مجله علمی پژوهشی توانبخشی نوین ـ دانشکده توانبخشی ـ دانشگاه علوم پزشکی تهران دوره ۸ شماره ۱ بهار ۱۳۹۳

مقاله مروری

بررسی اثر سرعت و جهت فعالیت ایزومتریک تنه بر روی کنترل پذیری تنه حین انجام آزمون‌های ردگیری هدف در افراد سالم

ملیحه هادی‌زاده[۱]، احسان صداقت نژاد[۲]، دکتر سید جواد موسوی[۳]، دکتر سعید طالبیان[۴]، دکتر محمد پرنیان پور[۵]

۱- کارشناس ارشد فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۲- کارشناس ارشد بیومکانیک دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف،
۳- استادیار گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۴- دانشیار گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۵- استاد معین گروه آموزشی بیومکانیک دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف،

چکیده

زمینه و هدف: آزمون‌های ردگیری هدف، روش شناخته شده‌ای برای اندازه گیری و کمی کردن عملکرد سیستم عصبی- عضلانی است که در مطالعات متعددی جهت ارزیابی استراتژی‌های کنترل عصبی- عضلانی مورد استفاده قرار گرفته است. هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر سرعت و جهت فعالیت ایزومتریک تنه بر روی کنترل پذیری تنه در افراد سالم حین انجام آزمون‌های ردگیری هدف در صفحه گشتاوری فلکشن- اکستنشن و چرخش محوری می‌باشد.

روش بررسی: ۲۲ فرد سالم (۱۳ زن و ۹ مرد)، به صورت تصادفی آزمون‌های ردگیری هدف در ۷ جهت مختلف (زوایای ۰، ۳۰، ۶۰، ... و ۱۸۰ درجه)، در سطح ۰ تا ۸۰ درصد حداکثر فعالیت ارادی و در وضعیت ایستاده مستقیم را انجام دادند. در این آزمون‌ها، هدف به صورت دایره‌ای متحرک تعریف شده بود که روی یک خط مستقیم در جهت مشخص شده و با سرعت ۵، ۶ و ۷ درصد حداکثر فعالیت ارادی بر ثانیه حرکت می‌کرد. جهت فعالیت ایزومتریک تنه به صورت به هنگام و از طریق مانیتوری که مقابل شرکت‌کنندگان قرار داشت، به آن‌ها نشان داده می‌شد. میزان کنترل پذیری تنه با اندازه گیری متوسط خطاهای کنترلی (قدر مطلق خطا از هدف (Absolute Value Error from the Target: AVET)، خطا از مسیر هدف (Error from the Target Path: ETP)و خطا از هدف در مسیر هدف (Error from the Target in the Target Path: ETTP)) طی هر آزمون برای هر شرکت‌کننده محاسبه گردید. برای تعیین اثر سرعت و جهت فعالیت ایزومتریک تنه روی کنترل پذیری تنه از آنالیز واریانس استفاده گردید.

یافته‌ها: نتایج این مطالعه نشان داد که از لحاظ آماری جهت فعالیت، تأثیر معناداری بر AVET داشته ($p=۰.۰۰۰$) ولی سرعت و یا هم‌کنش سرعت و جهت هیچ‌گونه تأثیر معناداری نداشته است. تجزیه خطا به دو قسمت مستقل نشان داد که تنها جهت فعالیت بر روی ETTP معنادار بوده ($p=۰.۰۰۰$) و سرعت فعالیت بر روی هیچ‌یک از آن‌ها (ETP و ETTP) معنادار نبوده است. از طرفی جهت و سرعت فعالیت تأثیر معناداری بر شاخص Borg (شاخص سختی فعالیت) داشته است ($p=۰.۰۰۰$).

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج این مطالعه، جهت اعمال فعالیت ایزومتریک تنه تأثیر معناداری بر روی کنترل پذیری تنه دارد. همچنین در فعالیت‌های چرخشی، میزان کنترل‌پذیری تنه به مقدار قابل توجهی کاهش می‌یابد که در نهایت ممکن است باعث افزایش احتمال آسیب به سیستم کنترل عصبی- عضلانی تنه و خطر ابتلا به کمردرد شود.

کلید واژه‌ها: آزمون‌های ردگیری هدف، کنترل پذیری عضلات تنه، سرعت و جهت فعالیت ایزومتریک تنه.

(ارسال مقاله ۱۳۹۰/۱۲/۱۰، پذیرش مقاله ۱۳۹۱/۲/۲۵)

نویسنده مسئول: تهران، میدان مادر، خیابان شهید شاه نظری، کوی نظام، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیوتراپی
Email: jmousavi@razi.tums.ac.ir

مقدمه

کمردرد شایع‌ترین بیماری استخوان و مفاصل و عمده‌ترین عامل ناتوانی عملکردی در کشورهای توسعه یافته و تعداد قابل توجهی از کشورهای در حال توسعه می‌باشد که بار چشمگیری بر روی نظام سلامت آن جوامع تحمیل می‌کند (۴-۱). کمردرد در حال حاضر شایع‌ترین بیماری استخوان و مفاصل و دومین عامل ناتوانی در ایران می‌باشد که تقریباً ۱۴ میلیون فرد بالغ را متأثر ساخته است (۵،۶). شیوع کمردرد به خصوص در جوامع صنعتی، از جمله مواردیست که در سال‌های اخیر توجه بسیاری از پزشکان، محققین توان‌بخشی و مهندسین را به خود معطوف کرده است.

www.SID.ir

علی‌رغم پیشرفت‌های قابل توجه در تشخیص، جلوگیری و درمان، با افزایش اتوماسیون و ماشینی شدن محیط‌های کاری، بروز کمردرد در محدوده وسیعی از کارگران محیط‌های صنعتی گزارش شده است (۷). طبق تخمین آماری ۸۰٪ از مردم ایران و بین ۶۰٪ تا ۸۰٪ از مردم کشورهای صنعتی حداقل یک بار در طول زندگی خود دچار کمردرد شده‌اند (۸).

