

بررسی میزان تکرارپذیری خطای گشتاوری حین انجام آزمون‌های ردگیری الگو در صفحه گشتاور- زمان در ناحیه تنه

پونه قاسمی^۱، ملیحه هادی‌زاده^۲، احسان صداقت نژاد^۳، دکتر سید جواد موسوی^۴، دکتر محمد پرنیان پور^۵

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی

۲- کارشناس ارشد فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- کارشناس ارشد بیومکانیک دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف

۴- استادیار 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 یکی از روش‌های شناخته شده برای اندازه‌گیری و کمی کردن عملکرد سیستم عصبی عضلانی و نیز به عنوان یکی از روش‌های دقیق و انعطاف‌پذیر جهت اندازه‌گیری ظرفیت عملکردی کنترل حسی حرکتی و هماهنگی حسی حرکتی محسوب می‌شوند. هدف از مطالعه حاضر تعیین میزان تکرارپذیری خطای کنترلی طی آزمون‌های ردگیری الگو در ناحیه تنه در صفحه گشتاور- زمان در افراد سالم می‌باشد.

روش بررسی: ۲۰ فرد سالم (۱۳ مرد و ۷ زن)، به صورت تصادفی آزمون‌های ردگیری الگو شامل دو الگوی دندان اره‌ای و سینوسی با دو دوره تناوب ۱۰ ثانیه (۳ سیکل) و ۱۵ ثانیه (۲ سیکل) که هر کدام دارای مقدار کمینه برابر ۳۰ و مقدار بیشینه برابر ۷۰ درصد حداکثر تلاش ارادی فرد بودند، را انجام دادند. ردگیری الگوها به صورت تک محوره و در شش جهت گشتاوری متمایز (خمش به جلو، خمش به عقب، چرخش به راست، چرخش به چپ، خمش جانبی به راست و خمش جانبی به چپ) صورت گرفت. میانگین خطای مطلق ردگیری الگو (Error Mean) و میزان کارایی ردگیری انجام شده با محاسبه مجذور مجموع مربعات نسبی خطا (Relative Root Mean Square Error: RRMSE) طی هر آزمون برای هر شرکت‌کننده محاسبه گردید. تکرارپذیری نسبی (Intraclass Correlation Coefficient: ICC) مقادیر خطای Error Mean و RRMSE نیز برای تمامی شرکت‌کننده‌ها تعیین شد. همچنین تکرارپذیری مطلق و کم‌ترین تغییر قابل تشخیص با ۹۵ درصد اطمینان محاسبه گردید.

یافته‌ها: نتایج این مطالعه نشان داد که دامنه تکرارپذیری نسبی داده‌ها (ICC) برای Error Mean، $0/87-0/5$ ، دامنه خطای معیار اندازه‌گیری، $0/006-0/002$ و دامنه کم‌ترین تغییر قابل تشخیص با ۹۵ درصد اطمینان $0/016-0/007$ بود. به علاوه این مقادیر برای RRMSE به ترتیب $0/86-0/05$ و $0/024$ و $0/139-0/065$ به دست آمد.

نتیجه‌گیری: تحلیل نتایج این مطالعه نشان دهنده تکرارپذیری بالا و بسیار بالای میانگین خطای مطلق ردگیری الگو و مجذور مجموع مربعات نسبی خطا حین انجام آزمون‌های ردگیری الگو در ناحیه تنه در صفحه گشتاور- زمان در افراد سالم می‌باشد. بنابراین در تحقیقات می‌توان از آزمون‌های ردگیری الگو برای کمی‌سازی کنترل‌پذیری تنه و از متغیرهای نامبرده به عنوان پارامترهای تکرارپذیر استفاده کرد.

کلید واژه‌ها: تکرارپذیری، آزمون‌های ردگیری الگو، خطای گشتاوری، فعالیت ایزومتریک تنه

(ارسال مقاله ۱۳۹۲/۱۱/۸، پذیرش مقاله ۱۳۹۳/۱۰/۶)

نویسنده مسئول: تهران، میدان مادر، خیابان شهید شاه نظری، کوی نظام، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیوتراپی

Email: Hadizadeh_m@razi.tums.ac.ir

مقدمه

این تغییرات می‌تواند این گروه از بیماران را مستعد تنش و کرنش‌های تکرارشونده کرده و باعث درد مداوم گردد (۳، ۷). بنابراین لزوم توجه بیشتر به ارزیابی عملکرد عصبی عضلانی تنه در درمان این بیماران طی فرآیند تصمیم‌گیری در مراحل مختلف برنامه‌های توانبخشی توصیه شده است.

آزمون‌های ردگیری هدف یکی از روش‌های شناخته شده برای اندازه‌گیری و کمی کردن عملکرد سیستم عصبی عضلانی و نیز به عنوان یکی از روش‌های دقیق و انعطاف‌پذیر جهت اندازه‌گیری ظرفیت عملکردی کنترل حسی حرکتی و هماهنگی حسی حرکتی محسوب می‌شوند (۸). این آزمون‌ها به

توانایی وارد عمل کردن عضلات در راستای انجام فعالیت‌های کنترل‌شده و هماهنگ، کنترل ارادی عضلانی نامیده می‌شود (۱). کنترل ضعیف عضلانی (زمانبندی یا میزان نامناسب فعالیت) از یک سو با تحت تأثیر قراردادن توانایی سیستم عصبی عضلانی جهت به حداقل رساندن نیروهای آسیب‌رسان وارده به مفصل و از سوی دیگر با افزایش بارهای مضر وارد بر مفصل می‌تواند مشکل‌ساز شود. بنابراین کنترل عضلانی ارادی یک فاکتور مهم در حفظ سلامت مفصل به شمار می‌آید (۲).

