پژوهش‌نامهٔ مدیریت ورزشی و رفتار حرکتی سال هفدهم/ شماره سی و چهارم / پاییز و زمستان ۱۴۰۰

دریافت: ۹۷/۵/۲۴ پذیرش: ۹۷/۱۰/۲۹ ص ص: ۱۸۱-۱۶۵

تاثیر یک دوره تمرینات پرتابی بر عملکرد عضلانی افراد مبتلا به سندروم داون:یک رویکرد کینتیکی و الکترومیوگرافی

نرگس ولی نقندر[۱] ، مهدی سهرابی*[۲]، حمیدرضا طاهری[۳]، حمیدرضا کبروی[۴]، عزت خداشناس[۵]

چکیده

مقدمه: علت بهره‌گیری افراد مبتلا به سندرم داون از الگوهای عضلانی غیرطبیعی و تأثیر تمرین بر این الگوها نامشخص است. لذا هدف از پژوهش حاضر بررسی عملکردهای عضلانی افراد مبتلا به سندروم داون و تأثیر نه جلسه تمرین مهارت‌های پرتابی بر این الگوها بود.

روش شناسی: تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی و به روش پیش آزمون و پس آزمون و پیگیری بود. دراین‌راستا افراد مبتلا به سندروم داون به طور تصادفی در دو گروه تمرین (۱۷ نفر) و کنترل (۱۰ نفر) قرار گرفته و در سه مرحله پیش‌آزمون، پس‌آزمون و پیگیری، پرتاب از بالای شانه به هدف را اجرا کردند. تعداد جلسات تمرین پرتاب از بالای شانه برای گروه تمرینی شامل نه جلسه بود. در هر سه مرحله، اطلاعات مربوط به زنجیره کینتیکی و اطلاعات الکترومیوگرافی مربوط به شاخص هم انقباضی بین جفت عضلات دوسر و سه سر بازو ثبت شدند.

یافته‌ها : نتایج آزمون تحلیل واریانس یکراهه‌اختلافی بین دوگروه در میزان استفاده از زنجیره کینتیکی در هیچ‌یک از مراحل آزمون نشان نداد اما نتایج مقایسه‌های درون‌گروهی نشان داد که در گروه تمرین کرده کارآمدی استفاده از زنجیره کینتیکی در پس‌آزمون و پیگیری در مقایسه با پیش‌آزمون بهبود یافت. همچنین شاخص هم انقباضی گروه تجربی در مقایسه با گروه کنترل و در پس‌آزمون به‌طور معنی‌داری کاهش یافت ($F=4.652, p=0.035$) ولی در پیگیری مجدداً به سطح پیش‌آزمون بازگشت($P>0.05$).

نتیجه‌گیری: با وجود تاثیرات تمرین بر عملکرد عضلانی افراد مبتلا به سندروم داون به نظر می‌رسد برخی از این تأثیرات، ناشی از سازگاری‌های عصبی عضلانی موقتی باشد.

واژگان کلیدی: تمرینات پرتابی، سندروم داون، زنجیره کینتیکی، هم انقباضی.

۱. دانشجوی دکتری دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران

۲. استاد دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران (نویسندهٔ مسئول: تلفن: ۹۸۵۱۳۸۸۰۳۴۵۱؛ پست الکترونیکی: sohrabi@um.ac.ir)

۳. استاد دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران

۴. استادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی مشهد، مشهد، ایران

۵. استادیارگروه اطفال، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

۱- مقدمه

افراد مبتلا به اختلال ژنتیکی سندروم داون با دارا بودن سه کروموزوم[1] شماره ۲۱ و بهره هوشی به میزان تقریبا نصف افراد عادی در گروه کم توانان ذهنی قرار دارند (۱). این افراد در مقایسه با سایر افراد بدون کم توانی ذهنی در اجرای مهارت های حرکتی از الگوهای حرکتی کمتر چالشی و ایمن‌تر استفاده کرده (۲،۳) و در طول چندین تلاش برای یک تکلیف، تغییرپذیری بیشتری در کل نیرو دارند (۴،۵). الگوی غیرطبیعی و ناکارآمد هماهنگی (۶) و اشکال در پیش برنامه‌ریزی حرکتی[2] در مواجهه با شرایط متغیر محیطی (۷) نیز از دیگر ویژگی‌های این افراد است. همچنین افراد مبتلا به سندروم داون از استراتژی‌های زیر بهینه و کمتر چالشی هماهنگی استفاده می‌کنند که مزیت امکان جبران خطا در حرکت را ایجاد نمی‌کند (۸). شواهدی وجود دارد که نشان می‌دهد کودکان و بالغین مبتلا به سندروم داون در آغاز حرکات، عملکرد عضلانی[3] را به صورت هم انقباضی[4] یا زنجیره کینتیکی معکوس (دور به نزدیک[5]) نمایش می‌دهند (۲،۹).

الگوی هم انقباضی فرد را قادر می‌سازد تا مقاومت مفصل را به آشفتگی‌های خارجی افزایش داده سطوح نسبی ثبات را باوجود عدم قطعیت در مورد جهت آشفتگی فراهم سازد. همچنین مهارت های پیچیده ای چون پرتاب از بالای شانه[6]نیازمند تعامل درونی بدن و بالاتنه بوده و می‌توانند با کمک زنجیره کینتیکی[7] با حداکثر کارایی اجرا شوند (۱۰). زنجیره کینتیکی انرژی را به‌صورت انفجاری و تجمع شده از مراحل اولیه پرتاب گرفته و به قسمت‌های بعدی منتقل می‌کند(۱۱،۱۲). هر جزء مانند یک لینک ارتباطی در زنجیره عمل می‌کند و به شیء پرتاب‌شده اجازه می‌دهد تا با سرعت بیشتر مسافت بیشتری را طی کند (۱۳). نتایج تحقیقات در بررسی زنجیره کینتیکی در اجرای مهارت پرتاب از بالای شانه نشان داد که عضلات تنه به‌عنوان عضلات نزدیک به تنه[8] هرگز از ترتیب خود نسبت به عضلات دور از تنه[9] پیشی نمی‌گیرند بااین‌حال ممکن است تقدم و تأخر عضلات مچ و آرنج نسبت به یکدیگر تغییر کند(۱۴). ثبات اجرا، حاصل به‌کارگیری الگوهای فعال‌سازی[10] بسیار هماهنگ به‌صورت مداوم است (۱۵). تحقیقات بسیاری الگوی هم انقباضی و استفاده از الگوی فعال سازی دور به نزدیک را در افراد مبتلا به سندروم داون تأیید می‌کنند (۱،۲،۸،۱۶). بعضی محققان این یافته‌ها را به اختلالات عصب‌شناسی مثل اختلال عملکرد مخچه به علت کاهش وزن آن تعبیر می‌کنند (۱۷،۱۸)، اما شواهد دیگری وجود دارد که این اختلالات را به تعدیل عمدی دستورات حرکتی ارادی در حضور آشفتگی‌های غیرمنتظره مرتبط می‌کند (۱۹،۲۰).