جنبه‌های فیزیولوژیکی و پاتوفیزیولوژیکی ستون فقرات، کنترل حسی حرکتی و چگونگی ارتباط این عوامل با کمردرد هنوز ناشناخته است، همچنین ابزارهای لازم برای ارزیابی، تشخیص، توان‌بخشی و درمان این بیماری محدود می‌باشد (۹). فراهم کردن بازخورد برای بیمار در شرایط عملکردی و انجام آزمون‌های مختلف یکی از فاکتورهای مهم در ارزیابی بیماران در توان‌بخشی محسوب می‌شود (۱۰)، به گونه‌ای که تأمین چنین اطلاعاتی طی درمان یا بعد از آن، اثر فرآیند توان‌بخشی را افزایش می‌دهد (۱۱). این موضوع، مخصوصاً در بیمارانی که عملکرد حسی- حرکتی آن‌ها آسیب دیده است، حائز اهمیت می‌باشد (۱۲). ارزیابی عملکردهای حسی- حرکتی به طور مؤثری در فعالیت‌های ردگیری انجام می‌شود (۱۳). در این حالت، شخص نیرویی مطابق با بازخورد بینایی اعمال می‌کند، در حالی که تلاش می‌کند اختلاف بین هدف و پاسخ واقعی را به حداقل برساند (۱۴). در سال ۱۹۸۸، Carey و همکاران، آزمون ردگیری نیرو و آزمون ردگیری حرکت مفصل را برای دست اعتبار سنجی کردند و پیشنهاد کردند روش‌های مشابهی برای دیگر مفاصل انجام گیرد (۱۵). امروزه این پروتکل روش شناخته شده‌ای برای اندازه گیری و کمی کردن عملکرد سیستم عصبی- عضلانی است که در مطالعات متعددی استفاده شده است، از آن جمله می‌توان به مطالعات Kurillo و همکاران (۱۴)، Bernardi (۱۶)، Maffiuletti (۱۷) و Madhavan (۱۸) اشاره کرد. تکیه اساسی این مطالعات بر ارزیابی استراتژی‌های کنترل عصبی- عضلانی در اندام فوقانی و تحتانی است.

علی‌رغم این که در مطالعات متعددی از این آزمون‌ها در افراد سالم و همچنین بیماران مبتلا به اختلالات حرکتی برای کنترل کمی حرکت (هماهنگی یا مهارت حرکتی) در مفاصل اندام فوقانی و تحتانی استفاده شده (۱۷)، اما مطالعات محدودی با استفاده از این آزمون‌ها، قابلیت برنامه‌ریزی حرکتی فرد در ناحیه تنه را به چالش کشیده‌اند. شیخ‌زاده و همکاران (۱۹) برای اولین بار آزمون‌های ردگیری هدف در ناحیه تنه را مطرح کردند. آن‌ها نشان دادند که کنترل پذیری تنه در انجام فعالیت‌های ایزومتریک ترکیبی (دو محوری) در وضعیت ایستاده مستقیم نسبت به فعالیت‌های صفحه‌ای (یک محوری) به صورت قابل ملاحظه‌ای کاهش پیدا می‌کند. اخیراً موسوی و همکاران (۲۱,۲۰) این پروتکل را توسعه دادند و به این نتیجه رسیدند که توانایی و ظرفیت تولید گشتاور تنه و نیز کنترل پذیری آن، به طور محسوسی در انجام فعالیت‌های ترکیبی کاهش می‌یابد و سطوح بالای فعالیت اثر منفی عمده‌ای بر روی کنترل پذیری تنه دارند.

از آنجا که درک بهتر عملکردهای مختلف سیستم اسکلتی‌عضلانی عصبی ستون فقرات می‌تواند سبب اتخاذ راهکارهای مناسب جهت پیشگیری از بروز کمردرد و نیز ارائه تمرینات درمانی مناسب برای درمان و توان‌بخشی کمردرد منجر شود، هدف از این مطالعه تعیین میزان خطای کنترلی تنه حین انجام آزمون‌های ردگیری هدف در صفحه گشتاور- گشتاور، اثر سرعت و جهت فعالیت ایزومتریک تنه بر روی کنترل پذیری تنه در افراد سالم بود.

روش بررسی

تعداد ۲۲ داوطلب (۹ مرد و ۱۳ زن) در محدوده سنی ۳۰-۲۰ بدون هیچ‌گونه سابقه کمردرد در ۶ ماه گذشته، با رضایت کامل و آگاهی از نحوه انجام آزمون و اطمینان یافتن از ایمنی و بی خطر بودن آن در این مطالعه شرکت کردند. آزمون‌ها توسط دستگاه سنجش سه محوره گشتاورهای کمری شریف (Sharif-LIST) موجود در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه صنعتی شریف صورت پذیرفت. طراحی و اعتبارسنجی این دستگاه قبلاً توسط آذغانی و همکاران توضیح داده شده است (۲۴-۲۲).

نحوه انجام آزمون به این صورت بود که ابتدا داوطلب به صورت ایستاده مستقیم داخل دستگاه قرار می‌گرفت و با بست‌های مناسب محکم می‌شد. سپس از وی خواسته می‌شد که به صورت تصادفی، در ۶ جهت (خم شدن به جلو، خم شدن به عقب، خم شدن جانبی به چپ و راست، چرخش به چپ و راست) و در هر جهت ۲ بار، حداکثر تلاش خود را به صورت تدریجی و بدون هیچ‌گونه فعالیت ناگهانی اعمال نماید. کلیه‌ی شرکت کنندگان جهت انجام حداکثر فعالیت ارادی (Maximum Voluntary Exertion: MVE) علاوه بر تشویق گفتاری از طریق صفحه نمایشی که در مقابلشان قرار داشت بازخورد بینایی نیز دریافت کردند. در صورتی که تفاوت بین حداکثر گشتاور تولیدی در دو انقباض بیشتر از ۱۰ درصد بود، آن فعالیت مجددا

Archive of SID

www.SID.ir

تکرار می‌شد. به منظور کاهش خستگی عضلانی پس از هر انقباض دو دقیقه استراحت در نظر گرفته شد.