مطالعات زیادی تغییر در کنترل حرکتی و عملکرد عضلات تنه در بیماران مبتلا به کمردرد حاد و مزمن را گزارش کرده‌اند (۷-۳).

روش بررسی

آزمون‌های ردگیری الگو بر روی ۲۰ فرد داوطلب (۱۳ مرد و ۷ زن) در بازه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال و بدون سابقه بیماری عضلانی-اسکلتی در ۶ ماه گذشته انجام شد. نحوه نمونه‌گیری به صورت غیر احتمالی و به روش نمونه‌گیری از افراد در دسترس بود. از بین افراد مذکور آن دسته که آمادگی خود را اعلام کرده و واجد شرایط بودند، پس از تعیین وقت در آزمون شرکت داده شدند. آزمون‌ها توسط دستگاه سنجش سه محوره گشتاورهای کمری شریف (Sharif-LIST) که قابلیت اندازه‌گیری دقیق گشتاورها در حالت فعالیت ایزومتریک عضلات را دارا می‌باشد، صورت پذیرفت. طراحی و اعتبارسنجی این دستگاه پیش‌تر توسط آذغانی و همکاران (۳۱-۳۰) بررسی شده است. همچنین برای انجام آزمون‌ها از سیستم ردگیری عصبی-عضلانی تنه (Trunk Neuromuscular Tracking System)، هماهنگ با دستگاه Sharif-LIST استفاده شد (۳۳-۳۲).

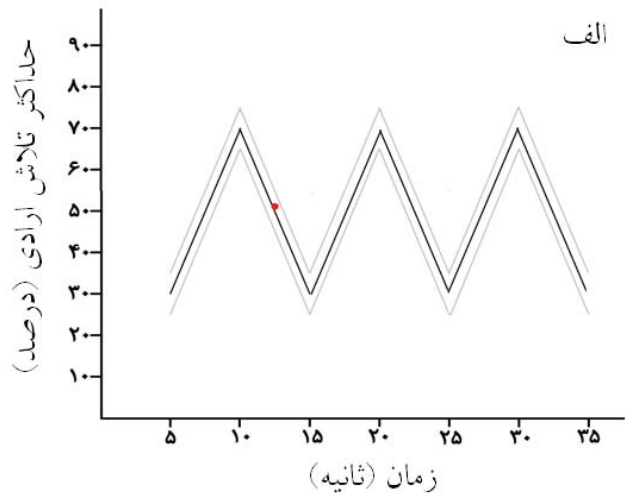
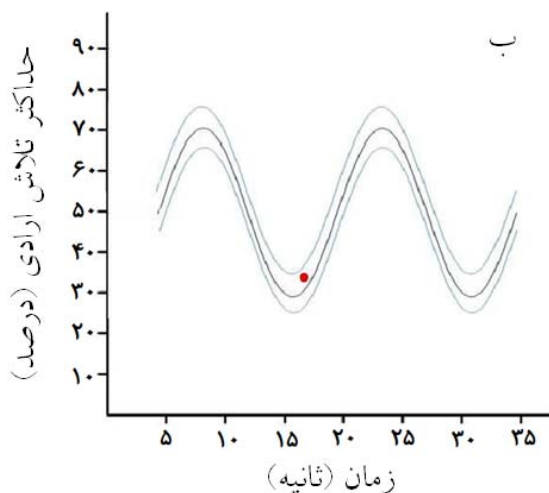
نحوه انجام آزمون به این صورت بود که ابتدا داوطلب به صورت ایستاده مستقیم داخل دستگاه قرار می‌گرفت و با بست‌های مناسب محکم می‌شد. سپس از وی خواسته می‌شد که به صورت تصادفی، در ۶ جهت (خم شدن به جلو، خم شدن به عقب، خم شدن جانبی به چپ و راست، چرخش به چپ و راست) و در هر جهت ۲ بار، حداکثر تلاش خود را به صورت تدریجی و بدون هیچ‌گونه فعالیت ناگهانی اعمال نماید. کلیدی شرکت کنندگان جهت انجام حداکثر تلاش ارادی علاوه بر تشویق گفتاری از طریق صفحه نمایشی که 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 دوباره تکرار می‌شد. به منظور کاهش خستگی عضلانی پس از هر انقباض دو دقیقه استراحت در نظر گرفته شد.

در این مطالعه ۲۴ آزمون ردگیری شامل دو الگوی دندان اره‌ای و سینوسی با دو دوره تناوب ۱۰ (۳ سیکل) و ۱۵ (۲ سیکل) بررسی شدند، که هر کدام دارای مقدار کمینه برابر ۳۰ و مقدار بیشینه برابر ۷۰ درصد حداکثر تلاش ارادی فرد (Maximum Voluntary Exertion: MVE) بودند (شکل ۱. الف و ب).

طور معمول در افراد سالم و در اشخاص با اختلالات حرکتی برای کمی کردن کنترل حرکتی (هماهنگی (۹) یا مهارت حرکتی (۱۰)) طی حرکت مفصل استفاده شده است (۱۱). استفاده از این آزمون‌ها برای بررسی اثر سن (۱۳-۱۲)، جنس (۱۲)، خستگی (۱۰)، یادگیری (۱۴-۱۵) و همچنین آسیب سیستم عصبی (۱۶) روی دقت ردگیری نیز اثبات شده است.

