نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ۵، شماره ۱۰، پاییز و زمستان ۱۳۹۶
۸۴ -۶۹
WWW.RSR.BASU.AC.IR

# تأثیر هشت هفته تمرین مقاومتی با استفاده از پاوربال® بر قدرت مچ و شانه و عملکرد حرکتی اندام فوقانی در بیماران دارای سندرم گیر افتادگی شانه

**مجتبی بابایی مبارکه[1*]، امیر لطافت کار[2]، امیرحسین براتی[3]**

۱. کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی
۲. استادیار آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی
۳. دانشیار آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی

دریافت ۹ اردیبهشت ۱۳۹۶؛ پذیرش ۲۷ اسفند ۱۳۹۶

**واژگان کلیدی**

پاوربال

عملکرد

قدرت

سندرم گیر افتادگی شانه

## چکیده

زمینه و هدف: مفصل شانه برای ایجاد ثبات پویای خود در دامنه حرکتی کامل نیازمند فعالیت عضلات است. هدف از پژوهش حاضر، بررسی تأثیر هشت هفته تمرین مقاومتی با استفاده از پاوربال بر قدرت مچ دست، شانه و عملکرد حرکتی اندام فوقانی بیماران دارای سندرم گیر افتادگی شانه بود.

روش بررسی: برای اجرای این پژوهش نیمه تجربی، ۳۰ ورزشکار والیبالیست به‌صورت هدفمند انتخاب شده و به‌صورت تصادفی به دو گروه تجربی و کنترل تقسیم‌بندی شدند. جهت اندازه‌گیری قدرت مچ دست، قدرت شانه و عملکرد حرکتی آزمودنی‌ها قبل و پس از اجرای برنامه مداخله‌ای (هشت هفته تمرین مقاومتی با استفاده از پاوربال) به ترتیب از دینامومتر دستی، دینامومتر آیزوکینتیک و آزمون تعادلی وای برای اندام فوقانی استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج پژوهش حاضر نشان داد، تمرینات پاوربال تأثیر معناداری بر قدرت چرخش‌دهنده‌های داخلی (درونگرا) (P=۰/۰۰۹) (برونگرا) (P=۰/۰۱۴)، چرخش‌دهنده‌های خارجی (درونگرا) (P=۰/۰۰۱) (برونگرا) (P=۰/۰۲۱)، قدرت گرفتن (P=۰/۰۰۱)، قدرت اکستنشن مچ دست (P=۰/۰۰۹) و عملکرد حرکتی (P=۰/۰۰۱) شانه داشته است.

نتیجه‌گیری: با توجه به تأثیر معنادار تمرینات با استفاده از پاوربال بر قدرت مچ و چرخاننده‌های شانه و عملکرد حرکتی اندام فوقانی، استفاده از این تمرینات در مراحل توانبخشی بیماران دارای نقص در فاکتورهای ذکر شده پیشنهاد می‌گردد.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۰۱۴۸۵۶۲۲۵
✉ پست الکترونیکی: Mojtabarehab@yahoo.com
شناسه دیجیتال (DOI) : 10.22084/rsr.2017.13568.1325

**مقدمه**

مفصل شانه در ورزش‌های پرتابی بالای سر مانند والیبال، به دلیل مواجه شدن با بارهای بیش از حد هنگام زدن ضربات سرویس و اسپک در معرض خطر بالای آسیب‌دیدگی قرار دارد. بیش‌ترین آسیب‌های گزارش‌شده برای شانه، استرین‌ها هستند که حاکی از دخالت یک فرایند تکراری در طول زمان به همراه اضافه بار است (کیبلر و سافران، ۲۰۰۰: ۷۸۵). دردهای مزمن شانه به سازگاری‌های خاص هر رشته‌ی ورزشی، تغییر در قدرت، انعطاف‌پذیری و پاسچر هم در مفصل شانه و هم در زنجیره‌های حرکتی مرتبط، نسبت داده می‌شوند (کولز، کاگنی، کامبیر و ویترو، ۲۰۰۸: ۱۶۷). این تغییرات یعنی تغییرات بیومکانیکی و استراتژی‌های حرکت در طول ضربه و سرویس احتمالاً منجر به ایجاد آسیب‌های اضافه بار در مفصل شانه می‌شود که شامل کاهش دامنه حرکتی چرخش داخلی، عدم تعادل قدرت عضلانی روتاتورکاف، تغییر در حرکت کتف، عدم تقارن قدرت و عملکرد شانه و مچ دست می‌باشند (چونگ، لی و کیم، ۲۰۱۶: ۲۱۵۲).

عضلات روتاتور کاف از مهم‌ترین عوامل اثرگذار در حفظ موقعیت طبیعی سر استخوان بازو در حفره گلنوئید در طول حرکت بالا بردن شانه بوده و قدرت مناسب این عضلات، سر استخوان بازو را در مقابل حفره گلنوئید کتف حفظ می‌کند. ضعف این عضلات مخصوصاً فوق خاری این نیرو را کاهش داده و باعث افزایش بی‌ثباتی شانه می‌شود، که این بی‌ثباتی ممکن است مفصل شانه را در معرض آسیب‌هایی مانند گیرافتادگی[1] قرار دهد (لابریولا، لی، دِبسکی و مک ماهون، ۲۰۰۵: ۳۴).

شایع‌ترین علت دردهای مزمن شانه، ضایعات ناشی از پرکاری بوده و در این میان، سندرم گیرافتادگی شانه (تاندونیت مزمن عضلات روتاتورکاف شانه)، یکی از شایع‌ترین مشکلات با شیوع ٪۶۵ -۲۴ گزارش شده است (مَک آتی، ۱۹۹۳: ۱۹۸). این آسیب به‌طور معمول در ورزشکاران در طول حرکات دست در بالای سر رخ می‌دهد. عضلات روتاتور کاف از پرکارترین و یا به عبارت دیگر اساسی‌ترین عضلات مفصل شانه در مبتلایان به مشکلاتی از این قبیل هستند. بروز این صدمات در شنا، ژیمناستیک، تنیس، والیبال. اسکی و کشتی بالاتر است (ریتچیه، ۲۰۰۳: ۴۴۸). تنها مفصل شانه نیست که در معرض خطر آسیب‌دیدگی در حرکات پرتابی قرار دارد، بلکه مفاصل دیگر اندام فوقانی مانند آرنج و مچ نیز دچار عوامل خطر حرکات پرتابی و تکراری می‌شوند.

در سال‌های اخیر روش‌های درمانی مختلفی جهت درمان و پیشگیری عارضه‌ها و آسیب‌های ناحیه شانه توصیه شده که شامل بریس، تزریق استروئید، امواج شوکی کم انرژی، جراحی و تمرینات برون‌گرا ایزوله و همین‌طور حرکت درمانی استاندارد (که شامل کشش اکستنسورهای مچ، کشش ایزوتونیک اکستنسورهای مچ، تمرینات تقویتی و استفاده از اورتوزها)، امواج التراسوند، ماساژ، سرما درمانی و گرما درمانی می‌باشند (لیوایز، ۲۰۱۶: ۶۲).

تمرینات پاوربال عضلات ناحیه مچ، آرنج و شانه را به صورت برون‌گرا و درون‌گرا تحت فشار قرار می‌دهد و شواهد بالینی زیادی وجود دارد که در مرحله مزمن، تمرین درمانی را بر درمان گیرافتادگی شانه مؤثر می‌دانند (کوهن، ۲۰۰۹: ۱۴۰). به‌علاوه تأثیر تمرینات مقاومتی بر افزایش قدرت عضلات شانه مشخص شده است (جنتیل و همکاران، ۲۰۱۶: ۱۶۲۷). همچنین تحقیقات تأثیر مثبت تمرینات برون‌گرا را بر بهبود علایم برخی از اختلالات سندرم گیرافتادگی شانه گزارش‌کرده‌اند (برنهاردسون، کِلینتبرگ و وِنت، ۲۰۱۰: ۷۸). نتایج برخی از پژوهش‌ها نشان داده است که استفاده از پاوربال منجر به بهبود قدرت (آدامشِیک، هولون، بوگوزوسکی و سیویرسک، ۲۰۱۳: ۴۴؛ دافین، ۲۰۰۷؛ لِگ، ۲۰۱۰: ۲۴۰؛ تِرپ، جوهانسِن و کجار، ۲۰۱۰: ۱۲)، افزایش زمان رسیدن به خستگی (مَک آلیستر و همکاران، ۲۰۱۳: ۱) و استقامت عضلات ساعد (تِرپ و همکاران، ۲۰۱۰: ۱۲) می‌شود که البته تأثیر این تمرینات در افزایش قدرت گرفتن، افزایش زمان واماندگی و تعداد تکرار در دقیقه مشخص شده است. با توجه به نتایج به‌دست آمده، تمرینات مقاومتی موجب کاهش درد (کرویسر، فویدارت، تینانت، کریرالد و فورتهوم، ۲۰۰۷: ۲۷۵؛ مارتینز سیلورتیانی و همکاران، ۲۰۰۵: ۴۲۰) و در نهایت کاهش محسوس درد، موجب افزایش عملکرد خواهد شد (پترسون، باتلر، اریکسون و سواردسود، ۲۰۱۱: ۲۷۹). مشارکت در فعالیت‌های ورزشی می‌تواند باعث افزایش اضافه بار شده و به صدمات حاد منجر شود. احیای ثبات در مفاصل شانه، مچ و آرنج نیازمند تقویت عضلات ثبات‌دهنده و برقراری کنترل

1. Impingement

عصبی- عضلانی برای انجام فعالیت‌های عملکردی می‌باشد. جلوگیری از آسیب‌های اندام فوقانی و حفظ قدرت عضلات در سرتاسر دامنه حرکتی در حرکات پرتابی از دغدغه‌های اصلی ورزشکاران و مربیان فعال در این رشته‌های ورزشی است. از این‌رو فرض محققین بر این است به منظور افزایش قدرت و عملکرد حرکتی ورزشکاران، با استفاده از یک برنامه تمرینی مقاومتی (با استفاده از پاوربال) می‌توان به تقویت عضلات اطراف شانه و مچ دست پرداخت و با نشان دادن تأثیر ابزار ویبریشنی پاوربال که به تازگی به بازار تجهیزات ورزشی معرفی شده است همراه با پروتکل تمرینی که برای اندام فوقانی طراحی شده است جهت گنجاندن در برنامه پیشگیری از آسیب شانه و مچ دست و توانبخشی بیماران مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه به‌عنوان ابزاری قابل حمل، جذاب و در دسترس پیشنهاد داد.

مسائل مالی متعاقب آسیب سندرم گیرافتادگی شانه مانند هزینه جراحی، توانبخشی و عوامل روانی اجتماعی، لزوم بکارگیری برنامه‌های درمان تمرینی تکمیلی را پر رنگ‌تر کرده است. علاوه بر هزینه‌های مالی، از دست دادن تمرین، مسابقات و ناتوانی در دراز مدت از عواقب وقوع آن می‌باشد.