آزمون ردگیری هدف در این مطالعه به این صورت تعریف شد که از فرد خواسته می‌شد تا دایره هدف متحرک در صفحه گشتاوری را با بالاترین دقت ممکن تعقیب و همواره تلاش کند خود را بر روی نقطه هدف نگه دارد. دایره هدف متحرک در هر آزمون بر روی یک خط راست از مبدأ تا سطح ۸۰ ٪ MVE/S فرد با سرعت مشخص شده حرکت می‌کرد. شعاع این دایره، ۵٪ اندازه فاصله نقطه هدف از مبدأ مختصات تعیین شد و به همین دلیل در سطح ۸۰٪ MVE/S اندازه این شعاع از سطوح پایین‌تر فعالیت بیشتر بود. گشتاور آنی ایجاد شده توسط فرد به شکل یک دایره قرمز کوچک بر روی صفحه کامپیوتر نمایش داده می‌شد. دایره قرمز کوچک با انجام انقباض ایزومتریک تنه بر روی صفحه نمایشگر حرکت می‌کرد؛ برای مثال با اعمال فعالیت ایزومتریک در جهت اکستنشن به سمت بالا و با چرخش به راست ایزومتریک به سمت راست حرکت می‌کرد.

در این مطالعه، جهت‌های مورد بررسی شامل ۰، ۳۰، ۶۰، ۹۰، ۱۲۰، ۱۵۰ و ۱۸۰ درجه نسبت به X+ بوده و دایره هدف نیز با سه سرعت مختلف شامل ۵٪ MVE/S، ۶٪ MVE/S و ۷٪ MVE/S حرکت می‌کرد. به عنوان مثال برای حالت ۳۰ درجه با سرعت 5 %MVE/s، دایره هدف در ابتدا روی مبدأ مختصات قرار داشت و پس از شروع داده برداری بر روی خطی که با محور X+ زاویه‌ی ۳۰ درجه می‌ساخت شروع به حرکت می‌کرد. سرعت حرکت آن به نحوی بود که طول بردار مکان (اندازه پاره خطی که مبدأ مختصات را به نقطه هدف متصل می‌کند) در هر ثانیه، ۰/۰۵ افزایش پیدا می‌کرد، که با توجه به اینکه محورها نرمال شده هستند به معنی افزایش به مقدار 5 %MVE در آن جهت می‌باشد. در شکل ۱. الف. جهت حرکت، گشتاور اعمال شده توسط فرد و سطح ۸۰ ٪ MVE/S نشان داده شده است. از فرد خواسته شد تا دایره قرمز رنگ (نشان‌دهنده گشتاور اعمالی توسط فرد) را درون دایره هدف و در حالت ایده آل بر روی نقطه هدف قرار دهد و همراه با آن حرکت کند. این کار تا رسیدن به دایره بزرگ‌تر (نشان‌دهنده سطح ۸۰ ٪ MVE/S) ادامه پیدا می‌کرد.

در آزمون‌های انجام شده در این تحقیق، قسمت مثبت محور افقی (X+) معرف چرخش به راست (Right Rotation)، قسمت مثبت محور عمودی (Y+) معرف خم شدن به عقب (Extension)، قسمت منفی محور افقی (X-) معرف چرخش به چپ (Left Rotation) و قسمت منفی محور عمودی (Y-) معرف خم شدن به جلو (Flexion) می‌باشد. همچنین همه‌ی محورهای مختصات بر اساس میزان MVE ثبت شده در هنگام انجام آزمون مربوطه بر مقادیر متناظر نرمال شده و در نتیجه بازه اعداد محورها، همگی بین صفر تا یک می‌باشد، که عدد یک به معنی ۱۰۰ ٪ MVE/S یا تمام توان فرد می‌باشد.

در پایان هر آزمون نیز جهت بررسی دشواری آزمون مورد نظر در هر یک از سرعت‌ها بر اساس مقیاس ۱۵ رتبه‌ای Borg (این مقیاس برای اندازه گیری احساس یا درکی که فرد از مقدار تلاشی که در هنگام فعالیت دارد و نیز جهت تخمین شدت فعالیت استفاده می‌شود) نظر سنجی از داوطلبان صورت پذیرفت. به این صورت که از داوطلبان خواسته شد تا به صورت شفاهی و با در نظر گرفتن سختی فعالیت ، از ۶ تا ۲۰ (۶: نیاز به هیچ تلاشی نیست، ۷ و ۸:بیش از حد سبک، ۹ و ۱۰: خیلی سبک، ۱۱ و ۱۲: سبک، ۱۳ و ۱۴: نسبتا سخت، ۱۵ و ۱۶: سخت، ۱۷ و ۱۸: خیلی سخت و ۱۹ و ۲۰: بیش از حد سخت) به آن آزمون امتیاز بدهند سپس این امتیازات ثبت گردید.

محاسبه خطای کنترلی

جهت مقایسه داده‌های بدست آمده از داوطلبین میزان خطاهای کنترلی برای هر آزمون طی زمان محاسبه می‌شد. به این ترتیب مقادیر بالاتر خطاهای کنترلی، نشان‌دهنده خطای بیشتر عملکرد بود که کنترل پذیری کمتر یا کاهش دقت تنه در انجام عملکرد دلخواه را بیان کرد.

در مجموع سه نوع خطا برای هر حالت محاسبه گردید که به شکل زیر تعریف می‌شوند:

قدر مطلق خطا از هدف (AVET): میزان فاصله هندسی نقطه معرف گشتاور اعمالی توسط داوطلب تا نقطه هدف (طول پاره خط وصل کننده این دو نقطه به یکدیگر).

خطا از مسیر هدف (ETP): فاصله نقطه معرف گشتاور اعمالی توسط داوطلب از خطی که نقطه هدف روی آن حرکت می‌کند (طول پاره خط وصل کننده نقطه و تقاطع خط عمود با خط مسیر هدف).