اگرچه انجام آزمون‌های ردگیری هدف در ناحیه گردن (۱۷)، دست (۲۲-۱۸) و زانو (۲، ۲۳-۲۴) موضوع جدیدی نیست اما این موضوع به تازگی در ناحیه تنه و به خصوص ستون فقرات کمری مورد توجه محققان قرار گرفته است و در سال‌های اخیر تمایل رو به افزایشی به مطالعه در این زمینه به وجود آمده است (۲۹-۲۵). بررسی این مطالعات نیز نشان می‌دهد که در تحقیقات انجام شده در ناحیه تنه با استفاده از آزمون‌های ردگیری هدف، تکرارپذیری خطا در روش نامبرده تاکنون تنها توسط هادی‌زاده و همکاران (۲۸) گزارش شده است.

در مطالعه هادی‌زاده و همکاران (۲۸)، میزان تکرارپذیری خطای کنترلی طی آزمون‌های ردگیری هدف در ناحیه تنه در صفحه گشتاوری فلکشن، اکستنشن و چرخش محوری در افراد سالم مورد بررسی قرار گرفته است. شرکت‌کنندگان در این مطالعه می‌بایست هدفی دایره‌ای شکل که روی یک خط مستقیم در ۱۲ جهت مختلف و با سرعت ۶ درصد حداکثر تلاش ارادی بر ثانیه حرکت می‌کرد، را با بیشترین دقت ممکن تعقیب می‌کردند. آزمون‌ها در سطح صفر تا ۸۰ درصد حداکثر تلاش ارادی و در وضعیت ایستاده مستقیم صورت پذیرفت. نتایج این مطالعه حاکی از تکرارپذیری بالا و بسیار بالای خطای کنترلی حین انجام آزمون‌های ردگیری هدف در ناحیه تنه، در افراد سالم می‌باشد. آن‌ها بر این باورند که این روش می‌تواند به عنوان یک آزمون جهت بررسی کنترل‌پذیری تنه مورد استفاده قرار گیرد و پیشنهاد می‌کنند، برای اعتبارسنجی کامل این آزمون‌ها، مطالعات گسترده‌تر با روش مشابه و تعداد نمونه بیشتر صورت پذیرد (۲۸). از این رو مطالعه حاضر با هدف تعیین میزان تکرارپذیری خطای کنترلی طی آزمون‌های ردگیری الگو در ناحیه تنه در صفحه گشتاور-زمان در افراد سالم طراحی گردید.



شکل ۱- آزمون‌های ردگیری هدف. الف. الگوی دندان اره ای دوره تناوب ۱۰ ثانیه (۳ سیکل). ب. الگوی سینوسی دوره تناوب ۱۵ ثانیه (۲ سیکل). خطوط مشکی نشان‌دهنده الگوی اصلی، باند میان خطوط طوسی فضای ردگیری مورد قبول و نقطه قرمز رنگ وضعیت آنی فرد در حین ردگیری هدف می‌باشد.

الگوها، بعد از هر آزمون نیز یک دقیقه استراحت به فرد داده شد. علاوه بر این، در صورت نیاز فرد می‌توانست بیشتر از این مقدار نیز استراحت کند. شایان ذکر است که برای حذف اثر آموزش، آزمون‌ها به صورت تصادفی صورت پذیرفتند و پس از اتمام ردگیری‌ها، تمامی ۲۴ الگو برای بار دوم و به صورت تصادفی تکرار شدند.

محاسبه خطای گشتاوری

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

در مجموع برای محاسبه خطای گشتاوری طی هر آزمون و بررسی کارایی افراد در ردگیری الگوها از روابط زیر استفاده شد: میانگین خطای مطلق ردگیری الگو هر فرد در بازه زمانی ۳۰ ثانیه‌ای از رابطه [۱] محاسبه شد.

$$[1] \quad Error\ Mean = \frac{1}{T} \sum_{t=5s}^{t=35s} |T_t(t) - T_0(t)|$$

در رابطه [۱]، T_0 گشتاور اعمالی فرد، T_t گشتاور مطلوب و T زمان کل نمونه برداری (۳۰ ثانیه) است.

میزان کارایی ردگیری انجام شده توسط هر فرد بوسیله محاسبه مجذور مجموع مربعات نسبی خطا (Relative Root)

ردگیری الگوها به صورت تک محوره و در شش جهت گشتاوری متمایز دنبال شدند، بدین معنا که هر الگو خود در شش جهت خمش به جلو خالص (Flexion)، خمش به عقب خالص (Extension)، چرخش به راست خالص (Right Rotation)، چرخش به چپ خالص (Left Rotation)، خمش جانبی به راست خالص (Right Lateral Bending) و خمش جانبی به چپ خالص (Left Lateral Bending) صورت گرفت.

گشتاور آنی ایجاد شده توسط فرد به شکل یک دایره قرمز کوچک بر روی صفحه کامپیوتر نمایش داده می‌شد. دایره قرمز کوچک با گذشت زمان حرکت افقی رو به جلو و با انجام انقباض ایزومتریک تنه بر روی صفحه نمایشگر حرکت عمودی بالا و پائین داشت؛ برای مثال با اعمال فعالیت ایزومتریک در جهت خمش به عقب به سمت بالا و به صورت همزمان به جلو حرکت می‌کرد.