پس انتظار می‌رود با به‌کار بردن روش‌های آسان، مناسب و کم‌هزینه‌تر در پی حل مشکل برآمده و از پیشرفت آن جلوگیری کرد. همچنین نیاز به رفع عوامل دخیل در این بیماری (از جمله ناتوانی در کنترل حرکات و عملکرد نامناسب حرکتی)، از ضروری‌ترین مباحث مورد بحث می‌باشد. اگر چه کنترل و پیشگیری از افزایش درد اولین گام در توانبخشی می‌باشد، اما دست‌یابی به قدرت و عملکرد حرکتی در گام بعدی قرار دارند.

## روش تحقیق

تحقیق حاضر از نوع طرح‌های نیمه‌تجربی بود. جامعه آماری شامل ورزشکاران والیبالیست‌های سندرم گیرافتادگی شانه بین سنین ۲۲ تا ۲۸ سال بود. با توجه به برخی مسائل مانند کمبود زمان، کمبود منابع انسانی مورد نیاز و کمبود منابع مالی جهت بررسی تمام اعضای جامعه کل، از جمعیّت هدف (در دسترس) نمونه‌ای انتخاب شد (۳۰ نفر) و پژوهش بر روی آنها انجام گرفت. لذا با توجه به معیارهای ورود به تحقیق (روش نمونه‌گیری هدفمند) آزمودنی‌ها انتخاب شده و با روش گمارش تصادفی، به دو گروه برابر ۱۵ نفری (کنترل و تجربی) تقسیم‌بندی شدند. آزمودنی‌ها در حرکت دور شدن دست، قوس دردناکی داشتند و همچنین حین انجام دورشدن مقاومتی و مثبت شدن آزمون‌های نیر[1] و هاوکینز احساس درد می‌کردند.

قلمرو تحقیق شامل والیبالیست‌های فعال بودند که در مرحله پیش فصل[2] قرار داشتند. همچنین در آزمودنی‌های تحقیق سعی شد که به‌صورت بصری تعادل عضلات کمربند شانه‌ای مورد بررسی قرار بگیرد و آزمودنی‌های مورد استفاده در تحقیق دارای تعادل عضلانی باشند. معیارهای خروج از مطالعه شامل سندرم متقاطع فوقانی، تغییرات حسی اندام فوقانی، داشتن هرگونه ناهنجاری وضعیتی اندام فوقانی، داشتن سابقه آسیبی در ناحیه سر (که آنها را مجبور به استفاده از مراقبت‌های پزشکی یا استفاده از دارو به منظور حفظ تعادل کرده باشد) و استفاده از بریس برای اندام فوقانی بود که توسط پزشک ارتوپد مورد بررسی قرار گرفتند.

### ابزارهای مورد استفاده در اندازه‌گیری متغیرها

ترازوی دیجیتال برای اندازه‌گیری وزن بر حسب کیلوگرم و قدسنج دیواری جهت اندازه‌گیری قد بر حسب سانتی‌متر استفاده شدند.

دستگاه آیزوکینتیک هیومک نورم (شرکت سایبکس)[3] جهت اندازه‌گیری قدرت عضلات شانه و قدرت اکستنشن مچ از دینامومتر آیزوکینتیک با پایایی بالا در بررسی انقباض‌های ایزومتریک (ICC=۰/۸۸)، کانسنتریک و اکسنتریک (ICC=۰/۹۲) و نسبت قدرت عضلات آگونیست به آنتاگونیست (ICC= ۰/۶۲، ICC= ۰/۷۳) استفاده شد (آلوارز و همکاران، ۲۰۱۵: ۶۴).

دینامومتر دستی جهت اندازه‌گیری قدرت گریپ (پایایی درون گروهی ۰/۹۴-۰/۹۳) استفاده شد (یون، چوی و شین، ۲۰۱۵: ۱۵۰).

ابزار تست عملکرد حرکتی اندام فوقانی برای اندازه‌گیری عملکرد حرکتی اندام فوقانی (پایایی درون گروهی ۰/۹۹-۰/۸۰) استفاده شد (گورمن، باتلر، پلیسکی و کیسل، ۲۰۱۲: ۳۰۴۸).

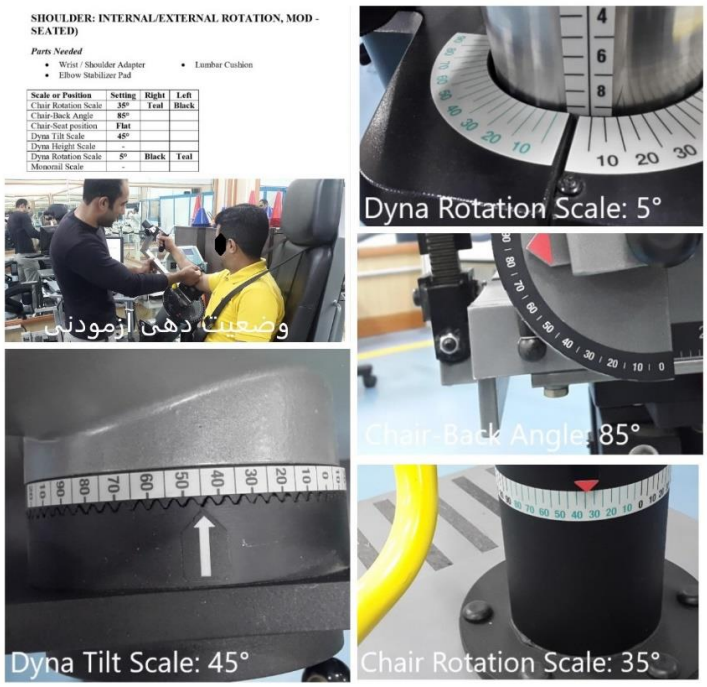
1. Neer
2. Pre session
3. HUMAC®/NORMTM Testing & Rehabilitation System, CSMI, MA, US

## روش اجرای پژوهش

قبل از شروع روند اندازه‌گیری، آزمودنی‌ها ابتدا فرم رضایت‌نامه کتبی شرکت در آزمون را تکمیل کردند و اطلاعات شخصی آنها جمع‌آوری شد. به هر فرد توضیحات کلی در مورد نحوه انجام آزمون‌ها داده شد. جامعه آماری شامل ورزشکاران والیبالیست بین سنین ۲۸-۲۲ سال بود. لذا با توجه به معیارهای ورود به پژوهش ۳۰ آزمودنی انتخاب شده و به روش گمارش تصادفی به دو گروه مساوی کنترل و تجربی تقسیم‌بندی شدند. در ابتدای پژوهش پیش آزمون اندازه‌گیری قدرت گرفتن، قدرت شانه و عملکرد حرکتی به ترتیب با استفاده از دینامومتر دستی، دینامومتر ایزوکینتیک و آزمون وای به عمل آمد. یک روز بعد از اجرای پیش آزمون، گروه تجربی تحت تمرینات مقاومتی با استفاده از دستگاه ژیروسکوپ پاوربال قرار گرفته و طی این مدت گروه کنترل هیچ‌گونه فعالیتی نداشتند. لازم به ذکر است که این مطالعه در زمان خارج از فصل مسابقات که ورزشکاران هیچ‌گونه فعالیت بدنی خاصی نداشته و زمان استراحتی‌شان بود اجرا گردید. ۴۸ ساعت بعد از اتمام آخرین جلسه تمرینی، پس آزمون مطابق با شرایط پیش آزمون به‌عمل آمده و نتایج مورد تحلیل آماری قرار گرفت.

## روش ارزیابی قدرت در مفصل شانه

بعد از پنج دقیقه گرم‌کردن با دستگاه دینامومتر آیزوکینتیک، قدرت درونگرای چرخش‌دهنده‌های داخلی و خارجی در سرعت‌های ۱۸۰ و ۳۰۰ درجه بر ثانیه اندازه‌گیری شد. ارزیابی قدرت فقط در بازوی غالب آزمودنی‌ها صورت گرفت. هنگام اجرای آزمون، آزمودنی‌ها در وضعیت نشسته بر روی صندلی دستگاه قرار گرفتند و شانه در ۹۰ درجه دور شدن و آرنج در۹۰ درجه خم شدن قرار گرفت و دامنه حرکتی دستگاه بین ۹۰ درجه چرخش خارجی و ۶۰ درجه چرخش داخلی قرار گرفت (نوفال، ۲۰۰۳: ۵۳۹) (شکل ۱).




**شکل ۱: آزمون قدرت چرخش داخلی و خارجی بازو**

## روش اندازه‌گیری قدرت گرفتن

به منظور اندازه‌گیری قدرت گرفتن از دینامومتر دستی دیجیتال (YDM-110D, No. 4200; Yagami Ltd, Tokyo, Japan) استفاده شد. آزمودنی در حالت نشسته و سر در وضعیت عادی بود (صورت رو به جلو). دستگیره دینامومتر به‌گونه‌ای تنظیم شد که زاویه میان بند دوم و سوم انگشت وسط عمود باشد. ساعد آزمودنی بر روی دسته صندلی در ۹۰ درجه خم شدن و بازو و مچ در حالت خنثی قرار می‌گرفت (متیوتز، وبر، وُلند و کاشمن، ۱۹۸۴: ۲۲۳). آزمودنی بیشترین تلاش خود را با ۱۵ درجه خم شدن تنه

بعد از شنیدن فرمان آزمون‌گر، به شکل ذیل اجرا می‌کرد:

الف) آماده‌ای؟

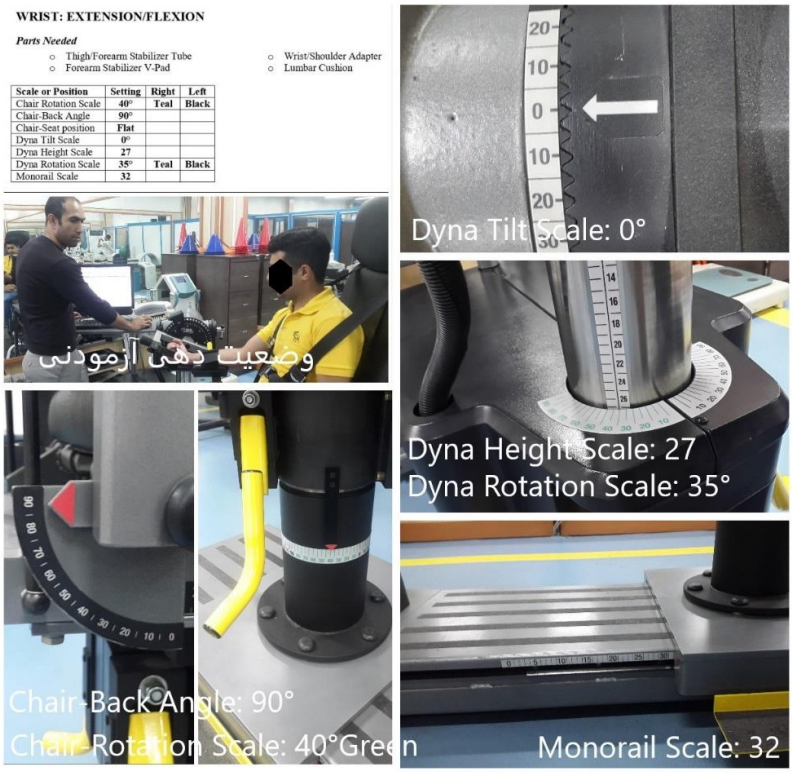
ب) هنگامی که آزمودنی شروع کرد «تا حد امکان فشار بده»

ج) «بیشتر... بیشتر... راحت باش»

آزمودنی به‌طور متوالی برای دست غالب سه تلاش انجام می‌داد و میان تلاش‌ها حداقل ۳۰ ثانیه و حداکثر یک دقیقه استراحت می‌کرد. آزمون‌گر امتیاز را به کیلوگرم ثبت کرده سپس با گرد کردن امتیاز، آن را به نزدیک‌ترین نیوتن (امتیاز به کیلوگرم ضرب در ۱۰) تبدیل می‌کرد. بعد از هر تکرار آزمون‌گر درجه نیرو سنج را صفر می‌کرد. میانگین کوشش‌ها به‌عنوان نمره ثبت شد.