سیستم عصبی مرکزی[11] انتخاب‌های بسیار زیادی از الگوهای حرکتی در اختیار دارد تا بتواند تکالیف حرکتی به‌صورت موفقیت‌آمیزی کامل کند (۱۶). الگوهای حرکتی مشاهده شده در بزرگسالان بدون کم‌توانی ذهنی[12] اولویت‌های سیستم عصبی مرکزی را برای کنترل حرکتی منعکس می‌کند. به نظر می‌رسد که تحت شرایط غیرعادی

1 . Trisomy
2 . Motor Pre-programming
3 . Muscular Functions
4 . Co-activation
5 . Distal-to-proximal
6 . Overhand throwing
7 . Kinetics chain
8 . Proximal
9 . Distal
10. Activation Patterns
11. Central Nervous System
12. Intellectual Disability

مثل بی‌نظمی‌هایی در ادراک محیط و تصمیم‌گیری و یا تغییرات ساختاری و بیومکانیکی در سیستم عصبی مرکزی، احتمالاً این اولویت‌ها مجدداً مورد بررسی قرار می گیرند. مجموعه جدیدی از اولویت‌ها وضعیت فعلی سیستم را منعکس خواهدکرد و منجر به الگوهای متفاوتی از حرکت ارادی خواهد شد(۱۶). طبق نتایج تحقیقات، تمرین[1] با تاثیر بر عملکرد عضلانی ممکن است که بر بهبود اولویت های سیستم عصبی مرکزی نیز تاثیر گذار باشد (۲۱،۲۲).

نتیجه تحقیقات در رابطه با اثر تمرین در افراد بدون کم‌توانی ذهنی نشان می‌دهد که ثبات نیروی عضله به دنبال کوشش‌های مکرر بهبودیافته و نهایتاً تغییرپذیری حرکت کاهش می‌یابد (۲۳) به‌علاوه به دنبال تمرین تعدیل‌هایی در هماهنگی عصبی عضلانی صورت گرفته و حرکات با سطح پایین‌تری از هم انقباضی اجرا می‌شوند (۲۴،۲۵). بااین‌وجود ادبیات تحقیق در مورد تأثیر تمرین بر عملکرد حرکتی افراد مبتلا به سندروم داون متناقض است. به گزارش محققان، تمرین تأثیری بر بهبود عملکرد افراد مبتلا به سندروم داون در تکلیف ضربه زدن[2] نداشته (۳،۲۶) و زمان واکنش را نیز بهبود نبخشیده است (۲۷). بااین‌حال قادر به بهبود همکاری[3] انگشتان پس از یک دوره تمرین تکلیف خم و باز کردن انگشتان (۴)، بهبود هماهنگی بالاتنه، چابکی و تعادل پس از تمرینات تحریک حس عمقی (۲۸)، بهبود اختلالات عصبی فیزیولوژیکی پس از یک دوره تمرینات هوازی (۲۹)، پیشرفت میزان چالاکی مهارت های دستی پس از یک دوره تمرینات دوچرخه سواری (۳۰)، بهبود هماهنگی حرکتی[4] هنگام استفاده در تکالیف متغیر (۶) و توانایی پیش برنامه‌ریزی به دنبال تمرینات زمان واکنش[5] (۳۱) بوده است. در پژوهش انجام‌شده توسط لاتاش[6] و همکاران (۲۰۰۷) از افراد مبتلا به سندروم داون خواسته شد تا حرکت دقیق و سریع آرنج به یک هدف خاص را در یک دوره تمرینی متشکل از پنج روز و ۱۱۰۰ کوشش اجرا کنند. قبل از شروع دوره تمرینی افراد مبتلا به سندروم داون الگوی هم انقباضی را نشان می‌دادند، ولی پس از تمرین الگوهای هم انقباضی به الگوی سه مرحله‌ای مشاهده‌شده در افراد بدون کم‌توانی ذهنی نزدیک شد (۴). همچنین در افراد مبتلا به سندروم داون پس از یک جلسه تمرین حرکات خم کردن و باز کردن شانه، عملکرد عضلانی به‌سرعت بهبودیافته و در شرایط آزمایشگاهی دوستانه و قابل پیش‌بینی، به الگوهای طبیعی سه مرحله‌ای تغییر جهت داد. بااین‌وجود به نظر نمی‌رسدکه الگوهای یادگرفته‌شده بتوانند به سادگی به حرکات درگیر در فعالیت‌های روزمره انتقال یابند (۳۲). در تحقیقی دیگر توسط لاتاش و همکاران (۲۰۰۲) سه روز تمرین حرکات تک مفصله در افراد مبتلا به سندروم داون نیز به بهبودهای معنی‌دار در شاخص‌های هماهنگی چند انگشتی و کاهش میزان هم انقباضی بین عضلات موافق و مخالف و تبدیل هم انقباضی به الگوی دوسویه فعالیت عضلانی منجر شد(۶). به گفته محققان سه روز تمرین برای اینکه منجر به تغییر در توانایی تولید نیروی عضلانی شود ناکافی است؛ بنابراین تغییر عملکرد احتمالاً به علت ایجاد تطبیق‌هایی درسطح عصبی بوده است. با توجه به تناقض موجود در ادبیات تحقیق و اینکه تحقیقات مرتبط با عملکرد عضلانی در افراد مبتلا به سندروم داون از تعداد جلسات تمرینی معدود بین یک تا سه روز و حرکات ساده و تک مفصله شانه، آرنج یا انگشتان استفاده کرده‌اند (۴،۶،۸،۳۲)، مشخص نیست که عملکرد عضلانی این افراد در اجرای مهارت پیچیده‌ای چون پرتاب از بالای شانه چگونه است و آیا این عملکرد عضلانی تحت تأثیر تعداد جلسات تمرینی بیشتر (نه جلسه) قرار می‌گیرد؟ لذا هدف از مطالعه حاضر ابتدا بررسی عملکرد عضلانی افراد مبتلا

1. Exercise
2. Tapping
3. Synergy
4. Motor Coordination
5. Reaction Time
6. Latash

به سندروم داون از طریق زنجیره کینتیکی و سپس بررسی تأثیر نه جلسه تمرین حرکات پرتابی بر عملکردهای عضلانی شامل زنجیره کینتیکی و شاخص هم انقباضی بین عضلات دوسر[1] و سه سر[2] در مهارت پرتاب از بالای شانه بود.

روش

شرکت‌کنندگان

شرکت‌کنندگان شامل ۲۷ دختر و پسر مبتلا به سندروم داون با بهره هوشی[3] ۷۵-۵۰بودند که به‌صورت در دسترس از بین دانش آموزان مدارس استثنایی انتخاب و به دو گروه تمرین مهارت‌های پرتابی (۸ پسر و ۹ دختر، میانگین سنی: ۲±۱۲ سال، قد: ۵±۱۴۴ سانتی‌متر و وزن: ۷±۴۱ کیلوگرم) و گروه کنترل (۳ پسر و ۷ دختر، میانگین سنی: ۲±۱۳ سال، قد: ۵±۱۴۲ سانتی‌متر و وزن: ۶±۴۲ کیلوگرم) منصوب شدند. با استفاده از نرم افزار تعیین حجم نمونه G-power با توان ۰,۸۶، تعداد افراد هر گروه ۱۲ نفرتخمین زده شد. با وجود نمونه گیری بیش از این تعداد، پنج نفر از افراد گروه کنترل در پس آزمون شرکت نکرده و از مطالعه کنار گذاشته شدند.تحقیق حاضر قبلا به تایید کمیته اخلاق دانشگاه رسید و پس از آن در جلسه انجمن اولیا و مربیان مدارس استثنایی حاضر در تحقیق مطرح و رضایت والدین و اولیای مدرسه جهت مشارکت در تحقیق جلب شد.فرم رضایت آگاهانه[4]و پرسشنامه فعالیت بدنی[5]توسط والدینشرکت‌کنندگان تکمیل شد و درصورتی‌که فردی در طول شش ماه گذشته، یک جلسه در هفته یا کمتر تمرین بدنی داشت به‌عنوان غیرفعال[6] در نظر گرفته شد. از معیارهای ورود به مطالعه، داشتن معیار سنی ۱۵-۱۰ سال، غیرفعال بودن در شش ماه گذشته، نداشتن سابقه شرکت در ورزش‌های توپی، نداشتن مشکلات جسمی حرکتی و توانایی حفظ قامت بدون استفاده از وسایل کمکی بود. از معیارهای خروج نیز اعلام انصراف از حضور در تمرینات یا عدم شرکت در جلسات تمرینی بیش از ۳ جلسه بود. قد و وزن شرکت‌کنندگان در آزمایشگاه اندازه‌گیری و بالیدگی جنسی[7] نیز بااستفاده از مقیاستانر[8]مشخص شد.این مقیاس به صورت خود ارزیابی و غیر تهاجمی بوده و رشد صفات ثانویه جنسی را در پنج مرحله توصیف می کند. نحوه استفاده از آن به این شکل بود که تصاویر مراحل رشدی سینه و موهای زهار به والدین کودکان دختر و پسر نشان داده شد و آنها مرحله رشدی منطبق با کودک خود را گزارش کردند.بهره هوشی کودکان نیز با استفاده از پرونده پزشکی دانش آموزان –موجود در مدرسه– تعیین شد سپس افراد دو گروه از نظر قد، وزن، بهره هوشی و بالیدگی جنسی همگن شدند.