هنگام انجام عمل ردگیری از فرد خواسته می‌شد تا با اعمال گشتاور مناسب در یکی از ۶ جهت گشتاوری مذکور و طی زمان مشخص، دایره قرمز رنگ را درون باند میان خطوط طوسی و در حالت ایده‌آل روی خط مرکزی نگه دارد. در صورت خروج فرد از باند که دارای پهنایی برابر ۱۰٪ مقدار بیشینه گشتاور الگو بود، رنگ پس‌زمینه نمودار تغییر می‌کرد که به معنی خطای بیش از اندازه مطلوب بود.

زمان هر آزمون ۳۵ ثانیه در نظر گرفته شد که شامل ۵ ثانیه استراحت اولیه برای جاگیری نقطه آغازین و ۳۰ ثانیه ردگیری الگو بود. به منظور جلوگیری از خستگی و تأثیر آن بر ردگیری

مطلق و همچنین کمترین تغییر قابل تشخیص با ۹۵ درصد اطمینان (Minimal Detected Change: MDC_{95}) نیز با استفاده از روابط [۳] و [۴] محاسبه گردید.

$$[۳] \quad SEM = \sqrt{1 - ICC} \times SD$$

$$[۴] \quad MDC_{95} = 1.96 \times \sqrt{2} \times SEM$$

نتایج ICC بر اساس تقسیم‌بندی مونرو (۳۴) تفسیر شد که به صورت: ۰/۰۰ تا ۰/۲۵ نشان دهنده ارتباط جزئی، ۰/۲۶ تا ۰/۴۹ ارتباط کم، ۰/۵ تا ۰/۶۹ ارتباط متوسط، ۰/۷ تا ۰/۸۹ ارتباط بالا و ۰/۹ تا ۱/۰۰ ارتباط بسیار بالا، می‌باشد.

یافته‌ها

میانگین و انحراف از معیار مربوط به مقادیر خطا Error Mean و RRMSE برای ۲۴ آزمون ردگیری الگو در شکل ۲ نشان داده شده است.

در جدول ۲ نتایج مربوط به تکرارپذیری نسبی داده‌ها (ICC) نشان داده شده است و اطلاعات مربوط به خطای معیار اندازه‌گیری (SEM) و کمترین تغییر قابل تشخیص با ۹۵ درصد اطمینان (MDC_{95}) نیز آمده است.

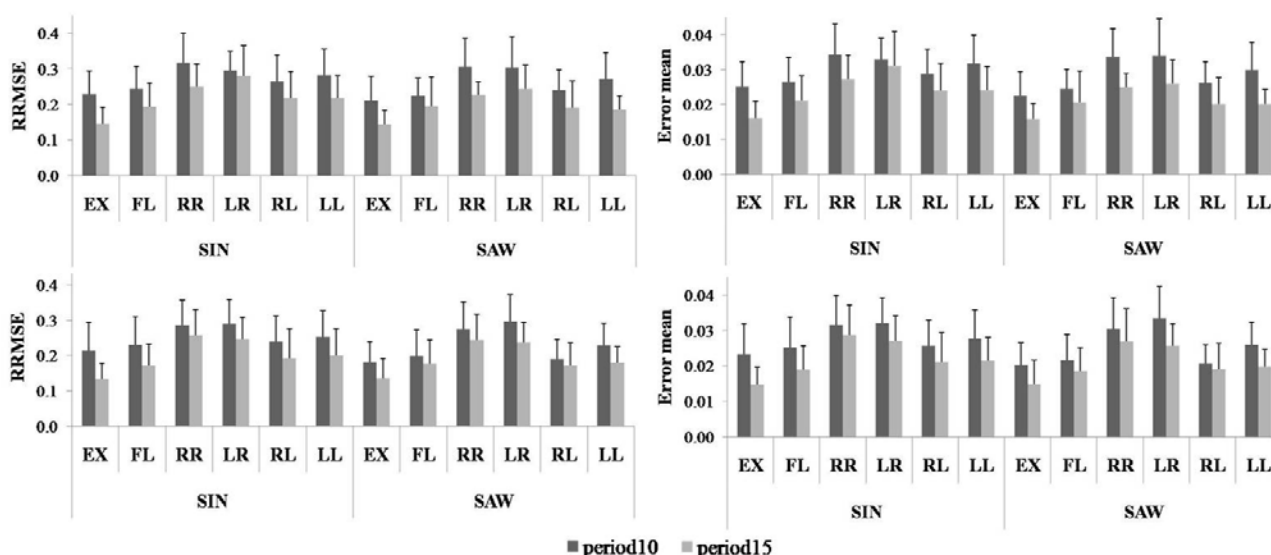
(Square Error Mean) با استفاده از رابطه [۲] محاسبه شد.

$$[۲] \quad RRMSE = \frac{1}{T_{t,max}} \sqrt{\frac{1}{T} \sum_{t=5s}^{t=35s} (T_t(t) - T_0(t))^2}$$

در رابطه [۲]، T_0 گشتاور اعمالی فرد، T_t گشتاور مطلوب و T زمان کل نمونه برداری (۳۰ ثانیه) است. با تقسیم مقدار خطا بر بیشترین مقدار گشتاور مطلوب هر الگو $T_{t,max}$ ، مقدار بدست آمده نرمال شده و به این ترتیب امکان مقایسه نتایج بین افراد و الگوهای مختلف فراهم می‌آید. هر چقدر مقدار RRMSE کمتر باشد نشان می‌دهد فرد در طی انجام عمل ردگیری انحراف کمتری نسبت به گشتاور مطلوب داشته و از کارایی بالاتری برخوردار بوده است.