**روش ارزیابی قدرت اکستنشن مچ دست**

پشتی صندلی دستگاه در زاویه ۹۰ درجه و قسمت نشیمن‌گاه آن نیز در حالت افقی کامل قرار داده شد. اتصال مخصوص مچ دست دستگاه طوری تنظیم شد که محور دستگاه دقیقاً در راستای مفصل مچ دست قرار بگیرد. از یک پد مخصوص برای حمایت ساعد آزمودنی در حالت افقی استفاده شد. ساعد آزمودنی در حالت پرونیشن کامل بر روی پد حمایتی ساعد قرار گرفت. سه مرتبه قدرت اکستنشن مچ اندازه‌گیری شد و بین هر تکرار یک دقیقه استراحت به آزمودنی داده می‌شد. در نهایت میانگین این سه تکرار به‌عنوان قدرت اِکستنشن مچ لحاظ شد (سو هیون و وان یونگ، ۲۰۱۵: ۳) (شکل ۲).



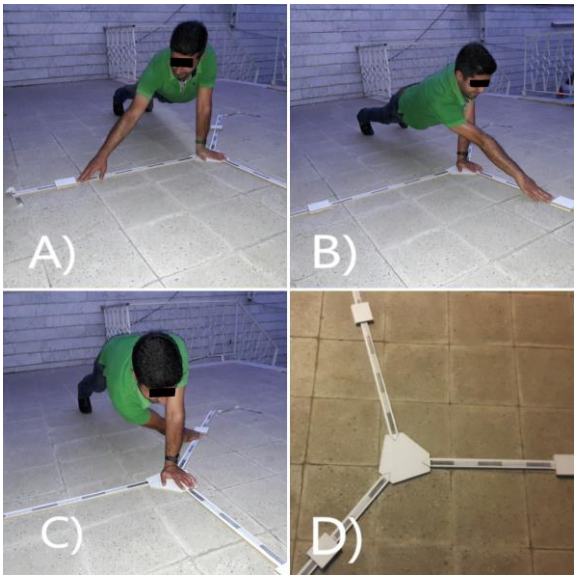

**شکل ۲: آزمون قدرت اکستنشن مچ دست**

**روش آزمون تعادلی وای[1] برای اندام فوقانی**

جهت اندازه‌گیری عملکرد حرکتی اندام فوقانی از آزمون وای برای اندام فوقانی استفاده شد. محققان بیان می‌کنند که آزمون وای، اولین آزمون دارای اعتبار برای ارزیابی عملکرد پویایی یک‌طرفه اندام فوقانی در زنجیره حرکتی بسته (پایایی درون گروهی ۰/۹۹-۰/۸۰) است که ثبات و حرکت را به‌طور همزمان در بالاترین سطح خود در اندام فوقانی درگیر می‌کند (گورمن، باتلر، پلیسکی و کیسل، ۲۰۱۲: ۳۰۴۸). در این آزمون، فرد وزن بدنش را روی اندام فوقانی می‌انداخت و باید تعادل خود را روی یک دست، حفظ می‌کرد، در حالی‌که با دست دیگر عمل دست‌یابی را با کسب حداکثر فاصله در سه جهت انجام می‌داد. در نهایت

1. Y-Balance Test Upper Quarter

میانگین سه جهت به‌عنوان نمره کلی فرد لحاظ می‌شد. طول اندام فوقانی افراد بر فاصلهٔ دستیابی آنها اثرگذار است؛ از این رو نمره‌های خام تعادل بر اساس طول اندام فوقانی آزمودنی‌ها نرمال شد. وِستریک، میلر، کارو و گِربر، ۲۰۱۲: ۱۴۳) (شکل ۳).



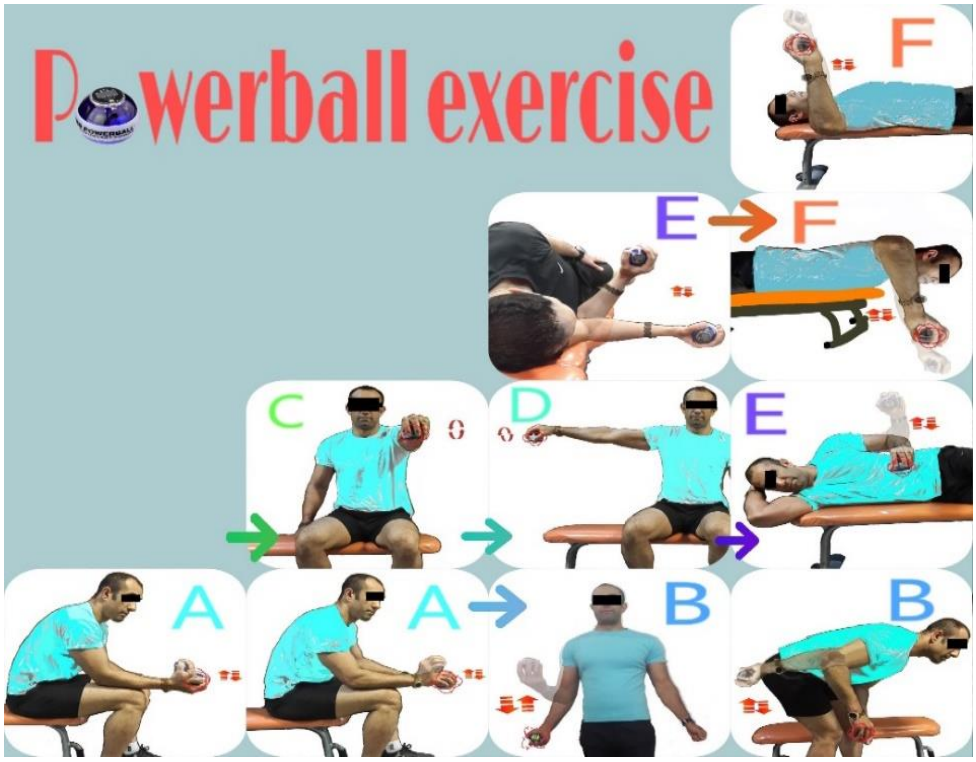

**شکل ۳: آزمون عملکرد حرکتی وای**

**پروتکل تمرین با پاوربال**

پاوربال[1] نام تجاری برای یک دستگاه ژیروسکوپی[2] تولید شده توسط شرکت نانوثانیه[3] است که به‌عنوان یک ابزار تمرین‌دهنده مچ دست به بازار عرضه شده است و می‌تواند به‌عنوان ابزاری برای گرم‌کردن و توانبخشی مچ دست استفاده شود (چوانگ، ۱۹۹۸؛ گولیک و اورلی، ۱۹۹۹: ۳۲۱؛ سیابرا و همکاران، ۲۰۱۳: ۳۳۴؛ آکی و اسلیکتینگ، ۲۰۰۲: ۲۳۰). این دستگاه دارای یک روتور با دو درجه محدود شده آزادی است که می‌تواند توسط حرکت مناسب از محور مچ دست انسان یا روبات فعال شود (پتریک، کورک، کافوتا و زِلاجپاه، ۲۰۱۰: ۳۲۷). ایده ساخت پاوربال از آن‌جا شروع شد که در سال ۱۹۷۳، میشلر[4] (۱۹۷۳) دستگاهی ژیروسکوپی را در آمریکا ثبت اختراع کرد (میشلر، ۱۹۷۳)؛ که چند سال بعد با نام داینابی[5] به بازارهای تجهیزات ورزشی عرضه شد (چوانگ، ۱۹۹۸). چوانگ[6] (۱۹۹۸) در سال ۱۹۹۸ با افزودن آهنربا و مدار در داخل روتور و تولید جریان الکتریکی برای روشن کردن دیودهای LED[7] و افزودن شمارنده‌ای که به‌واسطه فوتو سنسور از نور LEDها برای نمایش تعداد چرخش روتور استفاده می‌کرد این دستگاه را به‌عنوان یک ابزار ورزشی نامگذاری و ثبت کرد (چوانگ، ۱۹۹۸). پس از آن اختراعات دیگری نیز تحت نام‌های پاوربال، رولربال و اسپاین بال با خصوصیات اضافی به ثبت رسیده است (گیولیک و اورِیلی، ۱۹۹۹: ۳۲۲؛ آک و اسلیکتینگ، ۲۰۰۲: ۲۳۱).

در پژوهش حاضر یک برنامه تمرین مقاومتی با استفاده از پاوربال طراحی و اجرا شد (شکل ۴). دوره تمرینات هشت هفته و در هر هفته سه جلسه و در هر جلسه نیز، ۳۰ دقیقه تمرین صورت گرفت (جدول ۴). شدت تمرین با استفاده از پاوربال را تعداد دورها در دقیقه تعیین می‌کرد که در هفته‌های اول ۲۰۰۰ دور در هر دقیقه و در هفته‌های پایانی تا ۱۰۰۰۰ دور در دقیقه با در نظر گرفتن توانایی آزمودنی اجرا شد. استفاده از این ابزار در سرعت‌های بالا را می‌توان با مزایای استفاده از دمبل مقایسه کرد. تأثیر مثبت آن در استفاده مکرر از آن کاملاً گزارش شده است (بالان و گارسیا الیاس، ۲۰۰۸: ۸۳؛ لیم و شین، ۲۰۱۶: ۱۶۹). جزئیات تمرینات مورد استفاده در پژوهش حاضر، در پیوست یک اشاره شده است. (پیوست یک)

1. Powerball®
2. Gyroscope
3. NSD PowerBall® (Nano Second, Taiwan)
4. Mishler
5. Dynabee
6. Chuang
7. light-emitting diode




**شکل ۴: تمرینات پاوربال**

## روش‌های آماری

از آمار توصیفی به‌منظور توصیف میانگین و انحراف استاندارد داده‌های حاصل از پیش‌آزمون و پس‌آزمون استفاده شد. ابتدا به کنترل مفروضات این آزمون پرداختیم؛ به این صورت‌که با آزمون شاپیرو ویلک وضعیت توزیع نرمال بودن داده‌ها و با آزمون همگنی واریانس‌های لون، مفروضه همگنی واریانس‌ها کنترل شد. در بخش آمار استنباطی، از تحلیل کوواریانس در نرم‌افزار اس‌پی‌اس‌اس نسخه ۲۳ در سطح معناداری ۵ درصد استفاده شد.