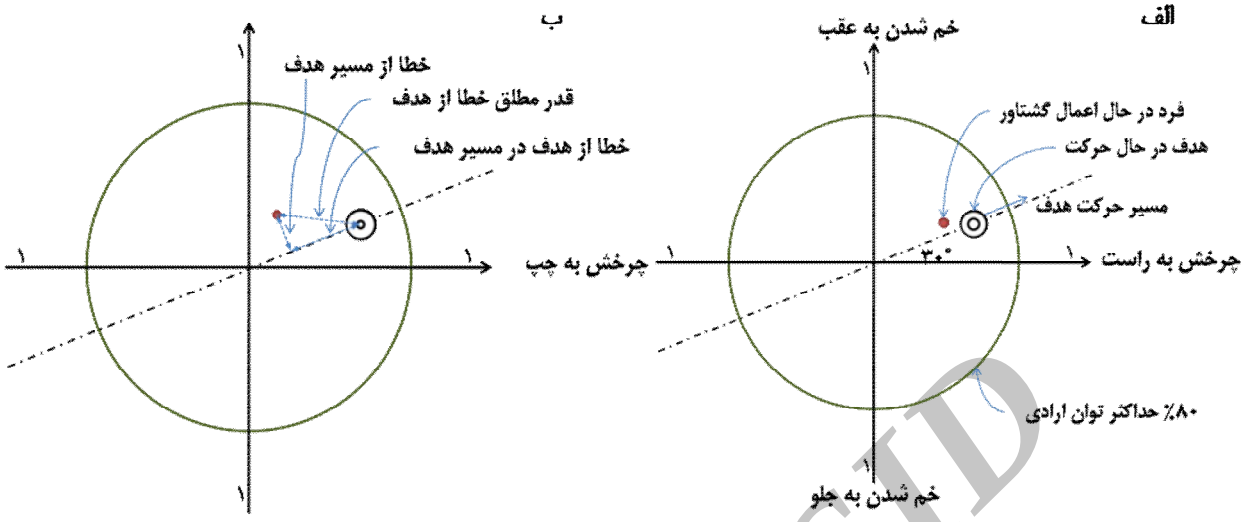
خطا از هدف در مسیر هدف (ETTP): طول تصویر پاره خط معرف قدر مطلق خطا از هدف بر روی خطی که نقطه هدف روی آن حرکت می‌کند.

چون محورها نرمال شده‌اند این خطاها بر حسب %MVE فرد محاسبه شده و بی بعد می‌باشند، به این ترتیب می‌توان خطاهای بدست آمده برای هر فرد را با افراد دیگر

Archive of SID

www.SID.ir

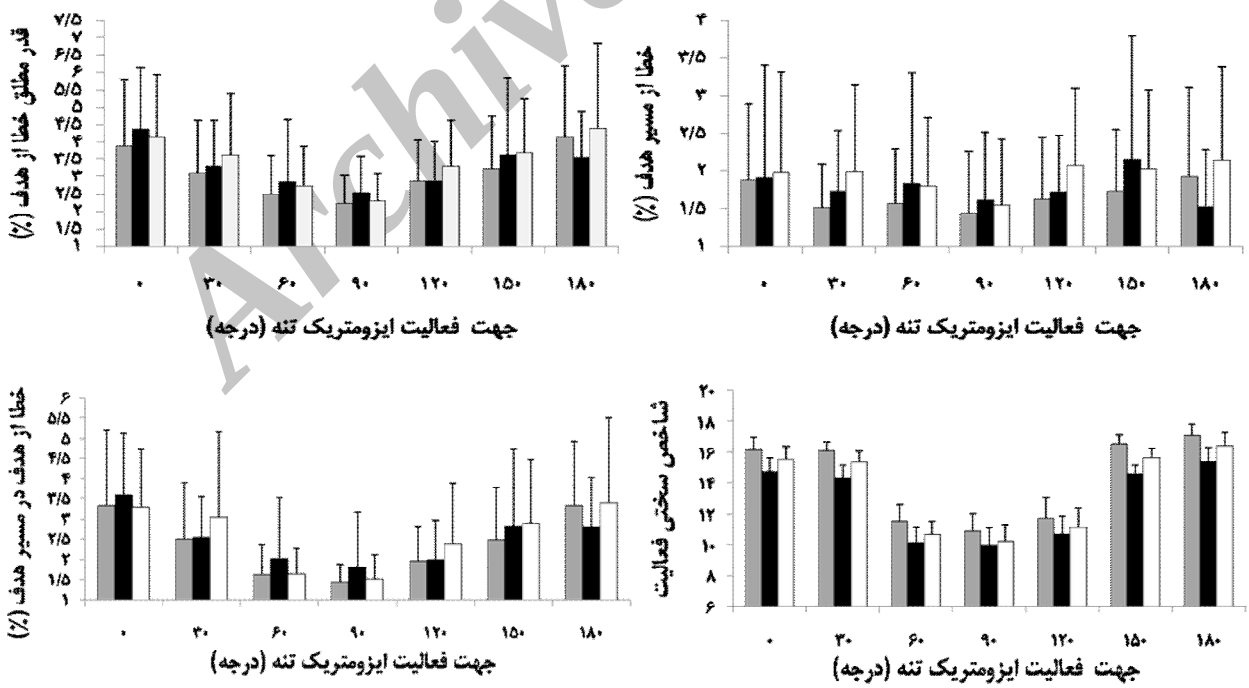
مقایسه کرد. در شکل ۱. ب. پاره خطاهای معرف خطاهای تعریف شده نشان داده شده است.



شکل ۱- آزمون ردگیری هدف. الف. هدف متحرک در جهت ۳۰° حرکت می‌کند. نقطه قرمز رنگ نشان دهنده گشتاور اعمالی توسط فرد و دایره بزرگ‌تر نشان دهنده سطح ۸۰٪ حداکثر توان ارادی می‌باشد. ب. خطاهای تعریف شده بین گشتاور اعمالی توسط فرد (نقطه قرمز رنگ) و نقطه هدف.

