پا به حساب می‌آیند.

- 
1. Kaiser-Meyer-Olkin
  2. Bartlett's test of sphericity
  3. Principal Component Analysis (PCA)
  4. Varimax
  5. Principal Component (PC)



نمودار ۱. درصد واریانس اطلاعات استخراج شده در هر مؤلفه اصلی

جدول ۱. ماتریس عاملی چرخش یافته متغیرهای استخراجی

| ماتریس عاملی چرخش یافته |                 |                 |                 |                 | متغیرها                           |
|-------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------------------------|
| مؤلفه‌ها                |                 |                 |                 |                 |                                   |
| PC <sub>۵</sub>         | PC <sub>۴</sub> | PC <sub>۳</sub> | PC <sub>۲</sub> | PC <sub>۱</sub> |                                   |
|                         |                 |                 |                 | ۰/۹۵            | جابه‌جایی داخلی - خارجی ران در BC |
|                         |                 |                 |                 | ۰/۹۴            | جابه‌جایی داخلی - خارجی ران در FM |
|                         |                 |                 | ۰/۸۵            |                 | زاویه ران در FM                   |
|                         |                 | ۰/۸۲            |                 |                 | زاویه زانو در FM                  |
|                         |                 |                 | ۰/۸۳            |                 | زاویه مچ در BC                    |
|                         |                 |                 |                 | ۰/۹۳            | سرعت زاویه‌ای زانو BC             |
|                         |                 | ۰/۹۷            |                 |                 | سرعت زاویه‌ای مچ BC               |
|                         | ۰/۸۹            |                 |                 |                 | سرعت زاویه‌ای ساق BC              |
| -۰/۸۸                   |                 |                 |                 |                 | سرعت زاویه‌ای ساق FM              |
|                         |                 |                 |                 | ۰/۸۵            | سرعت زاویه‌ای پا BC               |

در PC<sub>۲</sub> متغیرهای زاویه ران در لحظه تاب پای ضربه و زاویه مچ در لحظه ضربه و در PC<sub>۳</sub> سرعت زاویه‌ای مچ در لحظه ضربه و زاویه زانو در لحظه تاب رو به جلو پای ضربه متغیرهای

اثرگذار بعدی هستند.

در PC<sub>4</sub> سرعت زاویه‌ای ساق در لحظه ضربه و در PC<sub>5</sub> سرعت زاویه‌ای ساق در لحظه حرکت رو به جلو پای ضربه به‌عنوان متغیرهای اثرگذار در نتیجه ضربه شناخته شده‌اند. با توجه به نتایج، مشاهده می‌شود که در میان سه لحظه مورد بررسی (تاب پای ضربه، ضربه به توپ و ادامه حرکت) متغیرهای مربوط به لحظه ضربه و تاب رو به جلو پای ضربه واریانس اطلاعات بیشتری را به خود اختصاص داده‌اند، ولی متغیرهای مربوط به لحظه ادامه حرکت در هیچ‌یک از مؤلفه‌ها وجود ندارند. در مجموع، می‌توان مشاهده کرد که از ۲۸ متغیر کینماتیکی بررسی شده، ۱۰ متغیر در پنج مؤلفه خلاصه شدند.

### بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام این تحقیق تعیین مهم‌ترین متغیرهای کینماتیکی شوت روی پای دقیق در فوتسال، با توجه به مراحل اجرای مهارت بود. مسافت دورخیز، سرعت دورخیز و زاویه آن از جنبه‌های مهم آمادگی برای ضربه است که اهمیت به‌سزایی بر موفقیت ضربه دارد (۲، ۲۱). شوت با دورخیز در مقایسه با شوت ثابت سرعت بیشتری دارد. البته، با توجه به تحقیقات انجام شده، تفاوت دورخیز با یک گام و دورخیز با چند گام بر سرعت توپ هنوز کاملاً مشخص نیست (۲۱). اگرچه تمرینات نشان می‌دهد که بازیکنان چند گام دورخیز، غالباً دو یا سه گام پیش از ضربه را ترجیح می‌دهند (۲۱). گودیک (۱۹۹۳) در تحقیقی به این نتیجه رسید که دقت ضربه به سرعت دورخیز بستگی دارد. وی بیان کرد که وقتی بازیکن با سرعت خودش به توپ نزدیک می‌شود دقت بیشتری دارد، به‌عکس اگر بازیکن با بیشترین سرعت ممکن به توپ نزدیک شود، دقت ضربه کاهش می‌یابد. در تحقیق مذکور گزارش شد که ظاهراً برای دستیابی به شوت دقیق سرعت بهینه‌ای وجود دارد (۲۳). لیز و نولان (۱۹۹۸)، زاویه دورخیز بیش از ۴۵ درجه را عاملی معرفی کرده‌اند که ممکن است بر سرعت توپ اثرگذار باشد (۲)، البته اسکور (۲۰۰۹) زاویه ۴۵ و ۶۰ درجه را بهترین زاویه برای اجرای ضربه معرفی کرده است، ولی در نهایت به این نتیجه رسید که دورخیز بر دقت ضربه اثر معنی‌داری ندارد (۱۴). با توجه به هدف تحقیق حاضر برای کاهش اثر عواملی چون مسافت (یک گام دورخیز) و زاویه دورخیز (۵ درجه) این عوامل برای تمام آزمودنی‌ها ثابت در نظر گرفته شده است تا افراد تقریباً در شرایط یکسان به توپ ضربه بزنند.

با توجه به نتایج تحقیق، به‌طور خلاصه جابه‌جایی داخلی- خارجی ران در لحظه ضربه، جابه‌جایی داخلی- خارجی ران در لحظه تاب روبه جلو پای ضربه، سرعت زاویه‌ای زانو و پا در

لحظه ضربه با تقریباً ۲۵/۵۹٪ واریانس اطلاعات در  $PC_1$  جای گرفتند. در واقع، متغیرهای جابه‌جایی داخلی- خارجی ران (ابداکشن) در لحظه BC و FM و سرعت زاویه‌ای زانو و پا در لحظه ضربه مهم‌ترین متغیرهای کینماتیکی هستند. نانومی (۲۰۰۲) با تأکید بر اهمیت اداکتورها و اداکتورهای ران، اداکشن و اداکشن ران را متغیری گزارش کرده است که جهت حرکت کل پا را کنترل می‌کند (۸). اسمیت (۲۰۰۶) نیز در تحلیل عاملی متغیرهای زاویه‌ای شوت مشابه این نتایج را به دست آورده و جابه‌جایی داخلی- خارجی ران را در لحظه ضربه در فاکتور اول دسته‌بندی کرده است (۱۷).

بارفیلد (۱۹۹۵) و داس انجلس (۱۹۸۶) نیز سرعت زاویه‌ای زانو را در لحظه ضربه از متغیرهای مهم در شوت روی پای موفق برشمردند (۲۴، ۲۵). نانومی و همکاران (۲۰۰۲) در تحقیق خود بیان کردند که در لحظه ضربه، سرعت اکستنشن زانو به بیشترین مقدار خود افزایش می‌یابد، البته در حرکت چرخش داخلی- خارجی درشت‌نی کاهش سرعتی رخ می‌دهد (۲۶). در لحظه ضربه، مچ پا پلانتر فلکشن و اداکشن دارد و به‌طور کلی، با توجه به توالی پروگزیمال- دیستال مهارت، سرعت زاویه‌ای ران در لحظه ضربه نزدیک به صفر و سرعت زاویه‌ای ساق<sup>۱</sup> و پا<sup>۲</sup> به بیشترین مقدار خود می‌رسد (۱۳).

در  $PC_2$ ، زاویه ران در لحظه FM و زاویه مچ پا در لحظه BC متغیرهای مهم بعدی هستند. اسمیت و همکاران (۲۰۰۶) نیز در تحقیق خود زاویه ران را در FM در فاکتور اول دسته‌بندی کرده‌اند (۱۷). لیز و نولان (۲۰۰۲) گزارش کرده‌اند که دامنه حرکتی ران در شوت روی پای سرعتی، در مقایسه با شوت دقیق افزایش می‌یابد (۶). به‌علاوه، لیز و نولان (۲۰۰۲) به این نتیجه رسیدند که در ضربات دقیق، میزان پلانتر فلکشن مچ به‌طور معنی‌داری کمتر از ضربات سرعتی است (۶). تیکشیرا نیز با تأیید این یافته‌ها، به این نتیجه رسید که در ضربات هدفمند، در مقایسه با ضربات بدون هدف، افراد با اجرای مهارت در مدت زمان طولانی‌تر و جابه‌جایی کمتر مچ پا ضربه می‌زنند. تعیین هدف بر دقت تحمیل شده و موجب مبادله بین سرعت و دقت شوت می‌گردد (۲۷). پلانتر فلکشن بیشتر مچ، پا را در وضعیتی قرار می‌دهد که در حین اجرای شوت محل تماس پا با توپ<sup>۳</sup> بیشتر نزدیک به مچ پا باشد تا مفاصل انگشتان پا<sup>۴</sup>. اگر ضربه با بخش بالایی پا (نزدیک به مچ) اعمال شود، توپ با بیشترین سرعت خطی شوت

---

1. shank

2. foot

3. Contact point

4. Metatarsals



می‌شود (۱۳). دیچیرا (۲۰۰۹) نیز که به بررسی تفاوت زاویهٔ مچ در ضربات دقیق به نقاط مختلف تعیین شده در دروازه پرداخته است، به این نتیجه رسیده است که میزان پلانترفلکشن مچ در لحظهٔ ضربه به نقاط مختلف اختلاف معنی‌داری دارد، البته در تحقیق وی شوت پونت<sup>۱</sup> بررسی شده بود. در واقع، این تحقیق نشان‌دهندهٔ اثر زاویه مچ بر هدف‌گیری است (۲۸).

سرعت زاویه‌ای مچ در لحظهٔ ضربه و زاویهٔ زانو در لحظهٔ FM در PC<sub>3</sub> قرار گرفته‌اند. لوتانن<sup>۲</sup> (۱۹۸۸) بیان کرد که عمل مچ می‌تواند سرعت رهائی توپ را تا حد کمی افزایش دهد، در حین برخورد ارتجاعی توپ با پا، گشتاور خطی تا حدی به توپ انتقال می‌یابد و هر چه جرم پا بیشتر باشد سرعت توپ بیشتر است. نکته‌ای که باید به آن توجه داشت محل موثر برخورد با توپ است که بر تنش مچ پا اثرگذار است (۵).

اسمیت و همکاران (۲۰۰۶) در آنالیز متغیرهای زاویه‌ای شوت زاویه زانو را در لحظهٔ FM در هفتمین فاکتور دسته‌بندی کرده‌اند و با توجه به رابطهٔ درونی بین متغیرها بیان کردند که افزایش فلکشن زانو قبل از ضربه نشان می‌دهد که آخرین گام قبل از ضربهٔ بازیکن کوتاه بوده است؛ بنابراین مدت زمان ضربهٔ وی نیز نسبتاً کوتاه خواهد بود و به دلیل کاهش مدت زمان باز کردن زانو، با فلکشن زانوی بیشتری به توپ ضربه می‌زند (۱۷). ایزوکاوا و لیز نیز (۱۹۸۸) بیان کردند که دو الگوی ضربه برای شوت روی پا با یک گام دورخیز وجود دارد: الگوی اول دارای تاب به پشت زیاد و مدت زمانی طولانی‌تر ضربه است و الگوی دوم دارای تاب به پشت کوتاه با حرکت رو به جلو سریع اندام تحتانی به وسیلهٔ اکستنشن زانو و کوتاه بودن مدت زمان ضربه است (۹). با توجه به اینکه در تحقیق حاضر نیز شوت روی پا با یک گام دورخیز استفاده شده است، امکان دارد آزمودنی‌ها از هر دو الگوی حرکتی شوت بهره برده باشند. این نتیجه با نتیجه‌گیری اسمیت و همکاران هم‌خوانی دارد (۱۷).

سرعت زاویه‌ای ساق در لحظهٔ ضربه در PC<sub>4</sub> و سرعت زاویه‌ای ساق در لحظهٔ FM در PC<sub>5</sub>، به ترتیب و براساس واریانس اطلاعات در الویت اهمیت قرار دارند. لوتانن (۱۹۸۸) در تحقیقی نشان داد که سرعت رهایی توپ با توجه به زمان‌بندی حرکت، ارتباط زیادی با فلکشن ران، اکستنشن زانو و ثبات کوتاه مدت مچ پا دارد و علاوه بر این، بین نیروهای ران و ساق و سرعت رهایی توپ نیز ارتباطی قوی یافت (۵). از طرفی، آسامی و همکاران (۱۹۷۶) در تحقیقی با عنوان «کارایی شوت» به این نتیجه رسیدند که فوتبالیست‌های ماهر، با استفاده از سرعت زاویه‌ای بیشتر ران و ساق، سرعت بیشتری به توپ می‌دهند و دقت شوت به میزان تماس پا با

---

1. punt kick  
2. Luhtanen

توپ در حین ضربه بستگی دارد (۴). به علاوه، دورج و همکاران (۱۹۹۹) بیان کردند که قبل از ضربه، سرعت زاویه‌ای ران و ساق با هم برابر است و هرچه زانو برای اعمال ضربه بازتر می‌شود، سرعت زاویه‌ای ران کاهش و سرعت زاویه‌ای ساق افزایش می‌یابد که در میزان اعمال نیرو به توپ حائز اهمیت است (۱۹)، هانگ و همکاران (۱۹۸۲) نیز در تحقیق خود به این نتیجه رسیدند که در لحظه ضربه، سرعت زاویه‌ای ساق به بیشترین مقدار خود می‌رسد (۱۳). این مسئله در ضربات دقیق اهمیت به‌سزایی دارد؛ زیرا تعیین هدف بر دقت تحمیل شده و موجب مبادله بین سرعت و دقت شوت می‌گردد (۲۷).

مرحله ادامه حرکت اهمیت زیادی در اجرای مناسب و دقیق مهارت دارد (۱) و مانند هر حرکت بالستیکی، اجرای ادامه حرکت موجب انتقال بیشتر گشتاور به توپ و افزایش سرعت آن می‌شود (۲۴). اگر ادامه حرکت با سرعت بیشتری انجام شود، توپ نیز با سرعت بیشتری ارسال می‌شود و با توجه به مبادله سرعت و دقت احتمال کاهش دقت وجود دارد. به علاوه، اجرای این مرحله در جهت کاهش آسیب به اندام ضربه است (۱۳)، اما برخلاف انتظار و با توجه به اینکه حدود ۸۰٪ واریانس اطلاعات در این پنج فاکتور وجود داشته‌اند، هیچ‌یک از متغیرهای کینماتیکی در مرحله ادامه حرکت در هیچ‌کدام از فاکتورهای استخراجی مشاهده نشد. این نتیجه در حالی است که اسمیت و همکاران (۲۰۰۶) دامنه حرکتی ران در ادامه حرکت در فاکتور اول و دامنه حرکتی ایداکشن و اداکشن ران را در فاکتور دوم دسته‌بندی کرده‌اند (۱۷). این مغایرت را می‌توان با توجه به تعریف ادامه حرکت در تحقیق حاضر توجیه نمود. در این تحقیق، متغیرهای کینماتیکی در لحظه پایان ادامه حرکت بررسی شده‌اند، در حالی که در تحقیقات دیگر، میانگین متغیر در کل ادامه حرکت بررسی شده است. به علاوه، در تحقیق حاضر برای دقت زیاد عواملی انتخاب شده‌اند که همبستگی بیشتر از ۰/۷ داشتند؛ بنابراین متغیرهایی با همبستگی کمتر در سایر فاکتورها استخراج نشده‌اند که با توجه به هدف تحقیق، این امر اجتناب ناپذیر بود.

با توجه به سه مرحله شوت یعنی تاب رو به جلو پای ضربه، لحظه ضربه به توپ و ادامه حرکت، لحظه ضربه و تاب رو به جلو پا از مهم‌ترین لحظات ضربات دقیق‌اند. جابه‌جایی داخلی-خارجی ران، سرعت زاویه‌ای زانو و پا در لحظه ضربه به توپ و جابه‌جایی داخلی-خارجی ران در لحظه تاب رو به جلو پا از مهم‌ترین متغیرهای کینماتیکی ضربه دقیق در میان فوتسالیست‌های نخبه به‌شمار می‌آیند.

### منابع:

1. Goktepe, A., Karabork, H., Ak, E., Cicek, S., Korkusuz, F. (2008). Kinematic analysis of penalty kick in soccer. *J. Fac.Eng.Arch. Selcuk Univ*, 23 (3): 45-49.
2. Lees, A., Nolan, L. (1998). The biomechanics of soccer: A review. *J Sports Sci*, 16: 211-234.
3. Tant, C.L., Browder, K.D., Wilkerson, J.D. (1991). A three dimensional kinematic comparison of kicking techniques between male and female soccer players. In: *Biomechanics in Sport IX* (edited by Tant, C.L., Parrerson, P. E., York, S. L.). 101-105.
4. Asami, T., Nolte, V. (1983). Analysis of powerful ball kicking. In: Matsui, H.; Kobayashi, K. (Ed.). *Biomechanics VIII-B*, Champaign: Human Kinetics Publishers, 695 – 700.
5. Luhtanen, P. (1998). Kinematics and kinematics of maximal instep kicking in junior soccer players. In: *Science and Football*, Reilly, T., A. Lees, K. Davis., Murphy, W.J (Eds.). London: E and FN Spon, 441-448.
6. Lees, A. (2002). Biomechanics applied to soccer skills. In: *Science and soccer*, Reilly T. (Ed). , London: E and FN Spon, 123-134.
7. Elliot, B. (2001). Biomechanics of sport. In: *Better coaching: Advanced coaches manual*, Pyke, F. (Ed.). Champaign, Illinois: Human Kinetics, 171-180.
8. Barfield, W.R., Kirkendall, D., Yu, B. (2002). Kinematic instep kicking differences between elite female and male soccer players. *J Sports Sci & Med*, 1: 72-79.
9. Isokawa, M., Lees, A. (1988). A biomechanical analysis of the instep kick motion in soccer. *Science and football* (ed. Reilly, T., Lees, A., Davis, K., Murphy, W.J). London: E & FN Spon, 449-55.
10. Lees, A., Kershaw, L., Moura, F. (2005). The three-dimensional nature of maximal instep kick in soccer. In: *Science and Football V*. Eds: Reilly, T., Cabri, J., Araujo, D. Routledge, London, UK. 64-69.
11. Levanon, J., Dapena, J. (1998). Comparison of the kinematics of the full-instep and pass kicks in soccer. *Med Sci Sports Exe*, Bloomington, 30 (6): 917-927.
12. Shan, G., Westerhoff, P. (2005). Full-body kinematics characteristics of the maximal instep soccer kick by male soccer players and parameters related to kick quality. *J Sport Bimech*, 4: 59-72.
13. Kellis, E., Katis, A. (2007). Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *J Sports Sci & Med*, 6: 154 – 165.
14. Scurr, J., Hall, B. (2009). The effects of approach angle on penalty kicking

- accuracy and kick kinematics with recreational soccer players. *J Sports Sci & Med*, 8(2): 230 – 234.
15. Nunome, H., Lake, M., Georgakis, A., Stergioulas, L. (2006). Impact phase kinematics of instep kicking in soccer. *J Sports Sci*, 24 (1):11-22.
16. Plagenhoef, S. (1971). *A Cinematographic Analysis*. New Jersey: Englewood Cliffs, 98-1053.
17. Smith, C., Gileard, W., Hammond, J., Brooks, L. (2006). The application of an exploratory factor analysis to investigate the inter-relationships amongst joint movement during performance of a football skill. *J Sports Sci & Med*, 5: 517-524.
18. Hodges, N., Hayes, S., Horn, R., Williams, A. (2005). Changes in coordination, control and outcome as a result of extended practice on novel soccer skill. *Ergonomics*, 48: 1672-1685.
19. Dörge, H.C., Bull Anderson, T., Sørensen, H., Simonsen, E.B. (2002). Biomechanical differences in soccer kicking with preferred and non-preferred leg. *J Sports Sci*, 20: 293-299.
20. Sadeghi, H., Prince, F., Sadeghi, S., Labelle, H. (2001). Principal component analysis of the power developed in the flexion/extension muscles of the hip in able-bodied gait. *J Medical Engineering and Physics*, 22(10): 703-710.
21. Kellis, E., Katis, A., Gissis, I. (2004). Knee biomechanics of the support leg in soccer kicks from three angles of approach. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 36: 1017-1028.
22. Ismail, A.R., Mansor, M.R.A., Ali, M.F.M., Jaafar, S., Makhtar, N.K. (2010). Biomechanical analysis of ankle force: a case study for instep kicking. *J Sports Sci & Med*, 7 (3): 323-330.
23. Godik, M., Fales, I., Blashak, I. (1993). Changing the kicking accuracy of soccer players depending on the type, value and aims of training and competitive loads. In: *Science and soccer II*. Eds: Reilly, T., Clarys, J. and Stibbe, A. London: E&FN Spon, 254-260.
24. Barfield, W. (1995). Effects of selected kinematic and kinematic variables on instep kicking with dominant and nondominant limbs. *J of Human Movement Studies*, 29: 251-272.
25. Dos Anjos, L.A., Adrian, M.J. (1986). Ground reaction forces during soccer kicks performed by skilled and unskilled subjects. *Revista Brasileira de Ciências do Esporto (abstract)*. Sao Paulo, Brazil.
26. Nunome, H., Asai, T., Ikegami, Y., Sakusari, S. (2002). Three-dimensional analysis of side-foot and instep soccer kick. *J Med Sci Sports Exe*, 34(12): 2028-2036.

27. Teixeira, L. (1999) Kinematics of kicking as a function of different sources of constraint on accuracy. *Perceptual and Motor Skills*, 88: 785-789.
28. Dichiera, A., K.E. Webster., L. Kuilboer., M.E. Morris., T.M. Bach and J.A. Feller, (2009). Kinematic patterns associated with accuracy of the drop punt kick in Australian Football. *J Science and Medicine in Sport*, 9 (4): 292-298.



## مقایسه دقت حس موقعیت یابی مفصل زانو در سه زاویه ۱۵، ۴۵ و ۶۰ درجه

جواد بهار لوئی<sup>۱</sup>، خلیل خیام باشی<sup>۲</sup>، شهرام لنجان نژادیان<sup>۳</sup>

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۴/۲۰

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۱/۴/۱۹

### چکیده

حس عمقی توانایی است که فرد برای حفظ پوسچر و تعادل خود بدان نیاز دارد و همچنین عاملی مهم برای پیشگیری از آسیب مفصل است. حساسیت حس عمقی در طول دامنه حرکت مفصل ممکن است متفاوت باشد؛ از این رو تحقیق حاضر دقت موقعیت یابی مفصل زانو را در سه زاویه هدف ۱۵، ۴۵، ۶۰ درجه و نیز برآورد پایایی اندازه گیری را در دو روز جداگانه بررسی کرده است. در این پژوهش ۲۰ نفر (میانگین سنی:  $22 \pm 2/1$  سال، قد:  $177/1 \pm 6/8$  سانتی متر، وزن:  $72/3 \pm 10$  کیلوگرم) که سابقه آسیب ارتوپدی و عضلانی در مفصل زانو نداشتند، شرکت کردند. دستگاه ایزو کینتیک با یو دکس سیستم ۳ برای اندازه گیری حس وضعیت مفصل زانو در سه زاویه ۱۵، ۴۵ و ۶۰° فلکشن زانو استفاده شد. این آزمون ها با فاصله زمانی یک روز تکرار شدند. بین زاویه ۱۵ و ۶۰ درجه در روز اول و دوم همبستگی معنی داری مشاهده شد ( $P < 0/05$ ). با توجه به یافته های این تحقیق می توان گفت برای اندازه گیری حس عمقی مفصل زانو می توان از زوایای مختلف استفاده کرد، ولی در بیان نتایج باید به زاویه هدف اشاره کرد.

**کلیدواژه های فارسی:** حس عمقی، حس موقعیت یابی مفصل، زاویه هدف.

۱. کارشناس ارشد تربیت بدنی دانشگاه اصفهان (نویسنده مسئول) Email: baharloie.javad@yahoo.com

۲. دانشیار دانشگاه اصفهان

۳. استادیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه اصفهان

### مقدمه

در سال‌های اخیر، علاقه فزاینده‌ای به مطالعه حس عمقی<sup>۱</sup> به وجود آمده است (۱-۳). حس عمقی، حاصل از گیرنده‌هایی حسی است که ویژگی‌های حرکت اندام و بدن را دریافت می‌کنند (۱، ۴). مسیرهای عصبی آوران، اطلاعات حس عمقی مانند جهت، موقعیت در فضا، سرعت و فعال‌سازی عضلانی را به دستگاه عصبی مرکزی می‌فرستند (۲، ۵) حس عمقی از حس‌های سوماتیک است. حس سوماتیک از عملکردهای سیستم حسی است که اطلاعات را از سراسر بدن جمع‌آوری می‌کند (۵). به‌طور کلی سه نوع حس سوماتیک وجود دارد که شامل حس درد، حس تشخیص گرما و حس تشخیص نیروی مکانیکی است. حس تشخیص نیروی مکانیکی شامل حس تماسی و حس وضعیت<sup>۲</sup> است (۵، ۶).

حفظ پوسچر به اطلاعات دریافتی از گیرنده‌های بینایی، سیستم دهلیزی و سیستم حس عمقی متکی است (۸). حس عمقی اطلاعات را از مفاصل، پوست و گیرنده‌های عضله - تاندون در خصوص تغییرات طول و تنش دریافت می‌کند (۷). شناسایی این پیام‌ها به‌طور پیوسته تصحیح عضلانی مورد نیاز برای تعادل را فراهم می‌کند. هر گونه اختلال در سیستم عصبی می‌تواند سبب آسیب شود (۸) پس حس عمقی در اجرای صحیح و مناسب مهارت‌های بدنی ضروری است (۹). یکی دیگر از عوامل آسیب‌پذیری زانو کمبود اطلاعات حس عمقی دریافتی و کمبود پایداری مکانیکی مفصل زانو است (۱۰). به‌علاوه تحقیقات مشخص کرد کشش لیگامان متقاطع قدامی زانو سبب هدایت سازوکارهای بازخورد عصبی برای انقباض عضله همسترینگ می‌شود و در نتیجه، چرخش رو به جلو تیبیا روی فمور محدود می‌شود (۱۱). این دلایل مشخص می‌کند که چرا آسیب‌پذیری هنگام تمرین و پس از آن بیشتر از حالت استراحت است (۱۲). پس کاهش توانایی حس عمقی سبب آسیب در ورزشکار می‌شود و همچنین دلیلی برای افزایش خطر افتادن در افراد مسن است (۱۰، ۱۳).

اطلاعات حس عمقی در مفصل زانو از گیرنده‌های موجود در کپسول مفصل، لیگامان، عضلات، تاندون و پوست فراهم می‌شود (۱۴، ۱۵). برخی از این گیرنده‌ها مثل گیرنده‌های پاسینی (این گیرنده‌ها تغییرات بافت، شروع، خاتمه و شتاب حرکات مفصل را به سیگنال تبدیل می‌کنند) در کپسول مفصلی، لیگامان‌های متقاطع و منیسک‌ها وجود دارد (۶). این گیرنده‌ها در ابتدا و انتهای دامنه حرکتی مفصل و همچنین هنگام تغییر سریع در سرعت و جهت فعال می‌شوند. بر خلاف آن‌ها، گیرنده‌های رافینی (ذرات کروی شکل با پوشش ضعیف که در لیگامان‌های

- 
1. Proprioception
  2. Joint position



مقاطع، کپسول مفصلی و منیسک یافت می‌شوند) و اندام وتري گلژی گیرنده‌هایی هستند که کاملاً به موقعیت عضلات و مفاصل وابسته‌اند (۱۶).

دوک‌های عضلانی و اندام گلژی مهم‌ترین گیرنده‌ها هستند. فعالیت این گیرنده‌ها در دامنه حرکتی مفصل متغیر است. اندام گلژی در میان دامنه حرکتی در حال استراحت قرار دارد. دوک‌های عضلانی در انتهای حرکت دارای حساسیت بالا در حین کشش غیرفعال عضله را دارند (۱۴)؛ به همین دلیل ممکن است حس وضعیت مفصل زانو در زاویه‌های مختلف تغییر کند. مسئله اصلی در بررسی حس وضعیت این است که محققان برای ارزیابی حس وضعیت عموماً از یک زاویه استفاده می‌کنند، اما در اینجا دو نکته وجود دارد: اولاً حساسیت گیرنده‌های در بخش‌های مختلف دامنه حرکتی مفصل فرق دارد و می‌تواند در اندازه‌گیری زاویه‌ای مشخص تأثیر داشته باشد و ثانیاً با توجه به اینکه برای ارزیابی حس وضعیت مفصل از روش‌های گوناگونی استفاده می‌شود آیا برآورد حس وضعیت به روش بازسازی زاویه پایایی دارد یا نه؟ هدف از تحقیق حاضر بررسی میزان خطای بازسازی در سه زاویه هدف شامل: ۴۵، ۱۵ و ۶۰ درجه از زاویه شروع ۹۰ درجه و نیز برآورد پایایی اندازه‌گیری در دو روز متوالی است.

### روش‌شناسی پژوهش

این تحقیق از نوع شبه‌تجربی با آزمون‌های مکرر روی یک گروه آزمودنی شامل ۲۰ دانشجوی مرد دانشگاه اصفهان (میانگین سنی:  $22 \pm 2/1$  سال، قد  $177/1 \pm 6/8$  سانتی‌متر، وزن  $72/3 \pm 10$  کیلوگرم) اجرا شد که آسیب ارتوپدی و اختلال عصبی عضلانی نداشتند و به‌صورت تصادفی از بین ۲۰۰ دانشجوی ورزشکار انتخاب شده بودند. در این تحقیق سه زاویه ۱۵، ۴۵، ۶۰ درجه به‌صورت بازسازی زاویه فعال در دو روز جداگانه ارزیابی شد. بین دو ارزیابی یک روز فاصله زمانی وجود داشت تا اثر احتمالی یادگیری از بین رود. برای اندازه‌گیری بازسازی زاویه فعال از دستگاه بایودکس<sup>۱</sup> استفاده شد. این سیستم به‌طور کلی به چهار قسمت تقسیم می‌شود که عبارت‌اند از: قسمت کنترل کننده، صفحه کنترل، دینامومتر و سندلی. برای انجام آزمون شرکت‌کنندگان ابتدا به مدت ۵ دقیقه روی دوچرخه ثابت بدون اعمال مقاومت (هر دقیقه ۶۰ رکاب) خود را گرم کردند. سپس، به مدت ۵ دقیقه حرکات کششی در مفصل زانو و گروه عضلات چهار سر رانی و همسترینگ انجام شد (۱۷)

برای جلوگیری از تأثیر نیروهای فشاردهنده از طرف لبه سندلی بر پشت زانو، فاصله لبه سندلی از حفره پوپلیتال ۵ سانتی‌متر در نظر گرفته شد. از اپی‌کوندیل خارجی فمور به‌عنوان

نشانه آناتومیک برای تعیین موقعیت مفصل زانو استفاده شد که با برجسی علامت‌گذاری می‌شد. پس از آن، با استفاده از کمر بند تعبیه شده روی صندلی دستگاه، فرد در جای خود محکم نگه داشته می‌شد. محور چرخش بازوی اهرم دینامومتر هم‌راستا با محور چرخش زانو و بالشتک بازوی اهرم نیز روی یک‌سوم تحتانی ساق قرار داده می‌شد. سپس، با استفاده از حالت ایزو کینتیک، اهرم دستگاه آزاد می‌شد تا فرد بتواند آزادانه و فعال آن را حرکت دهد. سپس، با استفاده از امکانات تعبیه شده روی صفحه کنترل دستگاه و نرم‌افزار موجود دامنه حرکتی اهرم دستگاه و در نتیجه، دامنه اختصاصی هر فرد تعیین می‌شد. در این تحقیق دامنه حرکتی صفر تا صد درجه برای دستگاه و افراد مورد آزمون به‌طور اختصاصی تعریف شد. پس از اینکه تمامی تنظیم‌های فوق انجام شد، از هر فرد خواسته شد برای آشنا شدن با نحوه انجام آزمون به‌طور فعال پای خود را در زاویه‌های هدف قرار دهد. پس از آشنایی فرد با روش انجام کار، یکی از سه زاویه به‌صورت تصادفی به‌عنوان زاویه هدف انتخاب می‌شد. سپس فرد با جلو آوردن پا از زاویه شروع ۹۰ درجه پای خود را به زاویه هدف می‌برد. هنگامی که پای شخص به زاویه هدف می‌رسید، دستگاه پا را ثابت کرده، به مدت ۵ ثانیه در این حالت نگه می‌داشت. سپس پای شخص به حالت شروع باز می‌گشت و این بار از فرد خواسته می‌شد که چشمان خود را ببندد و زاویه هدف مورد نظر را بازسازی کند و هنگامی که پای خود را در آن زاویه قرار داد، کلید کنترل دستگاه را فشار دهد. این کار سه بار انجام می‌شد و میانگین خطای بازسازی زاویه به‌عنوان خطای مطلق بازسازی زاویه فعال ثبت می‌شد. این آزمون برای هر سه زاویه با اعمال ۳۰ ثانیه استراحت بین هر آزمون انجام شد و برای همه افراد مورد آزمایش از بازخوردهای کلامی مشابهی استفاده شد. این آزمون‌ها توسط همان آزمونگر، روز بعد (فاصله زمانی یک روز) دوباره انجام شد. برای بررسی میزان انطباق متغیرها با توزیع نرمال از آزمون کلموگروف-اسمیرنوف و برای تعیین رابطه سه زاویه اندازه‌گیری شده از ضریب همبستگی پیرسون استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار SPSS استفاده شد.

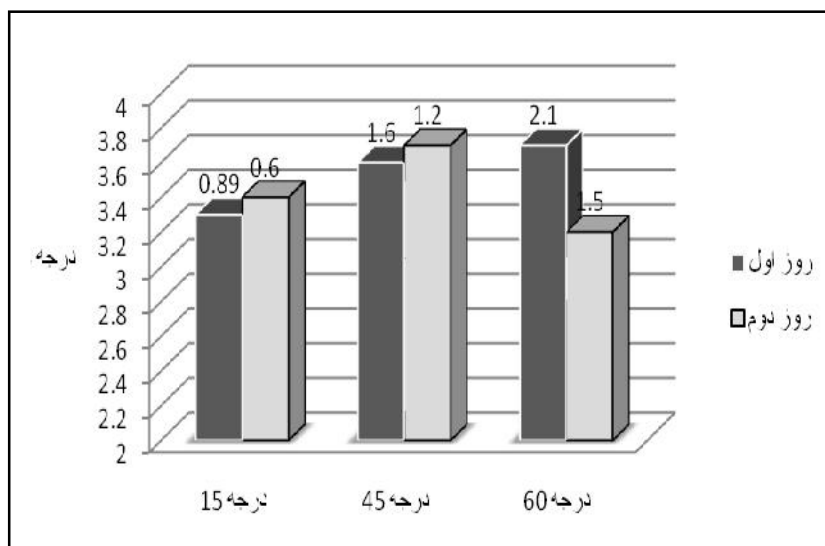
### یافته‌های پژوهش

جدول ۱ نتایج اندازه‌گیری خطای مطلق بازسازی زاویه فعال و جدول ۲ ضریب همبستگی بین خطای مطلق زاویه فعال را در میان زاویه‌های اندازه‌گیری شده نشان می‌دهد. با توجه به اطلاعات جدول، بین اندازه‌گیری خطای بازسازی زاویه فعال در روز اول و دوم در هر سه زاویه همبستگی مثبت مشاهده می‌شود ( $P < 0/01$ ). همچنین بین سه زاویه، تنها بین زاویه ۱۵ درجه و ۶۰ درجه همبستگی وجود دارد ( $P < 0/05$ ). شکل ۱ ارتباط بین زاویه‌ها را نشان

می‌دهد. همان‌گونه که در شکل نشان داده شده است، کمترین میزان خطای مشاهده شده مربوط به زاویه ۱۵ درجه و بیشترین خطا مربوط به زاویه ۶۰ درجه است.

جدول ۱. خطای بازسازی زاویه در زاویه‌های مختلف

| زاویه               | حداقل خطای زاویه | حداکثر خطای زاویه | میانگین خطای زاویه | انحراف استاندارد |
|---------------------|------------------|-------------------|--------------------|------------------|
| ۱۵ درجه             | ۲/۲              | ۵/۱               | ۳/۳                | ۰/۸۹             |
| اندازه‌گیری روز دوم | ۲/۴              | ۴/۵               | ۳/۴                | ۰/۶              |
| ۴۵ درجه             | ۱/۱              | ۷/۷               | ۳/۶                | ۱/۶              |
| اندازه‌گیری روز دوم | ۲/۱              | ۶/۷               | ۳/۷                | ۱/۳              |
| ۶۰ درجه             | ۱/۲              | ۱۰/۷              | ۳/۷                | ۱/۳              |
| اندازه‌گیری روز دوم | ۱/۶              | ۸                 | ۳/۲                | ۱/۵              |



شکل ۱. مقایسه زاویه‌های اندازه‌گیری شده

جدول ۲. همبستگی بین خطای بازسازی زاویه

| خطای زاویه<br>۱۵ درجه | خطای زاویه<br>۴۵ درجه | خطای زاویه<br>۴۵ درجه | خطای زاویه<br>۶۰ درجه | خطای زاویه<br>۶۰ درجه | خطای زاویه<br>۶۰ درجه      |
|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|----------------------------|
| روز دوم               | روز اول               | روز دوم               | روز اول               | روز دوم               | روز اول                    |
| ۰/۱۹                  | ۰/۰۱۹                 | ۰/۰۷۶                 | ۰/۵۵                  | ۰/۳۵                  | خطای زاویه ۱۵ درجه روز اول |
| ۰/۶۹                  | ۰/۱                   | ۰/۴۶                  | ۰/۲۶                  | ۰/۲۶                  | خطای زاویه ۱۵ درجه روز دوم |
|                       | ۰/۸۳                  | ۰/۱                   | ۰/۰۴                  | ۰/۰۴                  | خطای زاویه ۴۵ درجه روز اول |
|                       |                       | ۰/۴۵                  | ۰/۱۱                  | ۰/۱۱                  | خطای زاویه ۴۵ درجه روز دوم |
|                       |                       |                       | ۰/۶۲                  | ۰/۶۲                  | خطای زاویه ۶۰ درجه روز اول |

### بحث و نتیجه گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان می‌دهد اندازه‌گیری حس عمقی به روش بازسازی زاویه فعال بعد از تکرار آزمون در روز دوم همبستگی کامل دارد پس می‌توان این نکته را بیان کرد که با توجه به اینکه همبستگی کامل بین اندازه‌گیری در دو روز مشاهده شد، روش بازسازی زاویه برای اندازه‌گیری حس وضعیت پایاست. همبستگی در میان سه زاویه اندازه‌گیری شده فقط بین زاویه ۱۵ و ۶۰ درجه مشاهده شد. سه دلیل می‌تواند برای تفاوت در توانایی حس عمقی بین بخش‌های مختلف حرکت وجود داشته باشد: اولین دلیل، احتمال نوع دریافت محرک در نقاط مختلف دامنه حرکتی مفصل است. گیرنده‌های مفصلی هنگامی که مفصل در انتهای باز شدن است فعالیت بیشتری دارند. اگر تغییر در بازسازی زاویه حرکت به دلیل افزایش به‌کارگیری اعصاب آوران مفصل باشد، باید بین زاویه ۴۵ تا ۶۰ درجه و ۶۰ درجه تا باز شدن کامل در دامنه حرکتی تفاوتی مشاهده شود. در صورتی که این دو بخش اطلاعات یکسانی را فراهم کردند. دومین توضیح تفاوت بین گیرنده‌های عضلانی است. عضلات بیش از یک نوع اعصاب آوران دارند که حساسیت آن‌ها در برابر انواع کشش متفاوت است. اندام گلژی در میان دامنه حرکتی در حال استراحت قرار دارند. دوک‌های عضلانی در انتهای حرکت دارای حساسیت بالا در کشش غیرفعال عضله دارند که این حساسیت با افزایش سرعت حرکت بیشتر می‌شود، اما هنگامی که حرکت آهسته انجام شود هیچ حساسیتی به کشش غیرفعال ندارند. سومین دلیل برای تفاوت بین بخش‌های مختلف حرکت ممکن است روش انجام این تحقیق باشد. در بخش ۴۵ درجه و ۶۰ درجه تا باز شدن کامل تأثیر نیروی جاذبه بیشتر از زاویه ۹۰ تا ۱۵ درجه است. شاید نمونه‌ها نتوانند باز شدن در زاویه انتهایی و همچنین سرعت در این دو بخش را نسبت به حالت ۹۰ تا ۱۵ درجه کنترل کنند؛ زیرا فشار بیشتری از طرف نیروی جاذبه بر پا وارد می‌شود. این نیروی بار در زاویه انتهایی باز شدن بیشتر می‌شود (۱۴، ۱۸).