## یافته‌ها

پیش از انجام آزمون‌های آماری مورد نظر برای نائل شدن به اهداف پژوهش، به غربالگری داده‌ها پرداخته شد. به منظور بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو- ویلک استفاده گردید که نتایج آن نشان داد که توزیع داده‌های متغیرها در هر سه گروه طبیعی می‌باشد.

نتایج به‌دست آمده از آزمون لِوِن نشان داد پیش‌فرض همگنی واریانس نمرات آزمودنی‌ها در تمامی متغیرهای پژوهش در مرحله پیش‌آزمون برقرار است ($P<۰/۰۵$). جهت بررسی فقدان تعامل بین گروه و نمرات پیش‌آزمون، مفروضه خطی‌بودن متغیر همپراش (کنترل) و متغیر مستقل بررسی شد. با توجه به یافته‌های به‌دست آمده، مقدار احتمال آزمون M باکس معنادار نبود ($P<۰/۰۵$). این امر نشان دهنده‌ی این موضوع است که مفروضه همگنی ماتریس‌های واریانس- کوواریانس رعایت شده است.

خصوصیات مربوط به سن، قد و وزن آزمودنی‌های پژوهش در سه گروه در جدول یک ارائه شده است.

**جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد مشخصات آنتروپومتریکی گروه تجربی و کنترل**

| گروه مورد مطالعه | سن (سال) | قد (سانتی‌متر) | وزن (کیلوگرم) |
|---|---|---|---|
| تجربی (N=۱۵) | ۲۷/۲±۲/۰۲ | ۱۷۸/۳±۶/۲۱ | ۷۶/۸±۷/۱۱ |
| کنترل (N=۱۵) | ۲۸/۲±۲/۰۲ | ۱۷۹/۸±۴/۶۲ | ۸۱/۷±۵/۳۹ |
| میزان معناداری | ۰/۱۳۲ | ۰/۲۱۴ | ۰/۱۰۲ |

نتایج نشان‌داد که تفاوت آماری معناداری بین مشخصات آنتروپومتریکی آزمودنی‌های دو گروه وجود ندارد.

بررسی تأثیر هشت هفته تمرین با پاوربال بر قدرت گرفتن، قدرت شانه و مچ دست و عملکرد آزمون قدرت شانه شامل قدرت چرخش‌دهنده‌های داخلی و خارجی به‌صورت درون‌گرا و برون‌گرا بود که به صورت جداگانه مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. نتایج حاصل از اندازه گیری‌ها در جدول ۲ قابل مشاهده است.

**جدول ۲: تحلیل کوواریانس یک راهه جهت بررسی اثربخشی تمرینات پاوربال بر قدرت گرفتن، قدرت شانه و مچ و عملکرد**

| متغیر | سرعت درجه/ثانیه | گروه تجربی (میانگین و انحراف استاندارد) | | گروه کنترل (میانگین و انحراف استاندارد) | | F | سطح معنی‌داری | اندازه اثر | قدرت مشاهده شده |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | پیش‌آزمون | پس‌آزمون | پیش‌آزمون | پس‌آزمون | | | | |
| قدرت درون‌گرا چرخش‌دهنده‌های داخلی شانه | °۱۸۰s | ۶۸±۵/۳۶ | ۸۴/۲۲±۶/۶۹ | ۷۰/۱۵±۶/۲۵ | ۷۰/۵۲±۵/۶۳ | ۹/۰۳۲ | *۰/۰۰۹ | ۰/۲۴۹ | ۰/۸۷۴ |
| | °۳۰۰s | ۵۱/۵۴±۴/۳۶ | ۵۹/۳۰±۵/۴۷ | ۵۰/۵۴±۳/۱۷ | ۵۰/۳۰±۵ | | | | |
| قدرت برون‌گرا چرخش‌دهنده‌های داخلی شانه | °۱۸۰s | ۶۳/۵۸±۳/۵۸ | ۷۲/۸۱±۶/۲۹ | ۶۱±۲/۲۸ | ۵۹/۸۱±۵/۳۴ | ۶/۱۵۲ | *۰/۰۱۴ | ۰/۲۲۱ | ۰/۸۷۴ |
| | °۳۰۰s | ۴۷/۳۶±۳/۵۳ | ۵۶/۲۷±۵/۳۶ | ۴۹/۳۶±۳/۴۲ | ۵۰/۲۷±۴/۳۶ | | | | |
| قدرت درون‌گرا چرخش‌دهنده‌های خارجی شانه | °۱۸۰s | ۴۲/۱۷±۶/۱۵ | ۶۵/۹۶±۵/۳۶ | ۶۳/۱۷±۶/۱۵ | ۶۲/۹۶±۵/۳۶ | ۹/۶۲۰ | *۰/۰۰۱ | ۰/۲۴۱ | ۰/۸۹۱ |
| | °۳۰۰s | ۵۴/۴۵±۳/۱۲ | ۷۵/۱۴±۳/۸۲ | ۵۲/۴۵±۳/۱۲ | ۵۱/۱۴±۴/۸۲ | | | | |
| قدرت برون‌گرا چرخش‌دهنده‌های خارجی شانه | °۱۸۰s | ۶۹/۳۶±۲/۱۲ | ۷۹/۳۶±۴/۳۲ | ۶۸/۱۵±۳/۱۰ | ۶۸/۸۵±۵/۱۵ | ۵/۹۹۸ | *۰/۰۲۱ | ۰/۱۹۳ | ۰/۷۴۱ |
| | °۳۰۰s | ۵۳/۶۵±۳/۶۳ | ۶۷/۴۷±۴/۶۰ | ۵۱/۶۵±۲/۲۰ | ۵۲/۴۷±۳/۲۴ | | | | |
| قدرت گرفتن | | ۸۲/۳۳±۶/۱۱ | ۹۵/۵۰±۴/۱۹ | ۹۰/۳۳±۶/۲۰ | ۸۹/۸۴±۴/۳۷ | ۶/۱۵۴ | *۰/۰۰۱ | ۰/۲۲۲ | ۰/۷۵۴ |
| قدرت اکستنشن مچ دست | | ۲۰/۳۸±۳/۲۶ | ۲۶/۳۶±۲/۴۱ | ۱۹/۱۵±۲/۴۸ | ۲۰/۱۶±۳/۷۴ | ۶/۱۱۳ | *۰/۰۰۹ | ۰/۱۹۸ | ۰/۸۸۱ |
| عملکرد حرکتی شانه | | ۵۹/۴۸±۳/۵۹ | ۷۰/۴۷±۶/۹۰ | ۵۹/۳۳±۴/۲۵ | ۶۰/۶۵±۵/۱۲ | ۷/۳۰۱ | *۰/۰۰۱ | ۰/۲۵۳ | ۰/۸۵۶ |

نمرات پیش‌آزمون به‌عنوان کوواریت در نظر گرفته شده است.

همان‌گونه که در جدول بالا قابل مشاهده است، تمرینات پاوربال تأثیر معناداری بر قدرت چرخش‌دهنده‌های داخلی (درونگرا) (P=۰/۰۰۹)، قدرت چرخش‌دهنده‌های داخلی (برونگرا) (P=۰/۰۱۴)، چرخش‌دهنده‌های خارجی (درونگرا) (P=۰/۰۰۱)، چرخش‌دهنده‌های خارجی (برونگرا) (P=۰/۰۲۱)، قدرت گرفتن(P=۰/۰۰۱)، قدرت اکستنشن مچ دست (P=۰/۰۰۹) و عملکرد حرکتی (P=۰/۰۰۱) شانه داشته است.

## بحث

هدف از این تحقیق بررسی تأثیر هشت هفته تمرین مقاومتی با استفاده از پاوربال بر قدرت گرفتن، قدرت مچ و شانه و عملکرد حرکتی افراد دارای سندرم گیر افتادگی شانه بود. نتایج نشان داد تمرینات مورد استفاده باعث تغییرات معنی‌دار در متغیرهای اندازه‌گیری شده می‌شود.

با بررسی پیشینه پژوهش، دریافتیم که اکثر پژوهش‌هایی که از برنامه تمرینات مقاومتی با استفاده از پاوربال سود برده‌اند، بر سنجش متغیر قدرت تأکید داشته‌اند جز در موارد اندکی که تأثیر پاوربال را بر حجم عضلات ساعد، افزایش زمان خستگی و به تأخیر انداختن لحظه واماندگی عضلات ساعد سنجیده بودند. با این وجود تنها پژوهشی که بر دیگر عضلات اندام فوقانی تأکید کرده است، مربوط به پژوهش ایروانی و همکاران (۱۳۹۲) بود که به بررسی میزان تأثیر پاوربال بر قدرت و میزان فعالیت عضلات شانه پرداخته‌اند (ایروانی و همکاران، ۱۳۹۲: ۸). نتایج پژوهش حاضر با نتایج پژوهش ایروانی و همکاران (۱۳۹۲) در تأثیرگذاری تمرینات پاوربال بر قدرت عضلات شانه هم‌خوانی دارد. با توجه به بررسی پیشینه پژوهش در حوزه تأثیر تمرین با استفاده از پاوربال بر قدرت گرفتن،

نتایج مطالعات تِرِپ[1] و همکاران (۲۰۱۰)، جین پار لگ[2] (۲۰۰۸)، کارول دافین[3] (۲۰۰۷) و آدامشِیک[4] و همکاران (۲۰۱۳) هم‌خوانی دارد، اما تنها پژوهش ناهم‌خوان با نتایج پژوهش حاضر، پژوهشی بود که اکسل بالان و گارسیا الیاس[5] (۲۰۰۸) انجام دادند. بالان و همکاران (۲۰۰۸) اثرات استفاده از پاوربال را بر روی حداکثر قدرت گرفتن و تحمل عضلانی عضلات ساعد مورد بررسی قرار دادند و به این نتیجه رسیدند که استفاده از پاوربال اگرچه باعث افزایش حداکثر قدرت گرفتن نسبت به قبل از انجام برنامه تمرینی با استفاده از پاوربال شد، اما این افزایش از نظر آماری معنادار نشده. با این وجود در مورد افزایش تحمل عضلانی، نتایج از نظر آماری معنادار گزارش شد. ظاهراً نتایج این مطالعه با نتایج پژوهش حاضر متناقض است اما باید دلایل این تناقض را در جامعه آماری و مدت تمرینات استفاده از پاوربال در تحقیق بالان و همکاران (۲۰۰۸) جستجو کرد. مطالعه بالان و همکاران (۲۰۰۸) بر روی عضلات ساعد و فقط بر روی ۱۰ نفر انجام شد. ضمناً تمرینات ۲ روز در هفته و به مدت ۴ هفته انجام شده بود. با توجه به آنچه گفته شد می‌توان علت این اختلاف را در تعداد کم نمونه‌های مورد بررسی و همچنین اختلاف برنامه درمانی دانست (آدامشِیک و همکاران، ۲۰۱۳: ۴۴؛ بالان و گارسیا الیاس، ۲۰۰۸: ۸۳؛ دافین، ۲۰۰۷، لِگ، ۲۰۱۰: ۲۴۰؛ تِرِپ و همکاران، ۲۰۱۰: ۱۲).