یافته‌ها

میانگین و انحراف از معیار خطاهای کنترلی و نیز شاخص سختی فعالیت در هفت زاویه و سه سرعت مختلف در شکل ۲ نشان داده شده است.



شکل ۲- میانگین (انحراف از معیار) خطاهای کنترلی و شاخص سختی فعالیت برای۳ سرعت و ۷ جهت فعالیت ایزومتریک تنه حین انجام آزمون‌های ردگیری هدف در صفحه گشتاوری فلکشن- اکستنشن و چرخش محوری.

Archive of SID
www.SID.ir

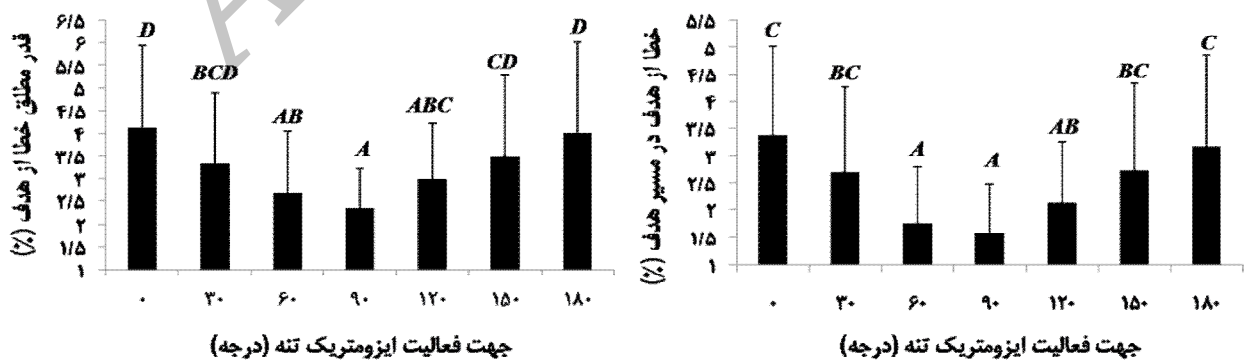
پس از محاسبه‌ی خطاهای کنترلی و رسم منحنی خطا بر حسب زمان، مقدار متوسط (Mean Value) داده‌های هر منحنی به عنوان مقدار خطا برای آن آزمون در نظر گرفته شد. سپس با در نظر گرفتن پارامترهای جهت و سرعت فعالیت به عنوان متغیرهای مستقل، آزمون تجزیه و تحلیل واریانس (ANOVA) با استفاده از نرم‌افزار SPSS (نسخه ۱۷) بر روی نتایج حاصل از این محاسبات صورت پذیرفت، که نتایج حاصل از آن در جدول ۱ ارائه شده است. در همه آزمون‌ها سطح معناداری ($p <$۰/۰۵) در نظر گرفته شده است.

با توجه به نتایج ارائه شده در جدول ۱ جهت فعالیت تأثیر معناداری بر AVET داشت ولی سرعت و یا هم‌کنش سرعت و جهت، هیچ‌گونه تأثیر معناداری نداشته است. همچنین تجزیه خطا به دو قسمت مستقل نشان داد که تنها جهت فعالیت بر روی ETTP معنادار بوده و سرعت فعالیت بر روی هیچ‌یک از این خطاها معنادار نبوده است. از طرفی جهت و سرعت فعالیت تأثیر معناداری بر شاخص سختی فعالیت داشته است.

جدول ۱- آزمون تجزیه و تحلیل واریانس (ANOVA) بر روی خطاهای کنترلی و شاخص سختی فعالیت با دو متغیر مستقل جهت و سرعت فعالیت ایزومتریک.

	جهت فعالیت ایزومتریک		سرعت فعالیت ایزومتریک		هم‌کنش (جهت × سرعت)	
	F	P	F	P	F	P
قدر مطلق خطا از هدف	۱۱/۷۱۵	۰/۰۰۰	۱/۵۴۹	۰/۲۱۴	۰/۴۸۸	۰/۹۲۲
خطا از مسیر هدف	۱/۲۱۶	۰/۲۹۷	۲/۵۴۶	۰/۰۸۰	۰/۵۰۹	۰/۹۰۹
خطا از هدف در مسیر هدف	۱۶/۱۳۸	۰/۰۰۰	۰/۹۸۸	۰/۳۷۳	۰/۶۲۵	۰/۸۲۱
شاخص سختی فعالیت	۵۳۷/۵۹۷	۰/۰۰۰	۹۵/۶۳۷	۰/۰۰۰	۱/۱۲۵	۰/۳۳۸

از آزمون توکی برای مشخص نمودن اینکه کدام جهت و یا سرعت در نتایج معنی‌دار نقش داشته است استفاده گردید که نتایج حاصل از آن در شکل ۳ و ۴ نشان داده شده است. بر این اساس در مواردی که متغیرهای مورد بررسی (جهت و سرعت) تفاوت معنی‌داری با هم داشته‌اند، در گروه‌های مستقل و در صورت عدم تفاوت معنی‌دار در یک گروه ارائه شده‌اند. همانطور که در شکل ۳ مشاهده می‌کنید، تلاش ایزومتریک در جهت اکستنشن، کم‌ترین خطای کنترلی و در جهت چرخش به راست و چپ بیشترین میزان خطا را به دنبال داشته است. به این ترتیب در جهت‌های ترکیبی، هر چه میزان اکستنشن بیشتر و میزان روتیشن کمتر باشد، میزان خطا نیز کمتر خواهد بود.