تجزیه و تحلیل آماری

تکرارپذیری نسبی (IntraClass Correlation Coefficient: ICC) مقادیر میزان خطای Error Mean و RRMSE برای همه افراد و هر ۲۴ آزمون ردگیری با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۱۹ محاسبه شد. معنی‌دار بودن آماری تست‌ها با $p \leq 0.05$ در نظر گرفته شد. شاخص‌های خطای معیار اندازه‌گیری (Standard Error of Measurement: SEM) به عنوان شاخصی برای تکرارپذیری



شکل ۲- میانگین و انحراف از معیار خطاهای کنترلی برای الگوهای سینوسی و دندان اره‌ای شامل دو دوره تناوب ۱۰ و ۱۵ ثانیه در تکرار اول (نمودارهای بالا) و تکرار دوم (نمودارهای پایین) حین انجام آزمون‌های ردگیری الگو در صفحه گشتاور- زمان

جدول ۲- نتایج شاخص‌های تکرارپذیری برای خطاهای گشتاوری طی آزمون‌های ردگیری الگو در ۲۴ آزمون متفاوت در صفحه گشتاور- زمان

الگوی ردگیری	نوع تلاش ایزومتریک	ICC				SEM				MDC ₉₅			
		دوره ۱۰ تناوب	دوره ۱۵ تناوب	دوره ۱۰ تناوب	دوره ۱۵ تناوب	دوره ۱۰ تناوب	دوره ۱۵ تناوب	دوره ۱۰ تناوب	دوره ۱۵ تناوب	دوره ۱۰ تناوب	دوره ۱۵ تناوب	دوره ۱۰ تناوب	دوره ۱۵ تناوب
سینوسی	EX	۰/۶۴	۰/۵۹	۰/۰۰۵	۰/۰۰۳	۰/۰۳۲	۰/۰۴۲	۰/۰۰۳	۰/۰۰۵	۰/۰۱۳	۰/۰۰۹	۰/۰۱۶	۰/۰۸۹
	FL	۰/۸۲	۰/۵۶	۰/۰۰۳	۰/۰۰۵	۰/۰۳۹	۰/۰۲۹	۰/۰۰۵	۰/۰۰۳	۰/۰۰۹	۰/۰۱۳	۰/۰۷۹	۰/۱۰۹
	RR	۰/۶۳	۰/۷۹	۰/۰۰۵	۰/۰۰۳	۰/۰۳۱	۰/۰۴۸	۰/۰۰۳	۰/۰۰۵	۰/۰۱۴	۰/۰۱۰	۰/۱۳۴	۰/۰۸۷
	LR	۰/۸۷	۰/۵۳	۰/۰۰۲	۰/۰۰۶	۰/۰۴۹	۰/۰۲۴	۰/۰۰۶	۰/۰۰۲	۰/۰۰۷	۰/۰۱۶	۰/۰۶۵	۰/۱۳۶
	RL	۰/۵۹	۰/۶۲	۰/۰۰۵	۰/۰۰۵	۰/۰۰۵	۰/۰۴۴	۰/۰۰۵	۰/۰۰۵	۰/۰۱۳	۰/۰۱۴	۰/۱۲۳	۰/۱۳۹
	LL	۰/۷۲	۰/۵۷	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۴۱	۰/۰۳۹	۰/۰۰۴	۰/۰۰۴	۰/۰۱۲	۰/۰۱۲	۰/۱۰۸	۰/۱۱۳
دندان اره‌ای	EX	۰/۷۱	۰/۶۸	۰/۰۰۴	۰/۰۰۳	۰/۰۳۰	۰/۰۳۱	۰/۰۰۳	۰/۰۰۴	۰/۰۱۰	۰/۰۰۹	۰/۰۸۹	۰/۰۸۳
	FL	۰/۵۳	۰/۶۲	۰/۰۰۴	۰/۰۰۵	۰/۰۳۸	۰/۰۴۰	۰/۰۰۵	۰/۰۰۴	۰/۰۱۲	۰/۰۱۳	۰/۱۱۱	۰/۱۰۵
	RR	۰/۷۷	۰/۵۰	۰/۰۰۴	۰/۰۰۵	۰/۰۳۸	۰/۰۳۹	۰/۰۰۵	۰/۰۰۴	۰/۰۱۱	۰/۰۱۳	۰/۱۰۷	۰/۱۰۴
	LR	۰/۶۷	۰/۷۸	۰/۰۰۶	۰/۰۰۳	۰/۰۳۱	۰/۰۴۴	۰/۰۰۳	۰/۰۰۶	۰/۰۱۶	۰/۰۰۸	۰/۱۲۳	۰/۰۸۹
	RL	۰/۵۱	۰/۸۷	۰/۰۰۴	۰/۰۰۳	۰/۰۲۶	۰/۰۳۷	۰/۰۰۳	۰/۰۰۴	۰/۰۱۱	۰/۰۰۷	۰/۱۰۲	۰/۰۷۳
	LL	۰/۵۰	۰/۵۲	۰/۰۰۵	۰/۰۰۳	۰/۰۲۹	۰/۰۴۵	۰/۰۰۳	۰/۰۰۵	۰/۰۱۴	۰/۰۰۸	۰/۱۲۵	۰/۰۸۱

SEM: Standard Error of Measurement, MDC₉₅: Minimal Detected Change, ICC: Intraclass Correlation Coefficient, EX: Extension, FL: Flexion, RR: Right Rotation, LR: Left Rotation, RL: Right Lateral bending, LL: Left Lateral bending

آزمون‌های ردگیری هدف در ناحیه تنه مورد بحث و بررسی قرار گرفته است (۲۸).