به نظر می‌رسد استفاده از دستگاه پاوربال تلاش قابل توجهی را برای افزایش فعالیت عضلات مفصل شانه در وضعیت ابداکشن و چرخش دورانی می‌طلبد. به بیان دیگر، ارتعاشات منتقل شده به شانه حاصل از فرکانس بالای چرخش سیلندر داخل کره پاوربال احتمالاً تا حدی بوده است که به‌منظور جلوگیری از خروج پاوربال از دست (که حاصل نیروی گریز از مرکز این وسیله می‌باشد)، منجر به کنترل ارادی جهت حفظ بازو در موقعیت اولیه و فعالیت بیشتر عضلات نگهدارنده آن شده است. با توجه به آنچه گفته شد احتمالاً می‌توان انتظار داشت که هشت هفته تمرین مقاومتی با استفاده از پاوربال بتواند به‌طور قابل توجهی باعث افزایش قدرت عضلانی عضلات چرخاننده شانه شده باشد.

عمل گرفتن سبب ایجاد گشتاور فلکسوری در مفصل مچ دست می‌گردد که برای جلوگیری از فلکشن مچ دست، باید گشتاوری مساوی با آن ولی در خلاف جهت ایجاد شود تا عمل گرفتن به‌صورت مؤثر انجام گیرد. این گشتاور با فعالیت عضلات اکستنسور مچ دست تولید می‌شود. بنابراین در برخی اختلالات، به جهت درگیری مبدأ عضلات اکستانسور مچ‌دست، قدرت گرفتن به میزان قابل ملاحظه‌ای کاهش می‌یابد (آرنِت، مَندل، بریگام و آیدین، ۲۰۱۶: ۱۰۴۳؛ کرویسر و همکاران، ۲۰۰۷: ۲۷۵؛ اسنایدرز، وُلکرز، مِچِلز و ولیمینگ، ۱۹۸۷: ۵۲۳). استفاده از دستگاه پاوربال به واسطه ایجاد نیروی گریز از مرکز به‌عنوان یک تمرین اکسنتریک عمل می‌کند. ایجاد این انقباض در عضلات درگیر در اندام فوقانی (بالان و گارسیا الیاس، ۲۰۰۸: ۸۳)، موجب افزایش قدرت این عضلات می‌شود. در هنگام استفاده از پاوربال، به واسطه حرکت سریع و دایره‌وار دست، نیروی گریز از مرکزی ایجاد می‌شود که با افزایش سرعت حرکت دست بر میزان شتاب آن افزوده می‌شود. حاصل این چرخش کره با فرکانس بالا (تا حدود۱۰هزار دور در دقیقه) در دست، ایجاد لرزش در دست است. یکی از مهم‌ترین تئوری‌های مطرح شده برای توجیه افزایش فعالیت عضلانی پس از استفاده از پاوربال لرزش با فرکانس بالا و یا به عبارت دیگر اثرات ویبریشن بر روی سیستم اسکلتی- عضلانی است (وارمن، هوم‌فریز و پورتون، ۲۰۰۲: ۱۲۵). ویبریشن می‌تواند از طریق مکانیسم تونیک ویبریشن رفلکس، موجب تحریک دوک‌های عضلانی و در نتیجه تحریک پایانه‌های اولیه شود که نتیجه نهایی آن تحریک آلفا موتور نورون‌ها و انقباض آنهاست (کوچران و استانارد، ۲۰۰۵: ۸۶۳).

مطالعات بسیاری در زمینه تأثیرات ویبریشن بر روی سیستم اسکلتی- عضلانی صورت گرفته که اغلب آنان حاکی از بهبود و افزایش قدرت عضلانی بلافاصله بعد از اعمال ویبریشن و همچنین پس از استفاده مکرر (چندین جلسه استفاده) از آن را دارد (باسکو، کاردینال و زارپیلا، ۱۹۹۹: ۳۱۱؛ کاردینال و باسکو، ۲۰۰۳: ۷؛ میلر، هردا، تریوینو و موسیِر، ۲۰۱۶: ۹۲۳). تئوری دیگری که می‌تواند در توجیه اثرات پاوربال برای بهبود قدرت عضلانی مطرح شود، فشار اکسنتریک ناشی از نیروی گریز از مرکز این

1. Trep
2. Legg
3. Carol Duffin
4. Adamczyk
5. Balan SA, Garcia-Elias M

دستگاه است که موجب افزایش طول[1] در فیبرهای عضلانی می‌گردد (مَک آلیستر و همکاران، ۲۰۱۳: ۱). بنابراین باتوجه به اینکه در مطالعه حاضر متغیرهای مورد استفاده معمولاً در پژوهش‌های مربوط به افراد دارای آرنج تنیس بازان مورد استفاده قرار گرفته است و تمرینات با استفاده از پاوربال بر روی این متغیرها تأثیر معناداری داشته است، بنابراین به محققان علاقه‌مند به پژوهش در زمینه گیرافتادگی شانه می‌توان پیشنهاد کرد که از نتایج این پژوهش‌ها استفاده کرده و به بررسی تأثیر این تمرینات بر روی افراد دارای سندرم گیرافتادگی شانه بپردازند.

با توجه به آنچه گفته شد، مطالعات فراوانی وجود دارد که اثرات تمرینات اکسنتریک را در افزایش قدرت عضلانی نشان داده است (چِن، چِن، جان و لین، ۲۰۱۵: ۳۴۶؛ نِلسون، ۲۰۰۶: ۶۱؛ نورآبادی، لطافتکار، شجاع‌الدین، حاتمی و صدوقی نورآبادی، ۲۰۱۶: ۲۷؛ ویلیامز، چمیلوزکی، رودولف، بوچانان و اسنایدرمَکلر، ۲۰۰۱: ۵۶۶). با این وجود، نتایج متناقضی نیز در بررسی پیشینه پژوهش به چشم می‌خورد از آن جمله می‌توان به نتایج مطالعه بالان و همکاران (۲۰۰۸) اشاره کرد (بالان و گارسیا الیاس، ۲۰۰۸: ۸۳). بالان و همکاران (۲۰۰۸) اثرات استفاده از پاوربال را بر روی حداکثر قدرت‌گرفتن و تحمل عضلانی عضلات ساعد مورد بررسی قرار داده و به این نتیجه دست یافتند که استفاده از پاوربال اگرچه باعث افزایش حداکثر قدرت گرفتن نسبت به قبل از انجام برنامه تمرینی با استفاده از پاوربال شده اما این افزایش از نظر آماری معنادار نشد. با این وجود در مورد افزایش استقامت عضلانی، نتایج از نظر آماری معنادار گزارش شد (بالان و گارسیا الیاس، ۲۰۰۸: ۸۳).

ظاهراً نتایج این مطالعه با نتایج پژوهش ما متناقض است اما باید دلایل این تناقض را در جامعه آماری و مدت استفاده از پاوربال در پژوهش بالان و همکاران جستجو کرد. مطالعه بالان و همکاران (۲۰۰۸) بر روی عضلات ساعد و فقط بر روی ۱۰ نفر انجام شد. ضمناً تمرینات دو روز در هفته و به مدت چهار هفته انجام شده بود (بالان و گارسیا الیاس، ۲۰۰۸: ۸۳). با توجه به آنچه گفته شد می‌توان علت این اختلاف را در تعداد کم آزمودنی‌های مورد بررسی و همچنین اختلاف برنامه تمرینی دانست. طی مطالعه‌ای مک‌آلیسر و همکاران (۲۰۱۳) به بررسی قدرت گرفتن پس از یک دوره تمرین با استفاده از پاوربال پرداختند. آزمودنی‌ها در هفته اول سه روز در هفته، در هفته دوم چهار روز در هفته، در هفته سوم پنج روز در هفته و در هفته چهارم شش روز در هفته و هر بار به مدت ۱۵ دقیقه این تمرین را انجام دادند. نتایج این مطالعه حاکی از افزایش قابل ملاحظه و معنادار در میزان حداکثر قدرت ارادی بعد از چهار هفته تمرین بود. نتایج این مطالعه اگرچه بر روی عضلات ساعد (فلکسورهای مچ و انگشتان) بوده و روش کار نیز متفاوت با مطالعه ما بود ولی می‌توان نتایج آن را هماهنگ با مطالعه حاضر دانست (مَک آلیستر و همکاران، ۲۰۱۳: ۱).

نتایج پژوهش حاضر حاکی از این است که برنامه تمرین مقاومتی با استفاده از پاوربال احتمالاً موجب تقویت عضلات ناحیه شانه با اعمال نیروهای کانسنتریک و اکسنتریک به عضلات اطراف مفاصل مخصوصاً عضلات کارپال رادیالیس و اکستنسور دیجیتورم، عضلات فلکسور انگشتان و مچ دست و نیز عضلات چرخاننده سردستی شانه به‌صورت فشار اکسنتریک می‌شود. تمرین با استفاده از پاوربال شامل چرخش و گردش دورانی در مفاصل اندام فوقانی بود. به‌طور کلی عضلات جلوی ساعد (عضلات فلکسور مچ دست و انگشتان) در طول تمرین و در هنگام گردش پاوربال، در هنگام طویل شدن تحت تأثیر فشار اکسنتریک و در هنگام کوتاه‌شدن تحت تأثیر فشار کانسنتریک در طول هشت هفته تقویت شده‌اند و بدیهی است که این افزایش قدرت کلی، بر قدرت گرفتن ورزشکاران مرد مبتلا به سندرم گیرافتادگی شانه تأثیر معنی‌داری داشته است. بنابراین تمرینات با استفاده از پاوربال به‌کار گرفته شده در پژوهش حاضر می‌توانند در برنامه تمرینی ورزشکاران سالم به منظور پیشگیری از آسیب‌دیدگی و در برنامه ورزشکاران آسیب دیده به منظور بهبود قدرت‌گرفتن، کاهش خطرات احتمالی آسیب‌دیدگی مجدد و در نهایت به‌عنوان روش درمانی خاص گیرافتادگی شانه گنجانده شوند.