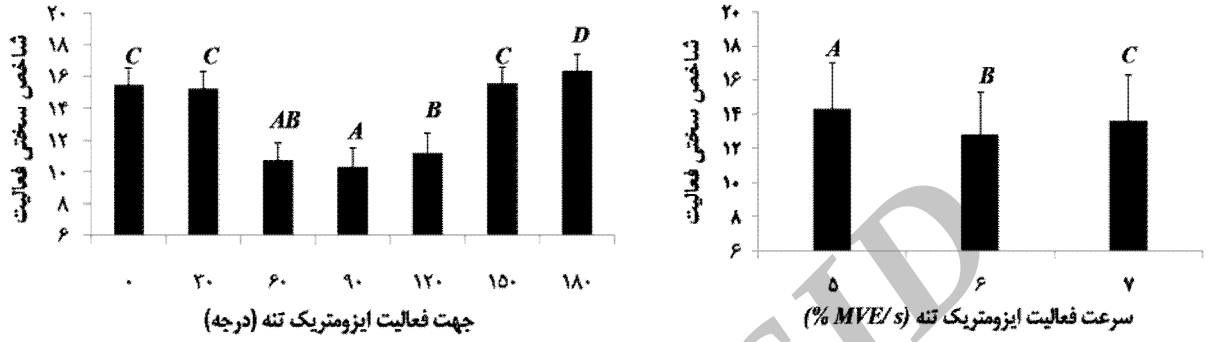


شکل ۳- تفاوت‌های معنادار در جهت‌های مختلف فعالیت ایزومتریک تنه برای قدر مطلق خطا از هدف و خطا از هدف در مسیر هدف

Archive of SID

www.SID.ir

در شکل ۴ نیز با استفاده از آزمون توکی و برای نشان دادن تفاوت‌های معنادار در جهت‌ها و سرعت‌های مختلف فعالیت ایزومتریک تنه برای متغیر شاخص سختی فعالیت به ترتیب ۴ و ۳ گروه معرفی شده‌اند. به این ترتیب سه سرعت مورد مطالعه با هم تفاوت معنادار داشته‌اند و بنابراین در سه گروه مستقل طبقه‌بندی شده‌اند (نمودار سمت راست). همچنین شرکت‌کنندگان در این مطالعه در تلاش ایزومتریک در جهت اکستنشن خالص سختی کم‌تر و در چرخش به چپ، بیشترین سختی از انجام آزمون گزارش نموده‌اند (نمودار سمت چپ).



شکل ۴- تفاوت‌های معنادار در جهت‌ها و سرعت‌های مختلف فعالیت ایزومتریک تنه برای شاخص سختی فعالیت

بحث

نتایج این بررسی نشان داد که جهت اعمال فعالیت ایزومتریک تنه تأثیر معناداری بر روی کنترل پذیری تنه دارد. اخیراً محققان در مطالعات دیگر به یافته‌های مشابهی دست یافته‌اند. آن‌ها نشان داده‌اند که جهت فعالیت، اثر محسوسی بر روی کنترل پذیری تنه حین انجام انقباض‌های ایزومتریک هماهنگ و هدف‌دار دارد (۱۹،۲۰).

همچنین با توجه به نتایج بدست آمده تفاوت معناداری بین سرعت‌های مختلف مشاهده نشد؛ اما بر پایه نظرسنجی از شرکت‌کنندگان و با توجه به مقیاس Borg، دشواری فعالیت در سرعت‌های مختلف یکسان نبوده و در سرعت MVE/S ۶ ٪ داوطلبان احساس رضایت بیشتری از انجام فعالیت داشتند. به این ترتیب که در سرعت MVE/S ۵ ٪ طول زمان انجام آزمون بسیار طولانی شده و احتمال دارد فرد دچار خستگی عضلانی شود، به شکلی که در سطوح بالای فعالیت (سطح ۷۰ تا ۸۰ درصد) فشار زیادی برای تأمین گشتاور درخواستی وارد آمده و باعث اثراتی مانند بالا رفتن ضربان قلب و افزایش تعداد تنفس فرد می‌گشت. در سرعت MVE/S ۷ ٪ اگرچه زمان آزمون کوتاه بود و فرد دچار خستگی نمی‌شد، اما در صورتی که در هنگام انجام آزمون اشتباهی صورت می‌گرفت، فرصت کافی جهت اصلاح آن وجود نداشت که این امر موجب نرسیدن فرد به دایره هدف و ایجاد خطای حرکتی بالا می‌شد. همچنین این سرعت برای گروهی از افراد که عضلات ضعیفی داشتند، نسبتاً سنگین بوده و سرعت عمل بالایی جهت انجام صحیح حرکت می‌طلبید. در سرعت MVE/S ۶ ٪ علاوه بر اینکه فرد دچار خستگی نمی‌شد در صورت بروز خطا، فرصت کافی برای جبران آن و بازگشت به دایره هدف در اختیار وی قرار داشت، از این رو در این حالت شرکت‌کنندگان احساس رضایت بیشتری از انجام آزمون داشتند.

یکی دیگر از یافته های این تحقیق میزان بالای AVET و نیز ETTP در هنگام انجام آزمون ردگیری در فعالیت‌های چرخشی نسبت به فعالیت صفحه ای اکستنشن و نیز دیگر فعالیت‌های ترکیبی مورد بررسی در این تحقیق می باشد. این نتیجه نشان‌دهنده کاهش قابل توجه کنترل پذیری تنه طی فعالیت های چرخشی است. از آنجایی که هیچ عضله ای از لحاظ آناتومیکی برای انجام فعالیت چرخش خالص تنه توسعه نیافته است، در نتیجه انجام چرخش خالص تنه نیازمند فعالیت همزمان عضلات مختلف و متعدد تنه می باشد که منجر به پیچیدگی این فعالیت غیر قرینه تک محوری می شود (۲۶،۲۵). هرچه تعداد عضلات به کار گرفته شده بیشتر شود، به هم انقباضی بیشتری بین آنها نیاز است. چنین افزایشی در هم انقباضی عضلات کنترل عصبی- عضلانی را دچار افول نموده و احتمالا یکی از اسباب افزایش خطر ابتلا به کمردرد شود. این در حالی است که در مطالعات متعددی نیز از چرخش محوری تنه به عنوان یک فاکتور برجسته در ارتباط با کمردرد نام برده شده است (۳۰- ۲۷).