ابزار

اطلاعات کینماتیکی سه‌بعدی با استفاده از سیستم تحلیل حرکت سیمی (SIMI Reality Motion Systems GmbH,Germany) و در آزمایشگاه تحلیل حرکت[9] جمع‌آوری شد. دو دوربین دیجیتال روی سه‌پایه و در فاصله چهارمتری از آزمودنی‌ها قرار داشتند. سیستم تحلیل حرکت با استفاده از

1. Biceps Brachii
2. Triceps Brachii
3. Intelligent Quote
4. Informed Consent
5. Physical Activity Questionnaire
6. Non-active
7. Sexual Maturation
8. Tanner’s Scale
9. Motion Analysis

یک فریم ۱۶ نقطه‌ای سه‌بعدی قبل از جمع‌آوری اطلاعات کالیبره شد. پنج مارکر انعکاس‌دهنده نور به قطر ۱۰ میلی‌متر و با استفاده از چسب دوطرفه ضد حساسیت بر روی پوست واستخوان سوم کف دست[۱]، قوزک داخلی مچ دست[۲]، قسمت خارجی آرنج[۳]، برآمدگی بزرگ مفصل بازو[۴] و خار اولین مهره سینه‌ای[۵] متصل شد. همچنین از دستگاه الکترومیوگرافی[۶] بایوویژن[۷] به‌منظور ثبت فعالیت الکتریکی عضلات استفاده شد. هدف موردنظر برای پرتاب، دایره‌ای به قطر یک متر بود که در مرکز آن ضربدری به ابعاد ۱۰ در ۱۰ سانتی‌متر مشخص شده بود. مرکز این دایره در ارتفاع ۸۰ سانتی‌متری زمین واقع شده بود (۳۳). روایی و پایایی دو دستگاه در تحقیقات قبلی مورد ارزیابی قرار گرفته و برای دستگاه تحلیل حرکت روایی و پایایی۰,۷۹–۰,۷۴(۳۴،۳۵) و برای دستگاه الکترومیوگرافی روایی و پایایی ۰,۹۹–۰,۹۵گزارش شده بود (۳۶). شکل شماره ۱ تصویر یک آزمودنی را با اتصال الکترودها و مارکرها بر روی بدن نشان می دهد.

شکل ۱. تصویر آزمودنی با اتصال الکترودها و مارکرها بر روی دست پرتاب

1 . Dorsal aspect of the third metacarpal bone
2 . Posterior aspect of the distal radius
3 . Lateral aspect of the elbow
4 . Distal lateral epicondyle of the humerus
5 . Spinous process of the first thoracic vertebra
6 . Electromyography (EMG)
7 . Biovision

روند اجرا

به افراد در مورد چگونگی انجام پرتاب از بالای شانه دستورالعمل لازم داده شد و مربی چند مرتبه حرکت را نمایش داد. تمام افراد پنج پرتاب به‌منظور گرم کردن و آشنایی اولیه انجام دادند؛ سپس از افراد خواسته شد تا با دقت هرچه‌تمام‌تر و تنها با استفاده از مهارت پرتاب از بالای شانه، در فاصله ۲/۵ متری سه بار توپ تنیس را به سمت مرکز هدف پرتاب کنند. اطلاعات کینماتیکی[1] پرتاب و نیز فعالیت الکتریکی عضلات دوسربازو و سه‌سربازو طی اجرای پرتاب‌ها ثبت شد. یک روز بعد، دوره تمرینی آغاز و افراد گروه تمرینی به مدت نه جلسه‌تمرینات پرتابی را انجام دادند. افراد گروه کنترل نیز به فعالیت‌های سابق روزمره پرداختند. تمرینات گروه تجربی شامل هفته‌ای سه جلسه و هر جلسه ۴۵ دقیقه بود که در ۱۰ دقیقه ابتدایی و پایانی هر جلسه به‌منظور گرم کردن و سرد کردن از حرکات کششی استفاده شد، ۲۵ دقیقه نیز به انجام مهارت پرتاب به‌صورت اصابت توپ تنیس به هدف مشخص‌شده روی دیوار با شرایط آزمون اختصاص یافت. هر فرد، طی هر جلسه ۴۰ پرتاب و درمجموع ۳۶۰ پرتاب انجام داد.یک روز بعد از اتمام دوره تمرینی، از افراد هر دو گروه پس‌آزمون گرفته شد و طی آن از افراد خواسته شد تا همانند پیش‌آزمون در فاصله ۲/۵ متری از هدف، سه بار مهارت پرتاب را انجام دهند. ده روز بعد نیز آزمون پیگیریبا همین شرایط تکرار شد.میانگین مقادیر سه پرتاب جهت تحلیل نهایی مدنظر قرار گرفت.پروتکل مورد نظر قبلا توسط کاپیو و همکاران (۲۰۱۳) به منظور بررسی مهارت های پرتابی کودکان مبتلا به سندروم داون مورد استفاده قرار گرفته بود (۳۳).

اندازه‌گیری

از دیتاهای کینماتیکی به‌منظور تعیین بازه حرکت و مشخص نمودن میزان تبعیت افراد از زنجیره کینتیکی در اجرای مهارت استفاده شد. این دیتاها با استفاده از فیلتر پایین گذر[2] مرتبه چهار با فرکانس قطع[3] ۱۲ هرتزفیلتر شدند و اولین حرکت رو به بالای مارکر مچ دست به‌عنوان آغاز بازه حرکت و لحظه رهایی نیز به‌عنوان نقطه انتهایی بازه در نظر گرفته شد. پس از محاسبه زوایای نسبی[4] شانه، آرنج و مچ، متغیرهای مجرد زیرمورداندازه‌گیری قرار گرفتند.

۱- آغاز باز شدن آرنج[5]۲- حداکثر سرعت زاویه‌ای بازو[6] ۳- حداکثر سرعت زاویه‌ای آرنج[7] و ۴- حداکثر سرعت خطی دست[8]

سپس با استفاده از متغیرهای کینماتیکی نسبی زیر تغییرات در زمان‌بندی بین مفاصل و بخش‌ها محاسبه شد:

۱- زمان آغاز باز شدن آرنج نسبت به لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای بازو[9] ۲- لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای بازو با توجه به لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای آرنج[10] و ۳- لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای آرنج نسبت به لحظه حداکثر سرعت خطی دست[11]

1 . Kinematics Data
2 . Lowpass Filter
3 . Cut off Frequency
4 . Relative angles
5 . Initiation of Elbow Extension (IEE)
6 . Maximum Shoulder Angular Velocity (MSAV)
7 . Maximum Elbow Angular Velocity(MEAV)
8 . Maximum Resultant Hand Velocity (MRHV)
9 . IEE/MSAV
10. MSAV/MEAV
11. MEAV/MRHV