یافته‌های حاصل از بررسی آماری نشان داد، هشت هفته تمرین با پاوربال بر عملکرد حرکتی شانه افراد فعال تأثیر دارد. در بررسی پیشینه پژوهش، پژوهشی که به بررسی تأثیر پاوربال بر عملکرد حرکتی شانه پرداخته باشد، یافت نشد. تنها مطالعه‌ی لیم و همکاران (۲۰۱۶) به بررسی

1. Elongation

عملکرد حرکتی آرنج در بیماران مبتلا به آرنج تنیس بازان با استفاده از پاوربال و دمبل پرداخته بود که در آن به مقایسه تأثیر تمرینات ویبریشنی (پاوربال) با تمرینات قدرتی (دمبل) پرداخته شده بود. در این تحقیق ۲۷ شرکت کننده در سه گروه مساوی ۹ نفره شامل گروه تمرینات ویبریشن، گروه تمرینات قدرتی و گروه کنترل حضور داشتند. گروه تمرینات ویبریشن به مدت ۵ دقیقه با پاوربال و گروه تمرینات قدرتی به مدت ۵ دقیقه با استفاده از دمبل (۲ کیلوگرم برای مردان و ۱ کیلوگرم برای زنان) در وضعیت نشسته و آرنج در ۹۰ درجه فلکشن تمرین داده شدند. همچنین عملکرد حرکتی آرنج با استفاده از پرسشنامه ارزیابی بیماران مبتلا به آرنج تنیس‌بازان[1] که شامل ۵ سؤال مرتبط با درد، ۶ سؤال مرتبط با فعالیت‌های اختصاصی و ۴ سؤال مرتبط با فعالیت‌های عمومی بود سنجیده شد. نتایج نشان داد تمرینات ویبریشن با استفاده از پاوربال تأثیر معنی‌داری بر قدرت عضلات اکستنور مچ دست، قدرت گرفتن، دامنه حرکتی مچ دست، توانایی عملکرد آرنج، میزان درد و کیفیت زندگی داشته است (P<۰/۰۰۵). همچنین نکته جالب اینکه در مقایسه سه گروه، گروه تمرینات ویبریشن افزایش معنی‌دارتری را در افزایش میزان قدرت و عملکرد حرکتی آرنج نسبت به گروه تمرینات با دمبل داشتند و تغییرات معنی‌داری (P<۰/۰۰۵) در هر دو گروه ویبریشن و دمبل در قدرت عضلات اکستنسور، قدرت گرفتن، دامنه حرکتی مچ و میزان درد نسبت به گروه کنترل به‌دست آمد. اگرچه تغییر معنی‌داری در بین سه گروه در متغیر کیفیت زندگی قبل و بعد از مداخله تمرینات مشاهده نشد. همان‌طور که گفته شد تحقیق لیم و همکاران (۲۰۱۶) بر روی بیماران مبتلا به آرنج تنیس بازان بود ولی با توجه به تشابه متغیرهای اندازه‌گیری شده (قدرت عضلات اکستنسور مچ دست، قدرت گرفتن) با تحقیق ما نتایج به‌دست آمده از این پژوهش در افزایش قدرت عضلات اکستنسور مچ دست، قدرت گرفتن با تحقیق ما مشابه بود. به‌علاوه عمکرد حرکتی در آرنج به واسطه کاهش درد، افزایش یافته بود که احتمالاً می‌تواند با افزایش عملکرد حرکتی اندام فوقانی مشاهده شده در تحقیق ما همراستا باشد (لیم و شین، ۲۰۱۶: ۱۶۹).

نتایج پژوهش حاضر حاکی از آن بود که تمرینات مقاومتی با استفاده از پاوربال، موجب افزایش فاصله دستیابی در آزمون وای در جهات قدامی، خلفی- داخلی و خلفی- خارجی شده است. احتمالاً تمرین مقاومتی با استفاده از پاوربال موجب افزایش قدرت و استقامت عضلات اطراف مفصل شانه شده و از این طریق موجب بهبود عملکرد افراد در دستیابی به فاصله بیشتر در آزمون مذکور شده است. تئوری‌های مطرح شده در مورد مکانیسم تأثیرگذاری بر افزایش قدرت و استقامت عضلانی، بیان می‌کنند که ابزار پاوربال به واسطه ایجاد نیروی گریز از مرکز و نیز ایجاد لرزش در دست، موجب افزایش فشار کانسنتریک و اکسنتریک به عضلات ناحیه می‌شود. بدیهی است؛ استفاده از این ابزار در قالب یک برنامه تمرینی منظم موجب افزایش قدرت و استقامت عضلات ناحیه تمرین کننده خواهد شد. همچنین احتمالاً ایجاد لرزش در دستگاه پاوربال و انتقال این نیرو به دست، موجب تحریک دوک‌های عضلانی و در نتیجه آن تحریک اعصاب گاما موجب کاهش آستانه تحریک عضله، فعالیت مداوم تارها و در نهایت افزایش قدرت و استقامت عضلانی می‌شود که این امر موجب بهبود عملکرد فرد و بهبود فواصل دستیابی در جهات مختلف در آزمون مذکور شده است.

تمرینات مقاومتی موجب افزایش کنترل حرکت، افزایش قدرت و نیز افزایش عملکرد حرکتی افراد مبتلا به آسیب دیدگی شانه می‌شوند. در پی تمرینات مقاومتی به‌صورت کانسنتریک و اکسنتریک، افزایش کنترل بر عضلات مفصل شانه و حس عمقی عضلات مفصل شانه، موجب افزایش عملکرد اندام فوقانی می‌شود. تمرینات مقاومتی موجب افزایش کنترل حرکتی و بهبود عملکرد می‌شود (کونروی و هایس، ۱۹۹۸: ۱۴). روی[2] و همکاران(۲۰۰۹) طی پژوهشی به بررسی تأثیر تمرینات مقاومتی و کنترل حرکتی بر عملکرد اندام فوقانی افرادی با گیرافتادگی مفصل شانه پرداختند (روی، موفِت، هِبرتو لیرتِ، ۲۰۰۹: ۱۸۸). نتایج حاکی از آن بود که کاهش درد در پس آزمون به لحاظ آماری معنادار نبود، اما در پی تمرینات مقاومتی، افزایش عملکرد اندام فوقانی مشاهده شد و این افزایش به لحاظ آماری معنادار بود. با توجه به مطالب فوق‌الذکر، احتمالاً تمرین با استفاده از پاوربال در قالب یک برنامه منظم، می‌تواند موجب افزایش عملکرد افراد سالم و در برخی موارد

1. Patient-Rated Tennis Elbow Evaluation

2 . Roy

احتمالاً افراد مبتلا به آسیب‌دیدگی شانه شود که شاید بتوان از نتایج این بخش از پژوهش برای افراد دارای آسیب‌های شانه استفاده کرد.

## نتیجه‌گیری

با توجه به تأثیر معنادار تمرینات مقاومتی با استفاده از پاوربال، بر قدرت عضلات مچ، چرخاننده شانه و نیز عملکرد اندام فوقانی در افراد دارای سندرم گیرافتادگی شانه، احتمالاً استفاده از این ابزار در قالب یک برنامه منظم می‌تواند به‌عنوان یک روش مؤثر در بهبود قدرت و عملکرد حرکتی تأثیرگذار باشد. پروتکل تمرینی حاضر شناخت ما را نسبت به راهکارهای مطلوب درمان سندرم گیرافتادگی و انتخاب روش‌های درمانی مؤثرتر و کم هزینه‌تر با ابزاری قابل حمل، جذاب و در دسترس افزایش می‌دهد. بنابر نتایج حاصله از تحقیق حاضر و هم‌راستا با نتایج مطالعه تِرپ و همکاران (۲۰۱۰) با عنوان «پاوربال- چیزی فراتر از یک اسباب بازی؟»، به جرأت می‌توان گفت که پاوربال چیزی فراتر از یک اسباب بازی بوده و احتمالاً می‌تواند در برنامه توانبخشی افراد مبتلا به صدمات شانه مورد استفاده قرار بگیرد.

از لحاظ مقایسه میزان اندازه اثرهای مشاهده شده در تحقیق می‌توان گفت که این میزان در متغیرهای مختلف به ترتیب بیانگر تأثیرگذاری بیشتر تمرینات بر روی متغیرهای: عملکرد حرکتی شانه> قدرت درون‌گرا چرخش‌دهنده‌های داخلی شانه> قدرت درون‌گرا چرخش‌دهنده‌های خارجی شانه> قدرت گرفتن> قدرت برون‌گرا چرخش‌دهنده‌های داخلی شانه> قدرت اکستنشن مچ دست> قدرت برون‌گرا چرخش‌دهنده‌های خارجی شانه بوده است.

## References


Adamczyk, J. G., Hołun, M., Boguszewski, D., & Siewierski, M. (2013). Evaluation of the effectiveness of hand grip strength training using a device Powerball®. The effectiveness of the force training with the help of Powerball®. Journal of Health Sciences (J of H Ss), 3(6), 35-44. doi:http://elibrary.ru/item.asp?id=19406447.

Alvares, J. B., Rodrigues, R., Azevedo Franke, R., Silva, B. G. C., Pinto, R. S., Vaz, M. A., & Baroni, B. M. (2015). Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. Physical Therapy in Sport, 16(1), 59-65. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.04.004

Arnett, J. J., Mandel, S., Brigham, C. R., & Aydin, S. M. (2016). A Review of the Evaluation and Treatment of Lateral Epicondylitis. SM Journal of Orthopedics, 2(4), 1043 .

Balan, S. A., & Garcia-Elias, M. (2008). Utility of the Powerball® in the Invigoration of the Musculature of the Forearm. Hand Surgery, 13(02), 79-83. doi:http://dx.doi.org/10.1142/S0218810408003955

Bernhardsson, S., Klintberg, I. H., & Wendt, G. K. (2010). Evaluation of an exercise concept focusing on eccentric strength training of the rotator cuff for patients with subacromial impingement syndrome. Clinical Rehabilitation, 25(1), 69-78. doi:http://dx.doi.org/10.1177/0269215510376005

Bosco, C., Cardinale, M., & Tsarpela, O. (1999). Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 79(4), 306-311. doi:http://dx.doi.org/10.1007/s004210050512

Cardinale, M., & Bosco, C. (2003). The Use of Vibration as an Exercise Intervention. Exercise and Sport Sciences Reviews, 31(1), 3-7. doi:https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12562163.

Chen, C.-H., Chen, T. C., Jan, M.-H., & Lin, J.-J. (2015). Acute Effects of Static Active or Dynamic Active Stretching on Eccentric-Exercise-Induced Hamstring Muscle Damage. International Journal of Sports Physiology and Performance, 10(3), 346-352. doi:http://dx.doi.org/10.1123/ijspp.2014-0206

Chuang, P. S. (1998). United States Patent No. US 5,800,311.