همچنین از دیدگاه رکت بین طول عضله و تانسینون رابطه‌ای وجود دارد و این‌گونه بیان شده است که طول هر عضله میزان تانسینونی را که می‌تواند در آن ایجاد شود، تعیین می‌کند و با تغییر یافتن طول عضله، تانسینون‌های مختلفی ایجاد می‌شود. این رابطه بین طول و تانسینون منحنی‌ای شبیه U وارونه دارد که در قسمت قله منحنی تقابل پل‌های عرضی بین اکتین و میوزین در داخل سارکومر حداکثر است. با قرار گرفتن عضله چهارسر رانی در این طول خاص بیشترین میزان تانسینون تولید خواهد شد؛ یعنی در زاویه ۴۵ درجه فلکشن زانو این تانسینون حداکثر است و عضله در این زاویه بیشترین کنترل را از لحاظ میزان تنش در اختیار دارد و عکس آن، در دو زاویه ۱۵ و ۶۰ درجه تقابل مفید پل‌های عرضی بین میوفیلان‌های اکتین و میوزین کاهش می‌یابد؛ در نتیجه عضله قادر به تولید تانسینون قابل ملاحظه‌ای نخواهد بود (۱۹). نحوه انجام آزمون به گونه‌ای بود که با باز شدن زانو از حالت فلکشن به اکستنشن نیروی جاذبه افزایش می‌یافت که بیشترین تأثیر نیروی جاذبه در زاویه ۶۰ درجه فلکشن بود و همچنین زاویه ۶۰ درجه نسبت به زاویه ۴۵ درجه میزان تانسینون کمتری دارد و به همین دلیل بیشترین خطای بازسازی زاویه در ۶۰ درجه فلکشن زانو مشاهده شد.

زاویه هدف آزمون در دقت و ثبات اندازه‌گیری مربوط به حس وضعیت زانو تأثیر دارد. در مواقعی که فاصله درجه‌ای بین زاویه شروع و هدف کمتر باشد یا به عبارتی میزان جابه‌جایی انجام شده کمتر باشد دقت حس وضعیت مفصل زانو افزایش می‌یابد که افزایش دقت مربوط به درک بیشتر افراد مورد آزمون از دامنه حرکتی موجود است. با توجه به میانگین سه زاویه و انحراف استاندارد مربوط به سه زاویه، کمترین خطای حس موقعیت‌یابی مربوط به زاویه ۱۵ درجه (۳/۳) و سپس ۴۵ درجه (۳/۶) و در نهایت، زاویه ۶۰ درجه (۳/۷) درجه است؛ یعنی هرچه دامنه حرکتی از زاویه شروع بیشتر شود، دقت حس وضعیت کمتر می‌شود. بر اساس فرضیه اسکات ولوب هنگامی که انجام آزمون در طول دامنه‌ای وسیع انجام می‌شود، افراد مورد آزمون به‌طور ناآگاهانه برای جلوگیری از اشباع فعالیت دوک‌های عضلانی عضلات آنتاگونیست در انتهای دامنه حرکتی موجود، حساسیت دوک‌های خود را کاهش می‌دهند که به کاهش اطلاعات ارسالی برای تشخیص وضعیت مفصل از گیرنده‌ها منجر می‌شود (۳، ۹). طی انقباض فعال عضلات، فعالیت همزمان اعصاب گاما باعث افزایش فعالیت صعودی دوک‌های عضلانی می‌شود و عضلاتی که به‌طور همزمان منقبض می‌شوند دقت حس عمقی را افزایش می‌دهند. این در مورد زاویه ۱۵ درجه که در آن فعالیت عضلات واستوس مدیالیس و کشش عضلات همسترینگ نسبت به زاویه‌های ۴۵ و ۶۰ درجه بیشتر است (۲۰ و ۲۱) روی می‌دهد.

حس عمقی بیشتر به گیرنده‌های موجود در عضله و مفصل وابسته است، مخصوصاً حین انجام حرکات فعال نقش گیرنده‌های عضلانی مهم‌تر است. هنگام کشیده شدن عضلات در سیکل حرکتی، سرعت انتقال عصبی<sup>۱</sup> دوک‌های عضلانی بیشتر از حالتی است که عضلات کوتاه باشند. به این پدیده هیستریزیس می‌گویند که در کنترل حرکتی کاربرد دارد و ارتباط نزدیکی با دقت حس موقعیتیابی مفصل دارد (۶، ۱۴، ۲۱). در فلکشن ابتدایی مفصل زانو (صفر درجه تا ۳۰ درجه) ثبات استاتیک مفصل زانو به علت تماس بیشتر استخوان‌های فمور و تیبیا با همدیگر و سفتی لیگامان‌های آن‌ها بیشتر از زاویه‌های دیگر است. اطلاعات حسی از گیرنده‌های عضلانی-تاندونی با اطلاعات حاصل از گیرنده‌های جلدی، کپسولی و لیگامانی ترکیب می‌شود تا دقت حس عمقی را فراهم کند، در حالی که در دامنه میانی ثبات استاتیک مفصل زانو ضعیف‌تر است (۲۲).

با وجود اهمیت اندازه‌گیری حس عمقی در علوم توانبخشی و پیشگیری از ایجاد جراحات ورزشی تاکنون روش استاندارد و دقیقی برای اندازه‌گیری حس عمقی گزارش نشده است و این تحقیق پیش‌زمینه‌ای برای انجام تحقیقات دیگر است. با توجه به نتایج تحقیق حاضر، روش بازسازی زاویه برای اندازه‌گیری حس وضعیت مفصل زانو دارای پایایی زیادی است، ولی در زاویه‌های مختلف دقت برآورد حس وضعیت متفاوت است و محقق باید توجه داشته باشد که برای ارزیابی حس وضعیت می‌تواند از روش بازسازی زاویه استفاده کند، اما در ذکر نتایج تحقیقات خود باید زاویه اندازه‌گیری شده را قید کند. همچنین به دلیل اهمیت زیاد حس عمقی در پیشگیری از آسیب بهتر است ورزشکاران حرفه‌ای از لحاظ این فاکتور نیز ارزیابی شوند. همچنین در افراد آسیب‌دیده حس عمقی شاخص بسیار مناسبی برای ارزیابی روند بهبودی است.

### منابع:

1. Bryan, L.R and Scott, M.L. (2002). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, 37:80-84 .
2. Bohdanna, T.Z., Timothy, E.H., Reeves, N.P., Goldberg, B and Cholewicki, J. (2007). The effect of core proprioception on knee injury. *The American Journal of Sport Medicine*, 35 :368-373.

3. Niesi, K., Ebrahimi, E., Goharpi, S.h. (2005). The effect of angle target on measurement knee joint position sense in healthy man. *Journals Science and Medicine*, 7(5): 3.
۴. مگیل، ریچارد ای. (۱۳۸۰). کتاب یادگیری حرکتی مفاهیم و کاربردها. ترجمه موسوی و شجاعی. تهران، نشر حنا، ص ۹۵-۱۰۳.
5. Sharma, L. (1995). Proprioceptive impairment in knee osteoarthritis. *Rheumatic Disease Clinics of North America*, 25: 299-314.
۶. صفری، م. (۱۳۸۳). مطالعه اثر زانوبند نئوپرنی و بانداژ کشی بروی حس وضعیت مفصلی و درد بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو در شهر تهران. پایان نامه کارشناسی ارشد ارتوپدی فنی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی.
7. Higgins, M.J and Perrin, D.H. (1997). Comparison of weight-bearing and non-weight-bearing conditions on knee joint reposition sense. *Journal of Sport Rehabilitation*, 6:327-334.
8. Ozgur, S., Aysekin, L., Aydan, A., Zuhail, G and Mohmnt, N. (2006). Effect of knee muscle fatigue and lactic acid accumulation on balance in healthy subjects. *Isokinetic and Exercise Science*, 14 :301-306 .
۹. عسکری، ط. (۱۳۸۰). مقایسه درک حس وضعیت مفصل زانو در سه گروه: افراد سالم، افراد مبتلا به ACL-Tear، افراد مبتلا به ACL-Reconstruction. پایان نامه کارشناسی ارشد رشته فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس.
10. Petrell, R.J., Lattazio, P.J., Nelson, M.G. (1997). Effect of age and activity on knee joint proprioception. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*: 76(3): 235-241.
11. Ozmun, J.C., Thieme, H.A., Ingersoll, C.D., Knight, K.L. (1996). Cooling does not affect knee proprioception. *Journal of Athletic Training*, 31(1): 8-11.
12. Bartlett, M.J & Warren, P.J . (2002). Effect of warming up on knee proprioception before sporting activity. *British Journal of sports Medicine*, 36: 132-134.
13. Pai, Y.C., Rymer, W.Z., Chang, R.W& Sharma, L. (1997). Effect of age and osteoarthritis on knee proprioception. *Arthritis & Rheumatism*, 40(12): 2260-2265.

14. Heather, A.T., Christopher, D. I., Kenneth, L. K. and Ozmun, J. A. (1996). Cooling Does Not Affect Knee Proprioception. *Journal of Athletic Training*, 31: 420-429.
15. Rozzi, S.L., Lepar, S.M., Gerar, W.S., FU, F.H. (1999). Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of mal and female soccer and basketball players . *The American Journal of Sports Medicine*, 27(3): 312-319.
16. Grob, K.R., Kuster, M.S., Higgins, S.A., Lloyd, D.G., Yata, H. (2004). Lack correlation between different measurement of proprioception in knee. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 84(4): 614.
17. Rahnama, N., Reilly, T., Lees, A. and Graham, S. A. (2008). Comparison of musculoskeletal function in elite and sub-elite English soccer players. *Journal of Movement Science*.
18. Rahnama, N., Lees, A. and Bambaecichi, E. (2005). A comparison of muscle strength and flexibility between the preferred and non-preferred leg in English soccer players. *Ergonomics*, 48: 1567-1575.
۱۹. پرنیتیس، ویلیام ای. تکنیک‌های توانبخشی در طب ورزش. ترجمه دکتر محمد فراهانی. تهران، نشر سرواد، ص ۸۸-۱۰۶.
20. Fremerey, R., Lobenhoffer, P., Skated, M., Gerich, T., Bosch ,U. (2001). Proprioception in ACL Reconstruction endoscopic versue open two tunnel technique. *International Journal of Sports Medicine*, 22(2): 144-8.
21. Birmingham, T.B., Inglis, J.T., Kremer, J.F. (2000). Effect of a neoprene sleeve on knee joint kinesthesia: influence of different testing procedures. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(2): 304-308.
22. Weiler, H.T., Awiszus, F. (2000). Influence of hysteresis on joint position sense in the human knee joint. *Experimental Brian Research*, 135(2): 215-221.



## مقایسه زاویه حمل آرنج و ارتباط آن با فاکتورهای آنترپومتریکی پیشین ورزشکاران

حسین شاهرخی<sup>۱</sup>، پگاه رحمانی<sup>۲</sup>، حسن دانشمندی<sup>۳</sup>

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۴/۲۲

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۱/۳/۲۸

## چکیده

زاویه حمل در مفصل آرنج به زاویه بین بازو و ساعد از وضعیت آناتومیکی اطلاق می‌شود که چگونگی راستای آن در عملکرد حرکتی آدمی مهم است. اطلاعات اندکی درباره زاویه حمل آرنج ورزشکاران در ارتباط با مهارت‌های حرکتی، آسیب‌ها و ناهنجاری‌ها و نیز با ابعاد آنترپومتریکی وجود دارد؛ بنابراین هدف از تحقیق حاضر مقایسه زاویه حمل ورزشکاران و غیرورزشکاران و مطالعه ویژگی‌های آنترپومتریکی پیشین راستای اندام طرفی با زاویه حمل ورزشکاران است. ۲۰ مرد ورزشکار سالم (میانگین سن  $22/25 \pm 1/88$  سال، قد  $182/78 \pm 5/49$  سانتی‌متر، وزن  $75/35 \pm 3/19$  کیلوگرم و سابقه ورزشی  $9/38 \pm 3/77$  سال) و ۲۰ مرد غیرورزشکار سالم (میانگین سن  $22/80 \pm 2/01$  سال، قد  $179/35 \pm 6/25$  سانتی‌متر و وزن  $71/10 \pm 2/30$  کیلوگرم) به صورت نمونه‌های در دسترس در این پژوهش شرکت کردند. بدین منظور شاخص‌های آنترپومتریکی طول بازو، طول ساعد، فاصله دو دست باز بر اساس روش‌های استاندارد اندازه‌گیری شد و همچنین زاویه حمل در حالتی که دست در اکستنشن و سوپینیشن کامل قرار داشت با گونیامتر یونیورسال اندازه‌گیری شد. داده‌ها با استفاده از آزمون‌های  $t$  مستقل، ضریب همبستگی و رگرسیون با روش Stepwise تجزیه و تحلیل شدند ( $P \leq 0/05$ ). نتایج نشان داد بین زاویه حمل ورزشکاران و غیرورزشکاران تفاوت معنی‌داری وجود دارد ( $P \leq 0/05$ ). همچنین بین زاویه حمل و طول ساعد ارتباط معنی‌داری وجود دارد ( $P \leq 0/05$ )، ولی بین زاویه حمل با فاصله دو دست باز و طول بازو ارتباط معنی‌داری به دست نیامد. نتایج رگرسیون نشان داد از بین عوامل فاصله دو دست باز، طول ساعد و طول بازو تنها متغیر طول ساعد بهترین پیشگوی زاویه حمل است. بر اساس نتایج این تحقیق ورزشکارانی که طول ساعد بزرگ‌تری دارند، بیشتر در معرض تغییرات زاویه حمل قرار می‌گیرند و برای حفظ راستای طبیعی آرنج به مراقبت‌های پزشکی ورزشی ویژه در اندام طرفی نیاز دارند.

**کلیدواژه‌های فارسی:** زاویه حمل، آنترپومتری، ورزشکار، مفصل آرنج.

۱ و ۲. کارشناس ارشد دانشگاه گیلان (۱. نویسنده مسئول) Email: H.shahrokhi@gmail.com

Email: Pegah.rahmani87@gmail.com

Email: Daneshmandi\_ph@yahoo.com

۳. استادیار دانشگاه گیلان

### مقدمه

وضعیت بدنی خوب<sup>۱</sup> معیاری برای سلامت عضلانی - اسکلتی است و وضعیت بدنی بد<sup>۲</sup> می‌تواند میزان توزیع فشار را بر مفصل تغییر داده، فشار غیرطبیعی بر آن اعمال کند و به تخریب غضروف مفصلی و ناهنجاری‌های پاسچرال جدی منجر شود (۱). انحراف از وضعیت مطلوب قامتی نه تنها از لحاظ ظاهری ناخوشایند است، بلکه بر کارایی عضلات تأثیر منفی می‌گذارد و فرد را مستعد ابتلا به ناهنجاری‌های عضلانی - اسکلتی و اختلالات عصبی می‌کند. وضعیت بدنی هم‌راستا بودن بخش‌های مختلف بدن نسبت به یکدیگر است (۲،۱). وقتی شخصی وضعیت بدنی مطلوبی دارد، راستای بدنش طوری بالانس می‌شود که فشارهای وارد بر بخش‌های بدن او حداقل است، در عوض هنگامی که فردی وضعیت بدنی ضعیفی دارد، به علت فشارهای زیاد به بخش‌های مختلف آن راستای بدن او از حالت تعادل خارج می‌شود. این فشار دائمی حتی نسبتاً کم می‌تواند موجب انواع ناسازگاری‌های اسکلتی شود. این تغییرات توانایی افراد را در انجام کارها تغییر داده، بر کارایی کلی بدنی تأثیر می‌گذارند و می‌توانند وی را مستعد آسیب‌های ورزشی و ناهنجاری‌های پاسچرال ثانویه کنند (۱).

مفصل آرنج با ساختار پیچیده عضلانی - اسکلتی و مفصلی عملکرد مهمی به‌عنوان رابط مکانیکی در اندام فوقانی بین دست، مچ و مفصل شانه دارد. زاویه بین ساعد و بازو که در صفحه فرونتال قابل اندازه‌گیری است زاویه حمل نامیده می‌شود که هنگام تحمل بار نقشی مهم ایفا می‌کند (۳-۶). (شکل ۱)



شکل ۱. زاویه حمل

- 
1. Good posture
  2. Bad posture

در مشاهده مفصل آرنج و ساعد هنگامی که ساعد در اکستنشن و سوپینیشن کامل است، ساعد با استخوان بازو در خط راست نیست، بلکه به سمت خارج منحرف است. این انحراف به سمت خارج زاویه حمل یا زاویه کوبیتال<sup>۱</sup> است (۶-۸). این زاویه هنگامی که مفصل شانه چرخش خارجی، آرنج در اکستنشن کامل و ساعد در سوپینیشن باشد بهتر دیده می‌شود (۶) و هنگامی که آرنج فلکشن یا پرونیشن دارد از بین می‌رود (۸). تفاوت‌های d جزئی در میزان زاویه حمل در گزارش‌های گوناگون وجود دارد که می‌تواند به دلیل اختلافات مورفولوژیکی جمعیت‌های مورد مطالعه، جنسیت و سن آزمودنی‌ها و به ویژه ابزارها و روش‌های اندازه‌گیری باشد. با این حال پاراسکواس<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۰۴) مقدار زاویه حمل را بین ۲۵ - ۰ درجه گزارش کردند (۷). پورکایت<sup>۳</sup> و همکاران (۲۰۰۴) مقدار زاویه حمل را در حدود ۷ درجه در مردان و ۱۳ درجه در زنان گزارش کردند (۸). چانگ<sup>۴</sup> و همکاران (۲۰۰۸) مقدار زاویه حمل را در مردان ۱۰ و در زنان ۱۳ درجه گزارش کردند (۴). ویلیام<sup>۵</sup> و همکاران (۲۰۰۶) مقدار زاویه را در اکستنشن کامل ۱۰ درجه گزارش کردند (۹).

زاویه حمل با سن افزایش می‌یابد (۱۰،۴) و در دختران بیشتر از پسران است، اما اطلاعات مخالفی نیز در زمینه ارتباط زاویه حمل با قد، طول استخوان بازو، طول استخوان اولنا و شلی بیش از حد مفصل وجود دارد (۱۰). در کودکان زاویه حمل در اثر شرایط پاتولوژیکی یا ضربه تغییر می‌کند که افزایش آن باعث کوبیتوس والگوس<sup>۶</sup> و کاهش آن باعث کوبیتوس واروس<sup>۷</sup> می‌شود که این عارضه علاوه بر جنبه ارثی آن می‌تواند به دلیل شکستگی و دررفتگی‌های مفصلی و بدشکلی متعاقب آن باشد (۵).

هنگامی که افراد وسیله‌ای عریض با دست خود حمل می‌کنند، خودبه‌خود دست خود را به سمت خارج می‌چرخانند و ساعد را در سوپینیشن قرار می‌دهند؛ بنابراین از زاویه حمل برای اجتناب از تماس بین جسم و اندام تحتانی در همان طرفی از بدن که جسم قرار دارد استفاده‌ای کاربردی می‌شود. در این شرایط زاویه والگوس آرنج برای هدایت کردن دست به بالای مرکز ثقل برای حمل آسان‌تر مفید خواهد بود (۱۱).

اینکه آیا افزایش یا کاهش این زاویه که از آن با عنوان کوبیتوس والگوس و نیز کوبیتوس

- 
1. Cubital Angle
  2. Paraskevas
  3. Purkait
  4. Chang
  5. William
  6. Cubitus Valgus
  7. Cubitus Varus

واروس نام برده می‌شود تا چه میزان بر عملکردهای ورزشی و بروز سایر آسیب‌ها و ناهنجاری‌ها مؤثر بوده چندان روشن نیست و نیازمند تحقیقات بیشتر است. با این حال این عقیده عمومی وجود دارد که فعالیت بدنی مستمر و ورزش حرفه‌ای می‌تواند ورزشکاران را مستعد سازگاری‌های نامناسب پاسچرال کند (۱۲)، هرچند اطلاعات معتبر و عینی دقیقی در بسیاری از موارد وجود ندارد یا موارد خلاف آن نیز مشاهده شده است (۱۲). با این حال ارتباط میان ابعاد آنتروپومتریکی و احتمال بروز ناهنجاری‌های وضعیتی یا افزایش ضریب آسیب‌پذیری در برخی از موارد خاص پیش از این مطالعه شده است (۳). چنین مطالعاتی عمدتاً در اندام تحتانی و ستون فقرات بوده است که در حالت تحمل وزن<sup>۱</sup> بوده و در زنجیره حرکتی بسته<sup>۲</sup> می‌تواند انحرافات را تشدید نماید و کمتر در مورد اندام طرفی انجام شده است؛ به‌عنوان مثال تاماکی و همکاران (۲۰۰۹) گزارش کردند که افزایش در Arm Span، خطر شیوع انحرافات مهره‌ای را افزایش می‌دهد (۱۳)؛ بنابراین این سؤال مطرح می‌شود که آیا چنین ارتباطی بین زاویه حمل - که ناهنجاری شناخته شده‌ای در اندام طرفی است - با ابعاد آنتروپومتری وجود دارد یا نه؟ از این رو هدف تحقیق حاضر مقایسه زاویه حمل ورزشکاران و غیرورزشکاران و ویژگی‌های آنتروپومتریکی پیش‌بین راستای اندام طرفی با زاویه حمل ورزشکاران است.

### روش‌شناسی پژوهش

پژوهش حاضر از نوع تحقیقات همبستگی - مقایسه‌ای است. جامعه آماری این پژوهش شامل کلیه دانشجویان مرد دانشگاه گیلان بود. ۲۰ ورزشکار سالم و ۲۰ غیرورزشکار سالم در دسترس از رشته‌های ورزشی والیبال، هندبال و بسکتبال - رشته‌هایی که عمدتاً به‌صورت الگوی اورهد از دست استفاده می‌کنند - در این پژوهش شرکت کردند (جدول ۱). متغیرهای اندازه‌گیری شده شامل فاصله دو دست باز، طول بازو، طول ساعد و زاویه حمل بود.

جدول ۱. ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها

| گروه غیرورزشکار<br>(n=۲۰) | گروه ورزشکار<br>(n=۲۰) |                   |
|---------------------------|------------------------|-------------------|
| ۲۲/۸۰ ± ۲/۰۱              | ۲۲/۲۵ ± ۱/۸۸           | سن (سال)          |
| ۷۱/۱۰ ± ۲/۳۰              | ۷۵/۳۵ ± ۳/۱۹           | وزن (کیلوگرم)     |
| ۱۷۹/۳۵ ± ۶/۲۵             | ۱۸۲/۷۸ ± ۵/۴۹          | قد (سانتی‌متر)    |
| -----                     | ۹/۳۸ ± ۳/۷۷            | سابقه ورزشی (سال) |

1. Weight bearing
2. Closed kinematic chain

**اندازه‌گیری فاصله دو دست باز**

فاصله دو دست باز، فاصله بین دو انگشت میانی دست راست و چپ است در حالی که دست‌ها کاملاً باز شده‌اند. آزمودنی با پاهای به هم چسبیده طوری پشت به دیوار می‌ایستاد که پشت او کاملاً به دیوار چسبیده بود. سپس دست‌های خود را تا جایی که امکان داشت به دو طرف باز می‌کرد به طوری که سر او به سمت روبه‌رو بود. سپس فاصله بین بزرگ‌ترین انگشت دست راست (انگشت میانی) تا انگشت میانی دست چپ با استفاده از متر که روی دیوار نصب شده بود اندازه‌گیری می‌شد (۱۳-۱۵).

**اندازه‌گیری طول بازو**

طول بازو فاصله بین زائده آخرومی استخوان کتف تا زائده آرنجی استخوان ساعد است. ابتدا زائده آخرومی استخوان کتف و زائده آرنجی استخوان ساعد با ماژیک علامت زده می‌شد. آزمودنی روی سطحی صاف می‌ایستاد طوری که وزنش به‌طور مساوی روی هر دو پا تقسیم می‌شد. سر در حالت صاف و مستقیم به جلو نگاه می‌کرد. بازوها صاف و مستقیم آویزان و هر دو آرنج در فلکشن ۹۰ درجه قرار داشت. کف دست‌ها رو به هم قرار می‌گرفت. سپس، با استفاده از کولیس فاصله بین زائده آخرومی استخوان کتف تا زائده آرنجی استخوان ساعد اندازه‌گیری می‌شد (۱۵).

**اندازه‌گیری طول ساعد**

طول ساعد فاصله بین زائده آرنجی استخوان ساعد و برجستگی استخوان زند اسفل است. آزمودنی روی سطحی صاف می‌ایستاد طوری که وزنش به‌طور مساوی روی هر دو پا تقسیم می‌شد. سر در حالت صاف و مستقیم به جلو نگاه می‌کرد. بازوها صاف و مستقیم آویزان و هر دو آرنج در فلکشن ۹۰ درجه قرار داشت. کف دست‌ها رو به هم قرار می‌گرفت. سپس، با استفاده از کولیس فاصله بین زائده آرنجی استخوان ساعد و برجستگی استخوان زند اسفل اندازه‌گیری می‌شد (۱۵).

**اندازه‌گیری زاویه حمل**

برای اندازه‌گیری زاویه حمل از گونیامتر یونیورسال استفاده شد. آزمودنی آرنج را در حالت اکستنشن کامل نگه می‌داشت و سپس ساعد را در سوپینیشن کامل قرار می‌داد، طوری که میچ دست در حالت طبیعی قرار می‌گرفت. آزمونگر محور گونیامتر را در مرکز وسط خط بین اپی-کندیل داخلی و خارجی قرار می‌داد. یک بازوی گونیامتر روی لبه خارجی زائده آخرومی استخوان کتف و بازوی دیگر گونیامتر روی نقطه میانی زائده‌های اولنا و رادیوس قرار می‌گرفت (۱۰، ۶، ۵). (شکل ۲)



شکل ۲. روش اندازه‌گیری زاویه حمل

### روش آماری

ابتدا برای تعیین ضریب پایایی درونی متغیرها (ICC)<sup>۱</sup> مطالعاتی آزمایشی روی ۱۵ ورزشکار انجام گرفت که نتایج آن در جدول ۲ مشاهده می‌شود.

جدول ۲. ضریب پایایی درونی و خطای برآورد استاندارد

| متغیر            | ICC  | SEM  |
|------------------|------|------|
| فاصله دو دست باز | ۰/۹۷ | ۰/۶۳ |
| طول بازو         | ۰/۹۹ | ۰/۷۵ |
| طول ساعد         | ۰/۹۹ | ۰/۹۴ |
| زاویه حمل        | ٪۹۶  | ۱/۰۳ |

سپس برای بررسی و تجزیه و تحلیل اطلاعات به دست آمده از آمار توصیفی و استنباطی استفاده شد. برای تعیین میانگین و انحراف استاندارد از آمار توصیفی و برای مقایسه زاویه حمل بین ورزشکاران و غیرورزشکاران از آزمون t مستقل و از آزمون‌های همبستگی (پیرسون) برای ارتباط بین ویژگی‌های آنترپومتریکی و زاویه حمل، و همچنین برای پیش‌بینی از آزمون رگرسیون با روش Stepwise استفاده شد. تمامی آزمون‌ها در سطح معنی‌داری  $p \leq 0/05$  به وسیله نرم افزار SPSS نسخه ۱۶ انجام شد.

### یافته‌های پژوهش

نتایج این تحقیق نشان داد زاویه حمل در ورزشکاران بیشتر از غیرورزشکاران است و بر اساس نتایج آزمون t مستقل این تفاوت معنی‌دار است ( $t=2/90$ ،  $p=0/006$ ). همچنین نتایج نشان داد

1. Interclass Correlation Coefficient

بین زاویه حمل و طول ساعد ارتباط معنی داری وجود دارد ( $p=0/007$ )، اما بین زاویه حمل و متغیرهای فاصله دو دست باز و طول بازو ارتباط معنی داری وجود ندارد (جدول ۴).

جدول ۳. توصیف کمی متغیرها

| متغیر            | ورزشکار           | غیرورزشکار        |
|------------------|-------------------|-------------------|
| فاصله دو دست باز | $182/45 \pm 5/88$ | $178/30 \pm 6/68$ |
| طول بازو (cm)    | $37/17 \pm 1/54$  | $36/25 \pm 1/93$  |
| طول ساعد (cm)    | $27/07 \pm 0/94$  | $26/50 \pm 1/27$  |
| زاویه حمل (°)    | $10/85 \pm 2/43$  | $8/80 \pm 2/01$   |

جدول ۴. آزمون همبستگی برای ارتباط بین زاویه حمل با متغیرهای آنتروپومتریک

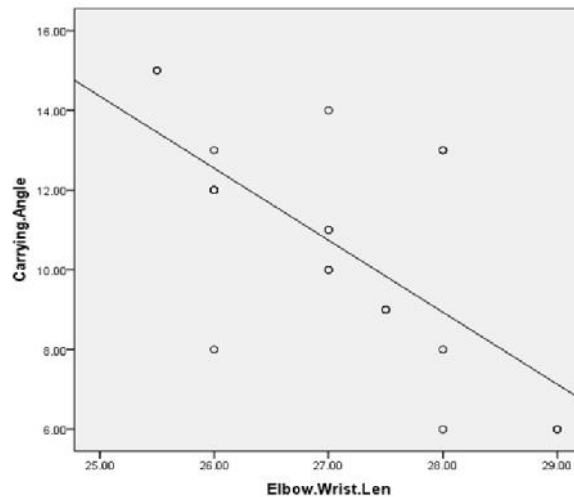
| متغیر            | ضریب همبستگی | تعداد | معنی داری |
|------------------|--------------|-------|-----------|
| فاصله دو دست باز | 0/359        | 20    | 0/120     |
| طول ساعد         | -0/586       | 20    | *0/007    |
| طول بازو         | 0/265        | 20    | 0/277     |

بر اساس نتایج رگرسیون با روش Stepwise، از میان عوامل فاصله دو دست باز، طول ساعد و طول بازو تنها متغیر طول ساعد بهترین پیشگوی زاویه حمل ( $R^2=0/344$ ،  $\beta=0/586$ ) با فرمول زیر است (جدول ۵ و نمودار ۱):

$$23/382 - (\text{طول ساعد}) (0/921) = \text{زاویه حمل}$$

جدول ۵. خلاصه مدل رگرسیون

| مدل | R     | $R^2$ | $R^2$ تعدیل شده | انحراف استاندارد برآورد |
|-----|-------|-------|-----------------|-------------------------|
| ۱   | 0/586 | 0/344 | 0/307           | 2/02555                 |



نمودار ۱. معادله خط رگرسیون بین زاویه حمل و طول ساعد

### بحث و نتیجه گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان داد بین میزان زاویه حمل ورزشکاران رشته‌های والیبال، بسکتبال، هندبال و غیرورزشکاران مورد مطالعه تفاوت معنی‌داری وجود دارد. در تحلیل کینزیولوژیکی و بیومکانیکی دقیقی با عنوان تئوری عضلانی هوبچر<sup>۱</sup> نشان داده شده است که انحراف خارجی ساعد به دلیل عمل دو عضله قوی مانند بازویی قدامی و بازکننده دراز زنداعلایی مچ دستی است. این عضلات به دلیل توپوگرافی<sup>۲</sup> و از آن جهت که در سمت رادیال بازو قرار گرفته‌اند، بازو را به صورت شعاعی<sup>۳</sup> دور می‌کنند؛ بنابراین در شکل‌دهی زاویه حمل شرکت می‌کنند. عمل این عضلات توسط عمل مخالف عضلات فلکسور سمت اولناری ساعد متعادل می‌شوند. در این صورت زاویه حمل کمتر قابل مشاهده است. این «تئوری عضلانی» هوبچر نشان می‌دهد وقتی ساعد در حالت اکستنشن قرار دارد، سر رادیوس و زائده کرونوئید اولنا به شیوه مشابهی انتهای تحتانی بازو را پرس می‌کند. در طول فلکشن ساعد، عمل بازویی قدامی و بازکننده بلند زند اعلائی مچ دستی علت بالاتر بودن سر ثابت این عضلات از تنه بازو قوی‌تر از عمل عضلات

1. Hubschbr Muscular Theory
2. Topography
3. Radially



فلکسور سمت اولنار است که به این دلیل ساعد انحراف شعاعی پیدا می‌کند و زاویه حمل شکل می‌گیرد. «تئوری عضلانی» تشکیل زاویه حمل با این حقیقت حمایت می‌شود که:

(۱) این زاویه در اشخاص ورزشکار واضح‌تر است به این دلیل که سیستم عضلانی بیشتر پیشرفت کرده است؛

(۲) زاویه حمل در دست راست اشخاص راست دست و دست چپ اشخاص چپ دست مشخص‌تر است؛

(۳) زاویه حمل در اشخاص مسن‌تر یا کسانی که عضلات قوی‌تری دارند مشخص‌تر است (۷). یافته‌های تحقیق حاضر را می‌توان با توجه به جمعیت مورد مطالعه ورزشکاران که در میان رشته‌هایی که عمدتاً با اندام طرفی فعالیت می‌کنند (والیبال، هندبال و بسکتبال) و بر مبنای تئوری عضلانی هوپچر توجیه کرد. حرکات مکرر و ترکیبی فلکسور، اکستنسور و پرونیشن و سوپینیشن در دریافت‌ها و پرتاب‌ها و ضربه زدن‌ها و نیز دریافت نیروی مکانیکی که عمدتاً به صورت والگوس به مفصل وارد می‌شود، مانند آنچه در سقوط‌ها، شیرجه‌های والیبال و افتادن‌ها در هندبال اتفاق می‌افتد، می‌تواند به توجیه کینزیولوژیکی و پاتومکانیکی رابطه مذکور کمک نماید. پاسخ دقیق‌تر به سازوکارهای سازگاری فوق نیازمند تحقیقات بیشتر است که تحقیق حاضر اولین تحقیق در این زمینه است.

همچنین نتایج پژوهش حاضر نشان داد بین زاویه حمل و طول ساعد ارتباط معنی‌داری وجود دارد و بر اساس نتایج رگرسیون، از بین عوامل فاصله دو دست باز، طول ساعد و طول بازو تنها متغیر طول ساعد بهترین پیشگوی زاویه حمل است که این نتایج با نتایج خاره<sup>۱</sup> و همکاران (۱۹۹۹) همخوانی دارد (۱۶). هنگامی که ساعد در وضعیت پرونیشن قرار می‌گیرد قسمت پروگزیمال اولنا زاویه‌دار می‌شود. قسمت داخلی نسبت به قسمت خارجی حرکت بیشتری روی سطح مفصلی هموروس می‌کند؛ بنابراین لبه داخلی قرقره تحت فشار کمتری قرار می‌گیرد و نسبت به لبه خارجی رشد بیشتری می‌کند. اگر کسی قد کوتاه و در نتیجه آن طول استخوان اولنای کوتاه‌تری داشته باشد، به علت طول اهرم کوتاه‌تر ساعد در هنگام عمل پرونیشن قسمت پروگزیمال ساعد زاویه بیشتری می‌گیرد؛ بنابراین در شخص کوتاه با توجه به اینکه قسمت داخلی اولنا حرکت بیشتری روی سطح داخلی هموروس می‌کند و همچنین رشد بیشتری دارد، نسبت به شخصی با طول ساعد بلندتر زاویه حمل بیشتری شکل می‌گیرد. زاویه حمل در پاسخ به عمل پرونیشن ایجاد می‌شود و به طول استخوان ساعد (طول اهرم) وابسته است. طول ساعد بلندتر باعث کاهش زاویه‌دار شدن قسمت پروگزیمال ساعد در هنگام عمل پرونیشن می‌شود و

در نتیجه کاهش زاویه حمل می‌شود (۷،۱۶)؛ بنابراین زاویه حمل با طول قد رابطه معکوس دارد. تحقیقات نشان داده‌اند زاویه حمل در زنان بیشتر از مردان است که این می‌تواند توجیهی برای آن باشد؛ زیرا طول قد در زنان از مردان کوتاه‌تر است و در نتیجه طول ساعد کوتاه‌تری دارند که به زاویه حمل بزرگ‌تری منجر می‌شود (۱۶).

در جمع بندی کلی موضوع اختصاصات آنترپومتریکی ورزشکاران در ارتباط با مستعد نمودن آنان برای ابتلا به برخی ناهنجاری‌ها همچنان نیازمند تحقیقات طولانی مدت بیشتری است؛ زیرا به دلیل ویژگی‌های تحقیقات همبستگی امکان ادعای وجود رابطه علی و معلولی و نیز اعمال مداخله‌های تجربی و نیمه‌تجربی در نمونه‌های انسانی وجود ندارد؛ بنابراین صرفاً بر ارزش متغیرهای پیش‌بین ابعاد آنترپومتریکی بر متغیر زاویه حمل تأکید شده است که به نظر می‌رسد اهمیت خاصی در مطالعات طب ورزشی دارد. هرچند پیش از این محققان زیادی ارتباط میان فعالیت‌های ورزشی و الگوهای حرکتی مستمر و مکرر را با بروز آسیب‌های خاص مطالعه کرده‌اند، اما چنین مطالعاتی در مورد مختصات آنترپومتریکی ورزشکاران به عنوان یک استعداد اولیه برای ابتلا به ناهنجاری به ندرت مشاهده شده است. اندازه‌گیری زاویه حمل و مطالعه نقش آن در اجرای مهارت‌های ورزشی و ناهنجاری‌های وضعیتی ثانویه از موضوعات قابل مطالعه در آینده خواهد بود که به نظر می‌رسد تاکنون کمتر بدان پرداخته شده و این تحقیق توانسته است بر ضرورت مطالعه آن تأکید نماید. با وجود این، یافته‌های این تحقیق مبنی بر ارتباط میان ابعاد آنترپومتریکی ورزشکاران با زاویه مذکور بر ضرورت طراحی و اجرای غربالگری سیستماتیک و پیکرسنجی در شناخت احتمالی و استعداد ورزشکاران برای ابتلا به برخی ناهنجاری‌های وضعیتی ثانویه تأکید نمود. به‌طور مشخص، شناسایی ورزشکارانی که طول ساعد بزرگ‌تری دارند و بر اساس نتایج تحقیق حاضر بیشتر در معرض تغییرات زاویه حمل قرار دارند، نیازمند مراقبت‌های پزشکی ورزشی ویژه و احتمالاً اجرای برنامه‌های تمرینی خاص اندام طرفی هستند تا خطر آسیب‌ها و بروز تغییرات نامطلوب در ساختار و راستای آرنج آنان کاهش یابد.

انجام تحقیقات بیشتر با نمونه‌های سنی، جنسیتی، سطح ورزشی و الگوهای حرکتی همسان در قالب پروتکل‌های تحقیقی آینده‌نگر و بلندمدت می‌تواند سودمند باشد؛ زیرا همچنان اطلاعات اندکی در مورد زاویه حمل و ارتباط آن با عملکردهای ورزشی و استعداد ابتلا به آسیب‌ها و ناهنجاری‌های ثانویه دیگر در ورزشکاران وجود دارد.