زمان وقوع رویدادها در متغیرهای کینماتیکی مجرد به طور دقیق مشخص شده است؛ لذا می‌توان وجود یا عدم وجود زنجیره کینتیکی در اجرای مهارت را در متغیرهای کینماتیکی نسبی موردبررسی قرار داد. درصورتی‌که فرد در اجرای مهارت پرتاب از بالای شانه از زنجیره کینتیکی بهره برده باشد، در متغیر اول زمان آغاز باز شدن آرنج قبل از لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای بازو رخ می‌دهد؛ در متغیر دوم نیز لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای آرنج پس از لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای بازو می‌باشد. به‌علاوه در متغیر سوم لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای آرنج اندکی پس از لحظه حداکثر سرعت خطی دست خواهد بود (۳۷)؛ لذا درصورتی‌که مقادیر دو کسر اول و دوم کمتر از یک باشد نشانگر این است که از زنجیره کینتیکی استفاده شده است، مقادیر مساوی یک برابر با هم‌زمانی دو رویداد و موارد بیشتر از یک نشان‌دهنده جهتی مخالف زنجیره است. در کسر سوم عکس این جریان برقرار است. این روش برای بررسی متغیرهای زمان‌بندی شوت فوتبال توسط چاو[1] و همکاران (۲۰۰۶) و اندرسون و سیداوی[2] (۱۹۹۴) نیز مورداستفاده قرارگرفته است(۳۸،۳۹).

برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات، ابتدا سطح پوست با استفاده از پد الکلی تمیز شده و جفت الکترودهای دایره‌ای (ag/agcl) با قطر یک سانتی‌متر و با فاصله حداکثر ۱/۵ سانتی‌متر موازی با فیبرهای عضله و روی شکم یا برآمدگی اصلی عضلات سه‌سربازو و دوسربازو متصل شدند. سیگنال‌های عضلانی با استفاده از سخت‌افزار بایوویژن در ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری‌شده و با استفاده از نرم‌افزار مطلب[3] تجزیه‌وتحلیل شدند. نرم‌افزار تحلیل حرکت و نرم‌افزار بایوویژن روی یک سیستم کامپیوتری هم‌زمان و هماهنگ‌سازی شده بودند.

به‌منظور محاسبه شاخص هم انقباضی[4](CI) بین عضله دوسربازو به‌عنوان عضله موافق و عضله سه‌سربازو به‌عنوان عضله مخالف ابتدا سه کوشش ۱۰ ثانیه‌ای با حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک[5] برای هر یک از عضلات انجام و میانگین سه کوشش به‌عنوانMVC آن عضله در نظر گرفته شد. سپس سیگنال هر عضله در این کوشش‌ها به‌صورتfull wave فیلترشد. پس‌ازآن فیلتر پایین گذر مرتبه شش هرتز به‌صورت خطی استفاده و حداکثرشدتسیگنال استخراجشد. سیگنال اصلی هر عضله نیز به همین ترتیب فیلتر و به‌صورت خطی و برحسب درصدی ازMVC محاسبه شد. سپس این مقادیر در فرمول محاسبه شاخص هم انقباضی وارد شدند: (۴۰)

$$CI = \frac{\int_{t1}^{t2} EMG_{BC}(t)dt}{\int_{t1}^{t2}[EMG_{TC}+EMG_{BC}](t)dt} \times 100$$

در این فرمول BC عضله دو سر بازو، TC عضله سه سر بازو و t1 و t2 ابتدا و انتهای بازه حرکت می‌باشند.

به‌منظور بررسی میزان استفاده از زنجیره کینتیکی از تحلیل وواریانس یک راهه استفاده شد و اثر گروه، مرحله آزمون و تعامل گروه و مرحله آزمون مورد مقایسه قرار گرفت. در متغیر اول و دوم کسر کوچکتر از یک و در متغیر سوم کسر بزرگتر از یک نشان دهنده استفاده از زنجیره کینتیکی بود. به‌منظور مقایسه شاخص هم انقباضی بین دو گروه، آزمون تحلیل واریانس یکراهه به عمل آمد. در تمام اندازه‌گیری‌ها سطح معنی‌داری در $P\leq0.05$ در نظر گرفته شد.

1 . Chow
2 . Anderson and Sidaway
3 . MATLAB
4. Co-activation Index
5. Maximum Voluntary Contraction (MVC)

نتایج

میانگین و انحراف معیار هر یک از متغیرهای کینماتیکی نسبی در دو گروه تجربی و کنترل در مراحل مختلف آزمون در جدول شماره ۱ گزارش شده است.

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار هر یک از سه متغیر به تفکیک گروه ها در مراحل مختلف آزمون

مراحل	پیش آزمون(Mean ± SD)			پس آزمون(Mean ± SD)			پیگیری(Mean ± SD)			P value
متغیرها	متغیر اول	متغیر دوم	متغیر سوم	متغیر اول	متغیر دوم	متغیر سوم	متغیر اول	متغیر دوم	متغیر سوم	
گروه تمرینی	۰,۸۷±۰,۰۶ **	۰±۰,۰۹ *,†۹۴.	۰,۹۴±۰,۰۷	۰,۸۹±۰,۱۵	۰,۸۹±۰,۱۱ *	۰,۹۸±۰,۰۸	۰,۹۶±۰,۱۱ **	۰,۹۱±۰,۱۰	۰,۹۸±۰,۰۶	۰,۰۲۱* ۰,۰۰** ۰,۰۱†
گروه کنترل	۰,۹۳±۰,۱۱	۰±۰,۰۳ ۹۸.	۱,۰۱±۰,۰۲	۰,۹۲±۰,۰۹	۰,۹۵±۰,۰۷	۰,۹۸±۰,۰۱	۰,۹۴±۰,۰۵	۰,۹۵±۰,۰۹	۱,۰۰±۰,۰۱	

* در گروه تجربی اختلاف متغیر دوم در مراحل پیش آزمون و پس آزمون معنادار بود ($p<0.05$)
** در گروه تجربی اختلاف متغیر اول در مراحل پیگیری و پیش آزمون معنادار بود ($p<0.05$)
† در گروه تجربی اختلاف متغیر دوم در مراحل پیگیری و پیش ازمون معنا دار بود ($p<0.05$)

با توجه به مقادیر میانگین می توان مشاهده کرد که در گروه تمرینی متغیر اول در پیگیری(۰,۹۶±۰,۱۱) در مقایسه با پیش آزمون (۰,۸۷±۰,۰۶) افزایش چشمگیری داشته است. این افزایش در جهت کاهش میزان استفاده از زنجیره کینتیکی بوده است. همچنین متغیر دوم در مرحله پس آزمون (۰,۸۹±۰,۱۱) در مقایسه با پیش آزمون (۰,۹۴±۰,۰۹) کاهش یافته که این کاهش در جهت بهبود استفاده از زنجیره کینتیکی بود. میانگین این متغیر در مرحله پیگیری (۰,۹۱±۰,۱۰) در مقایسه با پس آزمون افزایش پیدا کرد اما هنوز به سطح پیش آزمون نرسید. در متغیر سوم گروه تمرینی و در هیچ یک از متغیرهای گروه کنترل هیچ نوع اختلاف معناداری در جهت تغییر میزان استفاده از زنجیره کینتیکی مشاهده نشد ($P>0.05$).