Chung, S.-m., Lee, K.-b., & Kim, Y.-d. (2016). Effects of shoulder reaching exercise on the balance of patients with hemiplegia after stroke. Journal of Physical Therapy Science, 28(7), 2151-2153. doi:http://dx.doi.org/10.1589/jpts.28.2151

Cochrane, D. J., & Stannard, S. R. (2005). Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female field hockey players. British Journal of Sports Medicine, 39(11), 860-865. doi:http://dx.doi.org/10.1136/bjsm.2005.019950

Conroy, D. E., & Hayes, K. W. (1998). The Effect of Joint Mobilization as a Component of Comprehensive Treatment for Primary Shoulder Impingement Syndrome. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 28(1), 3-14. doi:http://dx.doi.org/10.2519/jospt.1998.28.1.3

Cools, A. M., Declercq, G., Cagnie, B., Cambier, D., & Witvrouw, E. (2008). Internal impingement in the

tennis player: rehabilitation guidelines. British Journal of Sports Medicine, 42(3), 165-171. doi:http://dx.doi.org/10.1136/bjsm.2007.036830

Croisier, J.-L., Foidart-Dessalle, M., Tinant, F., Crielaard, J.-M., & Forthomme, B. (2007). An isokinetic eccentric programme for the management of chronic lateral epicondylar tendinopathy. British Journal of Sports Medicine, 41(4), 269-275. doi:http://dx.doi.org/10.1136/bjsm.2006.033324

Duffin, C. (2007). Hand Gyroscope versus Hand Grip: Strength Gains after a Four Week Training Programme .Retrieved from England: http://www.powerballs.com/ & http://uupload.ir/view/h7pj_carol_duffin_2007.pdf

Gentil, P., Steele, J., Pereira, M. C., Castanheira, R. P., Paoli, A., & Bottaro, M. (2016). Comparison of upper body strength gains between men and women after 10 weeks of resistance training. PeerJ, 4, e1627. doi:http://dx.doi.org/10.7717/peerj.1627

Gorman, P. P., Butler, R. J., Plisky, P. J., & Kiesel, K. B. (2012). Upper Quarter Y Balance Test: Reliability and Performance Comparison Between Genders in Active Adults. The Journal of Strength & Conditioning Research, 26(11), 3043-3048. doi:http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182472fdb

Gulick, D. W., & O'Reilly, O. M. (1999). On the Dynamics of the Dynabee. Journal of Applied Mechanics, 67(2), 321-325. doi:http://dx.doi.org/10.1115/1.1304914.

Iravani, M. (2015). Investigation the effect of powerball on shoulder muscle activity and strength. in physiotherapy. (Thesis for MS degree master,s thesis), shahid Beheshti University of medical science & health services, Tehran. (in Persian) Retrieved from http://dlib.sbmu.ac.ir/site/catalogue/117286

Kibler, W. B., & Safran, M. R. (2000). Musculoskeletal Injuries In The Young Tennis Player. Clinics in sports medicine, 19(4), 781-792. doi:http://dx.doi.org/10.1016/S0278-5919(05)70237-4.

Kuhn, J. E. (2009). Exercise in the treatment of rotator cuff impingement: A systematic review and a synthesized evidence-based rehabilitation protocol. Journal of shoulder and elbow surgery, 18(1), 138-160. doi:http://doi.org/10.1016/j.jse.2008.06.004

Labriola, J. E., Lee, T .Q., Debski, R. E., & McMahon, P. J. (2005). Stability and instability of the glenohumeral joint: the role of shoulder muscles. Journal of shoulder and elbow surgery, 14(1), S32-S38. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2004.09.014

Legg, J. (2010). The effect of Powerball TM on grip strength. (Masters Masters Degree), University of Johannesburg, South Africa. Retrieved from http://hdl.handle.net/20.500.11892/72406

Lewis, J. (2016). Rotator cuff related shoulder pain: Assessment, management and uncertainties. Manual Therapy, 23, 57-68. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.math.2016.03.009

Lim, J.-H., & Shin, W.-S. (2016). Effects of vibration resistance exercise on strength, range of motion, function, pain and quality of life in persons with tennis elbow. Physical Therapy Rehabilitation Science, 5(4), 163-169. doi:https://dx.doi.org/10.14474/ptrs.2016.5.4.163

Martinez-Silvestrini, J. A., Newcomer, K. L., Gay, R. E., Schaefer, M. P., Kortebein, P., & Arendt, K. W. (2005). Chronic Lateral Epicondylitis: Comparative Effectiveness of a Home Exercise Program Including Stretching Alone versus Stretching Supplemented with Eccentric or Concentric Strengthening. Journal of Hand Therapy, 18(4), 411-420. doi:http://dx.doi.org/10.1197/j.jht.2005.07.007

Mathiowetz, V., Weber, K., Volland, G., & Kashman, N. (1984). Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. The Journal of Hand Surgery, 9(2), 222-226. doi:http://dx.doi.org/10.1016/S0363-5023(84)80146-X

McAllister, D., Larsen, R., Larsen, Z., McEwen, K ,. Pillitteri, P., & Smetanka, R. (2013). The Effect of a Forearm Strengthener on Grip Strength and Time-to-Fatigue. Department of biology Southern Utah University. Retrieved from www.dynaflexpro.com/fitness/assets/files/News/2013/Gyro_University_Study.pdf

McAtee, R. E. (1993). Facilitated stretching. United States of America Human Kinetics Publishers.

Miller, J. D., Herda, T. J., Trevino, M. A., & Mosier, E. M. (2016). The effects of passive stretching plus vibration on strength and activation of the plantar flexors. Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism, 41(9), 917-923. doi:http://dx.doi.org/10.1139/apnm-2016-0010

Mishler, A. (1973). United States Patent No. US 3726146.

Nelson, R. T. (2006). A comparison of the immediate effects of eccentric training vs static stretch on hamstring flexibility in high school and college athletes. N Am J Sports Phys Ther, 1(2), 56-61. doi:https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2953312/

Noffal, G. J. (2003). Isokinetic Eccentric-to-Concentric Strength Ratios of the Shoulder Rotator Muscles in Throwers and Nonthrowers. The American Journal of Sports Medicine, 31(4), 537-541. doi:https://doi.org/10.1177/03635465030310041001.

Noorabadi, N., Letafatkar, A., Shojaedin, S., Hatami, M., & Sadoughi Noorabadi, M . (2016). Comparative Effectiveness of Six Weeks of Eccentric Exercise With or Without Taping Technique on Grip Strength, Extension Strength of the Wrist Extensors and Middle Finger in Female Athletes with Tennis Elbow. ZUMS Journal, 24(107), 16-27. (in Persian). doi:http://zums.ac.ir/journal/article-1-3764-en.html

Peterson, M., Butler, S., Eriksson, M., & Svärdsudd, K. (2011). A randomized controlled trial of exercise versus wait-list in chronic tennis elbow (lateral epicondylosis). Upsala Journal of Medical Sciences, 116(4), 269-279.

doi:http://dx.doi.org/10.3109/03009734.2011.600476.

Petrič, T., Curk, B., Cafuta, P., & Žlajpah, L. (2010). Modelling of the robotic Powerball®: a nonholonomic, underactuated and variable structure-type system. Mathematical and Computer Modelling of Dynamical Systems, 16(4), 327-346. doi:http://dx.doi.org/10.1080/13873954.2010.484237.

Ritchie, P. (2003). Sports injuries: Mechanisms, prevention, treatment. Second edition. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, 19(4), 448. doi:http://doi.org/10.1016/S0749-8063(03)70005-X.

Roy, J.-S., Moffet, H., Hébert, L. J., & Lirette, R. (2009). Effect of motor control and strengthening exercises on shoulder function in persons with impingement syndrome: A single-subject study design. Manual Therapy, 14(2), 180-188. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.math.2008.01.010

Seabra, E., Silva, L. F. d., Flores, P., Machado, J., Mai Hung, V., Martins, M., & Campos, R. (2013, 29-31 July 2013). Mechatronic medical device for wrist rehabilitation. Paper presented at the 2013 11th IEEE International Conference on Industrial Informatics (INDIN) 331-336. doi:http://dx.doi.org/10.1109/INDIN.2013.6622905

Snijders, C. J., Volkers, A., Mechelse, K., & Vleeming, A. (1987). Provocation of epicondylalgia lateralis (tennis elbow) by power grip or pinching. Medicine and Science in Sports and Exercise, 19(5), 518-523 .

Su-Hyun, K., & Wan-Young, Y. (2015). A Study on the Norm-Referenced Criteria for Isokinetic Functional Strength of the Wrist for Junior Baseball Players .Indian Journal of Science and Technology, 8(18), 1-5. doi:http://dx.doi.org/10.17485/ijst/2015/v8i18 /76239.

Terp H, Johansen SGC, & Kjaer A. (2010). Power®Ball- more than just a toy? - Analysis and assessment of the Power®Ball as a physiotherapeutic tool .(Master Master,s thesis), VIA University College, Denmark. Retrieved from http://www.powerball.dk/upload/bachelorpowerball dk.pdf.

Ucke, C., & Schlichting, H.-J. (2002). Faszinierendes Dynabee: Spielwiese. Physik in unserer Zeit, 33(5), 230-231. doi:http//:dx.doi.org/10.1002/1521-3943(200209)33:5<230::AID-PIUZ230>3.0.CO;2-4.

Warman, G., Humphries, B., & Purton, J. (2002). The effects of timing and application of vibration on muscular contractions. Aviation, space, and environmental medicine, 73(2), 119-127..doi:https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11846180.

Westrick, R. B., Miller, J. M., Carow, S. D., & Gerber, J. P. (2012). Exploration of the y-balance test for assessment of upper quarter closed kinetic chain performance. Int J Sports Phys Ther, 7(2), 139-147. doi:https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22530188

Williams, G. N., Chmielewski, T., Rudolph, K. S., Buchanan, T. S., & Snyder-Mackler, L. (2001). Dynamic Knee Stability: Current Theory and Implications for Clinicians and Scientists. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 31(10), 546-566. doi:http://dx.doi.org/10.2519/jospt.2001.31.10.546

Yoon, M.-R., Choi, H.-S., & Shin, W.-S. (2015). Effects of the Abdominal Drawing-in Maneuver and the Abdominal Expansion Maneuver on Grip Strength, Balance and Pulmonary Function in Stroke Patients. The Journal of Korean Physical Therapy, 27(3), 147-153. doi:https://doi.org/10.18857/jkpt.2015.27.3.147

**(پیوست ۱)**

**پروتکل تمرینات پاوربال**

در تحقیق حاضر یک برنامه تمرین مقاومتی با استفاده از پاوربال طراحی و اجرا شد. دوره تمرینات ۸ هفته و در هر هفته ۳ جلسه و در هر جلسه نیز، ۳۰ دقیقه تمرین صورت گرفت. از آزمودنی‌ها خواسته شد تا قبل از هر جلسه تمرین پنج دقیقه زمان صرف گرم کردن خصوصاً عضلات بالاتنه و مچ دست کنند. شدت تمرین با استفاده از پاوربال را تعداد دورها در دقیقه تعیین می‌کند که در هفته‌های اول ۲۰۰۰ دور در هر دقیقه و در هفته‌های پایانی تا ۱۰۰۰۰ دور در دقیقه اجرا شد. مجموعاً ۱۰ تمرین به ترتیب مچ داخلی، مچ خارجی، جلو بازو، پشت بازو، ابداکشن بازو، فلکشن بازو، نشر خم (هایپر اکستنشن بازو)، چرخش داخلی بازو، چرخش خارجی بازو، پرس خوابیده با پاوربال در تمرینات قرار داشتند که ست‌ها و میزان تکرار تمرینات با توجه به اصل اضافه بار تدریجی اعمال شده است و میزان استراحت بین تمرینات و تکرار تمرینات با توجه به نسبت دو به یک تنظیم شده است. بدلیل نیروی گریز از مرکزی که از روتور ژیروسکوپ تولید می‌شود، و مقاومتی را از انگشتان دست می‌طلبد، تمامی تمرینات با ژیروسکوپ منجر به تقویت عضلات خم کننده مچ دست می‌شوند.