**منابع:**

1. Peggy, H.A. 2005, Therapeutic exercise for musculoskeletal injuries, United Kingdom. Human Kinetics, pp: 351
2. Penha Patri Jundi, Marina Baldini, and Si. `lvia Maria Amado João, 2009, Spinal Postural Alignment Variance According To Sex And Age In 7 And 8 Year-Old Children, Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 32(2).
۳. دانشمندی حسن، شاهرخی حسین، خوری ابوالفضل، ۱۳۸۸، ارتباط بین زاویه حمل، دامنه حرکتی و آسیب مفصل آرنج در وزنه برداران، هفتمین همایش بین المللی تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران.
4. Chang Chein-Wei, Yi-Chian Wang, Chang-Hung Chu; 2008, Increased Carrying Angle is a Risk Factor for Nontraumatic Ulnar Neuropathy at the Elbow, Clin Orthop Relat Res, 466:2190–2195.
5. Golden Daniel W, Jeffrey T. Jhee, Susan P. Gilpin, Jeffrey R. Sawyer, 2007, Elbow range of motion and clinical carrying angle in a healthy pediatric population, Journal of Pediatric Orthopaedics B, 16:144–149.
6. Zampagni Maria Luisa, Daniela Casino, Sandra Martelli, Andrea Visani, Maurilio Marcacci, Bologna; 2008; A protocol for clinical evaluation of the carrying angle of the elbow by anatomic landmarks, J Shoulder Elbow Surg, 17(1).
7. Paraskevas G A. Papadopoulos B. Papaziogas S. Spanidou H. Argiriadou J. Gigis, 2004, Study of the carrying angle of the human elbow joint in full extension: a morphometric analysis, Surg Radiol Anat, 26: 19–23.
8. Purkait Ruma, Heeresh Chandra, 2004, An Anthropometric Investigation Into The Probable Cause Of Formation Of ‘Carrying Angle’: A Sex Indicator, JIAFM, 26(1).
9. William L. Hennrikus, MD, 2006, Elbow Disorders in the Young Athlete, Oper Tech Sports Med, 14:165-172.
10. Balasubramanian Pradeep, Vrisha Madhuri and Jayaprakash Muliyl, 2006, Carrying angle in children: a normative study, Journal of Pediatric Orthopaedics B, 15:37–40.
11. Roy p. Van, j. P. Baeyens, d. Fauvart, r. Lanssiers and j. P. Clarijs; 2005, Arthrokinematics of the elbow: study of the carrying angle, Ergonomics, 48(14):1645 – 1656.
12. Hrysonmallis Con, Craig Goodman, 2001, A review of resistance exercise and posture realignment, Journal of strength and conditioning research, 15(3): 385-390.

13. Tamaki Junko, Masayuki Iki, Eiko Kadowaki, Yuho Sato, Sadanobu Kagamimori, Yoshiko Kagawa, Hideo Yoneshima, 2009, Arm span increases predictive value of models for prevalent vertebral deformities: The Japanese Population-based Osteoporosis (JPOS) Study, *Maturitas*, 64: 241-245.
14. Chhabra S. K, 2008, Using arm span to derive height: Impact of three estimates of height on interpretation of spirometry, *Annals of Thoracic Medicine*, 3(3).
15. Lohman Timothy, Alex F. Roche, Reynaldo Martorell, 1988, Anthropometric standardization reference manual, *Human Kinetics*.
16. Khare GN, SC Goel, SK Saraf, G Singh, C Mohanty. 1999, New observations on carrying angle, *indian journal of medical sciences*, 53(2): 61-67.

## مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در مهارت سنگ ورزش باستانی

## و پرس سینه

تیمور جعفرنژادگروا<sup>۱</sup>، نادر فرهپور<sup>۲</sup>

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۷/۲۴

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۱/۴/۱۷

## چکیده

ورزش باستانی یکی از قدیمی ترین ورزش های بشری است. یکی از سؤال هایی که در مورد این رشته بسیار کهن جلب توجه کرده، این است که اثر تمرینی فنون مختلف این رشته در مقایسه با ورزش های مدرن چگونه است؟ هدف مطالعه حاضر، مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در مهارت سنگ ورزش باستانی و پرس سینه است. نمونه آماری این پژوهش، شامل ۱۰ نفر از دانشجویان غیرورزشکار و بدون سابقه ورزشی (با میانگین سنی و انحراف استاندارد ۲۴/۴±۳/۹۳ سال، قد ۱۷۵/۴۶±۱۰/۶۸ سانتی متر و وزن ۷۴/۶۷±۶/۳۵ کیلوگرم) بودند. هنگام اجرای هر مهارت، با استفاده از الکترودهای سطحی و دستگاه ۱۶ کاناله EMG مدل MA 300-16، متغیرهای الکترومایوگرافی اندازه گیری شد. الکترودها روی بخش جناغی و ترقوه ای عضله سینه ای بزرگ، عضله دو سر بازویی، سه سر بازویی، دلتوئید قدامی، دلتوئید خلفی بر اساس پروتکل اروپایی SENIAM نصب شدند. نتایج پژوهش نشان داد عضلات دو سر بازویی، در مقایسه با (p=۰/۰۱۳) فعالیت EMG بیشتری در مهارت سنگ دارند، در حالی که فعالیت الکترومایوگرافی عضله سه سر بازویی در حرکت پرس سینه بیشتر از مهارت سنگ ورزش باستانی است و این اختلاف از لحاظ آماری معنی دار (p=۰/۰۰۱) است. احتمالاً یکی از دلایل بیشتر بودن میزان فعالیت الکترومایوگرافی در عضله سه سر بازویی در حرکت پرس سینه به دلیل جابه جایی عمودی بیشتر مرکز ثقل هالتر در پرس سینه در مقایسه با سنگ است.

## کلیدواژه های فارسی: ورزش باستانی، مهارت سنگ، پرس سینه، الکترومایوگرافی.

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا همدان (نویسنده مسئول)

Email: jteymour@yahoo.com

Email: naderfarahpour1@gmail.com

۲. دانشیار دانشگاه بوعلی سینا همدان

### مقدمه

ورزش باستانی<sup>۱</sup> یکی از قدیمی‌ترین ورزش‌های بشری است. هر چند مکان و ابزارهای مورد استفاده این ورزش در طول چند صد سال گذشته تغییر یافته است و همچنین در هر دوره ممکن است حرکتی به آن اضافه شده باشد، در کل قالب قدیمی آن حفظ شده است. ابزارهای این رشته نمادهایی از ابزارهای جنگی قدیمی است (۱). با وجود اهمیت این رشته هنوز تبیینی علمی از آن صورت نگرفته و آموزش علمی و سبک‌های مختلف آموزشی آن مدون نشده است. بعضاً حتی ممکن است باورهای سنتی نه چندان علمی در مورد اثرات این ورزش بیان شود، اما هیچ‌یک از این باورها تا کنون به محک آزمایش علمی گذاشته نشده است.

ورزش زورخانه‌ای دارای حرکاتی همچون پازدن، چرخ زدن، میل گرفتن، کباده کشیدن، شنا رفتن و سنگ گرفتن است. سنگ گرفتن از حرکات قدرتی در ورزش باستانی است. سنگ گیرنده در بالای گود، در جایی از زمین که لنگ انداخته‌اند به پشت می‌خوابد و سه بالش، یکی را زیر سر و دو تای دیگر را زیر بازوی راست و چپ می‌گذارد و دو سنگ با دو دست خود چنان می‌گیرد که سرهای هلالی آن دو به سوی سرش باشد و پی در پی به پهلوی چپ و راست می‌غلطد. هنگامی که بر پهلوی چپ است، سنگی را که در دست دارد مستقیم چنان بالا می‌برد که بازوی خمیده‌اش راست شود و به همان شیوه هنگامی که بر پهلوی راست است، سنگی را که در دست چپ دارد مستقیم به بالا می‌برد، این گونه سنگ گرفتن را «غلطان» می‌گویند. گونه دیگر سنگ گرفتن آن است که ورزشکار به پشت می‌خوابد و پاهایش را دراز می‌کند و دو سنگ را با هم و پی در پی روی سینه بالا و پایین می‌برد، این سنگ گرفتن را جفتی می‌نامند. ابزار سنگ دوپاره و راست گوشه است (از جنس چوب) که از درازا با بست های فلزی به یکدیگر چسبانیده شده و یک طرف آن هلالی است. درازای سنگ یک متر، پهنای آن هفتاد سانتی‌متر و ضخامت آن ۵ سانتی‌متر است. در مرکز ثقل سنگ، فضایی خالی وجود دارد که در آن دستگیره‌ای گذاشته‌اند و روی آن را با پارچه‌ای پوشانده‌اند تا دست ورزشکار را هنگام سنگ گرفتن زخم نکند. وزن هر دو سنگ از بیست کیلو تا صد و بیست کیلو است. سنگ را در قدیم (سنگ زور) و (سنگ نعل) هم می‌نامیدند؛ زیرا به شکل نعل است.

با توجه به توسعه‌ای که اخیراً در ورزش زورخانه‌ای به‌وجود آمده است، بررسی‌های علمی و ارزیابی عملکرد ورزشکاران این رشته از جنبه‌های مختلف ضروری است. یکی از سؤال‌هایی که در مورد این ورزش بسیار کهن جلب توجه نموده، این است که اثر تمرینی فنون مختلف این

رشته در مقایسه با ورزش‌های مدرن چگونه است؟ مهارت سنگ<sup>۱</sup> (سنگ گرفتن جفتی) یکی از حرکات ورزشی باستانی است که از جنبه کینماتیکی، شباهت بسیاری با حرکت پرس سینه<sup>۲</sup> دارد. پرس سینه (۲) و پرس سنگ هر دو حرکاتی چند مفصله‌اند که برای انجام آن‌ها به حرکت اکستنشن آرنج و هوریزنتال فلکشن مفصل شانه نیاز است.

برای ارزیابی الگو و میزان فعالیت الکتریکی عضلات طی تمرینات قدرتی (۳)، فعالیت‌های ورزشی (۴)، بازتوانی (۵) و همچنین برای بررسی سازگاری‌های عصبی حاصل از تمرین قدرتی (۶) از الکترومایوگرافی سطحی استفاده می‌شود. در این پژوهش بر در صدیدیم با بررسی علمی و تکیه بر روش‌های نوین و دانش حرکت‌شناسی و بیومکانیک تبیین صحیحی از عملکرد عضلات در مهارت سنگ زدن در ورزش باستانی فراهم آوریم تا بدین‌وسیله گامی در علمی کردن هر چه بیشتر ورزش باستانی برداشته شود که نماد تاریخ و تمدن کشور است. اهمیت پژوهش حاضر بدین سبب است که هر چند الگوی کینماتیکی این دو حرکت در کمربند شانه‌ای به هم نزدیک است، پاسخ این سؤال که آیا مهارت سنگ گرفتن توانایی تقویت مناسب عضلات کمربند شانه‌ای و اندام فوقانی را دارد یا خیر و اگر این قابلیت را داراست تا چه اندازه‌ای این امر میسر می‌شود هنوز مشخص نیست. بهترین جواب زمانی حاصل می‌شود که مقایسه‌ای بین میزان درگیری عضلات در این مهارت با حرکتی کاملاً شناخته‌شده و بین‌المللی (که مورد قبول جامعه ورزش است) همچون پرس سینه انجام شود. فرضیه‌های پژوهش حاضر عبارت‌اند از: ۱- فعالیت الکترومایوگرافی عضلات (شامل مقادیر RMS همسان‌سازی شده و مقادیر MPF) آگونیست و آنتاگونیست در مهارت سنگ ورزش باستانی (سنگ گرفتن جفتی) از حرکت پرس سینه بیشتر است؛ ۲- مقادیر یک تکرار بیشینه در حرکت پرس سنگ، در مقایسه با حرکت پرس سینه کمتر است.

### روش‌شناسی پژوهش

در این پژوهش نمونه‌ای از دانشجویان غیرورزشکار بررسی شدند تا از اثرات یادگیری مهارت‌های حرکتی قبلی بر عملکرد حرکتی جلوگیری شود. نمونه آماری این پژوهش، شامل ۱۰ نفر از دانشجویان غیرورزشکار، ناآشنا با ورزش باستانی و بدون سابقه ورزشی منظم با میانگین سنی و انحراف استاندارد ۲۴/۴±۳/۹۳ سال، قد ۱۰/۶۸±۱۷۵/۴۶ سانتی‌متر و وزن ۷۴/۶۷±۶/۳۵ کیلوگرم

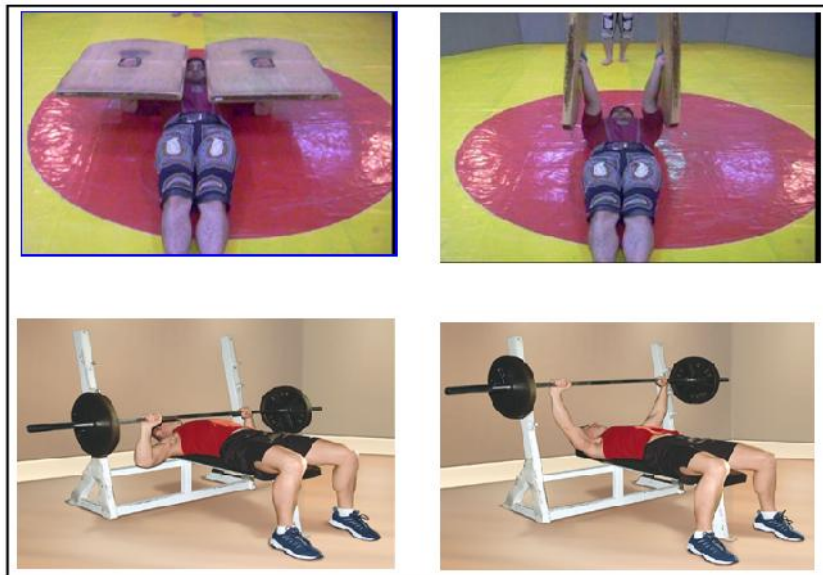
- 
1. Sang skill
  2. Bench press
  3. Multi-joint

بودند. این افراد سابقه هیچ گونه آسیب دیدگی، عمل جراحی و مشکلات اسکلتی و عصبی - عضلانی نداشتند. ابتدا، طریقه گرفتن سنگ و اجرای این مهارت و همچنین روش اجرای پرس سینه، توسط مربی مربوط به هر رشته به آزمودنی‌ها آموزش داده شد. بدین ترتیب که فرد حرکت پرس و مهارت سنگ را در حالی که دستش از آرنج دارای اکستنشن بود، شروع می‌کرد، سپس دست تا نزدیک جناغ پایین می‌آمد و در نهایت، به نقطه ابتدایی برگردانده می‌شد. در پژوهش حاضر آموزش به‌طور تئوری و عملی بود و بعد از آموزش، میزان یک تکرار بیشینه (1-RM) هر فرد در هر دو مهارت با استفاده از فرمول رابطه زیر محاسبه شد (۷).

مقدار بار

$$1RM = \frac{\text{تعداد تکرار}}{1 - 0.02}$$

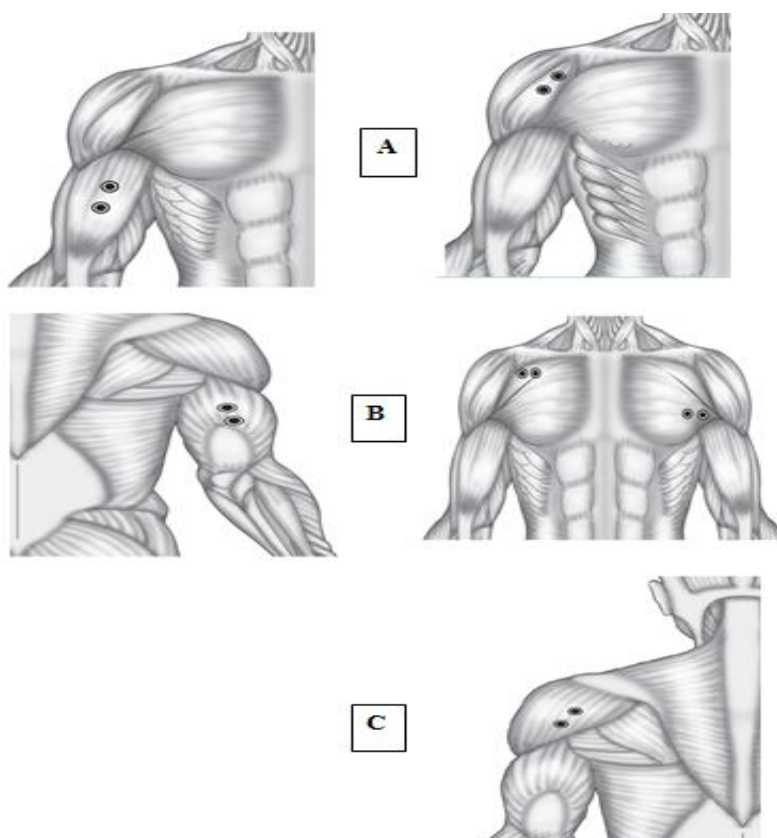
روش اجرای مهارت سنگ و پرس سینه در شکل ۱ نشان داده شده است. در زمان اجرای این دو مهارت به فرد گفته می‌شد هنگام بالا بردن وزنه با تمام قدرت و در حالی که نفسش را بیرون می‌دهد این عمل را انجام دهد. طی این مراحل فرد به‌صورت کلامی تشویق می‌شد تا تمام تلاش خود را طی اجرای دو مهارت انجام دهند (۸).



شکل ۱. روش اجرای مهارت سنگ (بالا) و پرس سینه (پایین)



یک هفته بعد از اندازه‌گیری یک تکرار بیشینه فرد و بعد از ۱۰ دقیقه گرم کردن (به‌منظور ثبت امواج الکترومایوگرافی سطحی) ابتدا موهای سطوح مورد نظر تراشیده و پوست با پنبه و الکل ایزوپروپیل ۵٪ آماده الکتروگذار شد و سپس الکترودها روی عضلات منتخب نصب شدند. الکترودها بر اساس پروتکل اروپایی SENIAM روی بخش جناغی و ترقوه‌ای عضله سینه‌ای بزرگ، عضله دوسر بازویی، سه‌سر بازویی، دلتوئید قدامی، دلتوئید خلفی نصب شدند (شکل ۲) (۹). الکترودها نیز روی زائده آخرمی استخوان کتف قرار داده شد.

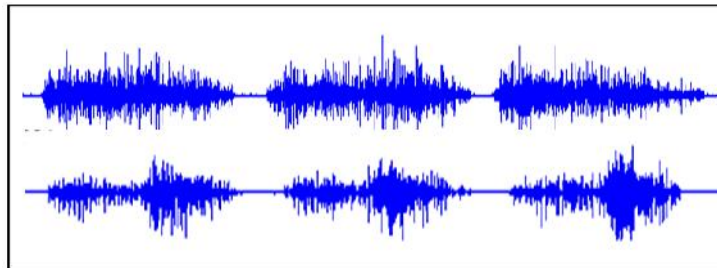


شکل ۲. محل نصب الکترودها روی عضلات طبق پروتکل اروپایی SENIAM، سمت راست و چپ به ترتیب دلتوئید قدامی و دو سر بازویی (A)، سمت راست و چپ به ترتیب بخش جناغی و ترقوه‌ای عضله سینه‌ای بزرگ و عضله سه‌سر بازویی (B)، بخش خلفی عضله دلتوئید (C)

#### 1. Ground electrode

به منظور کوتاه شدن مدت آزمون و جلوگیری از بروز خستگی، آزمودنی‌ها دو تکرار ۳ ثانیه‌ای MVIC برای هر عضله به صورت تصادفی اجرا کردند و سپس، بعد از ۵ دقیقه استراحت، هر آزمودنی مهارت سنگ و پرس سینه را با ۷۰ درصد وزنه یک تکرار بیشینه و با ۱۰ دقیقه استراحت بین اجرای مهارت‌ها اجرا کردند. فاصله دست‌ها هنگام اجرای دو مهارت برای هر فرد، یکسان در نظر گرفته می‌شد و کمی بیشتر از عرض شانه بود. اجرای هر حرکت کامل پرس سینه و پرس سنگ ۳ ثانیه بود که فاز پایین آوردن ۲ ثانیه و فاز بالا بردن یک ثانیه طول می‌کشید (این امر به وسیله مترونوم تنظیم می‌شد). هنگام اجرای هر مهارت، با استفاده از الکترودهای سطحی و دستگاه ۱۶ کاناله EMG مدل MA 300-16 ساخت شرکت Motion Lab Systems, USA متغیرهای الکترومایوگرافی اندازه‌گیری شد. اطلاعات الکترومایوگرافی خام (شکل ۳) با شیوه میانگین ریشه مربعی<sup>۱</sup> (RMS) تحلیل شد. فعالیت EMG هنگام انجام دو مهارت پرس سینه و سنگ با وزنه‌ای معادل ۷۰ درصد یک تکرار بیشینه و طی شش مرتبه اجرای مهارت (پایین آوردن و بالا بردن) توسط دستگاه EMG ثبت گردید. اولین و ششمین اجرا به دلیل متفاوت بودن الگوی حرکتی حذف شدند. برای نرمال کردن سیگنال‌های الکترومایوگرافی، اطلاعات RMS هر عضله طی اجرای هر مهارت به مقدار حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک<sup>۲</sup> (MVIC) آن عضله تقسیم و سپس در عدد صد ضرب شد (۱۰). علاوه بر مقادیر همسان‌سازی شده، دامنه فعالیت الکترومایوگرافی مقادیر میانه فرکانس<sup>۳</sup> عضلات نیز طی اجرای دو مهارت محاسبه شد. در این آزمایش‌ها داده‌ها با فرکانس نمونه‌برداری<sup>۴</sup> برابر ۲۵۰۰ هرتز و با پهنای باند ۱۲۵۰ هرتز ثبت شدند. همچنین برش فرکانس سیگنال‌های بین ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز استفاده شد. از فیلتر ناتچ<sup>۵</sup> برای حذف نویزهای ایجاد شده توسط برق شهری استفاده شد. در پژوهش حاضر نسبت CMRR<sup>۶</sup> برابر ۱۰۰ دسی‌بل و فاصله مرکز تا مرکز الکترودها برابر ۱۷ میلی‌متر بود. از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون کولموگروف - اسمیرنوف (آزمون K-S) و برای تجزیه و تحلیل‌های آماری از آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری (ANOVA Repeated Measure) استفاده شد. سطح معنی‌داری در این پژوهش ( $p \leq 0.05$ ) در نظر گرفته شد.

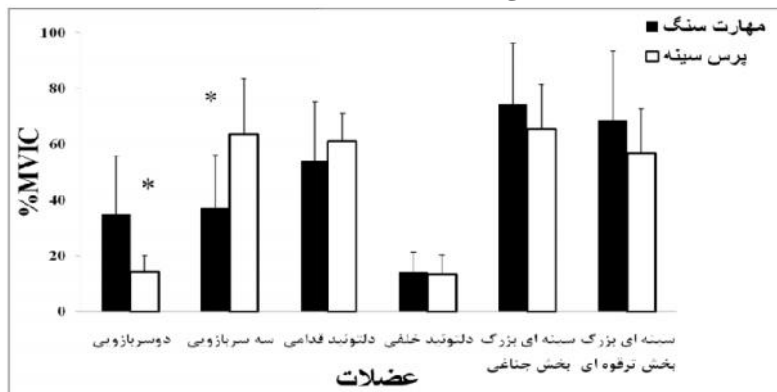
- 
1. Root Mean Square
  2. Maximum voluntary Isometric Contraction (MVIC)
  3. Median power frequency
  4. Sampling frequency
  5. Notch filter
  6. Common mode rejection ratio



شکل ۳. فعالیت الکترومایوگرافی خام عضله سینه‌ای بزرگ (بخش جناغی) طی اجرای سه حرکت پرس سنگ (بالا) و پرس سینه (پایین)

### یافته‌های پژوهش

ارزش‌های 1-RM در مهارت سنگ برابر  $22/18 \pm 3/63$  و در مهارت پرس سینه برابر  $39/55 \pm 3/48$  کیلوگرم بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد ارزش یک تکرار بیشینه در پرس سینه به‌طور معنی‌داری ( $P=0/001$ ) از پرس سنگ بیشتر است. نمودار ۱ دامنه فعالیت الکترومایوگرافی (RMS) عضلات دلتوئید قدامی، دلتوئید خلفی، دوسر بازویی، سه‌سر بازویی و بخش جناغی و ترقوه‌ای عضله سینه‌ای بزرگ را در دو مهارت سنگ ورزش باستانی و پرس سینه نشان می‌دهد. همان‌طور که در نمودار ۱ مشاهده می‌شود، دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوسر بازویی ( $p=0/013$ ) در مهارت سنگ به‌صورت معنی‌داری بیشتر از پرس سینه است، در حالی که فعالیت عضله سه‌سر بازویی ( $p=0/001$ ) در پرس سینه از پرس سنگ بیشتر است. میزان فعالیت الکترومایوگرافی سایر عضلات در دو مهارت اختلاف با یکدیگر نداشتند.



نمودار ۱. مقایسه دامنه فعالیت الکترومایوگرافی (RMS) عضلات طی اجرای پرس سینه و مهارت سنگ

مقادیر MPF عضلات هنگام اجرای دو مهارت پرس سینه و پرس سنگ در جدول ۱ آمده است. مقادیر MPF در عضله دلتوئید قدامی به صورت معنی داری ( $P=0/025$ ) در حرکت پرس سینه بیشتر از پرس سنگ بود، در حالی که در مقادیر MPF سایر عضلات از لحاظ آماری اختلاف معنی داری مشاهده نشد.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد فرکانس عضلات طی اجرای دو مهارت پرس سنگ و پرس سینه

| مقدار p | پرس سنگ<br>Median $\pm$ SD | پرس سینه<br>Median $\pm$ SD | عضلات                          |
|---------|----------------------------|-----------------------------|--------------------------------|
| 0/131   | 88/77 $\pm$ 12/79          | 95/01 $\pm$ 8/63            | سینه‌ای بزرگ (بخش<br>جناغی)    |
| 0/075   | 89/33 $\pm$ 7/24           | 96/87 $\pm$ 15/17           | سینه‌ای بزرگ (بخش<br>ترقوه‌ای) |
| 0/344   | 107/07 $\pm$ 14/02         | 103/08 $\pm$ 10/22          | دوسر بازویی                    |
| 0/259   | 105/36 $\pm$ 16/06         | 111/62 $\pm$ 8/45           | سه‌سر بازویی                   |
| 0/025   | 105/46 $\pm$ 13/68         | 112/29 $\pm$ 10/23          | دلتوئید قدامی*                 |
| 0/243   | 94/21 $\pm$ 16/85          | 87/29 $\pm$ 9/66            | دلتوئید خلفی                   |

\*سطح معنی داری  $p \leq 0/05$

## بحث و نتیجه‌گیری

نتایج این پژوهش نشان می‌دهد ارزش‌های یک تکرار بیشینه (مقادیر 1-RM) در مهارت سنگ ورزش باستانی به‌طور معنی داری کمتر از پرس سینه است که نشان‌دهنده استراتژی ویژه‌ای در فراخوانی عضلات هنگام اجرای مهارت سنگ با هدف پایداری مفصل است، در حالی که بازده گشتاور<sup>۱</sup> مفصل کاهش می‌یابد (۲). در تحقیقات گزارش شده است که شرایط دینامیکی مختلف<sup>۲</sup> سطح بازده نیروی مختلفی را تولید می‌کنند، در حالی که شرایط ناپایدار<sup>۳</sup> با بازده نیروی کمتر<sup>۴</sup> مرتبط است (۱۱)؛ برای مثال اوج نیروی ایزومتریک به‌دست آمده در پرس سینه در شرایط ناپایدار ۶۰ درصد کمتر از نیروی تولید شده در شرایط پایدار است (۱۲). این مطلب نشان می‌دهد استراتژی حرکتی طی تمرین تحت شرایط ناپایدار ممکن است اثربخش نباشد؛ زیرا بخشی از فعالیت عضلانی برای پایدار کردن حرکتهای نامطلوب به‌کار می‌رود (۱۳).

1. Torque
2. Different dynamic conditions
3. Unstable conditions
4. Lower force outputs

با توجه به نمودار ۱ مشخص می‌شود عضلات دوسر بازویی، بخش جناغی و ترقوه‌ای عضله سینه‌ای بزرگ در مهارت سنگ، در مقایسه با مهارت پرس سینه دامنه فعالیت EMG بیشتری دارند که این اختلاف فقط در عضله دو سر بازویی معنی‌دار است، در حالی که فعالیت الکترومایوگرافی عضله دلتوئید قدامی و سه‌سر بازویی در حرکت پرس بیشتر از مهارت سنگ ورزش باستانی است و این اختلاف در عضله سه‌سر بازویی معنی‌دار است. در مرحله بالا بردن هالتر (push) در پرس سینه که شانه اداکشن افقی و آرنج اکستنشن دارد، عضله سینه‌ای بزرگ، دلتوئید قدامی و عضله سه‌سر بازویی به‌عنوان حرکت‌دهنده اصلی عمل می‌کنند. همچنین، عضله پشتی بزرگ، دلتوئید خلفی و دوسر بازویی به‌عنوان عضلات آنتاگونیست و بخش تحتانی و فوقانی عضله دوزنقه به‌عنوان عضلات استبلایزر<sup>۱</sup> عمل می‌کنند (۱۴، ۱۵). در مهارت سنگ نیز نقش عضلات به همین ترتیب است. وقتی حرکت اندام کمی در حرکت پرس نسبت به مهارت سنگ (به دلیل وجود هالتر که دو دست را به هم مرتبط می‌کند) محدود می‌شود، ممکن است عضلات آگونیست بیشتر درگیر شوند، در حالی که فعالیت عضلات استبلایزر و آنتاگونیست ممکن است به این دلیل که نیاز کمتری به حفظ کنترل الگوی کینماتیک<sup>۲</sup> حرکت دارند، کاهش یابد (۱۶). همان‌طور که در پژوهش حاضر مشاهده شد فعالیت الکترومایوگرافی سه عضله دلتوئید قدامی و بخش جناغی و ترقوه‌ای سینه بزرگ هنگام اجرای دو مهارت اختلاف معنی‌داری را نشان نداد، در حالی که فعالیت عضله سه‌سر بازویی به‌صورت معنی‌داری در پرس سینه بیشتر از پرس سنگ است. علت اینکه سه عضله آگونیست دیگر طی اجرای دو مهارت فعالیت مشابهی داشتند این است که در طبقه‌بندی هر دو مهارت (پرس سنگ و سینه) از لحاظ مسیر حرکت دست و نیاز به حفظ پایداری و تعادل، این دو حرکت بسیار به هم شبیه‌اند و تفاوت‌های اندکی دارند، احتمالاً مسیر حرکت دست در پرس سینه -به دلیل وجود هالتر- اندکی محدودتر از پرس سنگ باشد. احتمالاً یکی از دلایل کمتر بودن میزان فعالیت الکترومایوگرافی در عضله سه‌سر بازویی در مهارت سنگ جابه‌جایی عمودی کمتر مرکز جرم سنگ (در مهارت سنگ بخش تحتانی سنگ هنگام فاز بالا بردن و پایین آوردن فقط چرخش پیدا کرده و اندکی جابه‌جایی عمودی دارد) نسبت هالتر در پرس سینه باشد. برخورد آرنج در مرحله میانی حرکت با سطحی که فرد روی آن قرار گرفته برای لحظاتی سبب پایداری پسیو<sup>۳</sup> در اندام می‌شود و احتمالاً یکی دیگر از دلایل کاهش فعالیت در عضله

- 
1. Stabilizers
  2. Kinematic pattern
  3. Passive

سه‌سر بازویی است، در حالی که در حرکت پرس سینه به دلیل فرارگیری فرد روی میز پرس، آرنج با سطح برخوردی ندارد. در شرایطی که مسیر حرکت دست محدود نشود، برای کنترل حرکت به هم‌انقباضی بیشتری بین جفت عضلات آگونیست و آنتاگونیست همچون دلتوئید قدامی و خلفی، عضله دوسر بازویی و سه‌سر بازویی نیاز است که سبب کاهش گشتاور شبکه‌ای مفصل برای اجرای حرکت در برابر بار خارجی می‌شود (۱۵). با وجود این، فعالیت همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست به‌طور معمول، با یادگیری و تمرین حرکتی کاهش می‌یابد (۱۷-۲۰). همان‌طور که در نمودار ۱ مشاهده می‌شود برخی از عضلات آنتاگونیست (دوسر بازویی) در مهارت سنگ، در مقایسه با پرس سینه فعالیت بیشتری دارند که این فعالیت بیشتر در مهارت سنگ می‌تواند احتمالاً به تلاش بیشتری که عضلات آنتاگونیست برای کنترل حرکت نیاز دارند نسبت داده شود (۱۲، ۱۳).

میزان MPF عضلات مختلف هنگام اجرای دو مهارت (جدول ۱) نشان داد میزان فرکانس در عضلات -به‌جز عضله دلتوئید قدامی- هنگام اجرای دو مهارت پرس سنگ و پرس سینه اختلاف معنی‌داری ندارند. تعدادی از پژوهش‌ها بیان نموده‌اند که تغییر در مقادیر فرکانس عضلات تحت تأثیر دو عامل خستگی (۲۱، ۲۲) و نوع تار عضلانی (۲۳، ۲۴) قرار می‌گیرد. از سوی دیگر برخی از منابع (۲۵) بیان نموده‌اند که افزایش در فرکانس الزاماً نشان‌دهنده فعالیت بیشتر واحدهای حرکتی تند انقباض نیست، بلکه ممکن است نتیجه مقدار زیاد فایرینگ در واحدهای حرکتی کند انقباض، کاهش هماهنگی واحدهای حرکتی و یا احتمالات دیگر باشد. از آنجا که در پژوهش حاضر تکالیف با استراحت کافی بین مهارت‌ها و یک هفته بعد از اندازه‌گیری مقادیر یک تکرار بیشینه انجام شد، خستگی نمی‌تواند روی نتایج تأثیر گذاشته باشد. بیشتر بودن مقادیر فرکانس در عضله دلتوئید قدامی احتمالاً به دلیل فراخوانی تارهای عضلانی بزرگ‌تر یا در نتیجه مقادیر زیاد فایرینگ در واحدهای حرکتی کند انقباض باشد (۲۳-۲۵).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که مقادیر یک تکرار بیشینه در مهارت سنگ در مقایسه با حرکت پرس سینه کمتر می‌باشد. مقادیر RMS همسان‌سازی شده عضله سه سر بازویی طی اجرای حرکت پرس سینه و مقادیر RMS همسان‌سازی شده عضله دو سر بازویی در مهارت سنگ گرفتن بیشتر می‌باشد که نشان‌دهنده تقویت بهتر این عضلات در حرکات ذکر شده می‌باشد. این مطلب را باید در نظر داشت که با توجه به کم بودن تعداد نمونه‌ها، عدم متمایز نمودن دو فاز بالا بردن و پایین آوردن، عدم ثبت متغیرهای کینماتیکی و عدم الکتروگزارای بر روی تعداد زیادی از عضلات کمر بند شانه‌ای (همچون بخش‌های مختلف عضله دوزنقه و ...) و

اندام فوقانی (همانند عضلات ساعد و ....) مقایسه هر چه بهتر این مهارت‌ها نیاز به تحقیقات بیشتر و با نمونه‌های بیشتری دارد.

## منابع

۱. گودرزی، محمود (۱۳۸۳). «سیر تطور ورزش باستانی و زورخانه در ایران». مجله حرکت. شماره ۲۲. ص: ۱۷۰-۱۴۹.
2. Cacchio, A., Don, R., Ranavolo, A., Guerra, E., McCaw, ST., Procaccianti, R., Camerota, F., Frascarelli, M., Santilli, V. (2008). Effects of 8-Week strength training with two models of chest press machines on muscular activity pattern and strength. *J Electromyogr Kinesiol*; 18: 618-627.
3. Hakkinen, K., Komi, P. (1986). Training-induced changes in neuromuscular performance under voluntary and reflex conditions. *Eur J Appl Physiol*; 55:147-55.
4. Kelly, BT., Backus, SI., Warren, RD., Williems, RJ. (2002). Electromyographic analysis and phase definition of the overhead football throw. *Am J Sports Med*; 30:837-47.
5. Hintermeister, RA., Lange, GW., Schulteis, JM., Bey, MJ., Hawkins, RJ. (1998). Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. *Am J Sports Med*; 26:210-9.
6. Carroll, TJ., Riek, S., Carson, RG. (2002). The sites of neural adaptation induced by resistance training in humans. *J Physiol*; 544:641-52.
۷. باچل و گرونز (۱۳۸۴). «تمرینات با وزنه، مراحل موفقیت». ترجمه حمید اراضی، انتشارات سازمان تربیت بدنی (مرکز ملی مدیریت و توسعه ورزش کشور).
8. McNair, PJ., Depledge, J., Brett Kelly, M. (1996). Verbal encouragement effects on maximum effort voluntary muscle action. *Br J Sports Med*; 30: 28-35.
9. Hermens, H.J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., Hagg, G. (1999). In: SENIAM8-European Recommendations for Surface Electromyography. Roessingh Research and Development, Enschede.
10. Basmajian, CJ., D Luca. (1985). *Muscles Alive (Their Function Revealed by Electromyography)*. Fifth edition.
11. Vera-Garcia, FJ., Greiner, SG., Mc Gill SM. (2000). Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Phys Ther*; 80: 564-9.
12. Anderson, KG., Behm, DG. (2004). Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *J Strength Cond Res*; 18:637-40.

13. Korneki, S., Zschorlich, V. (1994). The nature of the stabilizing functions of skeletal muscles, *J biomech*; 27:215–25.
14. Lee, SB., An, KN. (2002). Dynamic glenohumeral stability provided by three heads of the deltoid muscle. *Clin Orthop Relat Res*; 400:40–7.
15. McCaw, ST., Friday, J. (1994). A comparison of muscle activity between a free weight and machine bench press. *J Strength Cond Res*; 8:259–64.
16. Sale, DG. (1988). Neural adaptations to resistance training. *Med Sci Sport Exerc*; 20: S135–45.
17. Carolan, B., Caffarelli, E. (1992). Adaptation in co activation after isometric resistance training. *J Appl Physiol*; 73: 911–917.
18. Osu, R., Franklin, DW., Kato, H., Gomi, H., Domen, K., Yoshioka, T., et al. (2002). Short- and long-term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface EMG. *J Neurophysiol*; 88:991–1004.
19. Gribble PL, Mullin LI, Cothros N, Mattar A. (2003), Role of co contraction in arm movement accuracy. *J Neurophysiol*; 89:2396–405.
20. Lander, JE., Bates, BT., Sawhill, JA., Hamill, J. (1985). A comparison between free weight and isokinetic bench pressing. *Med Sci Sports Exerc*; 17: 344–353.
21. Deluca, CJ. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomechan*; 13:135–63.
22. Masuda, K., Masuda, T., Sadoyama, T., Inaki, M., Katsuta, S. (1999). Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J Electromyogr Kinesiol*; 9:39–46.
23. Linnamo, V., Moritani, T., Nicol, C., Komi, PV. (2003). Motor unit patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. *J Electromyogr Kinesiol*; 13:93–101.
24. Mercer, JA., Bezodis, N., Delion, D., Zachry, T., Rubley, MD. (2006). EMG sensor location: does it influence the ability to detect differences in muscle contraction conditions?. *J Electromyogr Kinesiol*; 16:198–204.
25. Robertson, G., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S. (2004). *Research Methods in Biomechanics*. Human kinetics. PP: 173-174.



## تأثیر تمرین بالانس روی دست بر تعادل در وضعیت ایستاده، هنگام مواجهه با شتاب ناگهانی

مهر داد عنبریان<sup>۱</sup>، سید اسماعیل حسینی نژاد<sup>۲</sup>، تیمور جعفر نژاد گرو

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۱/۲/۱۰

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۸/۲

### چکیده

هدف پژوهش حاضر بررسی تأثیر تمرینات تخصصی (بالانس روی دست) بر تعادل در وضعیت ایستاده، هنگام مواجهه با شتاب ناگهانی در مردان غیر ورزشکار است. ۲۰ نفر آزمودنی از دانشجویان مرد غیر ورزشکار سالم به شکل در دسترس انتخاب و به طور تصادفی به دو گروه آزمایشی و کنترل تقسیم شدند. گروه آزمایشی به مدت یازده هفته در برنامه تمرین آموزش بالانس روی دست شرکت کردند. قبل و پس از برنامه تمرینی، عملکرد تعادلی آزمودنی‌ها در هر دو گروه اندازه‌گیری و مقایسه شد. جابه‌جایی مرکز فشار پای (COP) آزمودنی‌ها پس از اعمال اغتشاش ناگهانی توسط دستگاه توزیع فشار کف پای که روی صفحه متحرکی نصب شده بود اندازه‌گیری شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش‌های آماری آزمون تی همبسته و مستقل در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد. نتایج، کاهش معنی‌دار سطح حرکت COP را برای گروه آزمایشی، در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون نشان داد ( $p=0.046$ ). یافته‌ها تأثیر مثبت تمرین بالانس روی دست را بر حفظ تعادل بدن پس از اعمال شتاب بیرونی ناگهانی نشان می‌دهد.