در مطالعه هادی‌زاده و همکاران، تکرارپذیری قابل قبولی در آزمون‌های ردگیری در ناحیه تنه گزارش شد. در آن مطالعه دامنه تکرارپذیری نسبی بین ۷۰ تا ۹۹ درصد، دامنه خطای معیار اندازه‌گیری، $0/013 - 0/001$ و دامنه کم‌ترین تغییر قابل تشخیص با ۹۵ درصد اطمینان، $0/036 - 0/003$ گزارش شد، که نشان‌دهنده تکرارپذیری بالا و بسیار بالای خطای کنترلی حین انجام آزمون‌های ردگیری هدف در ناحیه تنه در صفحه گشتاوری فلکشن، اکستنشن و چرخش محوری در افراد سالم می‌باشد. آن‌ها نتیجه گرفتند که این فعالیت می‌تواند به عنوان یک آزمون جهت بررسی کنترل‌پذیری تنه مورد استفاده قرار گیرد (۲۸).

در مطالعه حاضر، پارامترهای خطای ردگیری الگوی فرد در دو بخش به صورت تصادفی تکرار و اندازه‌گیری شد. همانطور که در نتایج نشان داده شده است متغیرهای Error Mean و RRMSE در حین انجام فعالیت‌های ردگیری در جهات و الگوهای مختلف از تکرارپذیری بالا تا بسیار بالایی برخوردار هستند، که هم‌راستا با نتایج ارائه شده در مطالعه هادی‌زاده و همکاران می‌باشد. از محدودیت‌های مطالعه فعلی می‌توان به انجام آزمون‌های

با توجه به جدول ۲، دامنه تکرارپذیری نسبی داده‌ها (ICC) برای Error Mean، $0/87 - 0/5$ ، دامنه خطای معیار اندازه‌گیری (SEM)، $0/006 - 0/002$ و دامنه کم‌ترین تغییر قابل تشخیص با ۹۵ درصد اطمینان (MDC₉₅)، $0/016 - 0/007$ به دست آمده است. دامنه ICC به دست آمده از محاسبه RRMSE، $0/86 - 0/05$ ، دامنه خطای معیار اندازه‌گیری، $0/05 - 0/024$ و دامنه کم‌ترین تغییر قابل تشخیص با ۹۵ درصد اطمینان، $0/139 - 0/065$ نشان داده شده است.

بحث

بهره‌گیری از روش‌های مهندسی در مطالعات بالینی و کاربرد آن‌ها در توانبخشی نیازمند بررسی دقت و تکرارپذیری آن روش‌ها است، که از گام‌های اولیه در بررسی یک آزمون محسوب می‌گردد و به منظور تخمین میزان عدم دقت یا خطای تصادفی آزمون بکار می‌رود. مطالعه حاضر نیز با هدف تعیین میزان تکرارپذیری خطای کنترلی طی آزمون‌های ردگیری الگو در ناحیه تنه در صفحه گشتاور- زمان در افراد سالم طراحی گردید.

با توجه به مرور ادبیات انجام شده تاکنون مطالعات اندکی به بررسی تکرارپذیری خطای کنترلی حین آزمون‌های ردگیری پرداخته‌اند، که این مطالعات نیز محدود به اندام‌های فوقانی می‌باشند (۱۸، ۳۵) و تنها در یک مطالعه اعتبار

گروه جمعیت بیمار مانند افراد با آسیب کنترل حرکتی به خصوص مبتلایان به کمردردهای مزمن با منشأ مکانیکی می‌تواند در طرح برنامه‌های درمانی توانبخشی مفید به فایده باشد.

قدردانی

این مقاله حاصل بخشی از پایان‌نامه تحت عنوان "بررسی کنترل‌پذیری سیستم عصبی-عضلانی تنه طی تست‌های ردگیری الگوی (دو بعدی) در جهات مختلف در افراد سالم" در مقطع کارشناسی مهندسی پزشکی - بیومکانیک در سال ۹۱-۱۳۹۰ می‌باشد که با حمایت دانشگاه آزاد اسلامی و دانشگاه صنعتی شریف اجرا شده است. بدین وسیله از پرسنل محترم آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه صنعتی شریف و همچنین افرادی که با شرکت خود در این تحقیق موجبات انجام این پژوهش را فراهم آوردند سپاسگزاری می‌شود.

MVE در جهت های خالص ۶ گانه اشاره کرد، در حالی که طبق نتایج مطالعه موسوی و همکاران (۲۶) کاهش چشمگیری در ظرفیت تولید گشتاور تنه در حالت‌های ترکیبی نسبت به حالت‌های خالص وجود دارد.