به‌منظور بررسی میزان استفاده افراد مبتلا به سندروم داون از زنجیره کینتیکی در مهارت پرتاب از بالای شانه، همه افراد شرکت‌کننده در یک گروه قرار داده شدند.سپس با استفاده از آزمون شاپیرو ویکز[1] نرمال بودن توزیع داده ها پرداخته شد. با توجه به اینکه سطح معنی داری بیشتر از ۰,۰۵ شد، نتیجه گرفته شد که نرمالیتی برقرار و پیش فرض استفاده از آزمون t مستقل فراهم است. لذا به کمک این آزمون، هر متغیر با متغیری به نام M1 که تمام مقادیر آن مساوی یک بود مقایسه شد تا وجود اختلاف معنادار بین مقادیر هر متغیر و عدد یک بررسی شود. نتایج آزمون t مستقل در ارتباط با مقایسه متغیر اول (زمان آغاز باز شدن آرنج نسبت به لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای بازو) با متغیر M1 نشان‌دهنده وجود اختلاف معنادار بود ($P=0.000$) لذا می‌توان گفت که در این متغیرزنجیره کینتیکی رعایت شده و مقادیر به طور معناداری کمتر از یک بودند. بااین‌حال در متغیر دوم (لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای بازو با توجه به لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای آرنج) و سوم (لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای آرنج نسبت به لحظه حداکثر سرعت خطی دست) اختلاف معناداری بین این مقادیر و متغیر M1 مشاهده نشد ($P>0.05$). لذا

1. Shapiro-Wilks

مقادیر مساوی یک بوده و هم‌زمانی وقوع دو رویداد مشاهده شد. بنابراین نتیجه گرفته شد که افراد مبتلا به سندروم داون تنها در متغیر اول قادر به استفاده از زنجیره کینتیکی در مهارتپرتاب از بالای شانه بودند.

پس از این نتیجه گیری به بررسی تاثیر تمرین بر میزان استفاده از زنجیره کینتیکی پرداخته شد.به این منظور هر یک از متغیرهای کینماتیکی نسبی به صورت جداگانه و با استفاده از آزمون تحلیل واریانس یک متغیره بررسی و اثر گروه، مرحله آزمون و تعامل گروه و مرحله آزمون مورد مقایسه قرار گرفت. قبل از آن پیش فرض های استفاده از این آزمون بررسی و نرمال بودن توزیع داده های هر متغیر در هر گروه با استفاده از آزمون شاپیرو ویکز و همگنی واریانس ها با استفاده از آزمون لون[1] تایید شد ($p>0.05$).

نتایج تحلیل واریانس تک متغیره برای متغیر اول (زمان آغاز باز شدن آرنج نسبت به لحظه حداکثر سرعت زاویه ای بازو) ، دوم (لحظه حداکثر سرعت زاویه ای بازو نسبت به لحظه حداکثر سرعت زاویه ای آرنج) و سوم (لحظه حداکثر سرعت زاویه ای آرنج نسبت به لحظه حداکثر سرعت خطی دست) در بررسی اثر گروه و مرحله آزمون و تعامل این دو متغیر نشان داد که در متغیر اول ($p=0.042$) و دوم ($p=0.011$) تنها اثر مرحله آزمون معنی دار شده است. در متغیر سوم نیز هیچ یک از اثرات گروه، مرحله و تعامل گروه و مرحله آزمون معنی دار نشد ($p>0.05$). خلاصه این نتایج در جدول شماره ۲ گزارش شده است. نتایج آزمون تعقیبی توکی در مورد اثر مرحله آزمون در متغیر اول نشان داد که اختلاف بین دو مرحله پیش آزمون و پیگیری در گروه تمرین کرده معنی دار و در جهت کاهش استفاده از زنجیره کینتیکی بوده است ($p=0.018$). زیرا میزان کسر به عدد یک نزدیک شده است. همچنین نتایج آزمون تعقیبی توکی در مورد اثر مرحله آزمون در متغیر دوم نیز نشان داد که اختلاف بین دو مرحله پس آزمون و پیش آزمون ($p=0.035$) و پیش آزمون و پیگیری ($p=0.029$) در گروه تمرین کرده معنی دار و در جهت بهبود استفاده از زنجیره کینتیکی بوده است.

جدول ۲. نتایج آزمون تحلیل واریانس یک راهه برای اثر مرحله آزمون در سه متغیر کینماتیکی نسبی

	مجموع مجذورات	F	df	p	مقادیر مجدور اتا	تون آزمون
مرحله (متغیر اول)	۰,۰۷۴	۳,۳۱۱	۲	۰,۰۴۲ *	۰,۰۸۴	.۰۶۱
مرحله(متغیر دوم)	۰,۰۴۲	۲,۳۷۰	۲	۰,۰۱۱*	۰,۱۶۲	۰,۶۶۴
مرحله (متغیر سوم)	۰,۰۱۰	۱,۹۰۱	۲	۰,۱۵۷	۰,۰۵۰	۰,۳۸۳

متغیر اول (زمان آغاز باز شدن آرنج نسبت به لحظه حداکثر سرعت زاویه ای بازو)،
متغیر دوم (لحظه حداکثر سرعت زاویه ای بازو نسبت به لحظه حداکثر سرعت زاویه ای آرنج)،
متغیر سوم (لحظه حداکثر سرعت زاویه ای آرنج نسبت به لحظه حداکثر سرعت خطی دست)
*اثر مرحله آزمون معنی دار است ($p<0.05$).

با توجه به این نتایج تمرین تاثیر معنی داری بر میزان استفاده از زنجیره کینتیکی در مقایسه با گروه کنترل نداشت ولی گروه تمرین کرده بهبود های معنی داری در پس آزمون و پیگیری در مقایسه با پیش آزمون در متغیر

[1]Leven test

دوم نشان داد. در گروه کنترل هیچ یک از متغیرهای کینماتیکی نسبی در هیچ یک از مراحل آزمون اختلاف معنی داری نداشت ($P>0.05$).

جدول شماره ۳ میانگین و انحراف معیار شاخص هم انقباضی بین عضلات دوسربازو و سه سربازو را در دو گروه و سه مرحله از آزمون نشان می دهد. به‌منظور بررسی تأثیر تمرین بر شاخص هم انقباضی عضلات دوسربازو و سه‌سربازو، آزمون تحلیل واریانس تک متغیره به عمل آمدو اثر گروه، مرحله ازمون و تعامل این دو متغیر مورد بررسی قرار گرفت. نتایج این آزمون در جدول شماره ۴ گزارش شده است. این نتایج نشان دهنده اختلاف معنی‌دار برای اثر گروه در مرحله پس‌آزمون نشان است. مقایسه میانگین مقادیر شاخص هم انقباضی در جدول شماره ۳ نشان داد که این شاخص در مرحله پس‌آزمون و در گروه تمرین کرده (۴۶,۴۷±۱۷,۲۹) به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه کنترل (۵۹,۳۳±۱۷,۰۳) بود. بااین‌حال نتایج آزمون در مرحله پیش‌آزمون و پیگیری، هیچ اختلاف معنی‌داری بین دو گروه نشان نداد.

جدول ۳. میانگین و انحراف معیار شاخص هم انقباضی بین عضلات دوسربازو و سه سربازو در دو گروه و سه مرحله از آزمون

مراحل	پیش‌آزمون (Mean ± SD)	پس‌آزمون (Mean ± SD)	پیگیری (Mean ± SD)	P value
گروه تمرینی	۵۷,۳۷±۲۱,۱۸	*۴۶,۴۷±۱۷,۲۹	۵۶,۸۱±۱۹,۸۶	
گروه کنترل	۵۸,۴۲±۲۰,۸۰	*۵۹,۳۳±۱۷,۰۳	۶۷,۳۳±۱۷,۰۳	۰,۰۰۴

اختلاف بین شاخص هم انقباضی عضلات دوسر و سه سربازو در مرحله پس آزمون و بین دو گروه تجربی و کنترل معنادار است ($p<0.05$).

