بررسی تکرارپذیری پارامترهای هماهنگی و ثبات الگوی حرکت در حین حرکات تکراری خم و راست شدن تنه در افراد سالم و بیماران کمردردی

دکتر حمیدرضا مختاری نیا: استادیار و دکترای تخصصی فیزیوتراپی، گروه ارگونومی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران. hrmokhtarinia@yahoo.com
***دکتر صدیقه کهریزی:** استادیار و دکترای تخصصی فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران. (* نویسنده مسئول). kahrizis@modares.ac.ir
دکتر محمد پرنیان پور: استاد و دکترای بیومکانیک، دپارتمان مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران. parnianpour@yahoo.com
دکتر محمدعلی سنجری: استادیار و دکترای بیومکانیک، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران. sanjarima@alum.sharif.edu

تاریخ دریافت:۹۰/۷/۳ تاریخ پذیرش: ۹۰/۱۲/۱۶

چکیده

زمینه و هدف: جهت شناخت سازمان دهی دینامیک سیستم عصبی عضلانی نیاز به ابزارهایی است که بتوان به کمک ایشان با در نظر گرفتن ابعاد مختلف، آن را بررسی کرد. به نظر می رسد فاز نسبی معیار مناسب‌تری از سازمان‌دهی سیستم عصبی عضلانی است. به علاوه در انتخاب یک معیار جهت مطالعات تحقیقی و کاربرد های بالینی فاکتورهای دیگری باید لحاظ شود که از آن جمله تکرارپذیری آن پارامتر است و تا آن جایی که اطلاعات موجود است, تحقیقی در مورد تکرارپذیری پارامتر فاز نسبی و انحراف فاز در افراد سالم و کمردردی در شرایط دینامیک انجام نشده است.

روش کار: در این تحقیق ۱۲ فرد سالم و ۱۲ بیمار کمردردی به صورت نمونه گیری غیراحتمالی ساده تصادفی انتخاب شدند و هشت وضعیت آزمون خم و راست شدن تنه را در شرایط متفاوتی از سرعت حرکت، راستای آن و وجود یا عدم وجود بار خارجی انجام دادند. تکرار آزمون ها در فاصله زمانی ۷ تا ۱۰ روز صورت گرفت. متغیر های فاز نسبی و انحراف فاز جهت محاسبه هماهنگی و تغییرپذیری بخش‌های (Segments) لگن، کمر و قفسه سینه مورد استفاده قرار گرفت. تکرار پذیری نسبی با استفاده از ضریب هم بستگی درون گروهی(ICC= Intra class Correlation Coefficient) و تکرارپذیری مطلق با استفاده از خطای معیار اندازه گیری و ضریب تغییرات مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌ها: نتایج حاصله نشان دادکه در افراد سالم مقادیر ICC دارای دامنه ۰/۵۳– ۰/۸۴ و در افراد کمردردی به جز سه وضعیت آزمون که مقادیر ICC زیر ۰/۵ است. در سایر آزمون ها بین ۰/۵۲–۰/۸۵بوده است. مقادیر خطای معیار اندازه‌گیری (SEM= Standard Error Measurement) نیز برای افراد سالم دارای دامنه ۰/۹۲–۴/۸ و برای افراد کمردردی ۱/۲–۵/۸ بوده است.

نتیجه گیری: نتایج حاصله نشان می دهد که فاز نسبی و انحراف فاز پارامترهای خوبی جهت ارزیابی هماهنگی و تغییرپذیری در شرایط دینامیک همانند باربرداری و حرکات پیچیده تنه می باشد. هم چنین در تمایز افراد کمردردی از افراد سالم نیز می تواند کاربرد داشته باشد..

کلیدواژه‌ها: فاز نسبی، تکرارپذیری، حرکات غیرقرینه، کمردرد.

مقدمه

ارزیابی عملکردی، تشخیص و توان‌بخشی بیماران دچار عارضه کمردرد یکی از مهم‌ترین چالش‌های تیم‌های درگیر در درمان این مشکل محسوب می‌شود. اغلب کمردردهای غیر اختصاصی چند عاملی هستند و عوامل متعددی در ایجاد آن‌ها دخیل هستند. از طرفی موارد آناتومیک غیر نرمال را نیز نمی توان یافت که در تشخیص عارضه کمک کننده باشند.

در چنین شرایطی عدم وجود یک آزمون استاندارد جهت کمی کردن و مشخص کردن ظرفیت های عملکردی افراد نیز مساله مهم دیگری است (۱). روش های قدیمی ارزیابی الگوهای حرکتی از پارامترهایی مثل دامنه حرکتی، تغییرات سرعت، گشتاورهای اعمالی و الکترومیوگرافی استفاده می کردند.

در این روش ها به صورت لحظه‌ای و در نقاط گسسته (discrete point) مقایسه میانگین مقادیری از پارامتری خاص صورت می گرفت. در صورتی که بررسی کیفیت حرکت و الگوی حرکت در کل تکلیف حرکتی شاید اطلاعاتی را به آزمون‌گر بدهد که قضاوت در مورد مکانیسم آسیب و طبقه بندی ضایعه را متفاوت سازد (۳،۲). لذا بررسی الگوی حرکت به روش‌های پیوسته

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-07]

(Continuous methods) در کنار روش‌های قدیمی می تواند اطلاعات مفید تری را ارایه کند (۳).