به دلیل محدودیت حرکتی فرد مورد مطالعه در دستگاه، با توجه به شرایط آزمون و حجم بالای آزمون‌های ردگیری به منظور بررسی الگوهای مختلف، از بازه‌ی ۳۰٪ تا ۷۰٪ حداکثر تلاش ارادی فرد در شکل‌گیری آزمون‌های مورد نظر استفاده شد، که از فشار بیش از حد به شرکت‌کننده حین آزمون، جلوگیری به عمل آید. از این رو در پروتکل‌های ارزیابی و درمانی که تعداد آزمون‌ها محدود خواهد بود، از آنجا که کنترل‌پذیری کمتری در ردگیری الگوها در سطوح بالاتر MVE گزارش شده است، پیشنهاد می‌گردد که از حداکثر تلاش ارادی فرد نیز بهره گرفته شود.

از طرف دیگر شرکت‌کنندگان در این مطالعه، افراد سالم و بدون سابقه کمردرد طی ۶ ماه گذشته بودند. مقایسه نتایج ردگیری الگو و تحلیل‌های بیومکانیکی آن بین افراد سالم و

REFERENCES

- Williams GN, Barrance PJ, Snyder-Mackler L, Buchanan TS. Altered quadriceps control in people with anterior cruciate ligament deficiency. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2004;36(7):1089-97.
- Krishnan C, Huston K, Amendola A, Williams GN. Quadriceps and hamstrings muscle control in athletic males and females. *Journal of Orthopaedic Research* 2008;26(6):800-8.
- Dankaerts W OSPB, Straker L.M., Burnett A.F., Skouen J.S. The inter-examiner reliability of a classification method for non-specific chronic low back pain patients with motor control impairment. *Manual Therapy* 2006;11:28-39.
- Cholewicki J, Greene HS, Polzhofer GK, Galloway MT, Shah RA, Radebold A. Neuromuscular function in athletes following recovery from a recent acute low back injury. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2002; 32(11):568.
- Hall L, Tsao H, MacDonald D, Coppieters M, Hodges PW. Immediate effects of co-contraction training on motor control of the trunk muscles in people with recurrent low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009;19(5):763-73.
- Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, Patel TC. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine* 2000;25(8):947-54.
- Hodges PW, Moseley GL, Gabrielsson A, Gandevia SC. Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Experimental Brain Research* 2003;151(2):262-71.
- Jones RD. Measurement of sensory motor control performance capacities: Tracking tasks, in: *The Biomedical Engineering Handbook* JD Bronzino, ed, CRC Press, Boca Raton 2006;(Vol.II), (3rded.).
- Petrofsky J, Petrofsky D. A simple device to assess and train motor coordination. *Journal of Medical Engineering & Technology* 2004;28(2):67-73.
- Pearce AJ, Sacco P, Byrnes ML, Thickbroom GW, Mastaglia FL. The effects of eccentric exercise on neuromuscular function of the biceps brachii. *Journal of Science and Medicine in Sport* 1998;1(4):236-44.
- Maffiuletti NA, Bizzini M, Schatt S, Munzinger U. A multi-joint lower-limb tracking-trajectory test for the assessment of motor coordination. *Neuroscience Letters* 2005;384(1):106-11.
- Carey JR, Bogard CL, King BA, Suman VJ. Finger-movement tracking scores in healthy subjects. *Perceptual and Motor Skills* 1994;79(1):563-76.
- van der Meulen J, Gooskens R, Willemse J, Denier vdGJ, Gielen C. Arm-tracking performance with and without visual feedback in children and adults: developmental changes. *Journal of Motor Behavior* 1990;22(3):386.
- Bakken RC, Carey JR, Di Fabio RP, Erlandson TJ, Hake JL, Intihar TW. Effect of aerobic exercise on tracking performance in elderly people: a pilot study. *Physical Therapy* 2001;81(12):1870-9.
- Carey JR, Anderson KM, Kimberley TJ, Lewis SM, Auerbach EJ, Ugurbil K. fMRI analysis of ankle movement tracking training in subject with stroke. *Experimental Brain Research* 2004;154(3):281-90.