**کلیدواژه‌های فارسی:** شتاب ناگهانی، بالانس روی دست، کنترل تعادل بدن.

۱. استادیار دانشگاه بوعلی سینا، همدان (نویسنده مسئول)

۲. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی

۳. دانشجوی دکترای بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا همدان

Email: jteymour@yahoo.com

### مقدمه

به دلیل اهمیت تعادل<sup>۱</sup> در زندگی روزمره و فعالیت‌های ورزشی، این موضوع همواره مورد توجه محققان بوده است. با وجود تحقیقات گسترده در این حوزه و شناسایی بسیاری از سازوکارهای درگیر در تعادل و شناخت روابط آن‌ها، جنبه‌های بسیاری از آن ناشناخته مانده و درک تأثیر و چگونگی تعامل سیستم‌های درگیر در تعادل نیازمند پژوهش‌های بیشتر است. سیستم‌های حسی درگیر در تعادل شامل بینایی، دهلیزی و حس عمقی<sup>۲</sup> است (۱-۶). تعادل افراد تا سن ۱۲ سالگی به عملکرد تعادلی در بزرگسالی نزدیک نمی‌شود و با توجه به اینکه سیستم دهلیزی و بینایی تا چهار سالگی تکامل یافته و بینایی در کودکان عامل اصلی حفظ تعادل است، این بهبود تعادل به سیستم حسی عمقی و هماهنگی‌های عصبی ایجاد شده نسبت داده می‌شود (۷)، (۸). انسان برای رفع نیازهای روزمره حرکات و وضعیت‌های گوناگونی را انجام می‌دهد. این حرکات و وضعیت‌ها نیازمند حفظ تعادل از سوی فرد هستند. سیستم‌های کنترلی بدن انسان به حدی کارآمدند که بیشتر این نیازها را با وجود گستره بسیار زیادشان پاسخ می‌دهند. با وجود این شرایطی مانند بیماری‌ها، ناهنجاری‌های اسکلتی، اختلالات عصبی عضلانی و افزایش سن بدن انسان و سیستم‌های حرکتی تعادلی آن را به چالش می‌کشند. حفظ تعادل یکی از مهم‌ترین وظایف حرکتی انسان است، که اختلال یا بروز نقص در آن می‌تواند عملکرد طبیعی انسان را مختل کرده، احتمال وقوع حوادث و خطر سقوط افراد را افزایش دهد.

متخصصانی نظیر پزشکان، معلمان تربیت بدنی، فیزیوتراپ‌ها و بیومکانیست‌ها همواره سعی در بهبود، بازیابی و ارتقای ثبات و تعادل افراد دارند. تأثیر مثبت متغیرهایی نظیر تمرینات ورزشی بر تعادل به اثبات رسیده است، ولی درک میزان، سازوکار و اثر ورزش‌های گوناگون به روشنی مشخص نشده است. اغلب مطالعات انجام شده در زمینه تعادل تنها به میزان اثر ورزش‌های مختلف بر تعادل معطوف شده‌اند، اما چگونگی اثر و فرآیندهای این اثرگذاری کمتر بحث شده است. از سوی دیگر، تعدد و وسعت ورزش‌ها و حرکات مورد استفاده انسان، مطالعه تأثیر تمامی این ورزش‌ها و مهارت‌ها بر تعادل را دشوار و در بعضی موارد غیرممکن می‌کند. همچنین، شباهت ظاهری اندک بسیاری از مهارت‌های تمرینی در ورزش‌های مختلف، با روش‌های تعادل در زندگی روزمره، نیاز به درک عمیق‌تر از سازوکار تعادل در انسان را آشکار می‌نماید. با وجود اینکه تأثیر ورزش بر بهبود تعادل ثابت شده (۲، ۱۰، ۹)، به اثرگذاری تمرین وضعیت‌های تخصصی تعادلی موجود در بسیاری از ورزش‌ها کمتر توجه شده است. اینکه تمرین این‌گونه حرکات و تمرینات

---

1. Balance

2. Proprioceptive

تخصصی تا چه اندازه بر تعادل غیر تخصصی یا معمولی افراد تأثیرگذار است، ناشناخته مانده است. با این وصف، شناخت سازوکارهای تعادلی درگیر در این گونه ورزش‌ها فهم ما را در مورد تعادل بهبود خواهد بخشید. مطالعات انجام شده در زمینه اثر تمرینات تخصصی بر تعادل اغلب از نوع پس‌رویدادی بوده و به مقایسه چند گروه ورزشکار با یکدیگر یا با افراد معمولی اکتفا کرده‌اند (۹-۱۵). در این گونه مطالعات نمی‌توان تأثیر واقعی متغیر مستقل را بر متغیر وابسته به درستی ارزیابی کرد؛ چون سابقه آزمودنی و وضعیت متغیر وابسته پیش از اعمال متغیر مستقل نامشخص است. برای رفع این مشکل آموزش و بررسی اثر تمرین تعادلی تخصصی روی غیروزشکاران می‌تواند اثر خالص تمرینات تعادلی تخصصی را بر قابلیت حفظ تعادل بدن دقیق‌تر بررسی و اطلاعات مفیدتری به دست دهد.

ژیمناستیک از جمله ورزش‌هایی است که تمرینات تعادلی تخصصی به شکل بسیار گسترده در آن تمرین می‌شود و توجه به تعادل در آن اهمیت خاصی دارد؛ به همین دلیل، ژیمناست‌ها به-عنوان افرادی با توانایی تعادلی زیاد شناخته می‌شوند (۱۶، ۱۴، ۱۱). به جرأت می‌توان گفت مهم‌ترین مهارت تعادلی مورد توجه در ژیمناستیک بالانس روی دست است. حال این پرسش مطرح است که تمرینات و آموزش بالانس روی دست به‌عنوان تمرین تعادلی اختصاصی تا چه اندازه بر تعادل معمول افراد (تعادل در وضعیت ایستاده) مؤثر است؟

### روش‌شناسی پژوهش

در این پژوهش تجربی با طرح تحقیق پیش-پس‌آزمون با گروه کنترل، ۲۰ نفر از دانشجویان مرد غیروزشکار سالم (افرادی که سابقه تمرین ورزشی منظم و فعالیت در رشته ورزشی خاصی نداشتند) به‌صورت در دسترس انتخاب و به‌طور تصادفی در دو گروه آزمایشی و کنترل قرار گرفتند. مشخصات قد و وزن آزمودنی‌ها در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد سن، قد و وزن آزمودنی‌ها

| گروه‌ها | وزن (کیلوگرم) | قد (سانتی‌متر) | سن (سال)  |
|---------|---------------|----------------|-----------|
| آزمایشی | ۶۶/۸±۴/۶۱     | ۱۷۵/۸±۶/۴۶     | ۲۳/۵±۲/۲۷ |
| کنترل   | ۷۰/۶±۶/۵۶     | ۱۷۶/۷±۵/۵۱     | ۲۴/۲±۱/۶۸ |

ابتدا از آزمودنی‌ها آزمون سنجش تعادل هنگام مواجهه با شتاب ناگهانی در دو حالت چشم باز (در چهار جهت جلو، عقب، داخلی و خارجی) و چشم بسته (دو جهت جلو و عقب) به عمل آمد. روش انجام آزمون به این شکل بود که آزمودنی‌ها روی دستگاه توزیع فشار کف پای (مدل RS-

Scan ساخت کشور بلژیک) که روی یک صفحه چرخدار با توانایی حرکت آزادانه در یک جهت بود، قرار می‌گرفتند. دستگاه، دارای ابعاد  $40 \times 100$  سانتی‌متر با تعداد ۸۱۹۲ حسگر و فرکانس نمونه‌گیری ۲۵۳ هرتز است. برای کالیبره کردن دستگاه که بر اساس وزن آزمودنی در نرم‌افزار سیستم انجام می‌شود، ابتدا وزن آزمودنی وارد می‌شد و سپس آزمودنی یک گام روی صفحه (پلیت) انجام می‌داد. صفحه چرخدار به وسیله طناب به وزنه‌ها متصل شد که ۱۰٪ وزن بدن آزمودنی بود. آزمونگر با رهاسازی ناگهانی وزنه‌ها (آزمودنی‌ها قادر به دیدن وزنه‌ها نبودند و از لحظه رهاسازی اطلاع نداشتند) تعادل آزمودنی را بر هم می‌زد و تا بازیابی تعادل آزمودنی، اطلاعات مربوط به حرکت مرکز فشار (COP) آزمودنی ثبت می‌شد (شکل ۱). پس از انجام پیش‌آزمون، آزمودنی‌ها در یک دوره تمرینی شامل ۱۱ هفته (دو جلسه ۴۵ دقیقه‌ای در هفته) شامل ۱۰ دقیقه گرم کردن بدن، ۳۰ دقیقه تمرین مهارت‌ها و ۵ دقیقه سرد کردن شرکت کردند. مهارت‌های پیش‌بینی شده در پروتکل تمرینی در برگزیده حرکات ساده مانند غلتیدن به پهلو با بدنی کشیده، بالانس سه پایه، تمرین قرار گرفتن روی دست‌ها با کمک دیوار و اجرای بالانس روی دست‌ها بود که نمونه‌ای از حرکات در شکل ۲ آورده شده است. پس از اتمام دوره تمرینی یازده هفته‌ای، آزمون‌های پیش‌آزمون تکرار و با مقایسه نتایج، اثر انتقال مهارت تخصصی بر تعادل غیراختصاصی بررسی شد. گروه کنترل در پیش‌آزمون و پس‌آزمون شرکت کردند. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش‌های آماری آزمون تی همبسته و مستقل استفاده شد. سطح اطمینان برابر ۹۵٪ فرض شد. این تجزیه و تحلیل با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۸ اجرا شد.



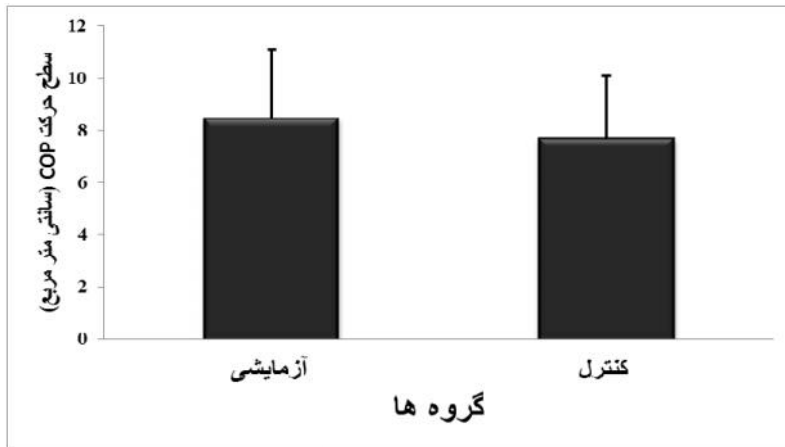
شکل ۱. نحوه ارزیابی کنترل تعادل بدن پس از اعمال آشفستگی (رها کردن وزنه ۱۰ درصدی وزن بدن) با استفاده از دستگاه توزیع فشار کف پای بر روی صفحه چرخدار



شکل ۲. نمونه‌ای از حرکات و مهارت‌های پروتکل تمرینی در آموزش بالانس روی دست‌ها

### یافته‌های پژوهش

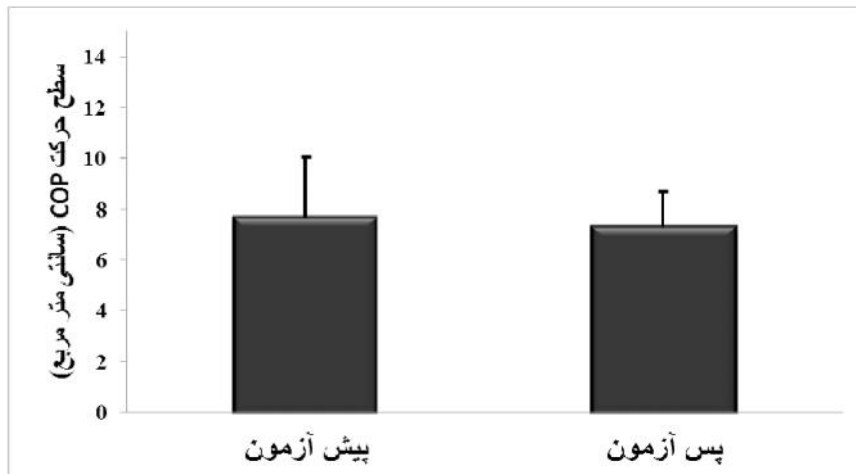
نمودار ۱ سطح حرکت COP در پیش‌آزمون را برای دو گروه کنترل و آزمایشی، حاصل از جمع داده‌ها در تمامی جهت‌ها نشان می‌دهد.



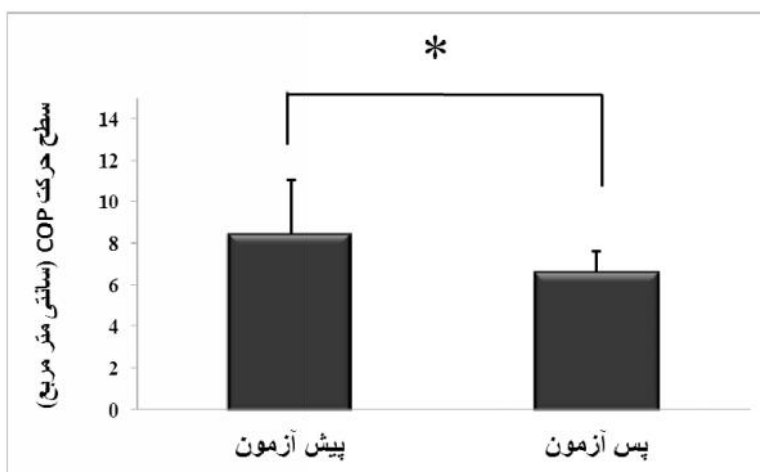
نمودار ۱. میانگین و انحراف استاندارد مجموع سطح حرکت COP برای دو گروه در پیش‌آزمون

همان‌طور که مشاهده می‌شود دو گروه در پیش‌آزمون اختلاف معنی‌داری در سطح حرکت COP نداشتند ( $p=0/46$ ) که این امر نشان‌دهنده یکسان بودن عملکرد تعادلی دو گروه در پیش‌آزمون است.

نمودارهای ۲ و ۳ نشان‌دهنده مجموع سطح حرکت COP هر گروه در پیش‌آزمون، در مقایسه با پس‌آزمون همان گروه است. نتایج نشان می‌دهد سطح حرکت COP در گروه آزمایشی در پس‌آزمون، در مقایسه با پیش‌آزمون کاهش معنی‌داری داشته است ( $p=0/46$ )، در حالی که نتایج گروه کنترل تفاوت معنی‌داری را نشان نداد ( $p=0/49$ ). کاهش سطح حرکت COP نشان‌دهنده بهبود تعادل در گروه تجربی است.

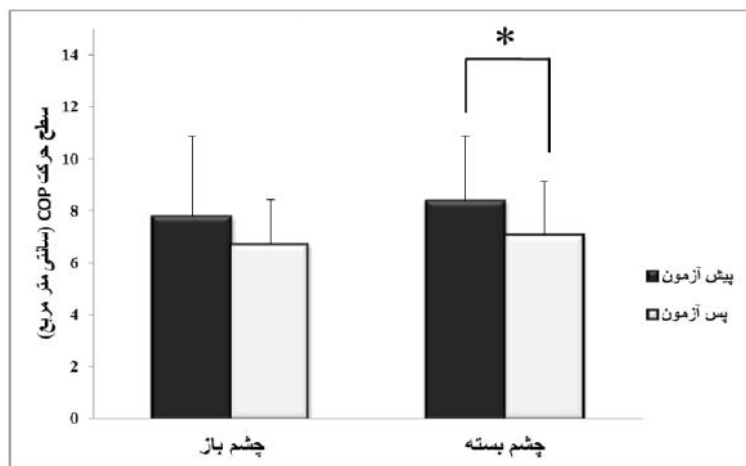


نمودار ۲. میانگین و انحراف استاندارد مجموع سطح حرکت COP در پیش‌آزمون و پس‌آزمون برای گروه کنترل



نمودار ۳. میانگین و انحراف استاندارد مجموع سطح حرکت COP در پیش آزمون و پس آزمون برای گروه آزمایشی

نمودار ۴ وضعیت حفظ تعادل بدن را پس از اعمال آشفستگی در دو وضعیت چشم باز و چشم بسته، قبل و پس از برنامه تمرینی بالانس روی دست‌ها مقایسه کرده است. نتایج تنها در وضعیت چشم بسته تفاوت معنی‌داری را نشان داد ( $p=0/017$ ).



نمودار ۴. مقایسه میانگین و انحراف استاندارد مجموع سطح حرکت COP در وضعیت‌های چشم بسته و چشم باز قبل و بعد از پروتکل تمرینی

## بحث و نتیجه گیری

هدف پژوهش حاضر بررسی تأثیر تمرینات تخصصی بالانس روی دست بر تعادل مردان غیر ورزشکار در وضعیت ایستاده، هنگام مواجهه با شتاب ناگهانی بود. نتایج ارزیابی توانایی دو گروه شرکت کننده در بازیابی تعادل کلی پس از ایجاد آشفتگی در پوسچر از طریق رها کردن وزنه‌ای برابر با ۱۰ درصد وزن بدن هر آزمودنی پیش از انجام پروتکل تمرینی نشان داد بین گروه‌ها اختلاف معنی داری وجود ندارد. تعادل کلی از جمع مقادیر به دست آمده در جهات مختلف اعمال آشفتگی (قدامی، خلفی، جانب داخلی و خارجی) محاسبه شد. پس از گذشت دوره زمانی پروتکل تمرینی، گروه کنترل تغییر معنی داری در عملکرد تعادلی، در مقایسه با قبل از دوره تمرینی نشان نداد، در حالی که عملکرد تعادلی گروه آزمایشی پس از انجام تمرینات (پس آزمون) به طور معنی داری بهبود یافت.

در واقع، به دلیل در وجود معیارهای یکسان نظیر قد، وزن و سن آزمودنی‌های و همچنین یکسان سازی آزمون‌ها برای هر دو گروه می‌توان ارتقاء و پیشرفت در عملکرد تعادلی گروه آزمایشی را به تأثیر مثبت تمرینات بالانس روی دست به عنوان تمرینی تخصصی نسبت داد.

تحقیقات معدود موجود نشان داده است که نوسانات بدن به عنوان شاخصی برای بررسی تعادل بدن و نیز سیستم‌های کنترل کننده تعادل بدن در وضعیت بالانس روی دست‌ها در ژیمناستیک، شباهت زیادی به وضعیت ایستادن روی پاها دارد (۲۰). با مرور حرکات و تمرینات ارائه شده در این تحقیق نظیر غلت‌های ساده جلو، پهلو و قرار گیری در وضعیت وارونه می‌توان چنین استدلال کرد که ماهیت این نوع تمرینات از یک سو باعث تحریک و تقویت سیستم دهلیزی می‌شود و از سوی دیگر، اجرای این گونه تمرینات و به ویژه حرکت بالانس روی دست‌ها، نیازمند به کارگیری و تقویت عضلات بدن به طور عام و عضلات ناحیه گردن و مرکزی تنه به طور خاص است؛ زیرا در مهارت بالانس روی دست، فرد برای حفظ تعادل و جلوگیری از نوسانات پاسچری نیاز دارد سر و بالا تنه را از طریق انقباضات عضلانی ثابت نگه دارد که در نتیجه این کار سبب ثبات بیشتر سر و گردن در وضعیت ایستادن روی پاها می‌شود. ثابت نگه داشتن سر و تنه یکی از مهم‌ترین راهبردهای اتخاذ شده برای حفظ تعادل است (۱۹) که از طریق سیستم دهلیزی و رفلکس عضلات گردن تأمین می‌شود (۱). همچنین مطالعات نشان داده‌اند ثبات و تقویت عضلات مرکزی بدن سبب کنترل وضعیتی بدن و کاهش جابه‌جایی مرکز جرم بدن نسبت به سطح اتکاء می‌شود (۲۱). فرد از طریق انقباض عضلات ناحیه مرکزی می‌تواند بر آشفتگی‌های اعمال شده بر بدن فائق آمده، بازیابی تعادل را ساماندهی نماید (۲۲). احتمالاً مجموعه این عوامل در فردی که مهارت بالانس روی دست را تمرین کرده باعث



می‌شود که در وضعیت ایستاده سر و بالا تنه را بهتر کنترل کند و استراتژی سر و تنه را برای کنترل تعادل بدن به شکل مؤثرتری به کار گیرد.

برخی از مطالعات به بررسی اثرات تمرینات تعادلی تخصصی ژیمناستیک بر تعادل معمول ژیمناست‌ها پرداخته‌اند، اما همچنان که پیش‌تر اشاره شد این تحقیقات از نوع پس‌رویدادی است و تأثیر تمرین تعادلی تخصصی بر حفظ تعادل بدن به روشنی مشخص نمی‌شود و دلایل آن‌ها بیشتر بر مباحث تئوریک تکیه دارد. برای رفع این مشکل، تحقیق حاضر با مطالعه اثر تمرین تعادلی تخصصی روی غیر ورزشکاران به بررسی دقیق‌تر این اثرگذاری پرداخت. اسمان و همکاران در سال ۲۰۰۳ میلادی با مطالعه ژیمناست‌های نخبه به این نتیجه رسیدند که تعادل ویژه بر تعادل غیراختصاصی تأثیر ندارد (۱۰). یافته‌های تحقیق حاضر با گزارش اسمان و همکاران همسو نبود. دلایل احتمالی وجود این اختلاف می‌تواند به تفاوت‌های موجود در روش-شناسی مربوط باشد؛ به عنوان مثال، در پژوهش اسمان و همکاران ۱۵ ژیمناست مرد در سه حالت بالانس روی دست، ایستادن روی دو پا و ایستادن روی یک پا، بررسی شدند که تجربه انجام مهارت‌های تعادلی متفاوتی روی وسایل مختلف ژیمناستیک را داشتند، در حالی که در مطالعه حاضر، برای کنترل متغیرهای مزاحم و اثرگذاری اختصاصی بالانس روی دست از آزمودنی‌های غیر ورزشکار استفاده شد.

نتایج دست‌کاری سیستم بینایی نشان داد پس از اجرای دوره تمرینات تخصصی، آزمودنی‌ها در شرایط چشم بسته پیشرفت معنی‌داری داشته‌اند، در حالی که نتایج پیش‌آزمون و پس‌آزمون برای حالت چشم باز تفاوت معنی‌داری را نشان نداد. شاید این مطلب دلیلی بر این باشد که تمرینات بالانس روی دست با درگیر کردن بیشتر سیستم‌های دهلیزی و حسی - عمقی، دستگاه عصبی مرکزی و سیستم حرکتی را بیشتر از سیستم بینایی تحت تأثیر قرار می‌دهد (۶، ۱۶). مطالعات پیشین نیز نشان داده‌اند که تعادل ژیمناست‌ها و ورزشکاران دیگر رشته‌ها مشابه است، ولی در شرایط ناپایدار سطح اتکاء و حذف نشانه‌های بینایی ژیمناست‌ها عملکرد بهتری دارند (۶). در نتیجه‌گیری کلی می‌توان گفت تمرینات تخصصی در بهبود تعادل معمول مؤثرند و بخش عمده‌ای از عملکرد تعادلی خوب ژیمناست‌ها به تمرینات تخصصی مربوط است.

### منابع:

1. Cappa, P., Patane, F., Rossi, S., Petrarca, M., Castelli, E., Berthoz, A. (2008). Effect of changing visual condition and frequency of horizontal oscillations on postural balance of standing healthy subjects. *Gait & Posture*; 28: 615-626.

2. Garcia, C., Barela, J., Viana, A., Barela, A. (2011). Influence of gymnastics training on the development of postural control. *Neuroscience Letters*; 492: 29–32.
3. Patel, M., Gomez, S., Lush, D., Fransson, PA. (2009). Adaptation and vision change the relationship between muscle activity of the lower limbs and body movement during human balance perturbations. *Clinical Neurophysiology*; 120: 601–609.
4. Pozzo, T., Berthoz, A., Lefort, L. (1989). Head kinematics during various motor tasks in humans. *Progress in Brain Research*; 80: 377–83.
5. Pozzo, T., Berthoz, A., Lefort, L. (1990). Head stabilization during various locomotor tasks in humans. I. Normal subjects. *Experimental Brain Research*; 82(1): 97–106.
6. Vuillerme, N., Teasdale, N., Nougier, V. (2001). The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. *Neuroscience Letters*; 311: 73–76.
7. Peterson, ML., Christou, E., Rosengren, KS. (2006). Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12-years-old. *Gait & Posture*; 23: 455–463.
8. Shumway- Cook, A., Woollacott, MH. (2001). *Motor Control: Theory and practical applications*. Lippincott Williams & Wilkins, Chapter 7.
9. Asseman, FB., Caron, O., Cremieux, J. (2008). Are there specific conditions for which expertise in gymnastics could have an effect on postural control and performance? *Gait & Posture*; 27: 76–81.
10. Asseman, FB., Cremieux, J. Caron, O. (2004). Is there a transfer of postural ability from specific to unspecific postures in elite gymnasts? *Neuroscience Letters*; 358: 83–86.
11. Henry, FM. (1968). In: Brown, RC., Kenyon, GS. (Eds.) *Specificity versus generality in learning motor skill*. Classical Studies on Physical Activity, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ; pp: 340–350.
12. Hugel, F., Cadopi, M., Kohler, F., Perrin, P. (1999). Postural control of ballet dancers. a specific use of visual input for artistic purposes. *International Journal of Sports Medicine*; 20: 86–92.
13. Paillard, T., Montoya, R., Dupui, P. (2007). Postural adaptations specific to preferred throwing techniques practiced by competition-level judoists. *Journal of Electromyography and Kinesiology*; 17: 241–244.
14. Pedotti, A., Crenna, P., Deat, A., Frigo, C., Massion, J. (1989). Postural synergies in axial movements: short and long-term adaptation, *Experimental Brain Research*; 74: 3–10.
15. Simmons, RW. (2005). Sensory organization determinants of postural stability in trained ballet dancers. *International Journal of Neuroscience*; 115(1): 87–97.

16. Vuillerme, N., Danion, FL., Marin, L., Boyadjian, A., Prieur, JM., Weise I., Nougier, V. (2001). The effect of expertise in gymnastics on postural control. *Neuroscience Letters*; 303: 83-86.
17. Winter DA. (1995). A. B. C. (Anatomy, Biomechanics, Control) of Balance during Standing and Walking. Waterloo Biomechanics, Waterloo, Ontario.
18. Perrin, P., Deviterne, D., Hugel, F., Perrot, C. (2002). Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. *Gait & Posture*; 15: 187-194.
19. Vaugoyeau, M., Viel, S., Amblar, B., Azulay, J.P., Assaiante, C. (2008). Proprioceptive contribution of postural control as assessed from very slow oscillations of the support in healthy humans. *Gait & Posture*; 27: 294-302.
20. Gautier, G., Thouvarecq, T., Collet, D. (2007). Visual and postural control of an arbitrary posture: The handstand. *J Sports Sci*. 25: 1271-1278.
۲۱. حصاری، ف؛ نورسته، ع؛ دانشمندی، ح؛ مهدوی، س. (۱۳۸۷). اثر هشت هفته برنامه تمرینی ثبات مرکزی بر تعادل دانش آموزان ناشنوای پسر. اولین همایش آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، بیومکانیک و فناوری ورزشی. دانشگاه شهید باهنر، کرمان.
22. Panjabi, M., Abumi, K., Duranceau, J., Oxland, T. (1989). Spinal stability and intersegmental muscle forces: A biomechanical model. *Spine*, 14: 194-199.



## مطالعه مقایسه‌ای عوامل آمادگی جسمانی در عقب‌ماندگان ذهنی با و بدون سندرم داون

پگاه رحمانی<sup>۱</sup>، حسین شاهرخی<sup>۲</sup>، حسن دانشمندی<sup>۳</sup>

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۸/۳۰

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۱/۴/۱۷

### چکیده

هدف این پژوهش مقایسه عوامل آمادگی جسمانی در عقب‌ماندگان ذهنی با و بدون سندرم داون است. نمونه آماری این پژوهش شامل ۳۰ دانش‌آموز دختر عقب‌مانده ذهنی با سندرم داون (سن  $13/96 \pm 1/77$  سال، قد  $135/40 \pm 8/19$  سانتی‌متر، وزن  $42/86 \pm 9/21$  کیلوگرم، IQ  $59/12 \pm 3/73$ ) و ۳۰ دانش‌آموز دختر عقب‌مانده ذهنی بدون سندرم داون (میانگین سن  $14/30 \pm 1/96$  سال، قد  $136/30 \pm 8/07$  سانتی‌متر، وزن  $41/46 \pm 8/67$  کیلوگرم، IQ  $61/73 \pm 5/02$ ) است که به صورت تصادفی به‌عنوان آزمودنی انتخاب شدند. ابتدا، بر اساس پرونده پزشکی و دموگرافیکی آنان اطلاعاتی مانند بهره هوشی، وضعیت قلبی - عروقی و ریوی، قد، وزن و سن جمع‌آوری شد. سپس متغیرهای آمادگی جسمانی با آزمون‌های تعدیل شده معلولان (براکپورت و ...) شامل آمادگی قلبی - عروقی با آزمون ۶۰۰ یارد راه رفتن - دویدن، قدرت عضلانی با آزمون قدرت پنجه دست، استقامت عضلانی با آزمون دراز و نشست، انعطاف‌پذیری با آزمون خمش و رزش و ترکیب بدنی با محاسبه شاخص توده بدن اندازه‌گیری شد. برای مقایسه متغیرهای آمادگی جسمانی در دو گروه از آزمون t مستقل استفاده شد. نتایج تحقیق نشان داد بین تمامی متغیرهای آمادگی جسمانی، به‌جز ترکیب بدنی، بین دو گروه تفاوت معنی‌داری وجود دارد ( $P \leq 0/05$ )؛ بنابراین با توجه به نتایج پژوهش حاضر به مربیان و معلمان توصیه می‌شود پیش از هر گونه برنامه‌ریزی و تجویز فعالیت‌های حرکتی برای عقب‌ماندگان ذهنی، به‌ویژه کودکان سندرم داون، ابتدا به ارزیابی آمادگی جسمانی آن‌ها بپردازند.

**کلیدواژه‌های فارسی:** آمادگی جسمانی، عقب‌ماندگی ذهنی، سندرم داون.

Email: Pegah.rahmani87@gmail.com

۱ و ۲. کارشناس ارشد دانشگاه گیلان (نویسنده مسئول)

Email: H.shahrokhi@gmail.com

Email: Daneshmandi\_ph@yahoo.com

۳. استادیار دانشگاه گیلان

### مقدمه

آمادگی جسمانی و فعالیت جسمانی منظم فاکتورهای کلیدی در سلامتی افراد هستند. آمادگی جسمانی در معنای عام ظرفیت و توانایی انجام کارهای روزانه، به‌ویژه کارهای جسمانی، بدون خستگی زود هنگام و غیر معمول تعریف می‌شود و در ورزش به توانایی انجام فعالیت‌های ورزشی بدون خستگی بیش از حد و زود هنگام گفته می‌شود. ایفرد عوامل آمادگی جسمانی را به دو دسته تقسیم کرده است: عوامل وابسته به تندرستی و عوامل وابسته به مهارت حرکتی. نیاز به ورزش و تأثیر آن در افراد معلول بیشتر از افراد سالم احساس می‌شود، به گونه‌ای که علاقهٔ روزافزون متخصصان و پژوهشگران به پدیدهٔ معلولیت و در نهایت بازدهی حیرت‌آور درمان از طریق ورزش و شرکت در فعالیت‌های بدنی به فعالیت‌های گسترده‌ای در همهٔ زمینه‌ها از جمله ایجاد تشکیلات مستقل ورزش معلولان منجر شده و آن را به پدیده‌ای جهانی تبدیل کرده است (۱،۲). آمادگی بدنی برای فرد معلول به اندازهٔ فرد سالم، ضروری و حائز اهمیت است. هرچند امکان دارد سطح آمادگی فرد معلول پایین‌تر باشد، می‌توان کارایی بدنی را با فعالیت‌های منظم در حد تحمل معلول افزایش داد (۲). آمادگی جسمانی پیشگویی بسیار قوی برای سلامتی است و با کاهش خطر ابتلا به بیماری‌هایی مانند بیماری‌های قلبی - عروقی، دیابت نوع دو و سکتة ارتباط دارد و برای کسب سطوح بالاتری از استقلال عملکردی عاملی مهم به‌شمار می‌آید (۳). سازمان بهداشت جهانی<sup>۱</sup> به‌طور متوسط ۱۰ درصد از افراد جامعه را معلول تلقی می‌کند که عقب‌ماندگان ذهنی<sup>۲</sup> دسته‌ای از آن‌ها هستند (۱). اطلاعات اپیدمیولوژیک<sup>۳</sup>، شیوع عقب‌ماندگی ذهنی را در جهان حدود ۱۷۰ میلیون نفر تخمین زده است که سالانه به‌طور میانگین ۲۰۰ هزار نفر در سرتاسر جهان به این آمار افزوده می‌شود، این آمار تقریباً ۳ درصد از کل جمعیت جهان را شامل می‌شود (۴-۶). سندرم داون<sup>۴</sup> یا تریزومی ۲۱ از متداول‌ترین اختلالات ژنتیکی در انسان است که بخش بزرگی از عقب‌ماندگان ذهنی را در بر می‌گیرد (۷). مهم‌ترین اثر این اختلال، عقب‌ماندگی ذهنی و ناهنجاری‌های جسمانی است (۸). گراهام<sup>۵</sup> و رید<sup>۶</sup> (۲۰۰۰) بیان کردند که افراد با ناتوانی‌های رشدی کاهش معنی‌داری در آمادگی جسمانی دارند که این مشکلات با افزایش سن بیشتر می‌شود و آن‌ها را مستعد کاهش معنی‌دار و زودرس عملکرد می‌کند و می‌تواند به شیوع بیشتر

- 
1. World Health Organization (W.H.O)
  2. Mentally Retarded
  3. Epidemiologic
  4. Down syndrome (DS)
  5. Graham
  6. Reid

بیماری‌های قلبی - عروقی و دیگر مشکلات سلامتی منجر شود (۳). طبق نتایج گذشته، عقب‌ماندگان ذهنی در آزمون‌های آمادگی جسمانی، به‌ویژه استقامت قلبی - عروقی، ترکیب بدنی، قدرت و استقامت عضلانی و هماهنگی حرکتی در سطوح پایین‌تری قرار دارند (۹). سطح پایین در آزمون‌های آمادگی جسمانی می‌تواند به‌علت زندگی غیرفعال و فرصت‌های کمتر برای شرکت در فعالیت‌های جسمانی، ویژگی‌های فیزیکی نامناسب‌تر مانند قد کوتاه، فقدان هماهنگی و کارایی، شانس کمتر برای تمرین و آزمون، کاهش و فقدان انگیزش در طول آزمون و گرایش به توقف تمرین -وقتی برای آن‌ها آزاردهنده است- باشد؛ بنابراین بهبود آمادگی جسمانی موجب افزایش شیوه زندگی فعال، کاهش خطرات سلامتی و افزایش ظرفیت کار می‌شود (۹). مطالعات نشان داد با توجه به وضعیت سلامتی ضعیف عقب‌ماندگان ذهنی، وجود برنامه‌های ترغیب سلامتی برای افزایش فعالیت فیزیکی در این افراد لازم است (۱۰)؛ از این رو متخصصان ورزش باید اجرای برنامه‌های آمادگی قلبی - عروقی و همچنین سایر فعالیت‌های بدنی را برای حفظ و ارتقای سلامتی عقب‌ماندگان ذهنی، به‌ویژه افراد سندرم داون مد نظر قرار دهند که لازمه ارائه برنامه‌های مناسب برای این کار شناخت سطح اولیه آمادگی جسمانی در این افراد است (۱۱). با وجود تناقضات و تفاوت‌هایی که در مطالعات آمادگی جسمانی معلولان وجود دارد و بر نیاز به تحقیقات بیشتر تأکید می‌کند، گزارش‌هایی وجود دارد که به اثرات مثبت فعالیت‌های حرکتی در بهبود آمادگی جسمانی آنان اشاره کرده است و نشان‌دهنده اهمیت استفاده از برنامه‌های تمرینی در این افراد است (۳، ۱۲)؛ از جمله تسیماراس<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۰۴) با بررسی تأثیر ۱۲ هفته برنامه تمرینی در قدرت و تعادل پویای افراد سندرم داون نشان دادند گروه تمرینی در تمام عوامل اندازه‌گیری شده حداکثر گشتاور، استقامت عضلانی و تعادل پویا افزایش معنی‌داری نسبت به گروه کنترل داشتند (۱۲). همچنین رایمر<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۰۴) به این نتیجه رسیدند که افراد سندرم داون که در تمرینات قدرتی و قلبی - عروقی شرکت کرده بودند، بهبود معنی‌داری در آمادگی قلبی - عروقی، قدرت و استقامت عضلانی به‌دست آوردند (۳). دراهیم<sup>۳</sup> و همکاران، در افرادی که در فعالیت بدنی شرکت کردند کاهش انسولین و چاقی شکمی را گزارش دادند؛ بنابراین این مطالعات بیان می‌کنند که تمرین و فعالیت بدنی می‌تواند آمادگی جسمانی را در افراد سندرم داون افزایش دهد (۱۳). با وجود تحقیقاتی که در خصوص آمادگی جسمانی در عقب‌ماندگان ذهنی و افراد سندرم داون وجود دارد، تحقیقات اندکی به مقایسه عوامل آمادگی

---

1.Tsimaras  
2.Rimmer  
3.Draheim

جسمانی در عقب‌ماندگان ذهنی با و بدون افراد سندرم داون پرداخته‌اند؛ برای مثال دیچتر<sup>۱</sup> و همکاران (۱۹۹۳) با بررسی عملکرد ریوی و آمادگی جسمانی افراد سندرم داون نشان دادند انعطاف‌پذیری و چربی بدن در افراد سندرم داون بیشتر از افراد نرمال است. همچنین استقامت قلبی - تنفسی، قدرت عضلات شکم، ظرفیت حیاتی، حداکثر تهویه‌آرادی و حجم تنفسی به‌طور معنی‌داری کمتر از افراد نرمال بود (۱۴). پاستور<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۰۰) با ارزیابی وضعیت قلبی - تنفسی در کودکان سندرم داون بدون بیماری قلبی مادرزادی به این نتیجه رسیدند که ظرفیت تمرین، حداکثر ضربان قلب و فشارخون در این افراد کمتر است (۱۵). پتیتی<sup>۳</sup> و همکاران در تحقیقی به این نتیجه رسیدند که افراد عقب‌مانده ذهنی در مقایسه با افراد نرمال ظرفیت تمرینی و آمادگی هوازی کمتر و شاخص توده بدن بیشتری داشتند (۱۶). روبین<sup>۴</sup> و همکاران (۲۰۰۰) با بررسی شیوع اضافه وزن در افراد سندرم داون به این نتیجه رسیدند که شیوع اضافه وزن در افراد سندرم داون بیشتر از افراد نرمال است (۱۷). با وجود تحقیقاتی که در مورد عوامل آمادگی جسمانی در افراد نرمال وجود دارد، به‌دلیل تنوع جمعیت عقب‌ماندگان ذهنی و دشواری‌های مربوط به جمع‌آوری داده‌ها از میان عقب‌ماندگان ذهنی و به‌ویژه افراد سندرم داون تحقیقات کمی انجام شده است و غالب تحقیقات انجام شده به بررسی ارتباط بین عوامل آمادگی جسمانی در عقب‌ماندگان ذهنی پرداخته‌اند و مقایسه این عوامل در دو گروه کمتر گزارش شده است که البته چنین تحقیقاتی در ایران نادر بوده است. همچنین با توجه به نتایج تحقیقات پیشین، عقب‌ماندگان ذهنی، در مقایسه با افراد نرمال آمادگی جسمانی کمتری دارند، اما با توجه به ویژگی‌های فیزیولوژیکی و پزشکی افراد سندرم داون که به شکل ذاتی در آن‌ها وجود دارد، احتمال وجود تفاوت در سطح آمادگی جسمانی این افراد نسبت به عقب‌ماندگان ذهنی بدون سندرم داون وجود دارد؛ بنابراین هدف از تحقیق حاضر مقایسه عوامل آمادگی جسمانی در دو گروه عقب‌ماندگان ذهنی با و بدون سندرم داون است تا با توجه به نتایج این پژوهش بتوان راه-کارهای مناسبی برای ارائه برنامه‌های بهبود آمادگی جسمانی در این افراد به معلمان و مربیان پیشنهاد نمود؛ چون در صورت وجود تفاوت در سطح آمادگی جسمانی بین دو گروه، باید تمرینات و فعالیت‌های بدنی هر گروه به شکل اختصاصی باشد.