Archive of SID

www.SID.ir

شایان ذکر است که در مطالعه حاضر، آزمون‌های MVE فقط در ۶ جهت خالص صورت پذیرفته است که با توجه به اینکه توانائی و ظرفیت تولید گشتاور تنه در حالت ترکیبی نسبت به جهت‌های خالص متناظر بطور محسوسی کاهش می‌یابد (۲۰)، لذا انتظار داشتیم هنگام انجام آزمون‌های مربوط به جهات ترکیبی بیش از توان نمایش داده شده از فرد نیرو درخواست شود که این امر موجب اعمال مقداری فشار به فرد در هنگام انجام آن آزمون‌ها می‌شد بنابراین برای جلوگیری از آسیب و فشار بیش از حد به شرکت‌کننده‌ها، آزمون‌های ردگیری تا سطح ۸۰٪ حداکثر توان ارادی فرد انجام شد.

از آنجایی که آزمون‌های ردگیری هدف به عنوان یک سیستم اندازه‌گیری قابل اطمینان، اثرات درمان‌های طراحی شده برای بهبود کنترل حرکت را کمی کرده (۳۱) و به عنوان یک پروتکل ایده‌آل برای بهبود کنترل حرکتی مطرح شده‌اند (۳۵-۳۲)، پیشنهاد می‌شود مطالعات بیشتری در این زمینه بر روی بیماران مبتلا به کمردرد جهت بررسی آسیب‌های کنترل حرکتی و نیز بررسی اثرات درمان طراحی شود.

قدردانی

این مقاله حاصل بخشی از پایان‌نامه تحت عنوان " بررسی کنترل‌پذیری و الگوی فعالیت عضلات تنه طی تست‌های ردگیری هدف در جهات مختلف در افراد سالم و بیماران مبتلا به کمردرد مزمن " در مقطع کارشناسی ارشد در سال ۹۱-۱۳۹۰ می‌باشد که با حمایت دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران و دانشگاه صنعتی شریف در محل آزمایشگاه بیومکانیک شریف اجرا شده است. نویسندگان مراتب قدردانی خود را از مسئولین این دو دانشگاه اعلام می‌دارند.

REFERENCES

1. Andersson G. The epidemiology of spinal disorders. The adult spine: Principles and practice. 1997:93_141.
2. Walker BF. The prevalence of low back pain: a systematic review of the literature from 1966 to 1998. Journal of Spinal Disorders & Techniques. 2000;13(3):205.
3. Chopra A, Abdel-Nasser A. Epidemiology of rheumatic musculoskeletal disorders in the developing world. Best Practice & Research Clinical Rheumatology. 2008;22(4):583-604
4. Dagenais S, Caro J, Haldeman S. A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. The Spine Journal. 2008;8(1):8-20.
5. Davatchi F, Banihashemi AT, Gholami J, Faezi ST, Forouzanfar MH, Salesi M, et al. The prevalence of musculoskeletal complaints in a rural area in Iran: a WHO-ILAR COPCORD study (stage 1, rural study) in Iran. Clinical rheumatology. 2009;28(11):1267-74.
6. Naghavi M, Abolhassani F, Pourmalek F, Lakeh MM, Jafari N, Vaseghi S, et al. The burden of disease and injury in Iran 2003. Population health metrics. 2009;7(1):9.
7. Sheikhzadeh A. The Effect of Pure and Combined Loading on the Recruitment Pattern of Ten Selected Trunk Muscles. Ph.D. Thesis, New York University, 1997.
8. Mousavi SJ, Akbari ME, Mehdian H, Mobini B, Montazeri A, Akbarnia B, Parnianpour M. Low back pain in Iran: a growing need to adapt and implement evidence-based practice in developing countries. Spine 2011; 36(10): 638-46.
9. Ebenbichler G, Oddsson L, Kollmitzer J, Erim Z. Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. Med. Sci. Sports Exerc 2001; 33(11):1889-1898.
10. Hewer R.L, Rehabilitation after stroke, in: Neurological Rehabilitation, L.S. Illis, ed., Black well Scientific Publications, Inc, Oxford, 1994;157–166
11. Popovic D.B, Popovic M.B and Sinkjær T, Neuro rehabilitation of upper extremities in humans with sensory-motor impairment, Neuromodulation 2002;5:54–67.
12. Hermsdorfer J, Hagl E, Nowak D.A. and Marquardt C, Grip force control during object manipulation in cerebral stroke, Clinical Neurophysiology 2003;114:915–929.
13. Jones R.D, Measurement of sensory motor control performance capacities: Tracking tasks, in: The Biomedical Engineering Handbook, (Vol.II), (2nded.), J.D. Bronzino, ed., CRC Press, Boca Raton, 2000.
14. Kurillo, G., et al., Grip force tracking system for assessment and rehabilitation of hand function. Technology And Health Care: Official Journal Of The European Society For Engineering And Medicine 2005: 13(3):137-149.
15. Carey J.R, Patterson R, Hollenstein P.J, Sensitivity and reliability of force tracking and joint-movement tracking scores in healthy subjects. Phys. Ther. 1988;68:1087–1091
16. Bernardi, M., et al., Force generation performance and motor unit recruitment strategy in muscles of contralateral limbs. J Electromyogr Kinesiol 1999;9(2): 121-30.
17. Maffiuletti, N.A., et al., A multi-joint lower-limb tracking-trajectory test for the assessment of motor coordination. Neurosci Lett 2005;384(1-2):106-11.
18. Madhavan, S. and R.K. Shields, Movement accuracy changes muscle-activation strategies in female subjects during a novel single-leg weight-bearing task. PM R, 2009;1(4):319-28.