جدول ۴. نتایج آزمون تحلیل واریانس یک راهه برای شاخص هم انقباضی بین عضلات دوسر بازو و سه سر بازو

	مجموع مجذورات	F	df	p	مقادیر مجدور اتا	توان آزمون
گروه	۲۱۲۵,۵۵	۴,۶۵۲	۱	۰,۰۳۵	۰,۰۶۴	۰,۵۶۶
مرحله	۹۰۹,۸۱۴	۰,۹۹۶	۲	۰,۳۷۵	۰,۰۲۸	۰,۲۱۷
گروه*مرحله	۱۰۶۱,۲۱۹	۱,۱۶۱	۲	۰,۳۱۹	۰,۰۳۳	۰,۲۴۷

*اثر گروه بر شاخص هم انقباضی عضلات معنادار است ($p<0.05$).

بحث

هدف از تحقیق حاضر ابتدا بررسی عملکرد عضلانی افراد مبتلا به سندروم داون در مهارت پرتاب از بالای شانه و سپس تأثیر تمرین پرتاب بر این عملکردها بود. با تحلیل اطلاعات افراد دو گروه در پیش‌آزمون به بررسی میزان استفاده از زنجیره کینتیکی و نیز شاخص هم انقباضی عضلات دوسربازو و سه‌سربازو در اجرای مهارت پرتاب پرداخته شد. نتایج نشان داد که توالی فعالیت اندام‌ها درمهارت پرتاب از بالای شانه در متغیر اول (زمان آغاز باز شدن آرنج نسبت به لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای بازو) از زنجیره کینتیکی تبعیت کرده است؛ یعنی ابتدا بازو به

حداکثر سرعت زاویه‌ای رسیده و پس‌ازآن آرنج شروع به باز شدن کرده است ولی در متغیر دوم (لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای بازو با توجه به لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای آرنج) و سوم (لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای آرنج نسبت به لحظه حداکثر سرعت خطی دست) هم‌زمانی در وقوع رویدادها مشاهده‌شده است؛ در واقع باوجود تأخیر باز شدن آرنج نسبت به لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای بازو، این دو در رسیدن به حداکثر سرعت زاویه‌ای اختلافی نداشتند و لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای آرنج نیز هم‌زمان با لحظه حداکثر سرعت خطی دست بود. به‌منظور بررسی اثر تمرین، گروه تجربی در نه جلسه تمرینات پرتابی شرکت کرد و در پس‌آزمون کارآمدی استفاده از زنجیره کینتیکی در متغیر دوم را نشان داد؛ یعنی لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای بازو قبل از لحظه حداکثر سرعت زاویه‌ای آرنج رخ داد. همچنین مقایسه مراحل پیگیری و پیش‌آزمون نشان داد که کارآمدی استفاده از زنجیره کینتیکی پس از یک دوره بی تمرینی ده‌روزه در متغیر دوم حفظ شده است. این نتیجه با اظهارات لاتاش و همکاران (۲۰۰۷) و چیمرا[1] و همکاران (۲۰۰۴) در مورد تأثیر مثبت تمرین بر کارآمدی استفاده از زنجیره کینتیکی سازگار است (۴،۲۱). به گزارش لاتاش و همکاران (۲۰۰۷) افراد مبتلا به سندروم داون با استفاده از تمرین، توان بالقوه وسیعی در بهبود عملکرد حرکتی‌شان نشان می‌دهند. تمرین با ایجاد بهبودهای اساسی در حرکات ساده و پیچیده افراد مبتلا به سندروم داون می‌تواند بهبهبود در شاخص‌های هماهنگی حرکتی و افزایش کارآمدی اجرا منجر شود (۴).

در پژوهش حاضر، هم‌زمانی مشاهده‌شده در وقوع رویدادها در مرحله پیش‌آزمون با هم انقباضی موجود بین عضلات دو سر و سه‌سربازو همخوانی دارد. در پیش‌آزمون بین شاخص هم انقباضی عضلات دو سر و سه سرتفاوتی مشاهده نشد ولی پس از یک دوره تمرین مهارت‌های پرتابی شاخص هم انقباضی بین عضلات دوسربازو و سه‌سربازو در گروه تمرینی کمتر از گروه کنترل شد. بااین‌وجود در آزمون پیگیری که ده روز بعد به عمل آمد شاخص هم انقباضی بین این دو عضله به سطح پیش‌آزمون بازگشت و دو گروه تمرینی و کنترل تفاوتی نسبت به هم نشان ندادند. آروین[2] (۲۰۰۲) اظهار می‌دارد که مبتدیان در مراحل اولیه اکتساب یک مهارت حرکتی، سطوح بالاتر از بهینه‌ای از هم انقباضی را نشان می‌دهند که منجر به افزایش ثبات شده و احتمال ارتکاب خطا را کاهش می‌دهد. این هم انقباضی عموماً بعدازاینکه مهارت کاملاً یاد گرفته شد ناپدید می‌شود (۳۲)؛ بنابراین به نظر می‌رسد هم انقباضی‌های عضلانی اولیه که در افراد مبتلا به سندروم داون دیده می‌شود احتمالاً مداخله فعال سیستم عصبی مرکزی را در تلاش برای بهینه‌سازی عملکرد حرکتی منعکس می‌سازد. در واقع هم انقباضی یک دسترسی امن اعمال‌شده توسط سیستم عصبی مرکزی را نشان می‌دهد که اجازه کنترل حرکت در چهارچوب ظرفیت عملکردی آسیب‌دیده سیستم را فراهم می‌سازد (۴۱). یافته‌های این پژوهش با ادبیات تحقیق در مورد سازگاری‌های عصبی عضلانی موقتی به دنبال تمرین در افراد مبتلا به سندروم داون نیز سازگار است. در عین حال این نتیجه می تواند حاکی از ناکافی بودن تعداد جلسات تمرینی نیز باشد. آروین و آلمیدا[3] (۱۹۹۷) و لاتاش و همکاران (۲۰۰۲)، عملکرد عضلانی را تحت تأثیر یک جلسه تمرین (۶،۸) و لاتاش و همکاران (۲۰۰۷) پس از سه جلسه تمرین حرکات تک مفصله (۴) موردبررسی قراردادند. محققان اظهار کردند که تغییر الگوهای هم انقباضی عضلانی به الگوهای دوسویه کارآمد ناشی از اثر تمرین، حاصل سازگاری‌های عصبی عضلانی موقتی است و قابلیت تعمیم و ثبات برای سایر فعالیت‌های روزمره یا استفاده در زمان‌های بعدی را ندارد. از آنجا که افراد مبتلا به سندروم داون دارای مشکلات

1 . Chimera
2 . Aruin
3. Aruin& Almeida

شناختی متعددی می باشند (۴۰)، به زمان و تمرین بیشتری برای غلبه بر اولین مرحله درک تکلیف حرکتی نیاز دارند؛ لذا کوشش های بیشتری جهت جستجوی ارتباط بین اعمال، بخش های مختلف تکلیف و هدف آن مورد نیاز خواهد بود. حتی پس از تمرین طولانی، افراد مبتلا به سندروم داون کوشش های منفرد بدی در زمینه ای که عموما عملکرد بالای ثابت را اجرا می کردند، نشان می دهند؛ چنین کوشش های موقعیتی بد با تمرین طولانی نسبتا نادر می شوند و احتمالا ناشی از این هستند که افراد حواسشان پرت شده یا شایستگی شان در برنامه با عوامل تعریف نشده ای آسیب دیده است (۱). به گفته سوینن و همکاران (۱۹۹۶)، بیماران دارای اختلالات حرکتی انعطاف کمتری در تغییر الگوهای حرکتی و قوانین کسب شده سیستم عصبی مرکزی دارند. با وجود اینکه سیستم عصبی مرکزی افراد نرمال می تواند با تمرین بر اولویت های قبلی خود غلبه کرده و با وضعیت جدید تطابق حاصل کند، این کار برای افراد دچار اختلال دشوارتر است و آنها غالبا به وضعیت های قبلی هماهنگی خود برمی گردند. با این حال اگر شرایط محیطی مناسب فراهم شود، بیماران می توانند بر این محدودیت ها غلبه کرده و مهارت های جدید را کسب کنند (۲۲).