- 
1. Dichter
  2. Pastore
  3. Pitetti
  4. Rubin



### روش‌شناسی پژوهش

جامعه آماری این پژوهش شامل تمامی دانش‌آموزان استثنایی استان گیلان (۵۱۱ دانش‌آموز) بود. با توجه به محدودیت در گزینش آزمودنی‌ها، نمونه آماری این پژوهش شامل ۳۰ دانش‌آموز دختر عقب‌مانده ذهنی با سندرم داون با میانگین بهره هوشی<sup>۱</sup> ۵۹/۱۲ و ۳۰ دانش‌آموز دختر عقب‌مانده ذهنی بدون سندرم داون با میانگین بهره هوشی ۶۱/۷۳ به‌عنوان گروه کنترل بودند که هر دو گروه به‌صورت تصادفی به‌عنوان آزمودنی انتخاب شدند. اطلاعات فردی، قد، وزن و سوابق پزشکی (وضعیت قلبی - عروقی و ریوی) با استفاده از پرونده پزشکی دانش‌آموزان جمع‌آوری شد (جدول ۱). تمامی آزمودنی‌های شرکت‌کننده در این تحقیق از نظر وضعیت قلبی - عروقی و ریوی سالم بودند و به‌صورت داوطلبانه و براساس رضایت‌نامه والدین و با همکاری مدیران مدرسه و معلمان ورزش در این تحقیق شرکت کردند. تمام اندازه‌گیری‌ها توسط آزمونگر انجام شد. سپس اندازه‌گیری‌ها در فرم مخصوص ثبت داده‌ها ثبت شد. محل اجرای آزمون‌ها در محیط مدرسه بود. زمان اندازه‌گیری‌ها صبح و ترتیب اجرای آزمون‌ها به این شکل بود که ابتدا انعطاف‌پذیری، قدرت و استقامت در داخل سالن مدرسه اندازه‌گیری می‌شد و سپس در حیاط مدرسه آزمون ۶۰۰ یارد راه رفتن - دویدن<sup>۲</sup> دور زمین والیبال انجام می‌شد.

جدول. میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها

| سن (سال)       | گروه عقب‌مانده ذهنی با سندرم داون<br>(n=۳۰) | گروه عقب‌مانده ذهنی بدون سندرم<br>داون (گروه کنترل) (n=۳۰) |
|----------------|---|--|
| وزن (کیلوگرم)  | ۴۲/۸۶ ± ۹/۲۱                                | ۴۱/۴۶ ± ۸/۶۷   |
| قد (سانتی‌متر) | ۱۳۵/۴۰ ± ۸/۱۹                               | ۱۳۶/۳۰ ± ۸/۰۷  |
| IQ             | ۵۹/۱۲ ± ۳/۷۳                                | ۶۱/۷۳ ± ۵/۰۲   |

برای اندازه‌گیری عوامل آمادگی جسمانی از مجموعه آزمون‌های براکپورت ویژه عقب‌ماندگان ذهنی استفاده شد. ابتدا آمادگی قلبی - عروقی با آزمون ۶۰۰ یارد راه رفتن - دویدن (۵۴۰ متر) اندازه‌گیری شد. اجرای آزمون به این صورت بود که آزمونگر با شروع حرکت آزمودنی زمان را ثبت و در پایان مسیر، زمان به‌دست آمده به‌عنوان رکورد آزمودنی محسوب می‌شد. چنانچه آزمودنی نمی‌توانست مسیر را تا پایان طی کند، هیچ رکوردی برای او ثبت نمی‌شد (۱۸، ۱۹).

1. Intelligence Quotient (IQ)
2. 600 Yard Run/Walk

سپس برای اندازه‌گیری قدرت عضلانی از آزمون قدرت پنجه دست<sup>۱</sup> استفاده شد. نحوه انجام آزمون به این صورت بود که آزمودنی دست خود را دور دسته دینامومتر حلقه می‌کرد، البته اندازه دسته با اندازه دست آزمودنی سازگار بود. آزمودنی بدون تماس دستگاه با بدن خود، به دسته آن نیرو وارد کرده، در این حالت سعی می‌کرد دست خود را با حداکثر قدرت مشت نماید (۱۹،۲). بیشترین عددی که دستگاه نشان می‌داد (بین صفر تا ۱۰۰) به‌عنوان نمره وی ثبت می‌شد. این آزمون توسط آزمودنی دو بار انجام می‌شد و بهترین (بالاترین) عدد، رکورد آزمودنی محسوب می‌شد. در ادامه، به‌منظور اندازه‌گیری استقامت عضلات تنه از آزمون دراز و نشست<sup>۲</sup> استفاده شد. روش انجام این آزمون به این صورت بود که آزمودنی به پشت روی تشک دراز می‌کشید، در حالی که زانوهای خم بود و دست‌ها را به‌صورت مستقیم در کنار بدن قرار می‌گرفت. آزمونگر پای آزمودنی را روی زمین ثابت نگه می‌داشت و آزمودنی حرکت دراز و نشست را با رساندن هر دو دست تا کشکک انجام می‌داد. تعداد تکرار حرکات صحیح به مدت یک دقیقه به‌عنوان نمره وی محسوب می‌شد. این آزمون توسط آزمودنی دو بار انجام می‌شود و بهترین نمره به‌عنوان رکورد ثبت می‌شد (۱۹،۲). سپس اندازه‌گیری انعطاف‌پذیری با استفاده از آزمون خمش و رسش<sup>۳</sup> انجام شد. در این آزمون ابتدا آزمودنی روی زمین نشسته، پاهای خود را دراز می‌کرد، به‌طوری که در زیر تخته مدرج قرار می‌گرفت. سپس بدون اینکه زانوهای آزمودنی خم شود، دست‌هایش را تا حد امکان به سمت جلو دراز می‌کرد. نقطه‌ای از تخته مدرج که توسط آزمودنی لمس می‌شد به‌عنوان رکورد وی ثبت می‌شد. این آزمون با همین روش دو بار انجام شد و بهترین رکورد برای آزمودنی ثبت می‌شد (۱۹،۲). همچنین در نهایت ترکیب بدن، با استفاده از شاخص توده بدن آزمودنی‌ها با تقسیم وزن به کیلوگرم بر مربع قد به متر اندازه‌گیری شد (۱۹،۲). برای تجزیه و تحلیل یافته‌ها از t مستقل، با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۸ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.

### یافته‌های پژوهش

جدول ۲ میانگین و انحراف استاندارد متغیرها را در دو گروه نشان می‌دهد. همچنین یافته‌های تحقیق نشان می‌دهد بین آمادگی قلبی - عروقی، قدرت و استقامت عضلانی و انعطاف‌پذیری افراد عقب‌مانده ذهنی با و بدون سندرم داون تفاوت معنی‌داری وجود دارد، اما بین شاخص توده بدن

- 
1. Hand Grip Strength
  2. Sit Up
  3. Sit & Reach

افراد عقب‌مانده ذهنی با و بدون سندرم داون تفاوت معنی‌داری به‌دست نیامد (جدول ۳).

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد متغیرها دو گروه

| متغیر                                 | گروه عقب‌مانده ذهنی با سندرم داون | گروه عقب‌مانده ذهنی بدون سندرم داون (گروه کنترل) |
|---------------------------------------|-----------------------------------|--|
| آمادگی قلبی - عروقی (ثانیه)           | ۳۳۰/۶۳ ± ۶۲/۸۵                    | ۲۹۰/۳۰ ± ۵۳/۰۲                                   |
| قدرت عضلانی (بر حسب درصدی از وزن بدن) | ۰/۱۶ ± ۰/۰۶                       | ۰/۲۰ ± ۰/۱۱                                      |
| استقامت عضلانی (تکرار)                | ۵/۰۳ ± ۲/۷۸                       | ۷/۲۳ ± ۴/۷۹                                      |
| انعطاف‌پذیری (سانتی‌متر)              | ۳۰/۶۶ ± ۶/۷۹                      | ۲۱/۰۶ ± ۶/۷۲                                     |
| شاخص توده بدن (کیلوگرم بر مجذور متر)  | ۲۳/۳۶ ± ۴/۷۳                      | ۲۲/۶۳ ± ۵/۸۰                                     |

جدول ۳. مقایسه عوامل آمادگی جسمانی در دو گروه

| متغیر               | تفاوت میانگین‌ها | t     | سطح معنی‌داری |
|---------------------|------------------|-------|---------------|
| آمادگی قلبی - عروقی | ۴۰/۳۳            | ۳/۶۸  | ۰/۰۰۹*        |
| قدرت عضلانی         | ۰/۰۳             | ۴/۴۷  | ۰/۰۱*         |
| استقامت عضلانی      | ۲/۲۰             | ۲/۱۷  | ۰/۰۳۴*        |
| انعطاف‌پذیری        | ۹/۶۰             | ۵/۵۰  | ۰/۰۰۱*        |
| شاخص توده بدن       | ۰/۷۳۵            | ۰/۵۳۸ | ۰/۵۹۳         |

### بحث و نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج این تحقیق مشاهده می‌شود که سطح آمادگی قلبی - عروقی در عقب‌ماندگان ذهنی بدون سندرم داون بیشتر از عقب‌ماندگان ذهنی با سندرم داون است. نتایج این تحقیق با پتیتی و همکاران (۱۹۹۲)، دیچتر و همکاران (۱۹۹۳)، فرنهال<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۰۱، ۱۹۹۶)، پاستور و همکاران (۲۰۰۰)، گراهام و همکاران (۲۰۰۰) موافق و با نتایج کارین‌هارجو<sup>۲</sup> (۲۰۰۵) مغایرت دارد. پتیتی و همکاران (۱۹۹۲) در تحقیق خود به این نتیجه رسیدند که حداکثر اکسیژن مصرفی و ضربان قلب به‌طور معنی‌داری در گروه عقب‌مانده ذهنی بدون سندرم داون بیشتر از افراد سندرم داون است (۲۰). کارین‌هارجو (۲۰۰۵) نیز به این نتیجه رسید که سطح آمادگی قلبی - عروقی به‌طور معنی‌داری در عقب‌ماندگان ذهنی پایین‌تر از افراد نرمال است، اما اختلاف معنی‌داری بین دو گروه عقب‌مانده ذهنی با و بدون سندرم داون وجود نداشت که با نتایج این پژوهش مغایرت دارد. این مغایرت شاید به‌علت تعداد کم شرکت‌کننده‌های سندرم

1. Fernhall
2. Karinharju

داون (۱۸ نفر)، در مقایسه با عقب‌ماندگان ذهنی بدون سندرم داون (۴۵ نفر)، تفاوت سنی و اختلاف در سطح بهره هوشی باشد (۱۹). در توجیه مطالب بالا می‌توان به این نکته اشاره کرد که ناهنجاری‌های قلبی مادرزادی در ۴۰ تا ۵۰ درصد از افراد سندرم داون در ترکیب با ناهنجاری‌های راه‌های تنفسی، موجب مشکلات قلبی - تنفسی برای آن‌ها در طول تمرین و رقابت ورزشی می‌شود (۲۱)، اگرچه طبق نتایج برخی از تحقیقات، سطح آمادگی قلبی - عروقی در افراد سندرم داون بدون ناهنجاری‌های قلبی نیز پایین‌تر از همسانان سالمشان است (۲۱). علاوه بر این، افراد سندرم داون به دلیل محدودیت‌های فیزیولوژیکی از قبیل حداکثر اکسیژن مصرفی و حداکثر ضربان قلب<sup>۱</sup> کمتر، توانایی بهبود آمادگی قلبی - عروقی محدودی دارند. طبق نتایج مطالعات قلبی حداکثر ضربان قلب در افراد عقب‌مانده ذهنی ۱۰ تا ۳۰ درصد کمتر از افراد نرمال است، البته این کاهش در افراد سندرم داون حدود ۱۵ درصد نیز کمتر از افراد عقب‌مانده ذهنی بدون سندرم داون است؛ بنابراین کم بودن حداکثر ضربان قلب با کنترل متغیرهای دیگر، می‌تواند پاسخی برای کم بودن حداکثر اکسیژن مصرفی، کاهش فعالیت سمپاتیک و علت کاهش پاسخ قلبی - عروقی به تمرین در این افراد باشد (۲۱). اگرچه کارن<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۰۵) در یک بررسی سیستماتیک نشان دادند افراد سندرم داون نیز می‌توانند آمادگی قلبی - عروقی خود را در طول تمرین بهبود دهند (۱۱). کمبود قدرت عضلانی از دلایل احتمالی دیگر برای سطوح پایین آمادگی قلبی - عروقی و حداکثر اکسیژن مصرفی در عقب‌ماندگان ذهنی با و بدون سندرم داون است. پتیتی و بونه<sup>۳</sup> (۱۹۹۵) نشان دادند قدرت پا به طور معنی‌داری با حداکثر اکسیژن مصرفی در افراد عقب‌مانده ذهنی در ارتباط است، اما این ارتباط در افراد سندرم داون بیشتر بود (۲۲). پتیتی و فرنهال (۱۹۹۷) بیان کردند قدرت ضعیف در پا توانایی برای دستیابی به شدت زیاد تمرین را محدود می‌کند. کودکان و جوانان با عقب‌ماندگی ذهنی قدرت و ظرفیت هوازی را در مقایسه با افراد نرمال با افزایش سن کاهش می‌دهند (۲۳). سطح پایین آمادگی قلبی - عروقی افراد سندرم داون آن‌ها را در معرض خطر بیشتر برای مشکلات سلامتی از قبیل دیابت نوع دو، بیماری قلبی - عروقی، استئوپروز و چاقی قرار می‌دهد. همچنین در توانایی انجام کار و فعالیت‌های روزانه یا شرکت در ورزش و فعالیت‌های تفریحی تأثیر می‌گذارد. این دلایل موجب افزایش علاقه به رشد و استفاده از برنامه‌هایی برای بهبود آمادگی قلبی - عروقی در افراد سندرم داون شده است (۱۱).

- 
1. Maximum Heart Rate
  2. Karen
  3. Boneh

همچنین نتایج این تحقیق نشان داد سطح قدرت و استقامت عضلانی در عقب‌ماندگان ذهنی بدون سندرم داون بیشتر از عقب‌ماندگان ذهنی با سندرم داون است. نتایج این پژوهش با پتیتی و همکاران (۱۹۹۲)، دیچتر و همکاران (۱۹۹۳)، پتیتی و بونه (۱۹۹۵) و تسیماراس و همکاران (۲۰۰۴) موافق و با نتایج کارین‌هارجو (۲۰۰۵) مغایرت دارد. پتیتی و همکاران (۱۹۹۲) در نتایج تحقیق خود نشان دادند افراد نرمال در قدرت ایزوکنتریک برای بازو و پا رکود بهتری نسبت به عقب‌مانده ذهنی با و بدون سندرم داون داشتند، ولی اختلاف معنی‌داری بین عقب‌ماندگان ذهنی با و بدون سندرم داون در قدرت بازو وجود نداشت، در حالی که این اختلاف در قدرت پا در دو گروه معنی‌دار بود (۲۴). دیچتر و همکاران (۱۹۹۳) در تحقیق خود به این نتیجه رسیدند که سطح قدرت و استقامت عضلات شکمی در افراد سندرم داون نسبت به افراد نرمال هم‌سنشان کمتر است که احتمالاً کاهش تونیسیتۀ عضلانی<sup>۱</sup> و انعطاف‌پذیری بیش از حد<sup>۲</sup> که از ویژگی‌های افراد سندرم داون است عوامل مؤثر در این امر باشد (۱۴). قدرت و استقامت عضلانی به دلیل ارتباط مثبت با اجرا و کسب استقلال در زندگی، برای ناتوانان خیلی مهم‌اند و کاهش آن در افراد سندرم داون، در مقایسه با افراد نرمال و عقب‌ماندگان بدون سندرم داون باعث ضعیف‌تر بودن آنان در تمام مراحل زندگی می‌شود (۲۶، ۲۵). به‌طور کلی می‌توان کاهش قدرت در افراد سندرم داون، در مقایسه با عقب‌ماندگان را به علت ویژگی‌های ذاتی افراد سندرم داون از قبیل کاهش تونیسیتۀ عضلانی، ناکارآمدی در کیفیت بافت‌های عضلانی آن‌ها، زندگی غیرفعال و فقدان شانس شرکت در تمرین، انگیزه کم، عدم توجه، نبود هماهنگی، ناتوانی برای درک و پاسخ به نیازهای حرکتی ویژه دانست. افراد سندرم داون به‌طور ذاتی به شلی مفصلی<sup>۳</sup>، کاهش تونیسیتۀ عضلانی، کاهش قدرت و اختلالات مخرجه تلا مبہستند که موجب کاهش پایداری و افزایش مصرف انرژی در انجام کارها می‌شوند (۲۷).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد سطح انعطاف‌پذیری در عقب‌ماندگان ذهنی با سندرم داون بیشتر است. نتایج این پژوهش با کارین‌هارجو (۲۰۰۵)، دیچتر و همکاران (۱۹۹۳)، پارکر<sup>۴</sup> و جیمز<sup>۵</sup> (۲۰۰۸) موافق و با کارملی<sup>۶</sup> و همکاران (۲۰۰۲) مغایرت دارد. پارکر و جیمز (۲۰۰۸) در بررسی تغییرات سنی در انعطاف‌پذیری کودکان سندرم داون به این نتیجه رسیدند که

- 
1. Hypotonia
  2. Hyper Flexibility
  3. Joint laxity
  4. Parker
  5. James
  6. Carmeli

انعطاف‌پذیری به‌طور سازگار با افزایش سن در هر دو گروه سندرم داون و افراد نرمال کاهش یافته است، ولی کودکان سندرم داون در همهٔ دوره‌های سنی انعطاف‌پذیری بیشتری نسبت به افراد نرمال داشتند (۲۸). کارملی و همکاران (۲۰۰۲) نیز هیچ اختلاف معنی‌داری بین دو گروه مشاهده نکردند که با نتایج پژوهش حاضر مغایرت دارد. از علل احتمالی این مغایرت می‌تواند اختلاف سنی و اختلاف در روش ارزیابی انعطاف‌پذیری باشد (۲۹). هایپرموبیلیتی<sup>۱</sup> یا شلی لیگامنتی<sup>۲</sup> که از ویژگی‌های ذاتی افراد سندرم داون است می‌تواند از دلایل افزایش انعطاف‌پذیری آنان نسبت به عقب‌ماندگان ذهنی بدون سندرم داون باشد. افزایش انعطاف‌پذیری افراد سندرم داون، مفاصل آنان را در معرض لقی و دررفتگی بیشتر قرار می‌دهد. شرایط ویژه‌ای که مفاصل و استخوان‌ها در سندرم داون را تحت تأثیر قرار می‌دهد ناهنجاری کلاژن<sup>۳</sup> است. بخش بزرگی از رباط‌ها، تاندون‌ها، غضروف، استخوان‌ها و ساختار محافظتی پوست از کلاژن ساخته می‌شود؛ بنابراین ناهنجاری کلاژن موجب افزایش شلی یا نرمی رباط‌ها می‌شود. ترکیب شلی رباط‌ها و کاهش تونیسیتی عضلانی موجب مشکلات ارتوپدی و افزایش انعطاف‌پذیری در افراد سندرم داون می‌شود (۳۰).

از طرفی با توجه به نتایج تحقیق حاضر در شاخص تودهٔ بدن بین دو گروه عقب‌ماندهٔ ذهنی با و بدون سندرم داون اختلاف معنی‌داری وجود ندارد که با نتایج کارین‌هارجو (۲۰۰۵) موافق و با نتایج بیل<sup>۴</sup> و بات<sup>۵</sup> (۱۹۹۲)، فری<sup>۶</sup> و چوو<sup>۷</sup> (۲۰۰۶) مغایرت دارد. کارین‌هارجو (۲۰۰۵) در مطالعهٔ خود روی افراد عقب‌ماندهٔ ذهنی و افراد نرمال به این نتیجه رسید که افراد عقب‌ماندهٔ ذهنی شاخص تودهٔ بدن بیشتری نسبت به افراد نرمال دارند، اما در شاخص تودهٔ بدن بین عقب‌ماندگان ذهنی با و بدون سندرم داون اختلاف معنی‌داری وجود نداشت (۱۹). بیل و بات (۱۹۹۲) در بررسی شیوع اضافه وزن و چاقی در افراد سندرم داون و دیگر افراد عقب‌ماندهٔ ذهنی به این نتیجه رسیدند که ۷۰/۵۸ درصد از مردان و ۹۰/۸۳ درصد از زنان با سندرم داون و ۴۹/۲۹ درصد از مردان و ۶۲/۹۶ درصد از زنان عقب‌ماندهٔ ذهنی بدون سندرم داون دارای اضافه وزن یا چاق بودند، ۴۰ درصد از مردان و ۳۲ درصد از زنان در گروه نرمال قرار گرفتند (۳۲). با توجه به اینکه تأثیر منفی چاقی در آمادگی جسمانی و توانایی‌های حرکتی در رده‌های

- 
1. Hypermobility
  2. Ligament laxity
  3. Collagen
  4. Bell
  5. Bhate
  6. Frey
  7. Chow

سنی مختلف ثابت شده است و همچنین افراد عقب‌مانده ذهنی اضافه وزن بیشتر، آمادگی جسمانی کمتر و کارایی کمتری نسبت به همسالان نرمالشان دارند و با توجه به نتایج تحقیق فری و چوو (۲۰۰۶) در مورد تأثیر منفی چاقی در آمادگی هوازی و قدرت عضلانی در افراد عقب‌مانده ذهنی و با توجه به اینکه افراد سندرم داون به‌طور ذاتی قامت کوتاه‌تر و وزن بیشتر نسبت به افراد هم‌سنشان دارند (۳۳)، در پژوهش حاضر دو گروه از نظر قد و وزن تا جای ممکن همسان سازی شده بودند و این می‌تواند یکی از دلایل احتمالی مغایرت نتایج این پژوهش با یافته‌های بیل و بات (۱۹۹۲) و فری و چوو (۲۰۰۶) و دیگر تحقیقات باشد (۳۲،۳۱). شیوع اضافه وزن یا چاقی در افراد عقب‌مانده ذهنی بیشتر از افراد نرمال است. نداشتن فعالیت و عادات غذایی نامناسب ممکن است از علل مهم درصد بالای چاقی در افراد عقب‌مانده ذهنی و به‌ویژه سندرم داون باشد (۹)؛ بنابراین با توجه به نتایج تحقیق حاضر در مورد ضعف عوامل آمادگی جسمانی در افراد سندرم داون نسبت به افراد عقب‌مانده ذهنی بدون سندرم داون و همچنین اهمیت آمادگی جسمانی در انجام فعالیت‌های روزانه و کسب مهارت‌های دیگر و تأثیر مثبت برنامه‌های مختلف بدنی در بهبود آمادگی جسمانی باید اقدامات لازم برای درمان مشکلات آمادگی جسمانی در این افراد انجام شود. به نظر می‌رسد نتایج تحقیق حاضر بتواند راهنمای مناسبی برای طراحی و اجرای برنامه‌های حرکتی و ورزشی برای کودکان عقب‌مانده ذهنی، به‌ویژه کودکان مبتلا به سندرم داون باشد. در نهایت، به مربیان و معلمان توصیه می‌شود پیش از هر گونه برنامه‌ریزی و تجویز فعالیت‌های حرکتی برای عقب‌ماندگان ذهنی و به ویژه کودکان مبتلا به سندرم داون، ابتدا به ارزیابی آمادگی جسمانی آن‌ها بپردازند تا در صورت وجود اختلاف در سطح اولیه آمادگی جسمانی دو گروه، تمرینات را به شکل اختصاصی برای آن‌ها انجام دهند.

### منابع:

۱. معروف، عبدالله (۱۳۸۹). "بررسی راستای ستون فقرات و آمادگی جسمانی معلولان ضایعات نخاعی". پایان نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه گیلان.
۲. پی وینیک، جوزف، ایکس شورت، فرانسیس (۱۳۸۶). "راهنمای آزمون‌های آمادگی جسمانی (براکپورت)". ترجمه سلیمانی ملکان حسین و اردستانی عباس، بامداد کتاب، چاپ اول.
3. Rimmer, J.H, Heller, T., Wang, E., Valerio, I. (2004). Improvements in physical fitness in adults with Down syndrome. *Am J Ment Retard*, 109(2), 165–174.

4. Contestabile, A., Benfenati, F., Gasparini, L. (2010). Communication breaks down from neurodevelopment defects to cognitive disabilities in Down syndrome. *J of progress in neurobiology*, 91(1):1-22.
5. Finn, K., Válková, H. (2007). Motor skills development in pre-school children with mental and developmental disorders: The difference after a one year comprehensive education program. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*. 37(4).
6. [wiki.answers.com](http://wiki.answers.com)
7. Rouin, A., Demetris, A., Martin, G. (2006). Down syndrome. *Current Orthopaedics*, 20:212-215.
8. Southern Association of Institutional Dentists - Self-Study Course Down Syndrome: A Review for Dental Professionals.
9. Guidettia, L., Franciosia, E., Chiara, G.M., Pietro, E.G., Baldari, C. (2010). Could sport specialization influence fitness and health of adults with mental retardation? *Research in Developmental Disabilities*, 31:1070 - 1075.
10. Heller, T., Hsieh, K., Rimmer, J.H. (2004). Attitudinal and psychosocial outcomes of a fitness and health education program on adults with Down syndrome. *Am J Ment Retard*, 109(2): 175-85.
11. Karen, J., Dodd, N.Sh. (2005). A systematic review of the outcomes of cardiovascular exercise programs for people with Down syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*, 86:2051-8.
12. Tsimaras, V.K., Fotiadou, E.G. (2004). Effect of training on the muscle strength and dynamic balance ability of adults with Down syndrome. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18:343-347.
13. Barnhart, R.C., Connolly, B. (2007). Aging and Down syndrome: Implications for Physical Therapy. *Physical Therapy*, 87(10).
14. Dichter, C., Darbee, J., Effgen, S., Palisano, R. (1993). Assessment of pulmonary function and physical fitness in children with down syndrome. *Pediatric Physical Therapy*, 5(1).
15. Pastore, E., Marino, B., Calzolari, A., Cristina, D.M., Giannotti, A., Turchetta, A. (2000). Clinical and cardiorespiratory assessment in children with Down syndrome without Congenital heart disease. *Arch Pediatr Adolesc Med*, 154:408-410.
16. Pitetti, K.H., Yarmer, D.A., Fernhall, B. (2001). Cardiovascular fitness and body composition of youth with and without mental retardation. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 18:127-141.
17. Rubin, S.S., Rimmer, J.H., Chicoine, B., Braddock, D., McGuire, D.E. (2000). Overweight Prevalence in Persons with Down syndrome, *Intellect Disabil Res*,



- 33(2), 324-331.
18. Fernhall, B., Pitetti, K., Vukovich, M., Hensen, T., Winnick, J., Short, F. (1998). Validation of cardiovascular fitness tests in children with mental retardation. *Am. Journal of Ment. Retard*, 102:602-612.
  19. Karinharju, K. (2005). Physical fitness and its testing in adults with intellectual disability. Master's thesis, Department of Sport Sciences University of Jyväskylä.
  20. Pitetti, K.H., Climstein, M., Campbell, K.D., Barrett, P.J., Jackson, J.A. (1992). The cardiovascular capacities of adults with Down syndrome: a comparative study. *Med Sci Sports Exerc*, 24(1), 13-9.
  21. Osman, N., Sanyer, M.D. (2006). Down syndrome and Sport Participation. *Current Sports Medicine Reports*, 5:315-318.
  22. Pitetti, K.H., Boneh, S. (1995). Cardiovascular fitness as related to leg strength in adults with mental retardation. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27:423-428.
  23. Pitetti, K.H., Fernhall, B. (1997). Aerobic capacity as related to leg strength in youths with mental retardation. *Pediatr. Exerc. Sci*, 9:223-236.
  24. Pitetti, K.H., Climstein, M., Mays, M.J., Barrett, P.J. (1992). Isokinetic arm and leg strength of adults with Down syndrome: a comparative study. *Arch Phys Med Rehabil*, 73(9): 847-50.
  25. Fernhall, B., Pitetti, Ken., Stubbs, N., Louis, S. (1996). Validity and reliability of the 1/2-mile run-walk as an indicator of aerobic fitness in children with mental retardation. *Pediatric Exercise Science*, 8:130-142.
  26. Cowley, P.M., Ploutz-Snyder, L.L., Baynard, T., Heffernan, K., Jae, S.Y., Hsu, S., Lee, M.K., Pitetti, H., Reiman, M.P., Fernhall, B. (2010). Physical fitness predicts functional tasks in individuals with Down syndrome. *Med. Sci. Sports Exerc*, 42(2), 388-393.
  27. Agiovlasitis, S., McCubbin, J.A., Joonkoo, Y., Mpitsos, G., Pavol, M.J. (2009). Effects of Down syndrome on three-dimensional motion during walking at different speeds. *Gait & Posture*, 30:345-350.
  28. Parker, A.W., James, B. (2008). Age changes in the flexibility of Down's syndrome children. *Journal of Intellectual Disability Research*, 29(3), 207-218.
  29. Carmeli, E., Barchad, S., Lenger, R., Coleman, R. (2002). Muscle power, locomotor performance and flexibility in aging mentally-retarded adults with and without Down's syndrome. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 2(5), 457-62.
  30. Rimmer, J.H. (1994). Fitness and rehabilitation programs for special populations. *Brown & Benchmark*, 74-112.
  31. Frey, G.C., Chow, B. (2006). Relationship between BMI, physical fitness, and

motor skills in youth with mild intellectual disabilities. *International Journal of Obesity*, 30:861–867.

32. Bell, A.J, Bhate, M.S. (1992). Prevalence of overweight and obesity in Down's syndrome and other mentally handicapped adults living in the community. *Intellect Disabil Res*, 36(4), 359-64.

## تعیین فراوانی و سبب‌شناسی آسیب‌های ورزشی پسران ژیمناست نخبه در سطح لیگ برتر و دسته یک باشگاه‌های ایران

حسین نیکرو<sup>۱</sup>، سید رضا عطارزاده حسینی<sup>۲</sup>، هادی قاسمپور<sup>۳</sup>

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۱/۴/۱۹

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۹/۵

### چکیده

هدف از این پژوهش، تعیین فراوانی و سبب‌شناسی آسیب‌های ورزشی ژیمناست‌های مرد نخبه در سطح لیگ برتر و دسته یک باشگاه‌های ایران بود. این پژوهش از نوع تحقیقات زمینه‌یابی، با بهره‌گیری از شیوه مطالعه‌ی گذشته‌نگر می‌باشد. نمونه‌ی آماری پژوهش شامل ۴۲ ژیمناست با ویژگی سن:  $9/09 \pm 19/45$  سال، قد:  $5/58 \pm 170/05$  سانتی‌متر، وزن:  $5/61 \pm 63/5$  کیلوگرم، BMI:  $1/82 \pm 21/97$  کیلوگرم مترمربع و نیز سابقه‌ی ورزشی  $3/15 \pm 12/9$  سال بودند. اطلاعات پژوهش از طریق پرسشنامه‌ی محقق ساخته با ضریب پایایی  $0/85$  جمع‌آوری شد. پرسشنامه‌ی ثبت آسیب‌های ورزشی شامل سه بخش: جمعیت‌شناسی با شش سؤال، سبب‌شناسی با ۱۵ سؤال و جدول تعیین فراوانی آسیب‌ها در شش وسیله بود. داده‌ها با نرم‌افزار SPSS ویرایش ۱۵ به کمک روش‌های آمار توصیفی و استنباطی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. نتایج نشان داد در حرکات زمینی و پرش حرک اندام تحتانی به ترتیب با  $43/5$  و  $79/3$  درصد و نیز در حرک حلقه، دارحلقه، پارالل و بارفیکس اندام فوقانی به ترتیب با  $61/1$ ،  $61/9$ ،  $65/8$ ،  $67/1$  درصد و هم‌چنین در مجموع شش وسیله اندام فوقانی با  $54/1$  درصد بیشترین درصد فراوانی محل آسیب‌ها را به خود اختصاص دادند. ژیمناست‌ها اظهار کردند که مهم‌ترین سبب، آسیب‌هایشان استفاده نکردن از وسایل کمک آموزشی و خستگی بود؛ بنابراین با در نظر گرفتن این ریسک فاکتورها می‌توان احتمال وقوع آسیب‌ها را کاهش داد.

**کلیدواژه‌های فارسی:** آسیب‌های ورزشی، ژیمناست نخبه، شیوع، سبب‌شناسی.

۱. کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزش دانشگاه فردوسی مشهد (نویسنده مسئول)

Email: gym.hnikroo@yahoo.com

۲. استادیار دانشگاه فردوسی مشهد

۳. کارشناس ارشد آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی

### مقدمه

ژیمناستیک از رشته‌های پایه و جذاب ورزشی است که به سبب تنوع مهارت‌های پایه و توجه خاص و نسبتاً یکسان به تمامی اندام‌ها و گروه‌های عضلانی کوچک و بزرگ، زیرساخت و مقدمه‌ای برای سایر رشته‌های ورزشی قلمداد می‌شود و از این نظر می‌تواند سهم به‌سزایی در ایجاد و گسترش آمادگی جسمانی و مهارتی کودکان، نوجوانان و جوانان داشته باشد (۱). با توجه به گسترش و پیشرفت چشم‌گیر رشته‌های مختلف ورزشی، امروزه پدیده ورزش در مسیر تحول خود به مرحله‌ای رسیده است که بخش مهمی از برنامه‌های اجرایی آن در قالب ورزش قهرمانی و رقابتی ظاهر می‌شود. ورزش قهرمانی اگرچه کارکردهای مثبت و فراوانی دارد، عوارض جانبی نیز به همراه دارد که از این میان می‌توان به بروز آسیب‌های ورزشی اشاره کرد (۲). رشته ژیمناستیک هنری آقایان هم از این قاعده مستثنی نیست و آسیب‌های زیادی در این رشته گزارش شده است (۳،۴).

در چندین مطالعه، دامنه بروز آسیب‌های ژیمناستیک بین ۰/۵۵ تا ۵/۶ مورد در ۱۰۰۰ ساعت تمرین گزارش شده است (۵). باک و همکاران<sup>۱</sup> (۱۹۹۴) طی یک سال مطالعه روی ژیمناست‌های مرد، میزان آسیب‌ها را ۴/۱ مورد در ۱۰۰۰ ساعت تمرین گزارش کردند (۶). واکر و همکاران<sup>۲</sup> (۱۹۸۵) بعد از ۹ ماه مطالعه روی ۱۰۷ ژیمناست مرد، میزان آسیب‌ها را ۳/۱ مورد در ۱۰۰۰ ساعت تمرین اعلام کردند (۷). کیریالانیس و همکاران<sup>۳</sup> (۲۰۰۲) در پژوهشی روی ۱۰۰ ژیمناست مرد و ۸۷ ژیمناست زن طی یک سال، مانند واکر و همکاران میزان شیوع آسیب‌ها را ۳/۱ مورد در ۱۰۰۰ ساعت تمرین گزارش کردند (۸). همچنین در مطالعه‌ای دیگر کیریالانیس و همکاران (۲۰۰۳) فقط آسیب‌های اندام تحتانی ۱۶۲ ژیمناست را در طول یکسال بررسی کردند و میزان شیوع آسیب‌ها را ۱/۰۷ مورد برای هر فرد در طول یک سال اعلام کردند (۹).

با وجود تمام مزایا و زیبایی‌های ژیمناستیک، شیوع آسیب‌ها در این رشته نسبتاً زیاد است (۳،۴). ژیمناست‌ها سال‌های زیادی تمرین می‌کنند تا به سکوه‌های قهرمانی دست یابند، اما گاهی وقوع آسیب‌ها این روند را بسیار طولانی کرده، حتی در شرایطی خاص به کناره‌گیری ژیمناست‌ها از این رشته منجر می‌شود (۱۰). در این خصوص دیکسن و فریکر<sup>۴</sup> (۱۹۹۳) از سال ۱۹۸۲ تا ۱۹۹۱ به بازنگری گذشته آسیب‌ها در ۴۲ مرد و ۷۴ زن ژیمناست نخبه در مؤسسه‌ای

- 
1. Bak & et al
  2. Weaker & et al
  3. Kirialanis & et al
  4. Dixon & Fricker

ورزشی در استرالیا پرداختند. آن‌ها دریافتند ۷ درصد از این ژیمناست‌ها به دلیل آسیب‌هایشان به ناچار از ژیمناستیک کناره‌گیری کرده‌اند (۱۱). در مطالعه‌ای کین و کوچران<sup>۱</sup> (۱۹۸۹) در طول یک سال بررسی، اظهار نمودند که ۴۲ درصد از ژیمناست‌های نخبه در سطح باشگاهی به دلیل آسیب‌هایشان از ژیمناستیک کناره‌گیری کرده‌اند (۱۲). اگرچه نمی‌توان مانع از بروز آسیب‌های ورزشی شد، می‌توان با اقدام پیشگیرانه گام مؤثری در جهت کاهش آسیب‌ها برداشت.

در هر حال مطالعات زیادی در مورد آسیب‌های ژیمناست‌ها انجام شده، اما بسیاری از این مطالعات روی بانوان بوده که فیزیک بدنی متفاوتی با مردان و نیز مهارت‌ها و وسایل نسبتاً متفاوتی دارند. همچنین از آنجا که در ژیمناستیک روی هر وسیله مهارت‌های ویژه‌ای انجام می‌شود تا جایی که برخی متخصصان، هر وسیله را رشته‌ای مجزا می‌دانند، شناخت آسیب‌های هر وسیله به تفکیک، اهمیت خاصی دارد و در این تحقیق نیز به آسیب‌های هر وسیله به‌طور ویژه توجه شده است. به‌علاوه، در این مطالعه آسیب‌ها با نگاهی متفاوت بررسی شده‌اند، به‌گونه‌ای که سعی شده حتی آسیب‌های جزئی مانند آسیب‌های پوستی که مانع ادامه تمرین ژیمناست‌ها روی برخی وسایل می‌شود، بررسی شود. به‌طور خلاصه هدف از انجام این پژوهش تعیین فراوانی و سبب‌شناسی آسیب‌های ورزشی پسران ژیمناست نخبه در سطح لیگ برتر و دسته یک باشگاه‌های ایران است. با این هدف که مربیان و ژیمناست‌ها با شناختی جامع از آسیب‌ها و عوامل مؤثر در بروز آن‌ها، مسیر پیشرفت و قهرمانی را با کمترین وقوع آسیب طی نمایند.

### روش‌شناسی پژوهش

پژوهش حاضر از نوع تحقیقات زمینه‌یابی (توصیفی)، با بهره‌گیری از شیوه مطالعه گذشته‌نگر است. جامعه آماری این تحقیق تمامی ژیمناست‌های مرد شرکت‌کننده در مسابقات لیگ برتر و دسته یک باشگاه‌های ایران بودند که همه ۴۲ ژیمناست با ویژگی سن:  $9/09 \pm 19/45$  سال، قد:  $170/05 \pm 5/58$  سانتی‌متر، وزن:  $5/61 \pm 63/5$  کیلوگرم، BMI:  $1/82 \pm 21/97$  کیلوگرم مترمربع و نیز سابقه ورزشی  $3/15 \pm 12/9$  سال به‌عنوان نمونه آماری در دسترس انتخاب و به‌طور داوطلبانه در تحقیق همکاری کردند. بر اساس کسب بالاترین رتبه ورزشی، ۴۲/۹ درصد نمونه آماری عضو تیم ملی، ۲۶/۲ درصد دعوت شده به اردوی تیم ملی، ۲۳/۸ و ۷/۱ درصد به‌ترتیب سابقه قهرمانی کشور و استانی داشتند. ابزار جمع‌آوری اطلاعات پرسشنامه‌ای محقق

ساخته بود که استادان آسیب شناسی ورزشی، پزشکان تیم‌های ورزشی و صاحب نظران ژیمناستیک روایی محتوایی و سازه آن را تأیید کردند. برای بررسی پایایی، هشت نفر از ژیمناست‌های نخبه شهر مشهد را پرسشنامه تکمیل کردند و با روش آزمون مجدد ضریب پایایی آن ۰/۸۵ به دست آمد. ضریب پایایی درونی آزمون از طریق ICC ۰/۸۳ تعیین شد. پرسشنامه ثبت آسیب‌های ورزشی شامل سه بخش: جمعیت‌شناسی با شش سؤال، سبب‌شناسی با ۱۵ سؤال و جدول تعیین فراوانی آسیب‌ها در شش وسیله حرکات زمینی، خرک حلقه، دارحلقه، پرش خرک، پارالل و بارفیکس بود. به منظور دستیابی به اطلاعات و تکمیل دقیق پرسشنامه با هدف افزایش روایی با همکاری ورزشکاران، مربیان و پزشک تیم به‌طور مستقیم به ورزشکار رجوع شد و از طریق مصاحبه حضوری و شفاهی سؤالات بسته پرسشنامه از ورزشکار پرسیده و توسط محقق تکمیل شد. در پایان، پس از ورود داده‌ها در محیط نرم‌افزاری SPSS ویرایش ۱۵ به کمک روش‌های آمار توصیفی و استنباطی داده‌ها تجزیه و تحلیل شد.