Archive of SID

www.SID.ir

19. Sheikhzadeh A, Parnianpour M, Nordin M. Capability and recruitment patterns of trunk during isometric uniaxial and biaxial upright exertion. Clinical Biomechanics. 2008;23(5):527-35.
20. Mousavi, S.J., et al., The effect of angle and level of exertion on trunk neuromuscular performance during multidirectional isometric activities. Spine (Phila Pa 1976) 2009; 34(5):170.
21. Talebian S, Mousavi S.J, et al., The effect of exertion level on activation patterns and variability of trunk muscles during multidirectional isometric activities in upright posture. Spine 2010;35(11):443-51.
22. Azghani M, Farahmand F, Meghdari A, Vossoughi G, Parnianpour M. Design and evaluation of a novel triaxial isometric trunk muscle strength measurement system. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2009;223(6):755-66.
23. Azghani MR, Farahmand F, Meghdari A, Vossoughi G Khamse J, Hakkak F and Parnianpour M. A new apparatus for triaxial measurement of lumbar moments in isometric mode, Journalof Biomechanics 2007; 40:S155
24. Azghani MR, Farahmand F, Meghdari A, Hakkak F and Parnianpour M. Conceptual design of an apparatus for tri-axial measurement of lumbar torques in isometric mode (in Persian). 15th Annual Conference (International)on Mechanical Engineering, Amirkabir university of Technology,Tehran-Iran 15-17 May 2007 (ISME2007)
25. Ng JK، Parnianpour M، Richardson CA et al. Functional roles of abdominal and back muscles during isometric axial rotation of the trunk. J Orthop Res 2001;19(3):463-71.
26. Ng JKF, Richardson CA, Parnianpour M, Kippers V. EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. Journal of Orthopedic Research. 2002;20(1):112-21.
27. Frymoyer JW, Pope MH, Costanza MC, Rosen JC, Goggin JE, Wilder DG. Epidemiologic studies of low-back pain. Spine. 1980;5(5):419-23.
28. Frymoyer J, Pope M, Clements J, Wilder DG, MacPherson B, Ashikaga T. Risk factors in low-back pain. An epidemiological survey. The Journal of bone and joint surgery American volume. 1983;65(2):213-8.
29. Manning D, Mitchell R, Blanchfield L. Body movements and events contributing to accidental and nonaccidental back injuries. Spine. 1984;9(7):734-9.
30. Manning D, Mitchell R, Blanchfield L. Body movements and events contributing to accidental and nonaccidental back injuries. Spine. 1984;9(7):734-9.
31. Duncan NA, Ahmed AM. The role of axial rotation in the etiology of unilateral disc prolapse: an experimental and finite-element analysis. Spine. 1991;16(9):1089-98.
32. Carey J.R, Patterson R, Hollenstein P.J, Sensitivity and reliability of force tracking and joint-movement tracking scores in healthy subjects. Phys. Ther. 1988; 68: 1087–1091.
33. Cross KD. Role of practice in perceptual-motor learning. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. 1967;46(1):487-510.
34. Jones RD, Donaldson IM. Measurement of integrated sensory-motor function following brain damage by a computerized preview tracking task. Disability & Rehabilitation. 1981;3(2):71-83.
35. Schmidt RA, Lee T. Motor Control and Learning: Human kinetics; 1988.
36. Potvin JH, Kondraske GV, Syndulko K, Potvin AR, Tourtellotte WW. Quantitative examination of neurologic functions: Franklin Book Company; 1985

Archive of SID

www.SID.ir

Research Articles

The effect of speed and direction of isometric trunk exertion on trunk controllability during target tracking tasks in asymptomatic subjects

Hadizadeh M[1], Sedaghat Nejad E[2], Mousavi J[3*], Talebian S[4], Parnian pour M[5]

1. M.Sc of Physical Therapy of Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
2. M.Sc of Biomechanics, Sharif Technical University, Tehran, Iran.
3. Assistant Professor of Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
4. Professor of Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
5. Professor of Biomechanics, Sharif Technical University, Tehran, Iran.

Abstract

Background and Aim: The target tracking tests is a known method to quantify the performance of the neuromuscular system. It has been used in several studies for evaluation of neuromuscular control strategies. The purpose of the present study was to examine the effect of direction and speed of isometric trunk exertion on the trunk controllability during the target tracking tests in sagittal versus axial rotation torque plane.

Materials and Methods: Twenty- two healthy subjects (13 female and 9 male) randomly performed target tracking tasks at levels of 0% to 80% Maximum Voluntary Exertions (MVE) and seven different directions (0˚, 30˚, 60˚, …, 180˚) in upright standing posture. In this study, the tracking system included a moving target circle, which moved on a straight line in specific direction from 0 to 80% of individual MVE with speed of 5, 6 and 7% MVE/s. The direction of isometric trunk exertion was presented to participants in the real time visual feedback by a computer monitor positioned in front of them. Trunk controllability was determined by computing the control errors (Absolute Value Error from the Target [AVET], Error from the Target Path [ETP] *and* Error from the Target in the Target Path [ETTP]) during each performance. Analysis of variance was used to test the effect of speed and direction of isometric trunk exertion on trunk controllability.

Results: The results have shown that the direction of isometric trunk exertion had significant effect on the AVET and ETTP (p= 0.000) while the effect of speed and interaction between direction and speed were not significant. The error decomposition into two independent parts showed that the only direction of exertion on ETTP was significant (p= 0.000) and speed of exertion on any of them (ETP *and* ETTP) was not significant. On the other hand, Borg scale (a simple method of rating perceived exertion) significantly affected by direction (p= 0.000) and speed (p= 0.000) of exertion during the target tracking tests.

Conclusion: According to the findings of the current study, the effect of direction of isometric trunk exertion on the controllability was significant. Trunk controllability was significantly decreased during rotational exertions which may impair trunk neuromuscular coordination, increasing the risk of developing low back pain.

Keywords: Target tracking tests, Trunk controllability, Speed and direction of isometric trunk exertion

***Corresponding author:** Seyed Javad Mousavi, Rehabilitation Faculty, Tehran University of Medical Sciences.

Email: jmosavi@razi.tums.ac.ir

This research was supported by Tehran University of Medical Science (TUMS)

Archive of SID
www.SID.ir