سیستم عصبی مرکزی به‌عنوان یک سیستم هوشمند با آگاهی از محدودیت‌های خویش به‌جای تأکید بر دقت و کارآمدی روی رسیدن به هدف حرکتی تأکید می‌کند. لذا در افراد مبتلا به سندروم داون که شرایط جسمانی خاصی چون تون عضلانی پایین، شلی لیگامنت‌ها، سیستم حسی[1] تغییریافته و اختلالات بیومکانیکی را تجربه می‌کنند (۴۰)، عملکردهای غیرطبیعی عضلانی مثل الگوهای هم انقباضی و استفاده معکوس از زنجیره کینتیکی، بهینه به نظر می‌رسد. با توجه به بازگشت شاخص هم انقباضی به سطح اولیه در گروه تمرینی مشخص نیست که آیا بهبود در زنجیره کینتیکی در اجرای مهارت پرتاب از بالای شانه پس از طی یک دوره بی تمرینی طولانی‌تر نیز حفظ خواهد شد یا خیر. به نظر می‌رسد که شرایط جسمانی و فیزیولوژیکی متفاوت در افراد مبتلا به سندروم داون در مقایسه با افراد دارای رشد معمولی منجر به تمایز عملکردهای عضلانی شده و این الگوها باوجود غیرعادی بودن به‌منظور انجام فعالیت‌های حرکتی در این افراد بهینه باشد. تمرین بدنی می‌تواند به‌طور موقتی الگوهای حرکتی به‌ظاهر ناکارآمد را به الگوهای طبیعی مشابه با افراد بدون کم‌توانی ذهنی نزدیک کند؛ بااین‌حال بعد از یک دوره کوتاه بی تمرینی، الگوهای تغییریافته و به‌ظاهر بهینه‌شده به وضعیت اولیه بازگشت خواهند کرد. تمرین بدنی با بهبود فاکتورهای جسمانی چون قدرت و هماهنگی و نیز ویژگی های اجتماعی چون افزایش مشارکت اجتماعی و ارتباط با همسالان فواید بسیاری برای کودکان کم توان ذهنی منجمله افراد مبتلا به سندروم داون دارد (۴۲). لذا به مربیان و مراقبان سلامتی این دسته از افراد توصیه می شود که تمرینات جسمانی شامل مهارت های بنیادی حرکتی را در برنامه هفتگی این افراد گنجانده و با تمرینات مناسب زمینه بهبود کنترل و یادگیری حرکتی را در این افراد فراهم سازند. از محدودیت های تحقیق حاضر عدم دسترسی به حجم نمونه بیشتر به دلیل مشکلاتی چون عدم مشارکت و یا تمایل افراد مبتلا به سندروم داون و یا خانواده های ایشان در تحقیق بود. با توجه به این موضوع پیشنهاد می شود که تعمیم نتایج حاضر به سایر تکالیف حرکتی با احتیاط صورت گیرد. همچنین در تحقیقات آینده، استفاده از دوره‌های تمرینی و پیگیری طولانی‌تر به‌منظور بررسی دقیق‌تر میزان تغییر و ثبات الگوها و عملکردهای عضلانی و نیز تغییر احتمالی اولویت های سیستم عصبی مرکزی و نیز استفاده از تعداد عضلات بیشتر به‌منظور مشاهده دقیق‌تر تغییرات ناشی از تمرین مفید خواهد بود.

1. Sensory System

پیام مقاله

نتایج این مطالعه نشان داد که توالی فعال‌سازی عضلانی و استفاده از زنجیره کینتیکی افراد مبتلا به سندروم داون پس از نه جلسه تمرین مهارت‌های پرتابی بهبود یافت. همچنین شاخص هم انقباضی پس از یک دوره تمرین مهارت‌های پرتابی کاهش یافت ولی پس از گذشت ده روز بی تمرینی مجدداً به سطوح اولیه در پیش‌آزمون بازگشت. این نتایج ادبیات تحقیق را در مورد برخی سازگاری‌های عصبی عضلانی موقتی و پایدار ناشی از تمرین در افراد مبتلا به سندروم داون تأیید می‌کند.

تشکر و قدردانی(توسط مدیر نشریه اسامی حذف شده و در صورت پذیرش، هنگام چاپ درج خوهد شد)

تحقیق حاضر شامل روش‌های اجرایی استاندارد در ارتباط با نمونه‌های انسانی و دارای کد اخلاق IR.++++++++++++ می‌باشد. نویسندگان از مدارس استثنایی ++++++++++ و نیز شرکت‌کنندگان مبتلا به سندروم داون و خانواده‌هایشان برای همکاری همه‌جانبه در اجرای این طرح کمال تشکر و تقدیر را دارند.

تضاد منافع: نویسندگان مقاله اذعان می‌کنند که این مقاله فاقد تضاد منافع می‌باشد.

References

1. Latash ML. Motor control in Down syndrome: The role of adaptation and practice. Journal of Developmental and Physical Disabilities. 1992 Sep 1;4(3):227-61.
2. Vimercati SL, Galli M, Rigoldi C, Ancillao A, Albertini G. Motor strategies and motor programs during an arm tapping task in adults with Down Syndrome. Experimental brain research. 2013 Mar 1;225(3):333-8.
3. Frith U, Frith CD. Specific motor disabilities in Downs syndrome. Journal of Child Psychology and Psychiatry. 1974 Oct 1;15(4):293-301.
4. Latash ML. Learning motor synergies by persons with Down syndrome. Journal of Intellectual Disability Research. 2007 Dec 1;51(12):962-71.
5. Gimenez, R., Marquezi, M. L., Xavier Filho, E., & Manoel, E. D. J. (2018). A note on motor skill acquisition in mild and moderate Down syndrome individuals. *Psicologia: Reflexão e Crítica*, *30*(1), 1-9.
6. Latash ML, Kang N, Patterson D. Finger coordination in persons with Down syndrome: atypical patterns of coordination and the effects of practice. Experimental Brain Research. 2002 Oct 1;146(3):345-55.
7. Horvat M, Croce R, Tomporowski P, Barna MC. The influence of dual-task conditions on movement in young adults with and without Down syndrome. Research in developmental disabilities. 2013 Oct 31;34(10):3517-25.
8. Aruin AS, Almeida GL. A coactivation strategy in anticipatory postural adjustments in persons with Down syndrome. Motor Control. 1997 Apr;1(2):178-91.
9. Anson, J. G., & Mawston, G. A. (2000). Patterns of muscle activation in simple reaction-time tasks. *Perceptual-motor behavior in Down syndrome*, 3-24.