### یافته‌های پژوهش

فراوانی آسیب‌ها: بر اساس رتبه‌گذاری داده‌های جدول ۱ و استفاده از آزمون ناپارامتریک فریدمن، رتبه‌های بخش‌های آسیب دیده بدن میان شش وسیله ژیمناستیک در حد  $P < 0/05$  تفاوت معنی‌داری داشت ( $P = 0/012$ ؛  $df = 3$ ؛  $K^2 = 11$ ). به طوری که در مجموع شش وسیله، اندام فوقانی با ۵۴/۱ درصد (رتبه اول)، اندام تحتانی با ۲۴/۵ درصد (رتبه دوم)، تنه و مهره‌ها با ۱۶/۷ درصد (رتبه سوم) و سر و صورت با ۴/۷ درصد (رتبه چهارم) به ترتیب بیشترین و کمترین آسیب ورزشی بخش‌های بدن را به خود اختصاص دادند. در هر وسیله نتایج بدین ترتیب بود: در حرکات زمینی، اندام تحتانی با ۴۳/۵ درصد؛ در خرک حلقه، اندام فوقانی با ۶۱/۱ درصد؛ در دارحلقه، اندام فوقانی با ۶۱/۹ درصد؛ در پرش خرک، اندام تحتانی با ۷۹/۳ درصد؛ در پارالل، اندام فوقانی با ۶۵/۸ درصد؛ در بارفیکس، اندام فوقانی با ۶۷/۱ درصد؛ بیشترین آسیب ورزشی بخش‌های مختلف بدن را به خود اختصاص دادند. همچنین نتایج نشان می‌دهد بیشترین آسیب‌های سر و صورت در پارالل، بیشترین آسیب‌های تنه و ستون مهره‌ها در دارحلقه و بیشترین آسیب‌های اندام فوقانی و تحتانی به ترتیب در بارفیکس و زمینی اتفاق افتاده است.

جدول ۱. فراوانی و درصد فراوانی نسبی آسیب‌های ورزشی اندام‌های بدن در رشته‌های

## ژیمناستیک هنری آقایان

| بخش‌های بدن   | زمینی |      | خرک حلقه |      | دارحلقه |      | پرش خرک |      | پارالل |      | بارفیکس |      | شش وسیله |      |
|---------------|-------|------|----------|------|---------|------|---------|------|--------|------|---------|------|----------|------|
|               | تعداد | درصد | تعداد    | درصد | تعداد   | درصد | تعداد   | درصد | تعداد  | درصد | تعداد   | درصد | تعداد    | درصد |
| سر و صورت     | ۱۲    | ۵۵   | ۲        | ۰.۹۵ | ۵       | ۲.۳  | ۲       | ۲.۲  | ۲۲     | ۷.۷  | ۱۹      | ۶.۱  | ۶۲       | ۴.۷  |
| تنه و مهره‌ها | ۵۲    | ۲۴.۱ | ۱۲       | ۵.۵۵ | ۷۴      | ۳۴.۴ | ۱۴      | ۱۵.۲ | ۳۱     | ۱۰.۸ | ۴۰      | ۱۲.۸ | ۲۳۳      | ۱۶.۷ |
| اندام فوقانی  | ۵۸    | ۲۶.۹ | ۱۳۲      | ۶۱.۱ | ۱۳۳     | ۶۱.۹ | ۳       | ۳.۳  | ۱۸۸    | ۶۵.۸ | ۲۱۰     | ۶۷.۱ | ۷۲۴      | ۵۴.۱ |
| اندام تحتانی  | ۹۴    | ۴۳.۵ | ۷۰       | ۳۲.۴ | ۳       | ۱.۴  | ۱۳      | ۷.۹۳ | ۴۵     | ۱۵.۷ | ۴۴      | ۱۴   | ۳۲۹      | ۲۴.۵ |
| جمع           | ۲۱۶   | ۱۰۰  | ۲۱۶      | ۱۰۰  | ۲۱۵     | ۱۰۰  | ۹۲      | ۱۰۰  | ۲۸۶    | ۱۰۰  | ۳۱۳     | ۱۰۰  | ۱۳۳۸     | ۱۰۰  |

بر اساس رتبه‌گذاری داده‌های جدول ۲ و استفاده از آزمون ناپارامتریک فریدمن، رتبه‌های انواع آسیب‌ها میان شش وسیله ژیمناستیک در حد  $P < 0.05$  تفاوت معنی‌داری داشت ( $P = 0.031$ )؛  $K^2 = 8/89$ ؛  $df = 3$ ، به طوری که در مجموع شش وسیله، آسیب‌های پوستی و مفصلی بیشترین آسیب ورزشی و آسیب‌های عضلانی و استخوانی کمترین آسیب ورزشی را به خود اختصاص دادند. همچنین در حرکات زمینی، آسیب‌های مفصلی - لیگامنتی با  $58/8$  درصد؛ در خرک حلقه، آسیب‌های پوستی با  $52/3$  درصد؛ در دارحلقه، آسیب‌های عضلانی - وتری با  $52/1$  درصد؛ در پرش خرک، آسیب‌های مفصلی - لیگامنتی با  $66/3$  درصد؛ در پارالل، آسیب‌های پوستی با  $60/5$  درصد و در بارفیکس، آسیب‌های پوستی با  $74/5$  درصد بیشترین آسیب‌های ورزشی را از میان انواع آسیب‌ها به خود اختصاص دادند.

جدول ۲. فراوانی و درصد فراوانی نسبی انواع آسیب‌های ورزشی در رشته‌های

## ژیمناستیک هنری آقایان

| انواع آسیب‌ها | زمینی |      | خرک حلقه |      | دارحلقه |      | پرش خرک |      | پارالل |      | بارفیکس |      | شش وسیله |      |
|---------------|-------|------|----------|------|---------|------|---------|------|--------|------|---------|------|----------|------|
|               | تعداد | درصد | تعداد    | درصد | تعداد   | درصد | تعداد   | درصد | تعداد  | درصد | تعداد   | درصد | تعداد    | درصد |
| پوستی         | ۲۷    | ۱۲.۵ | ۱۱۳      | ۵۲.۳ | ۴۹      | ۲۲.۸ | ۴       | ۴.۳۵ | ۱۷۳    | ۶۰.۵ | ۳۳۳     | ۷۴.۵ | ۵۹۹      | ۴۴.۸ |
| عضلانی        | ۴۳    | ۱۹.۹ | ۲۷       | ۱۲.۵ | ۱۱۲     | ۵۲.۱ | ۲۳      | ۲۵   | ۲۷     | ۹.۵  | ۱۹      | ۶.۱  | ۲۵۱      | ۱۸.۸ |
| مفصلی         | ۱۲۷   | ۵۸.۸ | ۶۳       | ۲۹.۲ | ۵۴      | ۲۵.۱ | ۶۱      | ۶۶.۳ | ۷۹     | ۲۷.۶ | ۳۸      | ۱۲.۱ | ۴۲۲      | ۳۱.۵ |
| لستخوانی      | ۱۹    | ۸.۸  | ۱۳       | ۶    | ۰       | ۰    | ۴       | ۴.۳۵ | ۷      | ۲.۴  | ۲۳      | ۷.۳  | ۶۶       | ۴.۹  |
| جمع           | ۲۱۶   | ۱۰۰  | ۲۱۶      | ۱۰۰  | ۲۱۵     | ۱۰۰  | ۹۲      | ۱۰۰  | ۲۸۶    | ۱۰۰  | ۳۱۳     | ۱۰۰  | ۱۳۳۸     | ۱۰۰  |

بر اساس داده‌های جدول ۳ در مورد انواع آسیب‌ها در مجموع تمام آسیب‌ها، کشیدگی‌های لیگامنتی (اسپرین)، خراشیدگی‌های پوستی، پینه، تاول و کشیدگی‌های عضلانی (استرین) بیشترین فراوانی نسبی را به خود اختصاص دادند.

جدول ۳. رتبه و درصد فراوانی نسبی انواع آسیب‌های ورزشی در وسایل ژیمناستیک هنری آقایان

| زمینی         | حرک حلقه | دارحلقه | پرش حرک | پارالل | بارفیکس | شش وسیله |
|---------------|----------|---------|---------|--------|---------|----------|
| انواع آسیب‌ها | اسپرین   | اسپرین  | اسپرین  | اسپرین | پینه    | خراشیدگی |
| درصد          | ۳۸.۸۸    | ۱۱.۱۱   | ۹.۲۴    | ۲۸.۷   | ۲۱.۷۳   | ۲۱.۷۵    |
| رتبه          | ۱        | ۲       | ۳       | ۴      | ۵       | ۶        |

بر اساس داده‌های جدول ۴ در مورد نواحی آسیب‌دیده در بدن، به ترتیب رتبه: کف دست، انگشتان دست، مچ دست و مچ پا بیشترین میزان وقوع آسیب‌ها را به خود اختصاص دادند.

جدول ۴. رتبه و درصد فراوانی نسبی نواحی آسیب‌دیده در رشته‌های ژیمناستیک هنری آقایان

| زمینی      | حرک حلقه | دارحلقه | پرش حرک | پارالل | بارفیکس | شش وسیله |
|------------|----------|---------|---------|--------|---------|----------|
| ناحیه آسیب | مچ پا    | مچ دست  | گردن    | ساق    | مچ دست  | کف دست   |
| درصد       | ۲۵       | ۱۲.۰۴   | ۹.۷۳    | ۲۵     | ۲۴.۰۷   | ۲۳.۰۹    |
| رتبه       | ۱        | ۲       | ۳       | ۴      | ۵       | ۶        |



سبب‌شناسی آسیب‌ها: همان‌طور که در جدول ۵ مشاهده می‌شود، استفاده نکردن از وسایل کمک آموزشی، خستگی و کمبود وسایل و تجهیزات استاندارد به ترتیب مهم‌ترین عوامل وقوع آسیب از دیدگاه ژیمناست‌ها اعلام شده است.

جدول ۵. بررسی سبب‌شناسی آسیب‌ها و طولانی شدن دوره برگشت به تمرینات از دیدگاه ژیمناست‌ها

| اولویت |       | درصد  |     | سبب‌شناسی آسیب‌ها  | ردیف |
|--------|-------|-------|-----|--|------|
| خیر    | بلی   | بلی   | خیر |  |      |
| ۱      | ۴۰.۵  | ۵۹.۵° | ۱   | آیا استفاده نکردن از وسایل کمک آموزشی علت آسیب‌دیدگی شما بوده است؟                   | ۱    |
| ۲      | ۴۵.۲  | ۵۴.۸° | ۲   | آیا خستگی علت آسیب‌دیدگی شما بوده است؟   | ۲    |
| ۳      | ۴۵.۲° | ۵۴.۸  | ۳   | آیا در زمان آسیب‌دیدگی از وسایل و تجهیزات استاندارد استفاده کرده‌اید؟                | ۳    |
| ۴      | ۳۵.۷° | ۶۴.۳  | ۴   | آیا در زمان آسیب‌دیدگی آمادگی بدن شما برای یادگیری مهارت کافی بوده است؟              | ۴    |
| ۵      | ۳۳.۳° | ۶۶.۷  | ۵   | آیا در زمان آسیب‌دیدگی تمرینات مرتب و منظم بوده است؟                                 | ۵    |
| ۶      | ۶۹    | ۳۱°   | ۶   | آیا عجله در یادگیری حرکات مشکل قبل از حرکات ساده علت آسیب‌دیدگی شما بوده است؟        | ۶    |
| ۸      | ۸۳.۳  | ۱۶.۷° | ۷   | آیا عدم کمک به موقع مربی در زمان اجرای حرکت علت آسیب‌دیدگی شما بوده است؟             | ۷    |
| ۸      | ۴.۸°  | ۹۵.۲  | ۸   | آیا مربی هنگام آسیب‌دیدگی شما در صحنه حضور داشته است؟                                | ۸    |
| ۹      | ۲.۴°  | ۹۷.۶  | ۹   | آیا قبل از شروع تمرین به میزان کافی بدن را گرم نموده‌اید؟                            | ۹    |
| ۱۰     | .°    | ۱۰۰   | ۱۰  | آیا در زمان تمرین یا مسابقه از وسایل حمایتی (مچ بند، باند کشی، چسب) استفاده می‌کنید؟ | ۱۰   |
| اولویت |       | درصد  |     | سبب‌شناسی طولانی شدن برگشت به تمرینات (طولانی شده دوره باز توانی)                    | ردیف |
| خیر    | بلی   | بلی   | خیر |  |      |
| ۱      | ۹۲.۹° | ۷.۱   | ۱۱  | آیا در زمان آسیب‌دیدگی پزشک در صحنه حضور داشته است؟                                  | ۱۱   |
| ۲      | ۷۶.۲° | ۲۳.۸  | ۱۲  | آیا در آسیب‌های جزئی به پزشک مراجعه کرده‌اید؟  | ۱۲   |
| ۳      | ۳۵.۷° | ۶۴.۳  | ۱۳  | آیا بعد از آسیب‌دیدگی تمرینات اختصاصی برای بهبود (باز توانی) داشته‌اید؟              | ۱۳   |
| ۴      | ۶۹.۹  | ۳۰.۱° | ۱۴  | آیا با وجود درد در یک ناحیه به تمرین ادامه می‌دهید؟                                  | ۱۴   |
| ۵      | ۷.۱°  | ۹۲.۹  | ۱۵  | آیا در آسیب‌های شدید به پزشک مراجعه کرده‌اید؟  | ۱۵   |

\* نشان‌دهنده درصد اولویت می‌باشد.

### بحث و نتیجه‌گیری

معمولاً آسیب‌های بدنی از جزئی تا شدیدترین نوع آن و نیز انواع حاد و مزمن آن در اغلب رشته‌های ورزشی مشکلاتی را برای حضور ورزشکاران در صحنه‌های ورزشی به‌وجود می‌آورد. در ژیمناستیک نیز آمار فراوانی آسیب‌ها نسبتاً زیاد است و عموماً بر اجرای قهرمانان اثر منفی گذاشته است.

نتایج این پژوهش در بررسی آسیب‌ها روی نواحی مختلف بدن قهرمانان ژیمناستیک کشور

نشان می‌دهد ۵۴/۱ درصد آسیب‌ها در اندام فوقانی، ۲۴/۵ درصد در اندام تحتانی، ۱۶/۷ درصد در تنه و ستون مهره‌ها و ۴/۷ درصد در سر و صورت به وقوع پیوسته است. این نتایج با اغلب گزارش‌هایی که محققان روی ژیمناست‌های مرد انجام داده‌اند مانند سینگ (۲۰۰۸) باک (۱۹۹۴)، ویکر (۱۹۸۵) و وادلی (۱۹۹۳) همخوانی دارد (۶، ۱۲، ۱۳، ۲۷). با وجود این، در این مطالعات غالباً درصد شیوع آسیب‌های اندام تحتانی (بین ۳۶/۴٪ الی ۵۳/۸٪) بیشتر از نتایج این پژوهش گزارش شده است. علت آن ممکن است تعریف دقیق آسیب در این مطالعه باشد، به طوری که تمام آسیب‌هایی که مانع ادامه تمرین ژیمناست روی وسیله شده مانند خراشیدگی، پینه و تاول‌های کف دست ثبت شده است. همچنین نمونه‌های آماری مورد بررسی در مطالعات مختلف به برخی تفاوت‌ها منجر می‌شود؛ زیرا در هر رده سنی با توجه به قوانین فدراسیون جهانی ژیمناستیک، شرایط فیزیکی و روانی ژیمناست‌ها و تمرکز مربیان روی وسایل و مهارت‌های خاص است که این شرایط ویژه در مطالعات، طبیعتاً به تفاوت در گزارش‌های آماری آسیب‌ها منجر می‌شود؛ برای مثال در مطالعات سینگ میزان آسیب‌ها برای هر ۱۰۰۰ شرکت کننده در یک سال در رده سنی ۶ تا ۱۱ سال ۳/۶ گزارش شده، در حالی که در رده سنی ۱۲ تا ۱۷ سال ۷/۴ نشان داده شده است.

مطالعات متعددی نشان می‌دهند که اندام‌های فوقانی در رشته ژیمناستیک ی از نواحی پُر آسیب‌اند. در این اندام‌ها نواحی کف دست، انگشتان دست و مچ دست به ترتیب بیشترین شیوع آسیب‌ها را در این مطالعه به خود اختصاص دادند و نیز بیشترین میزان آسیب‌های اندام فوقانی در بارفیکس گزارش شد. از آنجا که در چهار وسیله از شش وسیله ژیمناستیک، ژیمناست‌ها باید با گرفتن و رها کردن وسیله به طور پیوسته مهارت‌های خود را اجرا نمایند و کف و انگشتان دست به طور مستقیم با وسایل در تماس‌اند، شیوع زیاد آسیب‌ها در این نواحی دور از انتظار نیست. وب و رتیگ (۲۰۰۸) استون و کاراجینس<sup>۱</sup> (۲۰۰۵) در مطالعه خود گزارش کردند که آسیب‌های اندام فوقانی به دلیل تحمل وزن و فشارهای ضربه‌ای در بسیاری از حرکات در میان ژیمناست‌ها معمول است (۱۴، ۲۸). در خصوص میزان نیروهایی که به اندام فوقانی وارد می‌شود کاین و همکارانش (۱۹۹۶) نشان دادند که در پرش از خرک ۱/۵ برابر وزن بدن، در خرک حلقه دو برابر وزن بدن، در پارالل ۳/۱ برابر وزن بدن، در بارفیکس ۳/۹ برابر وزن بدن و در دارحلقه ۹/۲ برابر وزن بدن نیرو بر اندام فوقانی وارد می‌شود (۱۰).

تمرینات ژیمناستیک فشارهای مکرر فراوانی را در مدت زمان طولانی بر اندام تحتانی اعمال

می‌کند. تاکایی<sup>۱</sup> (۱۹۹۱) طی مطالعه‌ای نشان داد میزان این نیروها نزدیک به چهار برابر وزن بدن در زمان بلند شدن و اوج گرفتن است (۱۵). همچنین پانزر و همکاران<sup>۲</sup> (۱۹۸۸) نشان دادند نیرویی معادل ۱۲ برابر وزن بدن در هنگام فرود بر اندام تحتانی وارد می‌شود (۱۶) که می‌تواند علت آسیب‌های فراوان اندام تحتانی هنگام فرود از وسایل در حرکت پایانی و حرکات آکروباتیک زمینی باشد (۱۵). بیشترین میزان آسیب‌های اندام تحتانی در حرکات زمینی است و مچ پا، آسیب‌پذیرترین عضو اندام تحتانی در این پژوهش شناخته شد که با مطالعه هیوم در سال ۲۰۰۲ هم‌خوانی دارد (۱۸).

در مجموع، نتایج این بخش از تحقیق با مطالعاتی که مارشال و همکاران (۲۰۰۷)، جعفری و همکاران (۱۳۸۰) و کاین<sup>۳</sup> و همکاران (۱۹۸۹) روی ژیمناست‌های نخبه زن انجام دادند متفاوت است. آن‌ها فراوانی آسیب‌های اندام تحتانی را ۶۳/۷ درصد گزارش کردند (۱۹،۲۰،۲۶). همچنین مارشال در بررسی آسیب‌های زنان به‌صورت مجزا طی مسابقه و تمرین، به‌ترتیب آسیب‌های اندام تحتانی را ۶۹/۳ و ۵۲/۸ درصد گزارش کرد (۲۶). از آنجا که این نتایج از نمونه‌های زن جمع‌آوری شده و وسایل آسیب‌زای اندام فوقانی در ژیمناستیک آقایان نظیر خرک حلقه، دارحلقه و پارالل در ژیمناستیک خانم‌ها وجود ندارد، درصدی از آسیب‌های اندام فوقانی کاسته و به‌دلیل اینکه چوب موازنه جایگزین آن وسایل در ژیمناستیک بانوان شده است بدرد آسیب‌های اندام تحتانی افزوده شده است.

بررسی نتایج نشان می‌دهد بیشترین آسیب‌های سر و صورت (۲۲٪) در پارالل اتفاق افتاده است و از میان انواع این آسیب‌ها، آسیب‌های جمجمه با ۴۳/۵۵ درصد بیشترین فراوانی را داشتند. همچنین بیشترین آسیب‌های تنه و ستون مهره‌ها در دارحلقه اتفاق افتاده است و از میان انواع این آسیب‌ها، آسیب‌های کمر با ۴۱/۲۵ درصد بیشترین فراوانی را داشتند. در ناحیه تنه و ستون مهره‌های ژیمناست‌ها، مهره‌های کمری آسیب‌پذیرترین ناحیه است. واضح است که آسیب‌های کمر در ژیمناست‌ها به اندازه میزان شیوع آسیب‌ها در سایر اندام‌ها نیست، اما شدت و ناحیه این آسیب‌ها بسیار با اهمیت و قابل تأمل است. مطالعات موردی نشان می‌دهند که آسیب‌های کمر اغلب به تدریج رخ می‌دهد (که ممکن است به کاهش گزارش آسیب‌های کمر منجر شود) و اغلب در ژیمناست‌های نخبه مشاهده می‌شود (۱۰). کاین و همکاران (۱۹۹۶) گزارش دادند که معمولاً آسیب‌های کمر در ژیمناست‌ها، ستون مهره‌ها و دیسک‌های بین

---

1. Takai Y

2. Panzer & et al.

3. Caine & et al

مهره‌ای را درگیر می‌کند. آسیب‌های حاد در این ناحیه عبارت‌اند از: ناهنجاری‌های صفحات انتهایی مهره‌ها و آسیب غضروف‌های بین مهره‌ای که به اسپاندیلولیزیس (استرس فراکچر) و اسپاندیلولیز تیزس (سر خوردن دو مهره بر روی یکدیگر) منجر می‌شود (۱۰). هال<sup>۱</sup> (۱۹۸۶) در مطالعه‌ای سازوکار بروز آسیب‌های کمر را در ژیمناست‌ها گزارش کرد که اغلب حرکات مکرر چرخشی، تا شونده و باز شونده مزمن در ستون مهره‌ها که از حرکات اساسی در ژیمناستیک‌اند، به آسیب‌های کمر منجر می‌شوند (۲۱). علاوه بر این، فشارهای زیاد هنگام فرود از وسایل می‌توانند استرس و آسیب‌های فراوانی به مهره‌ها و اندام تحتانی وارد کنند (۷). این استرس‌ها به اسپاندیلولیزیس و اسپاندیلولیز تیزس در غضروف‌های بین مهره‌ای و آسیب به صفحات رشد بین مهره‌ها منجر می‌شوند که ممکن است باعث توقف رشد و تغییرات مزمن پیشرونده در مهره‌ها شوند (۲۲).

در مجموع تمام انواع آسیب‌ها، آسیب‌های پوستی با ۴۴/۷۷٪، آسیب‌های مفصلی با ۳۱/۵۴٪، آسیب‌های عضلانی با ۱۸/۷۶٪ و آسیب‌های استخوانی با ۴/۹۳٪ به ترتیب بیشترین آسیب‌ها را به خود اختصاص داده‌اند. اگرچه در بسیاری از مطالعات به دلیل تعریف آسیب، آسیب‌های پوستی بررسی نشده‌اند، در این تحقیق تمام آسیب‌هایی که مانع ادامه تمرین ژیمناست در همان وسیله شده، بررسی شده است. از آنجا که در اغلب وسایل ژیمناستیک پوست دست ژیمناست‌ها به‌طور مستقیم با وسایل در تماس است و اصطکاک زیاد پوست دست با وسایل به‌وسیله پودر منیزیم افزایش می‌یابد، میزان آسیب‌های پوستی شیوع فراوانی در این مطالعه داشته‌اند. همچنین به ترتیب آسیب‌های لیگامنتی (اسپرین)، خراشیدگی‌های پوستی، پینه، تاول و کشیدگی‌های عضلانی (استرین) بیشترین فراوانی نسبی آسیب‌ها را به خود اختصاص دادند. مؤسسه<sup>۲</sup> NCAA در سال ۱۹۹۴ و کاین<sup>۳</sup> (۱۹۹۶) در مطالعاتی روی ژیمناست‌ها، فرودهای متعدد از روی وسایل و برنامه حرکات زمینی را عامل شیوع زیاد آسیب‌های اندام تحتانی و به‌طور ویژه اسپرین‌ها و استرین‌ها معرفی کردند (۱۰، ۲۳). با توجه به ویژگی‌های هر وسیله و مهارت‌هایی که در آن اجرا می‌شود، نوع آسیب‌ها در هر وسیله متفاوت است. در حرکات زمینی و پرش خرک آسیب‌های مفصلی- لیگامنتی بیشترین فراوانی را نشان داده‌اند؛ چون در این دو وسیله مهارت‌های انفجاری زیادی اجرا می‌شود، معمولاً کشیدگی‌های فراوانی، به‌خصوص در اندام تحتانی رخ می‌دهد. همچنین تصور می‌شود مربیان و ژیمناست‌های ایرانی عموماً در مورد

---

1. Hall S J  
2. National Collegiate Athletic Association  
3. Caine & et al

حرکات ویژه‌ای که بتواند آسیب‌های مچ پا را کاهش دهد اطلاعاتی ندارند که به‌طور قابل توجهی این اندام را در معرض آسیب قرار می‌دهد. در حرک حلقه، پارالل و بارفیکس آسیب‌های پوستی بیشتر از آسیب‌های دیگر رخ داده است. از آنجا که در این سه وسیله تمام تکیه‌گاه بدن فقط کف دست‌هاست، در این ناحیه اصطکاک زیادی با وسیله ایجاد می‌شود و در پی آن میزان آسیب‌های پوستی افزایش می‌یابد. همچنین در دارحلقه آسیب‌های عضلانی - وتری بیشترین میزان شیوع را نسبت به آسیب‌های دیگر داشته‌اند. با توجه به ماهیت تابی - قدرتی بودن بسیاری از حرکات دارحلقه و آزاد بودن حرکت حلقه‌ها، احتمال آسیب‌های کشیدگی به‌طور قابل ملاحظه‌ای در این وسیله، در مقایسه با سایر وسیله‌ها افزایش می‌یابد. به‌علاوه با توجه به مرسوم بودن آموزش سریع حرکات جدید، به‌خصوص در دارحلقه بدون در نظر گرفتن آمادگی فیزیکی و روانی ژیمناست، شاهد بروز بیشتر آسیب‌های کشیدگی در این وسیله بوده‌ایم.

همان‌طور که در جدول سبب‌شناسی آسیب‌ها مشاهده می‌شود، استفاده نکردن از وسایل کمک آموزشی، خستگی و کمبود وسایل و تجهیزات استاندارد به‌ترتیب مهم‌ترین عوامل وقوع آسیب از دیدگاه ژیمناست‌های مطالعه حاضر بیان شده است. از آنجا که تحقیقات انجام شده تاکنون روی ژیمناست‌ها و شرایط متفاوتی انجام شده است، امکان مقایسه اولویت دادن به دلایل بالقوه وقوع آسیب‌ها وجود ندارد و اهمیت سبب وقوع آسیب‌ها در شرایط زمانی و مکانی خود دارای ارزش است. با وجود این، اهمیت سبب‌شناسی بروز آسیب‌ها به‌صورت کلی بر کسی پوشیده نیست. طی سال‌های گذشته، برنامه‌های ژیمناستیک بسیار سخت‌تر و پیچیده‌تر از گذشته شده است. در این میان اگرچه وسایل استاندارد و کمک آموزشی پیشرفت چشمگیری داشته‌اند، پیچیدگی و سختی مهارت‌ها افزایش یافته است و چون برخی سالن‌ها از این امکانات محروم‌اند؛ شاهد افزایش بروز آسیب‌ها هستیم. در همین راستا ایمری<sup>۱</sup> (۲۰۰۵) و پاتیریا هیوم (۲۰۰۲) سبب وقوع آسیب‌های ژیمناست‌ها را به دو دسته خطر فاکتورهای درونی و برون‌ی تقسیم نمودند و تجهیزات را در میان خطر فاکتورهای با اهمیت برون‌ی طبقه‌بندی نمود (۲۴،۱۸). همچنین دالی و همکارانش (۲۰۰۱) در بررسی میزان اثر برخی خطر فاکتورها در بروز آسیب‌های ژیمناستیک به بررسی تجهیزات ژیمناستیک پرداخته‌اند. آن‌ها بیان می‌کنند که اگر چه مطالعات اندکی به‌صورت غیر رسمی و مصاحبه‌ای برای میزان اثربخشی تجهیزات ایمنی مانند تشک‌ها و تجهیزات شخصی مانند مچ بند و کف بند انجام شده است، تحقیقات بیشتر برای سنجش میزان نیروی وارد شده به مفاصل، قبل و بعد از استفاده از تجهیزات ضروری است (۲۵). عامل دیگر در بروز آسیب‌ها در این مطالعه عامل خستگی است. از آنجا که با توجه به

یک سری تفکرات غلط، مربیان و ژیمناست‌ها به این عامل توجه چندانی ندارند و تمرین در ورای مرزهای خستگی را نوعی پیشرفت به حساب می‌آورند، این عامل در بروز آسیب‌ها اهمیت قابل توجهی یافته است. در مطالعات کاین وهمکاران (۱۹۸۹) و سندس<sup>۱</sup> و همکاران (۱۹۹۳) بیان شد که وقوع آسیب‌ها طی دوره آماده‌سازی برنامه مسابقه احتمالاً به دو دلیل خستگی و شتاب زدگی برای آماده کردن برنامه اتفاق می‌افتد (۲۰،۴).

در تحقیق حاضر فراوانی آسیب‌های ژیمناستیک در هر وسیله به صورت مجزا بیان شد با این هدف که مربیان و ژیمناست‌ها توجه ویژه‌ای به آسیب‌های هر وسیله کنند و راه‌کارهایی برای پیشگیری از آسیب‌ها به کار گیرند. قطعاً استفاده از وسایل کمک آموزشی و استاندارد و همچنین استفاده از تاکتیک‌های تمرینی برای به تأخیر انداختن خستگی و عدم اجرای حرکات پُرخطر در هنگام خستگی می‌تواند تأثیر به‌سزایی در کاهش آسیب‌ها داشته باشد.

### منابع:

- Hallavi, N., 2001, *Gymnastics*. National Olympic Committee of Iran Publication, [Persian book]
- Qaraxhanlo, R., 1999, *Sport Injuries Investigation (Frequency, Risk Factors and Prevention) of the elite athletes and coaches point of view*. *Journal of Olympic*, 7(3&4) Payapey 14: [Persian Article]
- Kolt, G.S., Kirkby, R.J., 1995, a prospective epidemiological investigation of injury in Australian female gymnasts. *Australian Conference of science and Medicine in sport*, Hobart, Australia.
- Sands, W.A., Shultz, B.B., & Newman, A.P., 1993, *Women's gymnastics injuries, a 5-year study*. *American Journal of Sports Medicine*, 21(2): 271-6
- Lindner, K.J., Caine, D.J., 1992, *Physical and performance differences between female gymnasts competing at high and low level*. *J Hum Movement Studies*, 23:1-15
- Bak, K., Kalms, S.B., Olesen, S., Jorgensen, U., 1994, *Epidemiology of injuries in gymnastics*. *Scandinavian Journal of medicine and science in sports*, 4, 148-154
- Weiker, G.G., 1985, *Injuries in club gymnastics*. *Physician and sports medicine*, 13 (4): 63-66
- Kirialanis, P., Malliou, 2002, *Injuries in artistic adolescent male and female athletes*. *J of back and musculoskeletal rehabilitation*, 16, 145- 151

9. Kiralanis, P., Malliou, P., 2003, Occurrence of acute lower Limb injuries in artistic gymnast in relation to event and exercise phase. *Br J Sports Med*, 37,137-139
10. Caine, C.G., Caine, D.J., & Lindner, K.J., 1996, *Epidemiology of sport injuries*. Champaign, IL: Human Kinetics.
11. Dixon, M., Fricker, P., 1993, Injuries to elite gymnast over 10 years, *Med Sci Sports Exerc*, 25(12): 1322-9
12. Caine, D., Cochrane, B., 1989, an epidemiologic investigation of injuries affecting young competitive female gymnast, *Am J Sports Med*, 17:811-20
13. Wadley, G.H., Albright, Y.P., 1993, Woman's intercollegiate gymnastics. Injury Patterns and Permanent Medical Disability, *Am J Sports Med*, 21(2): 314-20
14. Steven, J., Karageanes. 2005, *Principle of manual sports medicine*, 526-535
15. Takai, Y., 1991, A Comparison of techniques in performing the men's compulsory gymnastic vault at 1988 Olympics. *Int J Sports Biomec*, 7(1): 54-75
16. Panzer, V.P., Wood, G.A., Bates, B.T., Mason, B.R., 1988, Lower extremity loads in landing of elite gymnast. In : de Groot G, Hollander AP, Huiying PA, Van Ingen Schenau Gy, (Eds) *Biomechanics XI-B*. Amsterdam: Free university press, 727-735.
17. Freddie, H., FU, David, A. Stone., 2001, *Sports injuries, Mechanisms, Prevention, Treatment*, Lippincott, Williams & Wilkins, 469-481
18. Hume P, 2002, minimizing injuries in gymnastic activity, New Zealand. [http://www.coachesinfo.com/index.php?option=com\\_content&view=article&id=185:gymnastics-isbs-minimising&catid=62:gymnastics-isbs&Itemid=108](http://www.coachesinfo.com/index.php?option=com_content&view=article&id=185:gymnastics-isbs-minimising&catid=62:gymnastics-isbs&Itemid=108)
19. Jaefari Hajin, A., 2000, Investigation of the frequency and risk factors of elite women gymnasts in Iran, *Journal of Harkat*, N (10): 107-124, [Persian Article]
20. Caine, D., Cochrane, B., Caine, C., & Zemper E. 1989, An epidemiologic investigation of injuries affecting young competitive female gymnasts, *American Journal of Sports Medicine*, 17 (6), 811-20
21. Hall, S.J., 1986, Mechanical contribution to lumber stress injuries in females. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 18(6):599-602
22. Brukner, P., Khan, K., 1993, *Clinical sport medicine*. Sydney: McGraw- Hill Book Company.
23. National Collegiate Athletic Association (1994). 1993-94 men's and women's gymnastics injury surveillance system, Kansas: NCAA Report.
24. Emery, C. A., 2005, Injury Prevention and Future Research, Maffulli, N., Caine, D.J., (Eds): *Epidemiology of Pediatric Sports Injuries: Team Sports*. Med Sport Sci. Basel, Karger, vol 49, pp 170-191 (DOI: 10.1159/000085396)

25. Daly, R.M., Bass, S.L., Finch, C.F., 2001, Balancing the risk of injury to the gymnast: How effective are the counter measures? *Br J Sports Med*; 35: 8-20
26. Marshall, S.W., Covassin, T., Dick, R., Nassar, L.G., Julie Agel, 2007, Descriptive Epidemiology of Collegiate Women's Gymnastics Injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988–1989 Through 2003–2004, *Journal of Athletic Training*, 42(2):234–240
27. Singh, S., Gary A.S., Fields, S.K., and Lara B. McKenzie, L.B., 2008, Gymnastics-related Injuries to Children Treated in Emergency Departments in the United States, 1990- 2005, *Pediatrics*; 121:e954-e960, DOI: 10.1542/peds.2007- 0767
28. Webb, B.G., Rettig, L.A., 2008, Gymnastic Wrist Injuries. *Curr Sports Med Rep*. 7(5): 289-95.



## سینماتیک مفصل زانو در اجرای شوت رو پای فوتبالیست‌های زانو پراتنزی و نقش گشتاور عضلات ران و زانو

علی شمسی ماجلان<sup>۱</sup>، فرهاد رحمانی نیا<sup>۲</sup>، ارسلان دمیرچی<sup>۳</sup>، علی اصغر نورسته<sup>۴</sup>

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۱۰/۲۴

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۱۲/۱۳

### چکیده

تاکنون مقایسه‌ای بین عملکرد فوتبالیست‌های زانو پراتنزی و زانو طبیعی در اجرای مهارت‌های فوتبال انجام نشده است. هدف مطالعه حاضر این است که ضمن بررسی تفاوت متغیرهای سینماتیکی مفصل زانو و سرعت شوت روی پا در دو زاویه دورخیز دلخواه و ۴۵ درجه میان فوتبالیست‌های زانو پراتنزی و زانو طبیعی، رابطه سرعت شوت را با گشتاور عضلات زانو و ران بررسی کند. ۹ فوتبالیست زانو پراتنزی (سن:  $24/9 \pm 3/3$ ، وزن:  $69/9 \pm 6/4$ ، قد:  $1/78 \pm 0/06$ ) و ۹ فوتبالیست با زانوی طبیعی (سن:  $25/4 \pm 5/6$ ، وزن:  $72/2 \pm 7/1$ ، قد:  $1/78 \pm 0/07$ ) در این مطالعه شرکت داشتند. متغیرهای سینماتیکی به وسیله دستگاه آنالیز حرکت، سرعت توپ با استفاده از دو دوربین دیجیتال سرعت بالا و گشتاور عضلات به وسیله قدرت سنج دستی اندازه‌گیری شد. زاویه زانو در سطح فرونتال در هر دو زاویه دورخیز در گروه زانو پراتنزی بیشتر بود، اما این تفاوت فقط در شوت‌های با زاویه دورخیز ۴۵ درجه معنی‌دار بود ( $p < 0/05$ ). در هر دو زاویه دورخیز تفاوت معنی‌داری در حداکثر سرعت زاویه‌ای زانوی پای ضربه و سرعت توپ مشاهده نشد ( $p \geq 0/05$ ) و در نهایت آزمون همبستگی نشان داد بین نسبت گشتاور عضلات اکستنسور به فلکسور زانو و سرعت شوت فوتبالیست‌های زانو پراتنزی و طبیعی در زاویه دورخیز دلخواه رابطه مثبت و معنی‌داری وجود دارد ( $p < 0/05$ ). با این حال بین نسبت قدرت عضلات اداکتور به اداکتور ران با سرعت شوت رابطه معنی‌داری مشاهده نشد ( $p \geq 0/05$ ). یافته‌ها نشان داد با توجه به زاویه دورخیز و محل قرارگیری هدف، سرعت شوت در بازیکنان زانو پراتنزی و زانو طبیعی تفاوت معنی‌داری نداشت و با توجه به پیشینه مطالعات نقش مهم عضلات اکستنسور زانو در اجرای شوت تأیید شد.

**کلیدواژه‌های فارسی:** شوت روی پا، زاویه، سرعت زاویه‌ای، سرعت شوت، گشتاور عضلات.

۱. عضو هیئت علمی دانشگاه گیلان (نویسنده مسئول)

۲. استاد دانشگاه گیلان

۳ و ۴. دانشیار دانشگاه گیلان

Email: frahmani2001@yahoo.com

Email: damirchi@guilan.ac.ir

Email: asgharnorasteh@yahoo.com

### مقدمه

بررسی وضعیت بدنی بازیکنان فوتبال و اثرات احتمالی تغییر قامت یا پاسچر بر عملکرد آنها کمتر مطالعه شده است. یکی از موضوعات مورد علاقه برخی محققان بررسی راستای مفصل زانو در بازیکنان فوتبال است (۱، ۲). اگرچه تجارب بالینی نشان‌دهنده وجود رابطه بین زانوی پرانتری و بازی فوتبال است، تاکنون یافته‌های علمی این رابطه را تأیید نکرده‌اند در حالی که کانتراین<sup>۱</sup> و همکاران بیان می‌کنند که فشار و کشش زیاد حاصل از شرکت در فعالیت‌های ورزشی به مفصل زانو در دوران رشد می‌تواند به بروز ناهنجاری‌هایی منجر شود (۳). صرف‌نظر از رابطه علت و معلولی بین فوتبال و عارضه زانوی پرانتری، یانیو<sup>۲</sup> و همکاران (۱) در مقایسه بازیکنان فوتبال و تنیس نشان دادند شیوع زانوی پرانتری به‌طور معنی‌داری در بازیکنان فوتبال از بازیکنان تنیس بیشتر است. همچنین ویت ورو<sup>۳</sup> و همکاران (۲) نشان دادند در سن ۱۶ تا ۱۸ سال زاویه عارضه پای پرانتری در بازیکنان فوتبال به‌طور قابل توجهی بیشتر از گروه مشاهده بود.