پروتکل تمرینی حاضر با استفاده از اصول راهبردهای تجویز تمرین کالج آمریکایی طب ورزش (کتاب ACSM ۲۰۱۴) به شکل زیر طراحی شد:

- ✓ تکرار (Frequently): تمرینات ۳ روز در هفته و به مدت ۸ هفته انجام شد.
- ✓ شدت (Intensity): برای کنترل شدت و حفظ اثر تمرین از اصل اضافه بار استفاده شد.

به این منظور از سه روش برای پیاده سازی این اصل در طراحی تمرینات استفاده شد:

- تمرینات از وضعیت‌های ایستا شروع شده و به وضعیت‌های پویا ختم شدند.
- تمرینات از کمترین تا بیشترین میزان فعالیت درجه بندی شدند. تمرینات ساده تر که عضلات کوچکتر را درگیر می‌کردند در هفته‌های ابتدایی و تمرینات پیچیده تر که عضلات بزرگ تر را فراخوانی می‌کردند در هفته‌های انتهایی قرار گرفته بودند.
- در هفته اول، تمرینات ساده تر (تمرینات گروه A و B) در سه ست ۳۰ ثانیه ای انجام شدند و در هفته‌های دوم به بعد بر حسب توانایی فرد هر هفته ۱۵ ثانیه به مدت زمان هر ست و یا یک ست به تکرارها اضافه شد.

هر دو هفته یکبار یکی از تمرینات هفته قبل حذف و ۲ تمرین جدید اضافه شد به استثنا هفته آخر که ۲ تمرین از هفته قبل حذف و ۱ تمرین جدید اضافه شد. چیدمان تمرینات در هر جلسه در جدول ۱ ارائه شده است.

- ✓ زمان (Time): زمان انجام هر تمرین در هفته اول و دوم ۳۰ ثانیه، هفته سوم و چهارم ۳۰ تا ۴۵ ثانیه، هفته پنجم تا هشتم ۳۰ تا ۶۰ ثانیه بود. تمرینات بعد از روشن شدن پاوربال از حالت ایستا خارج شده و به حالت پویا که انجام آنها نیازمند کنترل و انقباض بیشتری بوده انجام شدند و تمرینات به صورت انجام نوسان در یک مسیر رفت و برگشتی بود. بین ست‌ها یک دقیقه استراحت و بین دو تمرین مختلف ۲ دقیقه استراحت وجود داشت.
- ✓ نوع (Type): تمرینات انتخاب شده در این پروتکل از نوع تمرینات قدرتی بودند که توسط پاوربال انجام شدند. پیش از انجام تمرینات به فرد اجازه داده شد تا به مدت ۵ دقیقه گرم کرده و با پاوربال آشنایی پیدا کند.

به دلیل فراخوانی گروه‌های مختلف عضلانی توسط پاوربال نمی‌توان هر یک از تمرینات را تنها به گروه خاصی از عضلات کمربند شانهای و مچ نسبت داد اما به منظور دسته بندی بهتر جهت برنامه ریزی پروتکل تمرینی، این تمرینات به ۶ گروه اصلی تقسیم بندی شدند:

۱. گروه A: در این گروه الگوی اصلی حرکات فلکشن و اکستنشن مچ دست است.

۲. گروه B: در این گروه الگوی اصلی حرکات فلکشن و اکستنشن آرنج است.

۳. گروه C: در این گروه الگوی اصلی حرکات فلکشن و اکستنشن شانه است.

۴. گروه D: در این گروه الگوی اصلی حرکات ابداکشن و اداکشن شانه است.

۵. گروه E: در این گروه الگوی اصلی حرکات چرخش داخلی و خارجی شانه است.

۶. گروه F: در این گروه الگوی اصلی حرکات ابداکشن و اداکشن افقی شانه است.

وضعیت اجرای تک تک این تمرینات در جدول ۴ ارائه شده اند.

لازم به ذکر است در هر گروه چند تمرین موجود است که بر حسب میزان فعالیت عضلات از آسان به سخت شماره بندی شده اند.

در هر جلسه تمرین تعدادی از این تمرینات با رعایت اصل اضافه بار که در بالا توضیح داده شده انتخاب شدند.

**جدول ۴: پروتکل و وضعیت اجرای تمرینات پاوربال**

| هفته | نوع گروه * | تمرین (زمان * ست) | نام تمرین | استراحت بین ست‌ها | استراحت بین تمرین‌ها | وضعیت اجرا |
|---|---|---|---|---|---|---|
| ۱ | A | تمرین ۱: (۳۰*۳) | فلکشن مچ | ۶۰ | ۱۲۰ | نشسته روی میز |
| | A | تمرین ۲: (۳۰*۳) | اِکستنشن مچ | ۶۰ | ۱۲۰ | نشسته روی میز |
| | B | تمرین ۳: (۳۰*۳) | فلکشن آرنج | ۶۰ | ۱۲۰ | ایستاده |
| ۲ | A | تمرین ۱: (۳۰*۴) | فلکشن مچ | ۶۰ | ۱۲۰ | نشسته روی میز |
| | A | تمرین ۲: (۳۰*۴) | اِکستنشن مچ | ۶۰ | ۱۲۰ | نشسته روی میز |
| | B | تمرین ۳: (۳۰*۴) | فلکشن آرنج | ۶۰ | ۱۲۰ | ایستاده |
| ۳ | A | تمرین ۲: (۴۵*۴) | اِکستنشن مچ | ۹۰ | ۱۸۰ | نشسته روی میز |
| | B | تمرین ۳: (۴۵*۴) | فلکشن آرنج | ۹۰ | ۱۸۰ | ایستاده |
| | B | تمرین ۴: (۳۰*۳) | اِکستنشن آرنج | ۶۰ | ۱۲۰ | ایستاده (فلکشن تنه) |
| | C | تمرین ۵: (۳۰*۳) | فلکشن بازو | ۶۰ | ۱۲۰ | نشسته روی میز |
| ۴ | A | تمرین ۲: (۴۵*۵) | اِکستنشن مچ | ۹۰ | ۱۸۰ | نشسته روی میز |
| | B | تمرین ۳: (۴۵*۵) | فلکشن آرنج | ۹۰ | ۱۸۰ | ایستاده |
| | B | تمرین ۴: (۳۰*۴) | اِکستنشن آرنج | ۶۰ | ۱۲۰ | ایستاده (فلکشن تنه) |
| | C | تمرین ۵: (۳۰*۴) | فلکشن بازو | ۶۰ | ۱۲۰ | نشسته روی میز |
| ۵ | B | تمرین ۳: (۶۰*۵) | فلکشن آرنج | ۱۲۰ | ۲۴۰ | ایستاده |
| | B | تمرین ۴: (۴۵*۴) | اِکستنشن آرنج | ۹۰ | ۱۸۰ | ایستاده (فلکشن تنه) |
| | C | تمرین ۵: (۴۵*۴) | فلکشن بازو | ۹۰ | ۱۸۰ | نشسته روی میز |
| | D | تمرین ۶: (۳۰*۳) | اَبداکشن بازو | ۶۰ | ۱۲۰ | نشسته روی میز |
| | E | تمرین ۷: (۳۰*۳) | چرخش خارجی بازو | ۶۰ | ۱۲۰ | نشسته روی میز |
| ۶ | B | تمرین ۳: (۶۰*۶) | فلکشن آرنج | ۱۲۰ | ۲۴۰ | ایستاده |
| | B | تمرین ۴: (۴۵*۵) | اِکستنشن آرنج | ۹۰ | ۱۸۰ | ایستاده (فلکشن تنه) |
| | C | تمرین ۵: (۴۵*۵) | فلکشن بازو | ۹۰ | ۱۸۰ | نشسته روی میز |
| | D | تمرین ۶: (۳۰*۴) | اَبداکشن بازو | ۶۰ | ۱۲۰ | نشسته روی میز |
| | E | تمرین ۷: (۳۰*۴) | چرخش خارجی بازو | ۶۰ | ۱۲۰ | خوابیده به شکم |
| ۷ | B | تمرین ۴: (۶۰*۵) | اِکستنشن آرنج | ۱۲۰ | ۲۴۰ | ایستاده (فلکشن تنه) |
| | C | تمرین ۵: (۶۰*۵) | فلکشن بازو | ۱۲۰ | ۲۴۰ | نشسته روی میز |
| | D | تمرین ۶: (۴۵*۴) | اَبداکشن بازو | ۹۰ | ۱۸۰ | نشسته روی میز |
| | E | تمرین ۷: (۴۵*۴) | چرخش خارجی بازو | ۹۰ | ۱۸۰ | خوابیده به پهلو روی میز |
| | E | تمرین ۸: (۳۰*۳) | چرخش داخلی بازو | ۶۰ | ۱۲۰ | خوابیده به پهلو روی میز |
| | F | تمرین ۹: (۳۰*۳) | اَبداکشن افقی بازو | ۶۰ | ۱۲۰ | خوابیده به شکم روی میز |
| ۸ | C | تمرین ۵: (۶۰*۶) | فلکشن بازو | ۱۲۰ | ۲۴۰ | نشسته روی میز |
| | D | تمرین ۶: (۴۵*۵) | اَبداکشن بازو | ۹۰ | ۱۸۰ | نشسته روی میز |
| | E | تمرین ۷: (۴۵*۵) | چرخش خارجی بازو | ۹۰ | ۱۸۰ | خوابیده به پهلو روی میز |
| | E | تمرین ۸: (۳۰*۴) | چرخش داخلی بازو | ۶۰ | ۱۲۰ | خوابیده به پهلو روی میز |
| | F | تمرین ۹: (۳۰*۴) | اَبداکشن افقی بازو | ۶۰ | ۱۲۰ | خوابیده به شکم روی میز |
| | F | تمرین ۱۰: (۳۰*۳) | اداکشن افقی بازو | ۶۰ | ۱۲۰ | خوابیده به پشت روی میز |

* سطح سختی تمرین: A آسان، B کمی مشکل، C معمولی، D کمی دشوار، E & F دشوار ترکیبی