10. Fleisig GS, Barrentine SW, Escamilla RF, Andrews JR. Biomechanics of overhand throwing with implications for injuries. Sports Medicine. 1996 Jun 1;21(6):421-37.
11. Hirashima M, Yamane K, Nakamura Y, Ohtsuki T. Kinetic chain of overarm throwing in terms of joint rotations revealed by induced acceleration analysis. Journal of biomechanics. 2008 Sep 18;41(13):2874-83.
12. Senoo T, Namiki A, Ishikawa M. High-speed throwing motion based on kinetic chain approach. InIntelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on 2008 Sep 22: pp. 3206-3211.
13. Cross R. Physics of overarm throwing. American Journal of Physics. 2004 Mar;72(3):305-12.
14. Hirashima M, Kadota H, Sakurai S, Kudo K, Ohtsuki T. Sequential muscle activity and its functional role in the upper extremity and trunk during overarm throwing. Journal of sports sciences. 2002 Jan 1;20(4):301-10.
15. McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. Journal of electromyography and kinesiology. 2003 Aug 31;13(4):353-9.
16. Latash ML, Anson JG. What are "normal movements" in atypical populations?. Behavioral and brain sciences. 1996 Mar;19(1):55-68.
17. Torriani-Pasin C, Bonuzzi GM, Soares MA, Antunes GL, Palma GC, Monteiro CB, de Abreu LC, Valenti VE, Junior AP, Wajnsztejn R, Corrêa UC. Performance of Down syndrome subjects during a coincident timing task. International archives of medicine. 2013 Apr 24;6(1):15.
18. Watson-Scales, S., Kalmar, B., Lana-Elola, E., Gibbins, D., La, F. R., Wiseman, F., ...&Mahmood, R. (2018). Analysis of motor dysfunction in Down Syndrome reveals motor neuron degeneration. *PLoS genetics*, *14*(5), e1007383-e1007383.
19. Elliott D, Bunn L. Motor disorders in children with intellectual disabilities. Developmental motor disorders: A neuropsychological perspective. 2004:137-51.
20. Vimercati, S. L., Galli, M., Rigoldi, C., Ancillao, A., & Albertini, G. (2013b). Feedback reliance during an arm-tapping task with obstacle avoidance in adults with Down syndrome. *Experimental brain research*, *226*(4), 631-638.
21. Chimera NJ, Swanik KA, Swanik CB, Straub SJ. Effects of plyometric training on muscle-activation strategies and performance in female athletes. Journal of athletic training. 2004 Jan;39(1):24-31.
22. Swinnen, S. P., Verschueren, S. M., &Dounskaia, N. (1996). Is motor pathology associated with setting new CNS priorities or with increased difficulty in overcoming or suppressing preexisting CNS priorities?.*Behavioral and Brain Sciences*, *19*(01), 87-88.
23. Chung-Hoon K, Tracy BL, Marcus R, Dibble L, Burgess P, Lastayo PC. Effects of practice on variability of muscle force. Perceptual and motor skills. 2015 Apr;120(2):475-90.

24. Zehr EP, Sale DG. Ballistic movement: muscle activation and neuromuscular adaptation. Canadian Journal of applied physiology. 1994 Dec 1;19(4):363-78.
25. Morrison S, Anson JG. Natural Goal-Directecd Movements and the Triphasic EMG. Motor control. 1999 Oct;3(4):346-71.
26. Henderson SE, Morris J, Frith U. The motor deficit in Down's syndrome children: A problem of timing?. Journal of Child Psychology and Psychiatry. 1981 Jul 1;22(3):233-45.
27. Kerr R, Blais C. Motor skill acquisition by individuals with Down syndrome. American Journal of Mental Deficiency. 1985 Nov 90(3), 313-318.
28. Carter K, Sunderman S, Burnett SW. The Effect of Vestibular Stimulation Exercises on Balance, Coordination, and Agility in Children with Down Syndrome. American Journal of Psychiatry and Neuroscience. 2018 May 31;6(2):28.
29. Parrini M, Ghezzi D, Deidda G, Medrihan L, Castroflorio E, Alberti M, Baldelli P, Cancedda L, Contestabile A. Aerobic exercise and a BDNF-mimetic therapy rescue learning and memory in a mouse model of Down syndrome. Scientific reports. 2017 Dec 4;7(1):16825.
30. Kerr R, Blais C. Down syndrome and extended practice of a complex motor task. American journal of mental deficiency. 1987 May;91(6):591-7.
31. Aruin AS. The organization of anticipatory postural adjustments. Journal of Automatic control. 2002;12(1):31-7.
32. Capio CM, Poolton JM, Sit CH, Eguia KF, Masters RS. Reduction of errors during practice facilitates fundamental movement skill learning in children with intellectual disabilities. Journal of Intellectual Disability Research. 2013 Apr 1;57(4):295-305.
33. Bland, J. M., & Altman, D. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The lancet*, *327*(8476), 307-310.
34. Kelly, J. J. (2010). The role of functional foot orthoses on calcaneal and tibial kinematics: a clinical perspective using 3-dimensional motion analysis.Doctoral thesis. University of Limerick. Limerick. Ireland.
35. Oksanen, A., Ylinen, J. J., Pöyhönen, T., Anttila, P., Laimi, K., Hiekkanen, H., &Salminen, J. J. (2007). Repeatability of electromyography and force measurements of the neck muscles in adolescents with and without headache. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *17*(4), 493-503.
36. Seroyer ST, Nho SJ, Bach BR, Bush-Joseph CA, Nicholson GP, Romeo AA. The kinetic chain in overhand pitching: its potential role for performance enhancement and injury prevention. Sports Health. 2010 Mar;2(2):135-46.
37. Chow JY, Davids K, Button C, Koh M. Organization of motor system degrees of freedom during the soccer chip: an analysis of skilled performance. International Journal of Sport Psychology. 2006;37(2/3):207-29.
38. Anderson DL, Sidaway B. Coordination changes associated with practice of a soccer kick. Research quarterly for exercise and sport. 1994 Jun 1;65(2):93-9.

39. Nagai K, Yamada M, Uemura K, Yamada Y, Ichihashi N, Tsuboyama T. Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. Archives of gerontology and geriatrics. 2011 Dec 31;53(3):338-43.
40. Carvalho RL, Vasconcelos DA. Motor behavior in Down syndrome: atypical sensoriomotor control. InPrenatal diagnosis and screening for Down syndrome 2011. InTech. 33-43.
41. De Graaf, G., Buckley, F., &Skotko, B. G. (2017). Estimation of the number of people with Down syndrome in the United States. *Genetics in Medicine*, *19*(4), 439-447.

The effects of overhand throwing training on the muscular functions in people with Down syndrome: A kinetics and electromyographic approach

Narges Vali Noghondar[1], Mehdi Sohrabi*[2], Hamid Reza Taheri[3], Hamid Reza Kobravi[4], Ezzat Khodashenasd[5]

Abstract

Background: The reason of using the abnormal muscular functions by people with Down syndrome (DS) and the effect of exercise are unclear. So the purpose of this study was to investigate the muscle functions of people with DS and the effect of nine sessions throwing exercises on these patterns.

Methodology: The present study was semi-experimental with pre-test, post-test and follow-up method. In this regard, people with DS were randomly divided into two groups of exercise(n=17) and control(n=10) and performed the overhand throwing in three phases of pre-test, post-test and follow-up. The numbers of overhand throwing training sessions were nine for experimental group. In all three phases, data related to the kinetics chain and electromyography data to calculate the co activation index between biceps and triceps brachii muscles were recorded.

Results: The results of one-way ANOVA did not show any significant difference between the two groups in advantage from the kinetic chain in any of the test phases, but the results of intra-group comparisons showed that in the experimental group efficiency from use of the kinetic chain was improved in the post-test and follow-up. Also the co-activation index between the biceps and triceps brachii muscles in the experimental group compared to the control group decreased significantly in the post-test ($F=10.013$, $P=0.004$), but returned to the pre-test level in the follow-up ($P>0.05$).

Conclusion: Despite the positive effects of training on muscle functions in people with DS, it seems that some of these effects are due to the temporary neuromuscular adaptations.

Keywords

Co activation; Down syndrome; Kinetics Chain; Throwing Trainings

1 . Ph.D student in Faculty of Sport Sciences, Ferdowsi University of Mashhad, Iran

2 . Professor in Faculty of Sport Sciences, Ferdowsi University of Mashhad, Iran (Corresponding Author: Email:sohrabi@um.ac.ir Tel: +985138803451)

3 Professor in Faculty of Sport Sciences, Ferdowsi University of Mashhad, Iran

4 Assistant Professor in Dep. of Biomedical Engineering, Faculty of Electrical Engineering, Islamic Azad University of Mashhad, Iran

5 Assistant Professor in Dep. of Pediatric, Faculty of Medicine, Mashhad University of Medical Sciences, Iran