ضربه پا از جمله مهارت‌های فوتبال است که تاکنون مطالعات بیومکانیکی زیادی درباره آن انجام شده است. به‌طور کلی به‌دلیل نوع توپ، سرعت و موقعیت توپ، ماهیت و هدف ضربه، گونه‌های بسیاری از این نوع مهارت وجود دارند، ولی یک نوع از این مهارت‌ها که در متون مربوط به‌ترین گزارش‌ها درباره آن ارائه شده است ضربه روی پا با حداکثر سرعت به توپی غیرمتحرک (ثابت) است (۴، ۵). محققان به عوامل متعددی در خصوص تغییرات سینتیکی و سینماتیکی این مهارت اشاره کرده‌اند، از جمله زاویه و سرعت نزدیک شدن به توپ و میزان دورخیز (۶، ۷)، سطح بازیکنان (۸)، کفش (۹) و قدرت عضلانی (۱۰، ۱۱). با توجه به اطلاعات موجود، تاکنون رابطه بین راستای زانو و متغیرهای سینماتیکی و عملکرد مهارت‌های فوتبال بررسی نشده است. این در حالی است که تجربیات واقعی و نتایج برخی از مطالعات (۱، ۲) نشان داده‌اند بازیکنان زانو پرانتری زیادی در سطوح مختلف فوتبال فعالیت دارند. آیا ابتلا به زانوی پرانتری می‌تواند سطح عملکرد بازیکن را در اجرای مهارت‌های فوتبال تحت تأثیر قرار دهد؟ نشان داده شده است که ابتلا به زانوی پرانتری نیروهای وارد بر زانو را تغییر می‌دهد به‌طوری که خط اعمال نیرو نسبت به مرکز مفصل زانو به سمت داخل جابه‌جا شده، فشار بر کمپارتمان داخلی مفصل را افزایش می‌دهد؛ در نتیجه، نیروی عکس‌العمل مفصل در سطح

- 
1. Chantrain
  2. Yaniv
  3. Witvrouw

داخلی ۳/۵ برابر ناحیه خارجی کمپارتمان می‌شود (۱۲). این افزایش فشار در کمپارتمان داخلی می‌تواند زانو را در معرض استئوآرتریت قرار دهد (۱۳). به نظر می‌رسد تغییر در راستای طبیعی بخش‌های مختلف بدن می‌تواند الگوی سینماتیک فعالیت‌های دینامیک ساده‌تری مانند راه رفتن را تحت تأثیر قرار دهد (۱۳، ۱۴). در صفحه عرضی، هنگام راه رفتن گشتاورهای چرخشی ناهنجار زانو به داخل و مفصل ران به خارج در افراد مبتلا به عارضه زانوی پرانتزی گزارش شده است (۱۳). این یافته‌ها نشان می‌دهند علائم و عوارض ناهنجاری زانوی پرانتزی به صفحه فرونتال منحصر نمی‌شود. با این حال به نظر می‌رسد بررسی ارتباط پاسچر و متغیرهای سینماتیکی و سینماتیکی فعالیت‌های دینامیک منحصر به راه رفتن است و با توجه به اطلاعات موجود، تاکنون این رابطه در مورد حرکات پیچیده‌ای مانند مهارت‌های ورزشی مطالعه نشده است. انجام تحقیقاتی نظیر تحقیق حاضر می‌تواند در راستای پاسخ به این پرسش اساسی باشد که با توجه به عوارض و آسیب‌هایی که زانوی پرانتزی می‌تواند برای ورزشکاران به همراه داشته باشد، این تغییر شکل ساختاری تا چه اندازه بر عملکرد ورزشکار در اجرای مهارت‌هایی نظیر شوت فوتبال مؤثر است. همچنین اگر با توجه به نتایج این‌گونه تحقیقات بتوان نقاط ضعف و قوت بازیکنان با پاسچر خاص مانند زانوی پرانتزی را تا اندازه‌ای تعیین کرد، می‌توان رهنمودهایی برای مربیان در به‌کارگیری بازیکنان با وضعیت بدنی خاص مانند زانوی پرانتزی در موقعیت‌های مختلف فوتبال ارائه داد؛ بنابراین در پژوهش حاضر برآنیم که ضمن بررسی تفاوت متغیرهای زاویه، سرعت زاویه‌ای مفصل زانو و سرعت شوت رو پا در فوتبالیست‌های زانو پرانتزی و زانو طبیعی در دو زاویه دورخیز دلخواه و ۴۵ درجه، رابطه سرعت شوت را با نسبت گشتاور عضلات اکستنسور به فلکسور زانو و اداکتور به اداکتور ران بررسی کنیم.

### روش‌شناسی پژوهش

نمونه پژوهش حاضر ۹ فوتبالیست زانو پرانتزی و ۹ فوتبالیست با زانوی طبیعی و همسان به لحاظ قد و وزن بودند که در مسابقات لیگ برتر استان گیلان (فصل ۸۹-۹۰) شرکت داشتند (جدول ۱). براساس ملاحظات پژوهش افرادی که کمتر از ۷ سال سابقه شرکت در مسابقات فوتبال، پای چپ به‌عنوان پای برتر، سابقه پارگی رباط‌ها و مینیسک زانو، احساس درد در سیستم عضلانی - اسکلتی در زمان انجام پژوهش و ناهنجاری‌های دیگری در اندام تحتانی از قبیل زانوی عقب رفته، آنتی ورژن ران و چرخش درشت‌نی داشتند از گروه آزمودنی‌ها حذف شدند. قبل از اجرای طرح پژوهش، مراحل مختلف اجرا برای آزمودنی‌ها تشریح شد و همه آن‌ها فرم رضایت‌نامه را تکمیل کردند.

جدول ۱. ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها (میانگین  $\pm$  انحراف استاندارد)

| زنانوی پراتنزی (۹ نفر) | زنانوی طبیعی (۹ نفر) |                               |
|------------------------|----------------------|-------------------------------|
| ۲۴/۹ $\pm$ ۳/۳         | ۲۵/۴ $\pm$ ۵/۶       | سن (سال)                      |
| ۶۹/۹ $\pm$ ۶/۴         | ۷۲/۲ $\pm$ ۷/۱       | وزن (کیلوگرم)                 |
| ۱/۷۸ $\pm$ ۰/۰۶        | ۱/۷۸ $\pm$ ۰/۰۷      | قد (متر)                      |
| ۹/۹ $\pm$ ۲            | ۱۱/۴ $\pm$ ۳/۸       | سابقه فعالیت (سال)            |
| -۸/۵ $\pm$ ۱/۳         | -                    | زاویه تیبیوفمورال راست (درجه) |
| -۸/۷ $\pm$ ۱/۲         | -                    | زاویه تیبیوفمورال چپ (درجه)   |

### اندازه‌گیری زاویه رانی - درشت نئی (تیبیوفمورال)

زاویه بین محور مکانیکی ران<sup>۱</sup> (خطی از مرکز سر استخوان ران به مرکز بین کندیل‌های ران) و محور مکانیکی درشت‌نی<sup>۲</sup> (خطی از مرکز طبق درشت‌نی تا مرکز سطح مفصلی درشت‌نی) با استفاده از گونیا متر اندازه‌گیری و به‌عنوان زاویه تیبیوفمورال ثبت شد (۱۵، ۱۶). محل سر استخوان ران در وسط فاصله بین برجسته‌ترین قسمت تروکانتر بزرگ ران و خار خاصره‌ای قدما<sup>۳</sup> فوقانی (ASIS) در نظر گرفته شد (۱۷). زاویه تیبیوفمورال در افراد با زنانوی پراتنزی منفی در نظر گرفته می‌شود. اندازه طبیعی این زاویه در مطالعات حدود ۱- درجه و بیشترین انحراف استاندارد گزارش شده ۲/۹ بود (۱۸-۲۰). در مطالعه حاضر با احتساب دو انحراف استاندارد از میانگین گزارش شده در مطالعات، افراد با زاویه تیبیوفمورال برابر و بیشتر از ۷- در گروه زنانوی پراتنزی قرار گرفتند. همچنین زوایای آنتی‌ورژن ران<sup>۴</sup> (۲۱)، زنانوی عقب رفته (۲۲) و تورشن درشت‌نی<sup>۵</sup> (۲۳) در مرحله انتخاب نمونه‌ها و به‌عنوان متغیرهای کنترل شده اندازه‌گیری شد.

### اندازه‌گیری نسبت گشتاور عضلات

اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک عضلات اداکتور و ابداکتور ران و فلکسور و اکستنسور زانو در پای ضربه (پای راست) به‌وسیله قدرت سنج دستی (MMT, North coast, USA) انجام شد (۲۴)، پس از اینکه آزمودنی‌ها ۵ تا ۱۰ دقیقه بدن خود را با حرکات کششی و نرمشی گرم کردند، در هر گروه عضلانی سه تکرار با حداکثر قدرت، هرکدام به مدت ۵ ثانیه و با فواصل

1. Mechanical axis of the femur
2. Mechanical axis of the tibia
3. Anterior superior iliac spine
4. Femoral anteversion
5. Tibial torsion

استراتژی ۳۰ ثانیه‌ای انجام شد. بیشترین قدرت در سه تکرار ثبت شد. برای اندازه‌گیری قدرت فلکسورهای زانو آزمودنی به شکم دراز کشید و در حالی که مفصل زانو ۹۰ درجه فلکشن داشت، سر MMT در سطح خلفی انتهای دیستال ساق پا، در راستای پروگزیمال قوزک خارجی قرار گرفت. قدرت اکستنشن زانو در وضعیت نشسته روی میز معاینه در حالی که مفصل ران و زانو در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه قرار داشت اندازه‌گیری شد و سر MMT در سطح قدامی انتهای دیستال ساق پا در راستای پروگزیمال قوزک خارجی قرار گرفت. در این دو اندازه‌گیری ناحیه میانی ران به وسیله باند ثابت‌کننده به میز معاینه محکم شد. قدرت اداکشن ران در وضعیت درازکش به پهلو، در وضعیتی که مفصل ران ۳۰ درجه اداکشن اولیه داشت، انجام شد. ثبات لگن به وسیله باند فراهم شد. قدرت اداکشن ران در وضعیتی اندازه‌گیری شد که آزمودنی به پهلو راست دراز کشیده، پای چپ وی از ناحیه زانو خم شده بود و روی چهارپایه‌ای با ارتفاع ۳۵ سانتی متر قرار گرفته بود. محل قرارگیری سر MMT برای اندازه‌گیری قدرت اداکتورها و اداکتورهای ران به ترتیب در سطح خارجی و داخلی انتهای دیستال ران، در راستای پروگزیمال کندیل‌های ران در نظر گرفته شد (۲۴). طول بازوی اهرم مفاصل ران و زانو در پای برتر به وسیله متر نواری اندازه‌گیری شد. نشانه پروگزیمال بازوی اهرم در مفاصل ران و زانو به ترتیب راستای تروکانتر بزرگ و مرکز مفصل زانو و انتهای دیستال آن محل قرارگیری مرکز سر MMT (قدرت سنج دستی) در نظر گرفته شد (۲۴، ۲۵). سپس گشتاور هر گروه عضلانی محاسبه و در نهایت، با توجه به قد و وزن آزمودنی‌ها نرمال‌سازی شدند (۲۴):

$$\text{گشتاور (Nm)} = \text{نیرو (N)} \times \text{طول اهرم (m)}$$

$$\text{گشتاور نرمال‌شده (٪)} = \left[ \frac{\text{گشتاور (Nm)}}{\text{وزن (N)} \times \text{قد (m)}} \right] \times 100$$

برای تعیین اعتبار اندازه‌گیری‌ها پنج آزمودنی قبل از اجرای طرح تحقیق در مطالعه آزمایشی شرکت کردند. ضریب همبستگی بین گروهی ۱/۱ (ICC1,1) و خطای استاندارد اندازه‌گیری‌ها (SEM) برای اندازه‌گیری‌های مربوط به راستای اندام تحتانی به ترتیب بین ۰/۸۴ - ۰/۹۱ و ۰/۷۹ - ۲/۵۴ و ضریب همبستگی بین گروهی ۲/۱ (ICC2,1) و خطای استاندارد اندازه‌گیری‌ها (SEM) برای اندازه‌گیری قدرت عضلات به ترتیب بین ۰/۷۶ - ۰/۹۰ و ۰/۳۵ - ۳/۲ گزارش شد.

#### اندازه‌گیری داده‌های سینماتیکی مفصل زانو و سرعت شوت

زاویه مفصل زانو در سطح ساجیتال و فرونتال و سرعت زاویه‌ای زانو در سطح ساجیتال به وسیله دستگاه آنالیز حرکت (ساخت شرکت وایکن، انگلیس، مدل ۴۶۰) و با استفاده از نرم‌افزار

Workstation وایکن جمع‌آوری شد. داده‌های سینماتیکی دستگاه آنالیز حرکت با فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۰ هرتز ثبت و از روش Woltring برای فیلتراسیون داده‌ها استفاده شد. قبل از اندازه‌گیری، کالیبراسیون استاتیک و کالیبراسیون دینامیک انجام شد. در پژوهش حاضر با توجه به اینکه از نرم‌افزار دستگاه برای مدل‌سازی حرکت استفاده شده است، سیستم مارکر گذاری Plug In Gait مربوط به نرم‌افزار به کار گرفته شد. ۱۶ مارکر کروی به اندام تحتانی متصل شد که در هر طرف از اندام تحتانی به ترتیب از بالا تا پایین روی ASIS، PSIS، سطح خارجی ران، سطح خارجی مفصل زانو، سطح خارجی ساق پا، قوزک خارجی، برجستگی خلفی پاشنه و سطح خارجی پایه انگشت پنجم، با استفاده از چسب‌های دوطرفه متصل شدند. پس از آماده‌سازی دستگاه‌ها و اجرای آزمون استاتیک برای شناساندن هر مارکر به نرم‌افزار، داده‌های سینماتیکی با اجرای آزمون دینامیک ثبت شد. داده‌های مربوط به مختصات هر مارکر و متغیرهای سینماتیکی دیگر در غالب نرم‌افزار Excel در مکانی که از قبل تعریف شده بود ذخیره شد. برای اندازه‌گیری سرعت شوت، شوت‌های آزمودنی‌ها با استفاده از دو دوربین دیجیتال سرعت بالا (Casio EX-F1، ۳۰۰ فریم بر ثانیه، رزولوشن ۷۲۰×۵۴۰) فیلمبرداری شدند. یکی از دوربین‌ها در پشت آزمودنی و دیگری در کنار و سمت راست قرار گرفت که زاویه بین آن‌ها ۹۰ درجه بود. با استفاده از یک فلاش نوری در میدان دید دوربین‌ها، این دو دوربین با هم سینکرونایز شدند. سرعت شوت‌ها با تحلیل فیلم‌های گرفته شده توسط دوربین‌ها به روش<sup>۱</sup> DLT (۲۶) و به وسیله نرم‌افزار MATLAB اندازه‌گیری شد به این ترتیب که میانگین سرعت توپ شش فریم پس از رها شدن از پا ثبت شد. پس از تعیین سرعت شوت‌ها، سریع‌ترین شوت در هر زاویه دورخیز برای بررسی سینماتیکی بیشتر انتخاب شد.

### روش اجرای شوت‌ها

از آزمودنی‌ها خواسته شد تا با حداکثر قدرت و با روی پا به توپ ضربه بزنند و براساس گزارش آزمودنی شوت‌هایی که در آن تماس بین پا و توپ به خوبی انجام نمی‌شد، ثبت نشدند. در هر زاویه دورخیز آزمودنی چهار شوت به سوی هدف در سمت راست دروازه می‌زد؛ یعنی هر بازیکن جمعاً هشت شوت اجرا می‌کرد. ترتیب اجرای شوت‌ها به لحاظ زاویه دورخیز به‌طور تصادفی تعیین شد و برای جلوگیری از بروز خستگی بین هر دو شوت ۲ دقیقه استراحت در نظر گرفته شد. شوت‌ها به سمت هدفی با ابعاد ۶۰×۶۰ سانتی‌متر پرتاب شدند که در فاصله حدود ۷ متری از توپ، ارتفاع ۷۵ سانتی‌متری از زمین و فاصله ۱/۵ متری از مرکز در سمت

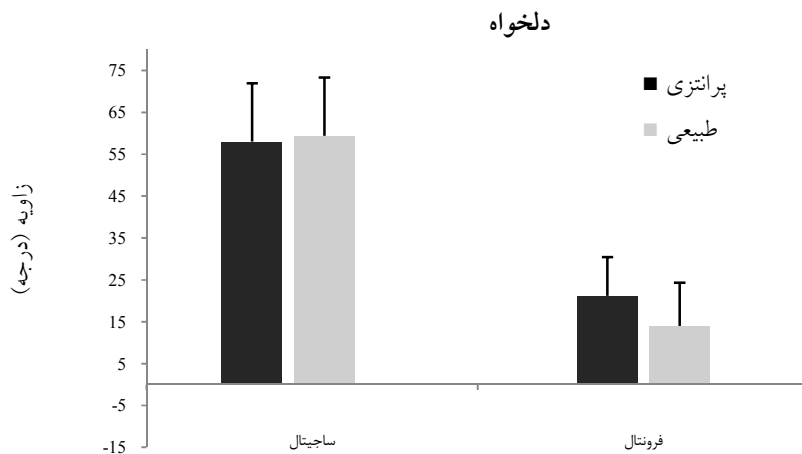
راست دروازه فرضی قرار داشت، زده شدند. از توپ سایز ۵ و استاندارد مورد تأیید فیفا برای شوت زدن استفاده شد. آزمودنی‌ها کفش استوک‌دار خود را که معمولاً از آن در تمرینات و مسابقات خود استفاده می‌کردند به پا داشتند. مسیر حرکت بازیکن در زاویه‌های دورخیز دلخواه و ۴۵ درجه روی چمن مصنوعی علامت گذاری شد.

### روش آماری

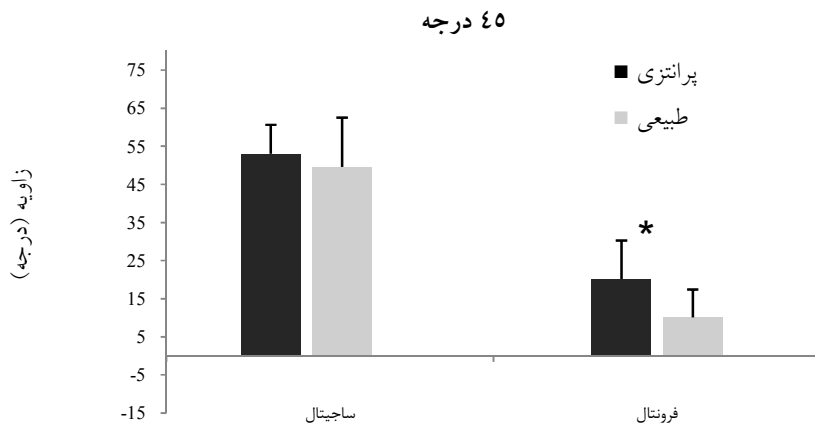
تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS انجام شد. نحوه توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون کلموگروف - اسمیرنوف تعیین شد. برای بررسی تفاوت آماری متغیرهای مختلف از آزمون t مستقل و بررسی ارتباط بین قدرت عضلات و سرعت توپ از روش همبستگی پیرسون استفاده شد. تجزیه و تحلیل آماری در سطح معنی‌داری  $P < 0.05$  انجام شد.

### یافته‌های پژوهش

زاویه زانو در سطح فرونتال در هر دو زاویه دورخیز در گروه زانو پرانتری بیشتر بود، اما این تفاوت فقط در شوت‌های با زاویه دورخیز ۴۵ درجه معنی‌دار بود ( $p = 0.026$ ). تفاوت این زوایا در سطح ساجیتال (فلکشن زانو) معنی‌دار نبود ( $p \geq 0.05$ ) (شکل‌های ۱ و ۲). در هیچ‌یک از دو زاویه دورخیز در حداکثر سرعت زاویه‌ای زانوی پای ضربه قبل از تماس پا با توپ (از فریم برخورد پای تکیه‌گاه با زمین تا فریم تماس پا با توپ) و در لحظه تماس پا با توپ تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ( $p \geq 0.05$ ) (شکل‌های ۳ و ۴). همچنین در هر دو زاویه دورخیز دلخواه ( $p = 0.280$ ) و ۴۵ درجه ( $p = 0.476$ ) تفاوت معنی‌داری در سرعت توپ مشاهده نشد (شکل ۵). آزمون همبستگی پیرسون نشان داد رابطه معنی‌داری بین نسبت گشتاور عضلات اکستنسور به فلکسور زانو و سرعت شوت فوتبالیست‌های زانو پرانتری و طبیعی در زاویه دورخیز دلخواه وجود دارد ( $p < 0.05$ ). با این حال بین نسبت گشتاور عضلات اداکتور به اداکتور ران با سرعت شوت فوتبالیست‌های با زانوی پرانتری و زانوی طبیعی رابطه معنی‌داری مشاهده نشد ( $p \geq 0.05$ ) (جدول ۲).



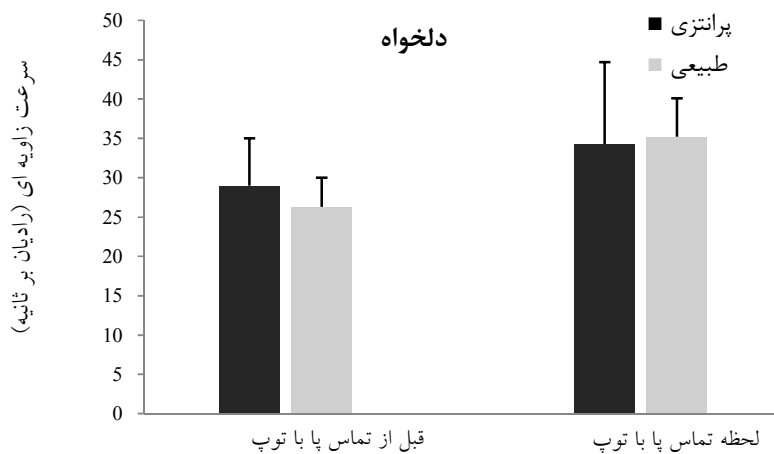
شکل ۱. زاویه زانوی پای ضربه در لحظه تماس پا با توپ در زاویه دورخیز دلخواه



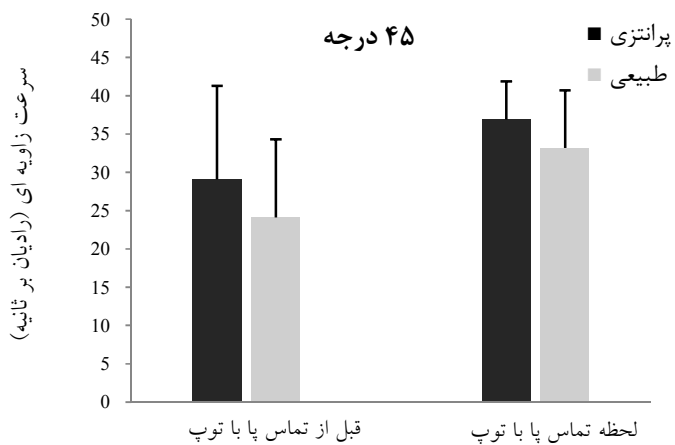
شکل ۲. زاویه زانوی پای ضربه در لحظه تماس پا با توپ در زاویه دورخیز ۴۵ درجه

(\* معنی‌داری در سطح  $p < 0.05$ )

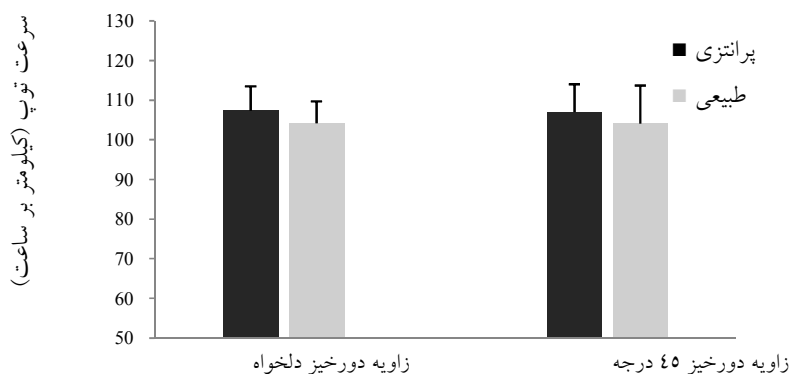




شکل ۳. سرعت زاویه‌ای اکستنشن زانوی پای ضربه در زاویه دورخیز دلخواه



شکل ۴. سرعت زاویه‌ای اکستنشن زانوی پای ضربه در زاویه دورخیز ۴۵ درجه



شکل ۵. سرعت توپ

جدول ۲. رابطه نسبت گشتاور عضلات ران و زانو و سرعت شوت. ضریب همبستگی پیرسون ( $r$ ) و

سطح معنی داری ( $p$ )

| p      | r      |                         |               |
|--------|--------|-------------------------|---------------|
| ۰/۵۳۱  | ۰/۲۴۱  | اداکتور به ابداکتور ران | زاویه دلخواه  |
| *۰/۰۱۶ | ۰/۸۱۰  | اکستنسور به فلکسور زانو | زانوی پرانتری |
| ۰/۵۰۳  | ۰/۲۵۸  | اداکتور به ابداکتور ران | زاویه ۴۵ درجه |
| ۰/۱۲۶  | ۰/۵۶۳  | اکستنسور به فلکسور زانو |               |
| ۰/۸۰۸  | -۰/۰۹۵ | اداکتور به ابداکتور ران | زاویه دلخواه  |
| *۰/۰۰۸ | ۰/۸۴۵  | اکستنسور به فلکسور زانو | زانوی طبیعی   |
| ۰/۶۵۱  | ۰/۱۷۶  | اداکتور به ابداکتور ران |               |
| ۰/۱۸۶  | ۰/۵۵۶  | اکستنسور به فلکسور زانو | زاویه ۴۵ درجه |

\* معنی داری در سطح ( $p < ۰/۰۵$ ) **بحث و نتیجه گیری**

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد در لحظه ضربه شوت روی پا با زاویه دورخیز دلخواه، تفاوت معنی داری در زاویه زانو در هر دو سطح فرونتال و ساجیتالین دو گروه زانو پرانتری و زانو طبیعی وجود نداشت، اما در زاویه دورخیز ۴۵ درجه، زاویه زانو در سطح فرونتال در گروه زانو پرانتری به طور معنی داری بزرگ‌تر از گروه با زانوی طبیعی بود. در اندازه‌گیری استاتیک، زانوی پرانتری عارضه‌ای است که در سطح فرونتال مشاهده می‌شود به طوری که زاویه تییبیومورال در جهت منفی افزایش می‌یابد (۱۸). در مطالعه حاضر میانگین زاویه تییبیومورال در پای ضربه

گروه زانو پرانتزی  $1/3 \pm 8/5$  بود؛ بنابراین به نظر می‌رسد زاویه مفصل زانو در سطح فرونتال هنگام انجام فعالیت‌های دینامیک با زاویه آن در وضعیت استاتیک مرتبط باشد. نشان داده شده است که عارضه زانوی پرانتزی می‌تواند به‌طور چشمگیری موقعیت قرارگیری پا را در هنگام دویدن تغییر دهد به‌طوری که این افراد تمایل دارند در فاز سکون دویدن خط پیشرفت حرکت را قطع کنند (۲۷)، وضعیتی که به‌نظر می‌رسد در آزمودنی‌های زانو پرانتزی تحقیق حاضر هنگام اجرای شوت نسبت به گروه با زانوی طبیعی رخ داده است. البته تفاوت مشاهده‌شده فقط در شوت‌های با زاویه دورخیز ۴۵ درجه معنی‌دار بود. با توجه به اینکه همه آزمودنی‌ها با پای راست به توپ ضربه می‌زدند و هدف تعیین‌شده در سمت راست دروازه بود، به نظر می‌رسد هنگام شوت با زاویه دورخیز ۴۵ درجه بازیکنان نیاز بیشتری به حرکت پای ضربه در سطح فرونتال دارند که این مسئله می‌تواند تفاوت مشاهده‌شده را توجیه کند.

همان‌طور که بیان شد بین دو گروه زانو پرانتزی و زانو طبیعی در سرعت زاویه‌ای اکستنشن زانوی پای ضربه تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. یکی از اندازه‌هایی که در بسیاری از مطالعات به‌عنوان عامل تعیین‌کننده موفقیت در اجرای شوت در نظر گرفته شده، حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن مفصل زانو است که دقیقاً قبل از تماس پا با توپ اتفاق می‌افتد. پوتنام<sup>۱</sup> (۲۸) این میزان را حدود ۴۰ رادیان بر ثانیه، دورگه<sup>۲</sup> و همکاران (۲۹) ۳۳ رادیان بر ثانیه و رابرتس و متکالف<sup>۳</sup> (۳۰) بین ۲۶/۱ تا ۳۴/۹ رادیان بر ثانیه گزارش کردند که با نتایج تحقیق حاضر (۲۴/۱ تا ۳۶/۹ رادیان بر ثانیه) مطابقت دارد. از طرفی به نظر می‌رسد به‌دلیل سرعت زیاد اکستنشن زانو، قدرت عضلات می‌تواند نقشی تعیین‌کننده در شکل‌گیری تفاوت در سرعت زاویه‌ای اکستنشن زانو ایفا کند (۳۸). در مطالعه حاضر تفاوت معنی‌داری در نسبت گشتاور عضلات اکستنسور به فلکسور زانو مشاهده نشد که این یافته می‌تواند تا اندازه زیادی مشاهده نشدن تفاوت معنی‌دار در سرعت زاویه‌ای اکستنشن زانو را توجیه کند. باید به این نکته توجه داشت که پای مسلط همه آزمودنی‌ها، پای راست بود و با توجه به قرارگیری هدف در سمت راست دروازه و جهت دورخیز بازیکنان، امکان استفاده از حداکثر کارایی عضلات در جهت اکستنشن زانو وجود نداشت و برای جهت دادن به توپ بخشی از حرکت پای ضربه در صفحه فرونتال و هوریزونتال انجام می‌شد. البته سرعت زاویه‌ای پای ضربه در سطوح فرونتال و هوریزونتال در مطالعه حاضر اندازه‌گیری نشده است.

- 
1. Putnam
  2. Dorge
  3. Roberts and Metcalf

همچنین نتایج نشان داد در هر دو زاویه دورخیز دلخواه و ۴۵ درجه تفاوت معنی‌داری در سرعت توپ مشاهده نشد. سرعت توپ شاخص بیومکانیکی اصلی در تعیین ضربات موفق است که به عوامل متعددی مرتبط است (۸، ۳۸، ۳۹). گستردگی عوامل مرتبط می‌تواند تفاوت نتایج مطالعات را در مورد سرعت توپ توجیه کند. میانگین حداکثر سرعت توپ در مطالعات مختلف بین ۷۲ تا ۱۱۵ کیلومتر بر ساعت گزارش شده است (۸). در مطالعه حاضر سرعت شوت فوتبالیست‌های زانو پرانتری  $۱۰۴/۲ \pm ۵/۵$  و  $۱۰۴/۱ \pm ۶/۹$  به ترتیب در زوایای دورخیز دلخواه و ۴۵ درجه بود. همان‌طور که مشاهده می‌شود سرعت شوت در آزمودنی‌های زانو پرانتری بیشتر است، اما این تفاوت به لحاظ آماری معنی‌دار نبود. با توجه به اینکه همه آزمودنی‌ها با پای راست به توپ ضربه می‌زدند و هدف تعیین شده در سمت راست دروازه بود، بازیکنان مجبور بودند علاوه بر به-کارگیری حرکت اکستنشن و فلکشن زانو برای هدایت توپ در مسیر مناسب از اداکشن ران نیز سود ببرند. در این راستا یامادا و همکاران نشان دادند قدرت عضلات اداکتو مفصل ران در افراد مبتلا به زانوی پرانتری بیشتر از گروه شاهد است، در حالی که قدرت اداکتورهای ران در آن‌ها یکسان است. در مطالعه حاضر نیز با وجود معنی‌دار نبودن تفاوت نسبت گشتاور عضلات اداکتور به اداکتور ران، این نسبت در زانو پرانتری‌ها بیشتر از افراد با زانوی طبیعی بود؛ بنابراین انتظار می‌رفت بازیکنان زانو پرانتری بتوانند عملکرد بهتری در اجرای شوت‌های پرسرعت داشته باشند. البته متغیرهایی مانند سطح مهارت و تکنیک بازیکنان بر سرعت شوت مؤثرند (۳۱). بازیکنان در باشگاه‌های مختلفی فعالیت می‌کردند؛ بنابراین کیفیت و کمیت تمرینات آن‌ها کنترل نشده بود. همچنین احتمال دارد نبود امکان ایجاد شرایط واقعی فوتبال در محیط آزمایشگاهی ممکن بود بر عملکرد آن‌ها تأثیرگذار باشد.

از دیگر نتایج پژوهش حاضر این بود که بین گشتاور نسبی عضلات اکستنسور به فلکسور زانو و سرعت شوت فوتبالیست‌های زانو پرانتری و طبیعی در زاویه دورخیز دلخواه رابطه مثبت و معنی‌داری وجود دارد، با این حال این ارتباط در مورد نسبت گشتاور عضلات اداکتور به اداکتور ران معنی‌دار نبود. با توجه به سرعت زاویه‌ای زیاد اکستنشن زانو در لحظه ضربه به نظر می‌رسد عضلات اکستنسور زانو نقش مهمی در اجرای ضربه دارند. در این خصوص، نشان داده شده است که بین قدرت عضلانی و عملکرد بازیکنان فوتبال در اجرای شوت ارتباطی وجود دارد. چنین رابطه‌ای را چند پژوهشگر گزارش کرده‌اند (۱۰، ۱۱، ۳۲). کابری<sup>۱</sup> و همکاران با استفاده از دینامومتر ایزوکینتیک و در سرعت زاویه‌ای  $۳/۶$  رادیان بر ثانیه، قدرت عضلات فلکسور و

اکستنسور زانو را اندازه‌گیری کردند که همبستگی زیادی بین مسافت ضربات و قدرت اکستنسورهای زانو ( $r = 0.74$ ) مشاهده شد (۱۵). نتایج مشابهی در مطالعات رایلی و دراست<sup>۱</sup> (۳۲)، پل مدیس<sup>۲</sup> و همکاران (۳۳) و نارسی<sup>۳</sup> و همکاران (۳۴) مشاهده شده است که با نتایج مطالعه حاضر مطابقت دارد. البته در مطالعه حاضر قدرت عضلات بر اساس حداکثر قدرت ایزومتریک بازیکنان ثبت شد که باید در بررسی رابطه آن با عملکرد بازیکن در حرکتی دینامیک مانند شوت زدن به این نکته توجه داشت؛ چون اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک در زاویه خاصی از دامنه حرکتی انجام می‌شود. در پایان، یافته‌ها نشان داد با توجه به زاویه دورخیز و محل قرارگیری هدف، سرعت شوت در بازیکنان زانو پرانتری و زانو طبیعی تفاوت معنی‌داری نداشت و با توجه به پیشینه مطالعات، نقش مهم عضلات اکستنسور زانو در اجرای شوت تأیید شد. تاکنون شواهد پژوهشی موجود در مورد تأثیر ناهنجاری راستای اندام تحتانی بر عملکرد فعالیت‌های دینامیک محدود به مطالعات راه رفتن و دویدن بوده و نشان داده شده است که برخی متغیرهای بیومکانیکی مرتبط با عملکرد می‌تواند تحت تأثیر راستای زانو قرار گیرد. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد با وجود تفاوت‌های معنی‌دار در برخی متغیرهای بیومکانیکی و گشتاور عضلات در اجرای شوت روی پا، سرعت توپ ضربات فوتبالیست‌های زانو پرانتری و بازیکنان با زانوی طبیعی تفاوت معنی‌داری با یکدیگر نداشتند.

### منابع:

1. Yaniv M, Becker T, Goldwirt M, Khamis S, Steinberg DM, Weintroub S. (2006). Prevalence of bowlegs among child and adolescent soccer players. Clin J Sport Med. 16(5):392-6.
2. Witvrouw E, Danneels L, Thijs Y, Cambier D, Bellemans J. (2009). Does soccer participation lead to genu varum? Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 7(4):422-7.
3. Chantrain A. (1985). Knee joint in soccer players: osteoarthritis and axis deviation. Med Sci Sports Exerc 17:434-439
4. Dorge HC, Andersen TB, Sorensen H, Simonsen EB. (2002). Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. Journal of Sports Sciences, 20, 293-299.
5. Nunome H, Ikegami Y. (2005). The effect of hip linear motion on lower leg

---

1. Reilly and Drust  
2. Poulmedis  
3. Narici

- angular velocity during soccer instep kicking. In Q. Wang (Ed.), *Proceedings of the XXIIIrd Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports* (pp. 770–772). Beijing: The People Sports Press.
6. Kellis E, Katis A, Gissis I. (2004). Knee biomechanics of the support leg in soccer kicks from three angles of approach. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36, 1017–1028.
  7. Kellis E, Katis A. (2007). Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6, 154–165.
  8. Kawamoto R, Miyagi O, Ohashi J, Fukashiro S. (2007). Kinetic comparison of a side foot soccer kick between experienced and inexperienced players. *Sports Biomechanics*, 6, 187–198.
  9. Sterzing T, Hennig EM. (2008). The influence of soccer shoes on kicking velocity in full-instep kicks. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 36, 91–97.
  10. De Proft E, Clarys J, Bollens E, Cabri J, Dufour W. (1988). Muscle activity in the soccer kick. In: *Science and Football*. Eds: Reilly, T., Lees, A., Davids, K. and Murphy, W.J. London: E & FN Spon. 434-440.
  11. Cabri J, De Proft E, Dufour W, Clarys J. (1988). The relation between muscular strength and kick performance. In: *Science and Football*. Eds: Reilly, T., Lees, A., Davids, K. Murphy, W. London: E & FN Spon. 186-193.
  12. Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. (2004). Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 12:745-751.
  13. Stief F, Böhm H, Schwirtz A, Dussa CU, Döderlein L. (2011). Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. *Gait Posture*. 33(3):490-5.
  14. Teixeira LF, Olney SJ. (1996). Relationship between alignment and kinematic and kinetic measures of the knee of osteoarthritic elderly subjects in level walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 11(3):126-134.
  15. Yoshioka Y, Siu D, Cooke TD. (1987). The anatomy and functional axes of the femur. *J Bone Joint Surg Am*; 69:873-80.
  16. Yoshioka Y, Siu D, Scudamore RA, Cooke TD. (1989). Tibial anatomy and functional axes. *J Orthop Res*; 7:132-7.
  17. Cooke TDV, Li J, Scudamore RA. (1994). Radiographic assessment of bony contributions to knee deformity. *Orthop Clin North Am*; 25:387-93.
  18. Chao EY, Neluhani EV, Hsu RW, Paley D. (1994). Biomechanics of malalignment. *Orthop Clin North Am*; 25:379-86.
  19. Cooke D, Scudamore A, Li J, Wyss U, Bryant T, Costigan P. (1997). Axial lower-limb alignment: comparison of knee geometry in normal volunteers and

- osteoarthritis patients. *Osteoarthritis Cartilage*; 5:39-47.
20. Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ. (1987). Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am*; 69:745-9.
  21. Daneshmandi H, Saki F, Shahheidari S, Khoori A. (2011). Lower extremity Malalignment and its linear relation with Q angle in female athletes. *Procedia Social and Behavioral Sciences*. 15: 3349–3354.
  22. Mckeon JM, Hertel J. (2009). Sex differences and representative values for 6 lower extremity alignment measures. *journal of athletic training*, 44(3):249-255.
  23. Shultz SJ, Nguyen AD, Levine BJ. (2009). The Relationship Between Lower Extremity Alignment Characteristics and Anterior Knee Joint Laxity. *Sports Health*. 1(1): 54–60.
  24. Krause DA, Schlagel SJ, Stember BM, Zoetewey JE, Hollman JH. (2007). Influence of lever arm and stabilization on measures of hip abduction and adduction torque obtained by hand-held dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil*. 88:37-42.
  25. Nyström Eek M, Kroksmark A-K, Beckung E. (2006). Isometric muscle torque in children 5 to 15 years of age: normative data. *Arch Phys Med Rehabil*. 87:1091-9.
  26. Abdel-Aziz YI, Karara HM. (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. *Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry* (pp. 1-18). Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry.
  27. Subotnick S I. (1975). *Podiatric Sports Medicine*. Mount Kisco, NY: Futura, 33–45.
  28. Putnam, C.A. (1983). Interaction between segments during a kicking motion. In *Biomechanics VIII-B* (edited by H. Matsui and K. Kobayashi), pp. 688-694. Champaign, IL: Human Kinetics.
  29. Dorge H, Bull-Andersen T, Sorensen H, Simonsen E, Aagaard H, Dyhre Poulsen P, Klausen K. (1999). EMG activity of the iliopsoas muscle and leg kinetics during the soccer place kick. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 9, 155- 200.
  30. Roberts EM, Metcalf A. (1968). Mechanical analysis of kicking. In *Biomechanics I* (edited by J. Wartenweiller, E. Jokl and M. Hebbelink), 315- 319. Basel: Karger.
  31. Lees, A. and Nolan, L. (1998). The biomechanics of soccer: A review. *Journal of Sports Sciences* 16, 211-234.
  32. Reilly T, Drust B. (1994). The isokinetic strength of women soccer players.