16. Patten C, Kothari D, Whitney J, Lexell J, Lum PS. Reliability and responsiveness of elbow trajectory tracking in chronic poststroke hemiparesis. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2003;40(6):487-500.
17. Huysmans MA, Hoozemans MJ, van der Beek AJ, de Looze MP, van Dieen JH. Position sense acuity of the upper extremity and tracking performance in subjects with non-specific neck and upper extremity pain and healthy controls. *Journal of Rehabilitation Medicine* 2010;42(9):876-83.
18. Carey JR, Patterson R, Hollenstein PJ. Sensitivity and reliability of force tracking and joint-movement tracking scores in healthy subjects. *Physical Therapy* 1988;68(7):1087-91.
19. Hermsdörfer J, Hagl E, Nowak D, Marquardt C. Grip force control during object manipulation in cerebral stroke. *Clinical Neurophysiology* 2003;114(5):915-29.
20. Kurillo G, Zupan A, Bajd T. Force tracking system for the assessment of grip force control in patients with neuromuscular diseases. *Clinical Biomechanics* 2004;19(10):1014-21.
21. Supuk T, Bajd T, Kurillo G. Assessment of reach-to-grasp trajectories toward stationary objects. *Clinical Biomechanics* 2011;26(8):811-8.
22. Carey JR, Kimberley TJ, Lewis SM, Auerbach EJ, Dorsey L, Rundquist P, et al. Analysis of fMRI and finger tracking training in subjects with chronic stroke. *Brain* 2002;125:773-88.
23. Williams GN, Barrance PJ, Snyder-Mackler L, Axe MJ, Buchanan TS. Specificity of muscle action after anterior cruciate ligament injury. *Journal of Orthopaedic Research* 2003;21(6):1131-7.
24. Chung YJ, Cho SH, Lee YH. Effect of the knee joint tracking training in closed kinetic chain condition for stroke patients. *Restorative Neurology and Neuroscience* 2006;24(3):173-80.
25. 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.
26. Mousavi SJ, Olyaei GR, Talebian S, Sanjari MA, Parnianpour M. The effect of angle and level of exertion on trunk neuromuscular performance during multidirectional isometric activities. *Spine (Phila Pa 1976)* 2009;34(5):170-7.
27. Talebian S, Mousavi SJ, Olyaei GR, Sanjari MA, Parnianpour M. 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.
28. Hadizadeh M, SedaghatNejad, E., Mousavi, S. J. Talebian, S., Parnianpour, M. Reliability of the control error during target tracking tasks in trunk region in sagittal transverse torque plane in asymptomatic subjects (in persian). *Journal of Modern Rehabilitation* 2013;7(3):54-61.
29. Hadizadeh M S, E., Mousavi, S. J. Talebian, S., Parnianpour, M. . The Effect of speed and direction of isometric trunk exertion on trunk controllability during target tracking tasks in sagittal transverse torque plane in asymptomatic subjects (in persian). *Journal of Modern Rehabilitation*. In Press.
30. Azghani M, Farahmand F, Meghdari A, Vossoughi G, Khamse J, Hakkak F, et al. A new apparatus for triaxial measurement of lumbar moments in isometric mode. *Journal of Biomechanics* 2007;40(2):S155.
31. Azghani MR, Farahmand F, Meghdari A, Vossoughi G, Parnianpour M. Design and evaluation of a novel triaxial isometric trunk muscle strength measurement system. *Proc Inst Mech Eng H* 2009;223(6):755-66.
32. SedaghatNejad E MS, Azghani MR, Narimani R, Parnianpour M. Evaluation of trunk neuromuscular tracking system (in persian). Paper presented at: The University of Isfahan, Isfahan, Iran 17th Iranian Conference on BioMedical Engineering (2010).
33. SedaghatNejad E HM, Mousavi SJ, Narimani R, Parnianpour M. Trunk controllability during target tracking tasks in asymptomatic Subjects (in persian). Paper presented at: Tarbiat Modares University, Tehran, Iran 18th Iranian Conference on BioMedical Engineering (2011).
34. Domholdt E. *Rehabilitation research: principles and applications*: Elsevier Saunders St. Louis^ eMo Mo; 2005.
35. Patten C, Kothari D, Whitney J, Lexell J, Lum PS. Reliability and responsiveness of elbow trajectory tracking in chronic poststroke hemiparesis. *J Rehabil Res Dev* 2003;40(6):487-500.

Research Article

Reliability of the torque error during trajectory tracking tasks in trunk region in torque-time plane

Ghasemi P¹, Hadizadeh M^{2*}, Sedaghat Nejad E³, Mousavi J⁴, Parnian pour M⁵

1- MSc Student Biomedical Engineering Islamic Azad University School of Biomedical Engineering

2- M.Sc of Physical Therapy of Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

3- M.Sc of Biomechanics, Sharif Technical University, Tehran, Iran.

4- Assistant Professor of Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

5. Professor of Biomechanics, Sharif Technical University, Tehran, Iran.

Abstract

Background and Aim: The tracking tests are a known method to measure and quantify the performance of the neuromuscular system. They are also one of the accurate and flexible methods for measurement of the performance capacity of sensory-motor control or sensory-motor coordination. The purpose of the present study was to examine reliability of the torque error during trajectory tracking tasks in trunk region in torque-time plane in healthy subjects.

Materials and Methods: Twenty healthy subjects (7 female and 13 male) randomly performed target tracking tasks with two patterns (sinusoidal and saw shape). The sinus and saw tracking tasks had two periodic cycles included 10 seconds (3 cycles) and 15 seconds (2 cycles). The amplitude of the signal was set at about 30% to 70% of Maximum Voluntary Exertions (MVE) of each participant. The tracking tasks were performed in 6 directions of uniaxial exertion (flexion, extension, left and right rotation, and left and right lateral bending). Absolute error mean and the performance of the tracking task were determined by calculating Relative Root Mean Square Error (RRMSE) for each participant during each trial. Relative reliability (Intraclass Correlation Coefficient: ICC) of the error mean and RRMSE for all participants was determined. Also absolute reliability (Standard Error of Measurement: SEM) and Minimal Detected Change (MDC₉₅) were computed.

Results: The results have shown that ICC, SEM and MDC₉₅ for error mean ranged from 0.5 to 0.87, 0.002 to 0.006 and 0.007 to 0.016, respectively. Also these variables for RRMSE ranged between 0.5-0.86, 0.05- 0.024 and 0.065- 0.139, respectively.

Conclusion: The repeatability analysis showed high and very high reliability for torque errors (Error Mean, RRMSE) measures during trajectory tracking tasks in torque time plane in asymptomatic subjects. Therefore this performance can be used for quantification of trunk controllability and also mentioned variables as reliable parameters in researches.

Keywords: Reliability, Trajectory tracking tests, Torque error, Isometric trunk exertion

***Corresponding Author:** Malihe Hadizadeh, Physical Therapy department, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences.

Email: Hadizadeh_m@razi.tums.ac.ir

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