Communication to the 10th Commonwealth and International Scientific Conference, Victoria Canada, August.

33. Poulmedis P, Rondoyannis G, Mitsou A, Tsarouchas E. (1988). The influence of isokinetic muscle torque exerted in various speeds on soccer ball velocity. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy* 10, 93-96.
34. Narici M, Sirtori M, Mogioni P. (1988) Maximal ball velocity and peak torques of hip flexor and knee extensor muscles. In: *Science and Football*. Eds: Reilly, T., Lees, A., Davids, K. and Murphy, W.J. London: E & FN Spon. 429-433.



## تأثیر هشت هفته تمرین مقاومتی بر عملکرد حرکتی مردان مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس

محبوبه مرادی<sup>۱</sup>، محمدعلی صحرایان<sup>۲</sup>، محمدرضا کردی<sup>۳</sup>

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۵/۲۲

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۱۰/۱۳

### چکیده

هدف از این پژوهش تأثیر هشت هفته تمرین مقاومتی بر عملکرد حرکتی مردان مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس (MS) است. بدین منظور ۲۰ نفر از بیماران مبتلا به بیماری MS با امتیاز گسترش یافته وضعیت ناتوانی<sup>۴</sup> (EDSS)  $(1/54 \pm 2/94)$ ، با میانگین سنی  $(7/8 \pm 34/05)$ ، وزن  $(58 \pm 67/83)$  و شاخص توده بدنی  $(3/81 \pm 22/40)$  به صورت تصادفی به دو گروه تجربی ( $n=10$ ) و کنترل ( $n=10$ ) تقسیم شدند. گروه تجربی علاوه بر مصرف داروهای تجویز شده، در هشت هفته تمرین مقاومتی شامل هفته‌ای سه جلسه (۶۰ الی ۸۰ دقیقه با ۵۰-۷۰ درصد یک تکرار بیشینه) شرکت کردند و گروه کنترل فقط داروهای تجویز شده را مصرف کردند. داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS-13 و روش آماری T مستقل داده‌های افزوده در سطح  $\alpha \leq 0/05$  تجزیه و تحلیل شدند. نتایج این پژوهش نشان داد تمرینات مقاومتی بر آزمون برخاستن و رفتن ( $P=0/001$ ) و آزمون پله سه دقیقه ( $P=0/002$ ) تأثیر معنی‌داری داشته، ولی با وجود بهبود آزمون ۱۰ متر راه رفتن ( $P=0/083$ )، تغییرات معنی‌داری مشاهده نشد. در مجموع با توجه به تأثیر مثبت ورزش مقاومتی بر مبتلایان به MS در بهبود عملکرد حرکتی پیشنهاد می‌شود این بیماران از تمرین مقاومتی فزاینده و منطبق با نیازهای فردی استفاده نمایند.

**کلیدواژه‌های فارسی:** تمرین مقاومتی، عملکرد حرکتی، مولتیپل اسکلروزیس (MS).

۱. کارشناس ارشد فیزیولوژی ورزشی دانشگاه تهران (نویسنده مسئول)

۲. دانشیار دانشگاه علوم پزشکی دانشگاه تهران

۳. استادیار دانشگاه تهران

### مقدمه

بدون شک بیماری مولتیپل اسکلروزیس<sup>۱</sup> (MS) را می توان از شایع ترین بیماری های سیستم اعصاب مرکزی دانست. تقریباً ۲/۵ میلیون نفر در سرتاسر دنیا به این بیماری مبتلا هستند و روزبه روز بر تعداد مبتلایان افزوده می شود (۱). این بیماری بیشتر جوانان و به خصوص زنان جوان را درگیر می کند و به علت خاصیت مزمن بیماری، در تمام عمر همراه فرد خواهد بود. این بیماری جزء گروهی از بیماری های سیستم عصبی است که با تخریب میلین راه های عصبی همراه است. از نظر آسیب شناسی علاوه بر تخریب میلین که به صورت کانون های پراکنده در ماده سفید نسوج عصبی رخ می دهد، ترشح سلول های التهابی در اطراف عروق و اسکار بافت گلیال<sup>۲</sup> (اسکلروز) نیز مشهود است. ویژگی بیماری، متعدد بودن ضایعات از نظر زمانی و مکانی و رخداد علائم به صورت رفت و برگشتی است؛ یعنی یک علامت عصبی بعد از مدتی بهبود یافته و در زمان دیگر همان علامت یا علائم دیگری مجدداً رخ می دهند. اگرچه بهبودی می تواند کامل باشد، علائم عصبی ممکن است به تدریج بیمار را ناتوان کنند (۱). تا به حال هیچ بررسی آماری دقیقی به منظور تعیین تعداد افراد مبتلا در ایران انجام نشده است، ولی برآورد می شود در حال حاضر بیش از چهار هزار نفر در ایران به این بیماری مبتلا باشند (۲). علائم شایع MS شامل کاهش توانایی راه رفتن و تعادل و افزایش ضعف عضلات اسکلتی و خستگی که به کاهش تحرک منجر می شود (۳). کاهش تحرک در این افراد موجب آتروفی تارهای عضلانی می شود که نتیجه آن کاهش تارهای نوع اول است (۴). این علائم و علائم دیگر نه تنها در سلامتی عمومی نقشی تعیین کننده دارند، بلکه در توانایی برای اجرای فعالیت های روزمره زندگی نیز نقش مهمی ایفا می کنند (۳). هدف اولیه ورزش در این بیماری مزمن، حفظ و بهبود عملکرد است (۵). کرافت<sup>۳</sup> و همکارانش (۱۹۹۶) اثر تمرین مقاومتی را روی هشت بیمار به مدت دوازده هفته، سه بار در هفته آزمایش قرار کردند. در قدرت عضلات بازکننده و خم کننده زانو و قدرت عضلات خم کننده و بازکننده آرنج بهبود و در آزمون های عملکردی آنها در آزمون برخاستن و رفتن و آزمون بالا رفتن از پله ۲۶٪ افزایش و در آزمون راه رفتن ۱۱٪ افزایش مشاهده شد (۱۸).

کاسر و مک کابین<sup>۴</sup> (۱۹۹۶) اثر تمرین مقاومتی را روی هشت بیمار به مدت ده هفته، دو بار در

1. Multiple Sclerosis (MS)

2. Glial

3. Kraft

4. Kasser and Mc Cubbin

هفته مطالعه کردند که طیف نتایج، در قدرت عضلات بازکننده زانو ۱۶٪، در قدرت عضلات بازکننده آرنج ۵۶٪، در قدرت عضلات بازکننده آرنج ۶٪، قدرت عضلات خم‌کننده آرنج ۲۹٪، در عضلات نزدیک‌کننده شانه ۳٪ و عضلات دورکننده شانه ۱۱٪ افزایش مشاهده شد (۲۳). در پژوهش دیبالت<sup>۱</sup> و همکارانش (۲۰۰۴) اثر تمرین مقاومتی روی ۳۶ بیمار به مدت هشت هفته، سه بار در هفته بررسی شد. در توان بازکننده‌های زانو ۳۷٪ افزایش مشاهده شد، ولی در آزمون‌های عملکردی در تعادل و آزمون برخاستن و رفتن تغییر معنی‌داری دیده نشد (۱۹). وایت<sup>۲</sup> و همکارانش (۲۰۰۶) اثر هشت هفته تمرین مقاومتی فزاینده را روی قدرت عضلات پایین تنه، عملکرد حرکتی، خستگی و ناتوانی هشت بیمار بررسی کردند. در قدرت عضلات بازکننده زانو ۷/۴٪، قدرت عضلات پلانترفلکسور ۵۲٪ و در اجرای آزمون پله ۸/۶٪ افزایش مشاهده کردند. خستگی کاهش یافت و ناتوانی در این بیماران کمتر شد (۱۷). هوبارت<sup>۳</sup> و همکارانش گزارش کردند که ۷۵٪ بیماران مبتلا به MS مشکلات حرکتی را تجربه کرده‌اند؛ از این رو توجه به عملکرد حرکتی برای فعالیت‌های روزانه این افراد ضروری است (۶). ضعف عضلانی یکی از علائم MS است که با خستگی همراه است و توانایی حرکتی را کاهش و ناتوانی را افزایش می‌دهد. همچنین محققان و پزشکان زمانی طولانی است که به بررسی راه رفتن در سیر پیشرفت بیماری و ناتوانی پرداخته‌اند؛ برای مثال تقریباً ۵۰ درصد مبتلایان به MS ۱۵ تا ۲۵ سال بعد از شروع بیماریشان هنگامی که معیار ناتوانی آنها به ۶ برسد برای راه رفتن به وسیله کمکی نیاز پیدا خواهند کرد و تقریباً ۹۰٪ از آنها ۲۵ سال بعد از شروع بیماریشان، هنگامی که معیار ناتوانی آنها به ۷ برسد دچار محدودیت‌های حرکتی شدید و ناتوانی‌های برگشت‌ناپذیر خواهند شد (۷).

قدرت عضلات پایین تنه به زمان راه رفتن مربوط می‌شود و هدف ورزش‌های قدرتی برای این افراد جلوگیری از شدت کاهش زمان راه رفتن است (۸). زمان راه رفتن به چند دلیل حائز اهمیت است: اولاً اثرات محدودیت در راه رفتن این بیماران روی توانایی فعالیت‌های تفریحی، اجتماعی، شغلی و خانوادگی این افراد تأثیر می‌گذارد؛ ثانیاً تأثیر راه رفتن متغیری دائمی است که می‌تواند در طول زمان در معیار ناتوانی تغییر ایجاد کند و ثالثاً یکی از اصلی‌ترین آسیب‌های کلی در تحرک و عملکرد حرکتی بیماران MS نقص در راه رفتن است (۸). انجام فعالیت‌های اساسی همچون راه رفتن، بالا رفتن از پله و بلند شدن از روی صندلی در

---

1. Debolt  
2. White  
3. Hobart

طول زمان برای بیماران مشکل خواهد شد و بهبود قدرت می‌تواند روزبه‌روز عملکرد حرکتی را بهبود و ارتقا بخشد (۹)؛ بنابراین در بیماری MS حفظ عملکرد حرکتی هدف اصلی درمان است؛ زیرا برای اغلب بیماران مبتلا به MS افزایش استقلال در مدت طولانی و کاهش نیاز به حمایت دیگران برای افزایش کیفیت زندگیشان اهمیت بسیاری دارد (۷). با توجه به تأثیراتی که این بیماری بر فعالیت‌های روزانه افراد می‌گذارد و موجب کاهش بازده عملکردی افراد می‌شود و با توجه به مخارج دارویی این بیماری، به نظر می‌رسد ورزش شیوه‌ای مؤثر، ارزان و بدون عوارض جانبی در درمان این بیماران است. مطالعات کمی اثر تمرین مقاومتی را بر افراد مبتلا به MS بررسی کرده‌اند؛ بنابراین، هدف اولیه این پژوهش تعیین تأثیر هشت هفته تمرین مقاومتی بر عملکرد حرکتی در این بیماران است. با توجه به نتایج تحقیقات و موارد فوق، این موضوع برای نورولوژیست‌ها و فیزیولوژیست‌های ورزشی مطرح است که آیا تمرینات مقاومتی، تأثیری بر عملکرد حرکتی مردان مبتلا به بیماری MS دارد؟

### روش‌شناسی پژوهش

جامعه آماری این پژوهش را مردان ۲۱-۵۲ ساله مبتلا به بیماری MS تشکیل دادند. از تعداد ۴۰ نفر مراجعه‌کننده به انجمن MS ایران، پس از معاینه توسط پزشک متخصص مغز و اعصاب، بر اساس نتایج آزمون‌های ورزشی و میزان آمادگی آن‌ها برای قرار گرفتن در پروتکل ورزشی ۲۰ نفر انتخاب شدند و با استفاده از روش تصادفی (قرعه‌کشی) به دو گروه کنترل ( $n=10$ ) و تجربی ( $n=10$ ) تقسیم شدند. میانگین سنی آزمودنی‌ها ( $34/05 \pm 7/8$ )، معیار ناتوانی ( $2/94 \pm 1/54$ )، وزن ( $67/83 \pm 11/58$ ) و شاخص توده بدنی ( $22/40 \pm 3/81$ ) بوده است. تمامی آزمودنی‌ها قبل از اجرای آزمون‌های ورزشی برای تعیین امتیاز گسترش یافته وضعیت ناتوانی<sup>۱</sup> (EDSS) (جدول ۱) زیر نظر پزشک متخصص مغز و اعصاب معاینه شدند. قبل و بعد از هشت هفته تمرین مقاومتی در آزمایشگاه فیزیولوژی دانشگاه تهران و کلینیک توانبخشی، آزمون‌های ورزشی انجام شد. اطلاعات اولیه مورد نیاز پژوهش از قبیل سن، قد، وزن، شاخص توده بدنی و عضوی که تسلط کمتری در آن دارند، ثبت و جمع‌آوری شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد لباس‌ها و کفش راحت بپوشند. هشت نفر از ۱۰ نفر گروه تجربی تمرینات مقاومتی را به‌طور کامل انجام دادند و دو نفر بعد از آزمون‌های اولیه به‌علت مشکلات شخصی تمرینات را ترک کردند.

---

1. Expanded Disability Status Scale (EDSS)

## جدول ۱. امتیاز گسترش یافته وضعیت ناتوانی

|  |
|--|
| ۱. معاینه عصبی طبیعی است.  |
| ۲. هیچ‌گونه ناتوانی وجود ندارد و علائم خفیف در یک سیستم عملکردی وجود دارد.   |
| ۳. ناتوانی خفیف در یک سیستم عملکردی.   |
| ۴. ناتوانی متوسط در یک سیستم عملکردی و یا ناتوانی خفیف در ۳-۴ سیستم عملکردی.   |
| ۵. بیمار بدون کمک قادر به حرکت است، ولی ناتوانی شدید در یک سیستم عملکردی یا ترکیبی از درجات بیشتری از محدودیت‌های مراحل قبلی دارد.           |
| ۶. حدود ۲۰۰ متر را بدون کمک و استراحت راه می‌رود، ولی ناتوانی به قدری شدید است که مانع فعالیت کامل روزانه می‌شود.                            |
| ۷. نیاز به کمک یک‌طرفه دائم، مثل عصا دارد تا بتواند ۱۰۰ متر را بدون استراحت طی کند.  |
| ۸. نمی‌تواند بیش از پنج متر را حتی با کمک طی کند.  |
| ۹. محدود به بستر یا صندلی است، ولی ممکن است بیشتر روز را بتواند خارج از بستر طی کند و بسیاری از فعالیت‌های مربوط به مراقبت خود را انجام دهد. |
| ۱۰. در بستر است و نمی‌تواند ارتباط برقرار کند و غذا بخورد.   |
| ۱۱. ۱۰- مرگ در نتیجه ام اس.  |

آزمون‌های عملکردی نیز قبل و بعد از هشت هفته برنامه تمرین مقاومتی انجام شد. این آزمون‌ها برای اندازه‌گیری ناتوانی و ارزیابی اثر مداخله‌گرهای فیزیوتراپی با هدف سنجش و بازیابی تحرک و تعادل در بیماران مبتلا به MS به کار می‌رود و شامل آزمون زمان ۱۰ متر راه رفتن، آزمون پله سه دقیقه و آزمون برخاستن و رفتن است (۱۰).

## ۱- آزمون زمان ۱۰ متر راه رفتن

آزمودنی با ایستادن در پشت خط شروع و با شنیدن فرمان «رو» مسافت ۱۰ متر را با سرعت و با حفظ ایمنی تا رسیدن به خط پایان راه می‌رود و زمان ۱۰ متر راه رفتن ثبت می‌شود (۱۰).

## ۲- آزمون زمان برخاستن و رفتن

ابتدا فرد روی صندلی‌ای که ارتفاع پایه‌های آن ۴۷ سانتی‌متر و ارتفاع آن همراه با دسته‌های کناری ۶۵ سانتی‌متر است می‌نشیند. در این زمان با آمادگی فرد، آزمون‌گیرنده زمانی را اندازه‌گیری و ثبت می‌کند که وی از روی صندلی برمی‌خیزد، لحظه‌ای کوتاه چشمهای خود را بسته و باز می‌کند، مسافت سه متر را به سمت جلو حرکت می‌کند، با چرخش دور مانع به سمت صندلی برگشته، در نهایت بدون کمک دست‌ها روی صندلی می‌نشیند (۱۰).

### ۳- آزمون پله سه دقیقه

از آزمودنی‌ها خواسته شد روی پله‌ای ۱۵/۲ سانتی‌متری (۶ اینچ) در سه دقیقه به هر تعدادی که برایشان امکان دارد گام بردارند و تعداد گام‌ها در سه دقیقه ثبت شد (۱۱، ۱۲).

**برنامه تمرین ورزشی:** قبل از آغاز برنامه تمرینات ورزشی، هر یک از آزمودنی‌ها با توجه به وضعیت بدنی در آزمون‌های مربوط ارزیابی شدند. پس از اخذ رضایت‌نامه، تجویز برنامه ورزشی به صورت انفرادی و بر اساس نتایج آزمون‌های ورزشی مشخص و چگونگی اجرای برنامه ورزشی، با توجه به عوامل اصل اضافه بار (تکرار، شدت، مدت و نوع ورزش) تعیین شد. هر یک از آزمودنی‌های گروه تجربی در یک برنامه ورزشی ۳۰ جلسه‌ای (شش جلسه برای آمادگی اولیه)، سه جلسه در هفته شرکت کردند. هر جلسه به مدت ۶۰ الی ۸۰ دقیقه و مطابق با سطح تحمل آنها تعیین شد و کل تمرینات مقاومتی در کلینیک توانبخشی تحت نظارت و با ایمنی کامل انجام شد. برای افراد مسن و افراد ناتوان از پروتکل تمرینی‌ای استفاده شد که توسط دانشکده طب ورزشی آمریکا<sup>۱</sup> تأیید شده است (۱۱، ۱۲).

جلسه برنامه تمرینات ورزشی شامل گرم کردن، تمرینات مقاومتی و سرد کردن بود. مرحله گرم کردن از حرکات کششی، رکاب زدن روی دوچرخه کارسنج و پیاده‌روی روی نوار گردان به مدت ۲۵-۳۰ دقیقه برای ایجاد کشش مناسب در گروه‌های عضلانی و جلوگیری از آسیب تشکیل می‌شد. انجام تمرینات مقاومتی شامل حرکات پرس پا، پرس سینه، بازکننده زانو و حرکت پارویی بود که دست کم ۳۰ دقیقه به طول می‌انجامید (۱۱، ۱۲).

آزمودنی‌ها برای تمام جلسات، قبل از انجام تمرینات مذکور، یک نوبت شامل پنج تکرار با ۴۰٪ حداکثر IRM را انجام دادند که شامل مرحله گرم کردن در دستگاه‌ها بود. در طول هفته اول تمرین‌ها شامل یک نوبت با شش تا ۱۰ تکرار با ۵۰٪ حداکثر IRM بود. در طول هفته دوم یک نوبت با ۱۰ تا ۱۵ تکرار با ۶۰٪ حداکثر IRM و از هفته سوم تا هفته هشتم یک نوبت با ۱۰ تا ۱۵ تکرار با ۷۰٪ حداکثر IRM بود. در انتهای جلسه تمرینی مرحله سرد کردن بود که شامل حرکات کششی به مدت پنج تا ۱۰ دقیقه بود و با توجه به نیاز هر بیمار، حین تمرین مقاومتی یک تا پنج دقیقه استراحت بین تمرین‌ها در نظر گرفته شد (۱۱، ۱۲).

جدول ۲. طرح برنامه تمرین مقاومتی

| متغیر | هفته اول       | هفته دوم       | هفته سوم تا هشتم |
|-------|----------------|----------------|------------------|
| مدت   | ۳۰ دقیقه       | ۳۰ دقیقه       | ۳۰ دقیقه         |
| شدت   | ۵۰٪ حداکثر 1RM | ۶۰٪ حداکثر 1RM | ۷۰٪ حداکثر 1RM   |
| تکرار | ۶ تا ۱۰ تکرار  | ۱۰ تا ۱۵ تکرار | ۱۰ تا ۱۵ تکرار   |
| تناوب | یک نوبت        | یک نوبت        | یک نوبت          |

## یافته‌های پژوهش

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای اندازه‌گیری شده در گروه‌های تجربی و کنترل

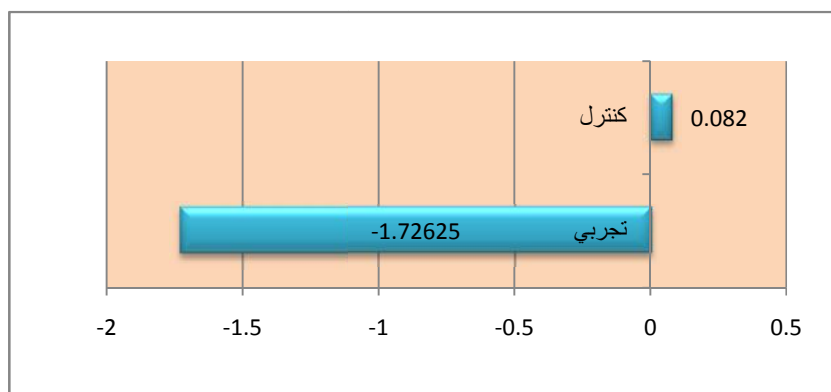
| متغیر  | گروه و شرایط اجرا            |             | تجربی       |             | کنترل       |          |
|--------|------------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|----------|
|        | پیش آزمون                    | پس آزمون    | پیش آزمون   | پس آزمون    | پیش آزمون   | پس آزمون |
| عملکرد | زمان ۱۰ متر راه رفتن (ثانیه) | ۸/۳۴±۴/۴۷   | ۶/۶۲±۲/۰۳   | ۷/۲۶±۱/۵۵   | ۷/۳۴±۱/۵۲   |          |
| حرکتی  | زمان برخاستن و رفتن (ثانیه)  | ۹/۹۱±۲/۲۸   | ۸/۰۵±۲/۱۸   | ۱۰/۴۲±۳/۳۱  | ۱۰/۷۱±۳/۲۷  |          |
|        | پله سه دقیقه (تعداد)         | ۳۵/۵۰±۲۰/۲۹ | ۴۸/۷۵±۲۵/۳۴ | ۲۳/۷۰±۲۴/۰۰ | ۱۹/۸۰±۲۰/۶۹ |          |

برای مشخصات توصیفی متغیرها، میانگین و انحراف استاندارد آن‌ها در گروه‌های تجربی و کنترل در دو مرحله پیش و پس‌آزمون محاسبه شد.

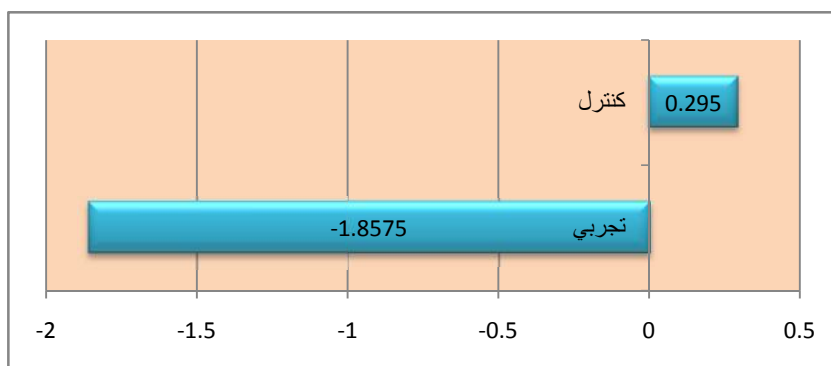
جدول ۴. نتایج آزمون t مستقل متغیرها در دو گروه کنترل و تجربی

| متغیر                     | اختلاف میانگین | ارزش T | ارزش P |
|---------------------------|----------------|--------|--------|
| زمان ۱۰ متر راه رفتن      | -۱/۸۰۸         | -۲/۰۱  | ۰/۰۸۳  |
| زمان برخاستن و رفتن       | -۲/۱۵          | -۶/۳۰  | ۰/۰۰۱  |
| تعداد پله زدن در سه دقیقه | ۱۷/۱۵          | ۳/۶۳   | ۰/۰۰۲  |

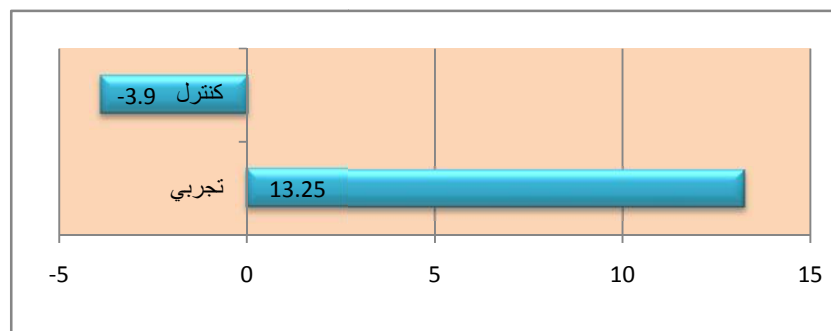
نتایج آزمون t مستقل نشان داد هشت هفته تمرین مقاومتی افزایشی معنی‌دار در متغیرهای زمان برخاستن و رفتن ( $p=0/001$ ) و تعداد پله زدن در سه دقیقه ( $p=0/002$ ) ایجاد کرده است، اما با وجود بهبود در زمان ۱۰ متر راه رفتن ( $p=0/083$ ) افزایش معنی‌داری در زمان ۱۰ متر راه رفتن مشاهده نشد.



نمودار ۱. تغییرات میانگین زمان ۱۰ متر راه رفتن در دو گروه تجربی و کنترل (ثانیه)



نمودار ۲. تغییرات میانگین زمان برخاستن و رفتن در دو گروه تجربی و کنترل (ثانیه)



نمودار ۳. تغییرات میانگین تعداد پله زدن در سه دقیقه در دو گروه تجربی و کنترل (تعداد)



## بحث و نتیجه گیری

### تمرین مقاومتی و عملکرد حرکتی

مبتلایان به MS مشکلات حرکتی زیادی را تجربه می کنند؛ از این رو توجه به عملکرد حرکتی برای فعالیت های روزانه این افراد ضروری است (۱۵). نتایج پژوهش حاضر در آزمون زمان برخاستن و رفتن (۱۸/۷۶٪)، آزمون پله سه دقیقه (۳۷/۳۲٪) و آزمون زمان ۱۰ متر راه رفتن آزمودنی ها (۲۰/۶۲٪) افزایش نشان داد. نتایج آزمون پله سه دقیقه با یافته های وایت<sup>۱</sup> و همکارانش (۲۰۰۴، ۲۰۰۶) و گوتی پرز<sup>۲</sup> و همکارانش (۲۰۰۵) همخوان بود. نتایج آزمودنی ها بعد از هشت هفته در آزمون پله (۳۷/۳۲٪) بهبود یافت که از فرضیه بهبود قدرت عضلات حمایت می کند؛ بنابراین نتایج نشان می دهد تمرین قدرتی در بیماران MS با بهبود در گام برداری همراه است و بهبود قدرت در افراد مبتلا به MS می تواند عملکرد حرکتی آنان را افزایش دهد (۱۶، ۱۷).

نتایج آزمون زمان برخاستن و رفتن با یافته کرافت<sup>۳</sup> و همکارانش (۱۹۹۶) همسو است و با یافته دیبلت<sup>۴</sup> و همکارانش (۲۰۰۴) مغایرت دارد (۱۸، ۱۹). بهبود (۱۸/۷۶٪) در آزمون زمان برخاستن و رفتن نیز نشانه افزایش قدرت عضلانی در آزمودنی هاست. افزایش عمومی قدرت عضلانی بالا تنه و پایین تنه باعث افزایش تحرک بدنی و تعادل شده است که علت مغایر بودن تحقیق دیبلت و همکارانش را می توان به ویژگی و ماهیت برنامه تمرینی و شدت آن نسبت داد (۲۰). در پژوهش دیبلت افزایش قدرت عضلات پایین تنه مدنظر بوده است، اما در پژوهش کرافت و همکارانش و همچنین پژوهش حاضر افزایش عمومی قدرت عضلانی بالا تنه و پایین تنه در برنامه تمرینی در نظر گرفته شده است که به بهبود عملکرد حرکتی منجر شده است (۱۹). در این پژوهش در زمان ۱۰ متر راه رفتن بعد از اتمام برنامه ورزشی (۲۰/۶۲٪) بهبود مشاهده شد که از نظر آماری این تغییر معنی دار نبود. یافته این پژوهش با یافته های داد و تیلور<sup>۵</sup> (۲۰۰۶)، وایت (۲۰۰۴، ۲۰۰۶)، گوتی- پرز (۲۰۰۵) و هاروی<sup>۶</sup> (۱۹۹۹) همسو و با های کرافت (۱۹۹۶) مغایر است (۹-۱۶، ۱۸، ۲۱).

اگرچه زمان ۱۰ متر راه رفتن افزایش معنی داری نیافت، تعداد گام برداری در آزمون پله سه دقیقه و آزمون زمان برخاستن و رفتن بهبود یافت؛ بنابراین می توان نتیجه گرفت اگر مسافت آزمون

- 
1. White
  2. Gutierrez
  3. Kraft
  4. Debolt
  5. Dodd and Taylor
  6. Harvey

زمان ۱۰ متر راه رفتن طولانی تر شود، نتایج قابل توجهی به دست خواهد آمد. احتمال دارد داده‌هایی که از آزمون‌های مسافت‌های کوتاه به دست آمده قادر نباشند تغییرات نامحسوسی را که در توانایی راه رفتن مؤثر بوده است شناسایی کنند، در عین حال ممکن است آزمون راه رفتن با مسافت‌های طولانی تر تغییرات مذکور را در این بیماران دقیق تر نشان دهد (۲۰).

افزایش قدرت در مبتلایان به MS مطلوب است؛ زیرا آن‌ها با درجات متفاوتی از خستگی مواجه می‌شوند که موجب کاهش سطح فعالیت‌های روزانه آنها و در نتیجه، آتروفی عضلانی می‌شود. تمرینات قدرتی با افزایش قدرت در مبتلایان به MS موجب پیشگیری از آتروفی عضلات آنان می‌شود و احتمالاً سطح فعالیت‌های روزانه آن‌ها را افزایش می‌دهد (۱۲، ۱۸، ۱۹).

علاوه بر این بر اساس یافته‌ها، مرحله اولیه سازگاری‌های حاصل از تمرین قدرتی، بیشتر جنبه عصبی دارد تا عضلانی و این تغییرات مثبت عصبی در مبتلایان به اختلال عصبی حائز اهمیت است. نتایج مثبت عصبی به دست آمده از فعالیت بدنی احتمالاً نتایج عملکردی مطلوبی به همراه دارد، اما باید به این نکته توجه داشت که این نتایج ممکن است به وسیله شدت پلاک‌هایی که پیش از این وجود داشتند، تحت تأثیر قرار گیرد (۱۲، ۱۸، ۱۹).

در حقیقت، همه تحقیقات پیشین که در زمینه تمرینات قدرتی انجام شده به این موضوع اذعان دارند که هیچ تشدید در بیماری و هیچ گزارشی در خصوص افزایش نشانه‌های MS در این بیماران وجود ندارد (۱۲، ۱۸، ۱۹).

تمرینات قدرتی فواید شناخته شده بسیاری دارد که می‌توان در این مورد به افزایش چگالی مواد معدنی استخوان اشاره کرد. از آنجا که بیشتر افراد مبتلا به MS از جمله زنان به علت کم تحرکی در معرض خطر پوکی استخوان قرار دارند، تمرینات قدرتی می‌تواند چگالی مواد معدنی را در استخوان این افراد افزایش و عملکرد حرکتی را تحت تأثیر قرار دهد. در این صورت با افزایش سن، تمرینات قدرتی آثار عمیقی بر کیفیت زندگی و عملکرد حرکتی آن‌ها افراد به جا خواهد گذاشت (۲۲).

انتظار می‌رود طرح برنامه تمرین قدرتی باعث افزایش قدرت عضلانی، استقامت عضلانی و عملکرد حرکتی در بیماران مبتلا به MS شود؛ بنابراین تمرینات مقاومتی ممکن است به عنوان راهبردی مداخله‌گر و مؤثر در بهبود عملکرد حرکتی مبتلایان به MS با معیار ناتوانی متوسط محسوب شود (۲۰).

احتمالاً نبود تغییر معنی‌دار در آزمون زمان ۱۰ متر راه رفتن به سبب تعداد کم نمونه‌ها در گروه تجربی، تغییرپذیری زیاد در هر یک از بیماران و زمان محدود برنامه تمرینی پژوهش باشد (۲۰).

بر اساس نتایج، اگر مطالعات با دوره‌های زمانی طولانی تر انجام شود، می‌تواند در زمان راه رفتن و تحرک این بیماران با معیار ناتوانی خفیف تا متوسط تغییر معنی‌دار قابل توجهی ایجاد کند. با

وجود این، نتایج همه تحقیقات این مطلب را تأیید می‌کنند که حتی بهبود کم در تحرک مبتلایان به MS نیز از نظر پزشکی اهمیت بسیار زیادی دارد (۱۵).

### منابع:

۱. نبوی، سید مسعود و ایران پور، افشین (۱۳۸۵). "درمان های علامتی در مولتیپل اسکلروز"، انتشارات تیمور زاده.
۲. اعتمادی فر، مسعود و اشتری، فرشته (۱۳۸۱). "تشخیص و درمان مولتیپل اسکلروز"، انتشارات چهار باغ.
3. Romberg, A., Virtanen, A., & Ruutiainen, J. (2004). "Long-term exercise improve Functional impairment but not quality of life in multiple sclerosis". *Neuro*, 10, 1759 -1766.
4. Leigh Hale, PhD, Elaine Schou, Jan Piggot, MHSC, Andy littmann, Steve Tumilty. (2003). "The effect of combin exercise programme for people with Multiple Sclerosis : a Case Serries". *NS Physiotherapy*. 31, 3.
5. Romberg PT, A. Virtane MS ocSc, J. Ruutiainen MD, s. Aunola PhD. (2004). "Effect of a 6-month exercise program on patients with Multiple Sclerosis". *Neuro*. 63: 2034- 2038.
6. Gregory M. Gutierrez, MS, John W. Chow, PhD, Mark D. Tillman, PL.D, Sean C. McCoy, MS, Vanessa Castellano, MA, Lesley J. White, PhD. (2005). "Resistance Training Improves Gait Kinematics in Persons With Multiple Sclerosis". *Arch Phys Med Rehabil* 86:1824-9.
7. Erin M. Snook, and Robert W. Motl, PHD. (2008). "Effect of Exercise Training on Walking Mobility in Multiple Sclerosis", A Meta-Analysis The American Society of Neurorehabilitation.
8. A. Romberg, PT; A. Virtanen, MS ocSc; J. Ruutiainen, MD; S. Aunola, PhD; S.-L. Karppi, MS c; M. Vaara, MS c; J. Surakka, MS c; T. Pohjolainen, MD; and A. Seppinen, MD. (2004). "Effects of a 6-month exercise program on patients with multiple sclerosis a randomized study". *Neuro*, 63:2034-2038.
9. Dodd KJ, Taylor NF, Denisenko S, Prasad D. (2004). "A qualitative analysis of a progressive resistance exercise programme for people with multiple sclerosis". *Disabil Rehabil*, 28: 1127-34.
10. Ylva Nilsagard. Lars-Gunnarsoon, et al. (2007). "Clinical relevance using timed walk tests and 'timed up and go' testing in persons with Multiple Sclerosis". *Physiother. Res, Int*, 12(2) 105-114.

11. Welsch MA, Pollock ML, Brechue WF, Graves JE. (1994). "Using the exercise test to develop the exercise prescription in health and disease". *Primary Care* 21(3):589-609.
12. White LJ, McCoy SC, Castellano V, Gutierrez GM, Stevens J, Walter GA, Vandenberg K. (2004). "Resistance Training Improves Strength and Functional Capacity in Persons with Multiple Sclerosis". *MS*, 10(6): 668-74.
13. White LJ, McCoy SC, Castellano V, Gutierrez GM, Stevens J, Walter GA, Vandenberg K. (2004). "Resistance Training Improves Strength and Functional Capacity in Persons with Multiple Sclerosis". *Multiple Sclerosis*, 10(6): 668-74.
14. Welsch MA, Pollock ML, Brechue WF, Graves JE. (1994). "Using the exercise test to develop the exercise prescription in health and disease". *Primary Care* 21(3):589-609.
15. Gregory M. Gutierrez, MS, John W. Chow, PhD, Mark D. Tillman, PI.D, Sean C. McCoy, MS, Vanessa Castellano, MA, Lesley J. White, PhD. (2005). "Resistance Training Improves Gait Kinematics in Persons With Multiple Sclerosis". *Arch Phys Med Rehabil* 86:1824-9.
16. Gutierrez GM, Chow JW, Tillman MD, McCoy SC, Castellano V, White LJ. (2005). "Resistance training improves gait kinematics in persons with multiple sclerosis". *Arch Phys Med Rehabil*, 86: 1824-29.
17. White LJ, McCoy SC, Castellano V, Ferguson MA, Hou W, Dressendorfer RH. (2006). "Effect of resistance training on risk of coronary artery disease in women with multiple sclerosis". *Scand J Clin Lab Invest*, 66: 351-56.
18. Kraft GH, Alquist AD, de Lateur BJ. (1996). "Effect of Resistive Exercise on Strength in Multiple Sclerosis". *Arch Physical Med, Rehabil.* 77: 984.
19. Debolt LS, McCubbin JA. (2004). "The Effects of Home-Based Resistance Exercise on Balance, Power, and Mobility in Adults with Multiple Sclerosis". *Arch of Physical Med and Rehabil.* 85(2): 290-7.
20. Ayan perez c, Martin Sanchez v, De Sousa Teixeira F, De paz Fernandez JA. (2007). "Effect of a resistance training program in multiple sclerosis". *Mult Scler.* 14(1):35-53.
21. Harvey L, Smith A, Jones R. (1999). "The effect of weighted leg raises on quadriceps strength, EMG parameters and functional activities in people with multiple sclerosis". *Phys Ther* 85: 154-61.
22. Asikainen TM, Kukkonen-Harjula K, Miilunpalo S. (2004). "Exercise for Health for Early Postmenopausal Women: a Systematic Review of Randomised Controlled Trials". *Sports Med.* 34(11): 753-78.
23. Kasser S, McCubbin JA. (1996). "Effects of progressive resistance exercise on muscular strength in adults with multiple sclerosis". *Med Sci Sports Exerc.* 28: S143.