بر اساس نظریه سیستم دینامیک الگوهای حرکتی ایجادی از سیستم عصبی عضلانی وابسته به عوامل متعدد ریخت شناسی، بیومکانیکی و محیطی و قیود تکلیف حرکتی است. بر اساس این نظریه تولید الگوی حرکتی نیازمند تعامل درجات متعددی از آزادی حرکت است تا قیود، محدودیت‌های سیستم را برطرف ساخته تافعالیت عملکردی حاصل شود. چنین ساختارهای هماهنگ در اندام ها و بدن انسان اغلب فراتر از مشارکت یک مفصل است. بر پایه این نظریه در مطالعات جدید از ابزارها و روش‌هایی استفاده کرده‌اند تا بتوانند به نحو بهتری سلامت سیستم را مورد بررسی قرار دهند و بر اساس آن‌ها متغیرهای بیومکانیکی بهتری را جهت بررسی سازمان دهی سیستم عصبی عضلانی به کار گیرند.

یکی از این دسته عوامل، فاز نسبی است که در برگیرنده دو متغیر سرعت و جابه جایی است و چون حداقل دو بخش حرکتی را می توان با هم دیگر مقایسه کرد، لذا می‌توان گفت چهار متغیر را در بر می‌گیرد. به نظر می رسد فاز نسبی معیار بهتری در مورد سازمان دهی سیستم عصبی عضلانی در مقایسه با معیارهای بیومکانیکی است. البته این منطق مطابق با شواهد بیولوژیک نیز هست چرا که گیرنده‌های مفصلی هم نسبت به تغییر سرعت و جابه‌جایی پاسخ می‌دهند(۳).

برخی شواهد علمی گزارش کردند که فاز نسبی معیار بهتری در مقایسه با معیارهای بیومکانیکی مثل جابه‌جایی زاویه‌ای است (۵).

از متغیر فاز نسبی در مطالعات متعددی جهت ارزیابی نتیجه درمان بعد از عمل جراحی تعویض مفصل زانو، تعویض مفصل هیپ، مقایسه هماهنگی حرکتی افراد سالم و کمردردی در حین فعالیت رسیدن(Reaching task)، ارزیابی هماهنگی الگوی حرکتی در فعالیت‌های ورزشی و حین راه رفتن استفاده شده است (۴,۲و۶-۸).

یکی از معیارهای انتخاب یک پارامتر جهت ارزیابی، درمان و مباحث کلینیکی و بیومکانیک، تکرارپذیر بودن آن است. تکرارپذیر بودن به ما می‌گوید که آزمون‌دارای چه مقدار خطای نسبی در اندازه‌گیری است. اگرچه‌طبق نظر بعضی دانشمندان، تکرارپذیر بودن یک خصوصیت ثابت نمی باشد، اما بستگی به جامعه مورد نظر دارد(۹). در این تحقیق سعی شده است که در دو گروه افراد سالم و بیماران کمردردی به بررسی تکرار پذیری پارامترهای فاز نسبی و انحراف فاز در طی تکلیف حرکتی خم و راست شده تنه پرداخته شود و به توان از نتایج آن در انتخاب پارامترهای مناسب در تحقیقات بعدی استفاده کرد.

روش کار

تعداد ۲۴ نفر آزمودنی جهت شرکت در این مطالعه در دو گروه افراد سالم و بیماران کمردرد غیر اختصاصی (۱۲ فرد سالم و ۱۲ بیمار کمردردی) به صورت غیر احتمالی ساده مورد آزمایش قرار گرفتند. خصوصیات فردی هر یک از دو گروه شامل قد، وزن، سن و شاخص توده بدنی(Body Mass Index) در جدول ۱ آورده شده است.

معیار انتخاب افراد کمردردی شامل:

- کمردرد غیر اختصاصی که حداقل ۱۲ ماه طول کشیده باشد
- عدم وجود پاتولوژی خاص ستون فقرات، عدم سابقه جراحی
- عدم درگیری ریشه عصبی
- عدم انتشار درد به ناحیه گلوتیال(Gluteal) و پایین تر
- دردکمتر از ۲ بر اساس معیار VAS (Visual Analog Scale) در زمان انجام آزمون ها .

گروه کنترل بر اساس سن، قد، شاخص توده بدنی، سطح فعالیت و زمینه ورزشی با گروه بیمار هم‌سان شده بودند.

آزمودنی‌های سالم و بیمار قبل از شروع آزمون‌ها پرسش‌نامه فردی را پر کرده و در صورتی که تاریخچه‌ای از مشکل بینایی، ناراحتی تنفسی، اختلاف طول پا، تغییر شکل اندام تحتانی، اختلال تعادلی یا سیستم عصبی، نقص شنوایی یا

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-07]

شناختی، دیابت یا سابقه استفاده از داروهایی که روی تعادل موثر باشند رامی داشتند، از مطالعه خارج می‌شدند. همه آزمودنی‌ها فرم موافقت آگاهانه را که توسط کمیته اخلاق دانشگاه تربیت مدرس تایید شده بود را تکمیل کردند.

داده های سه بعدی حرکتی توسط دستگاه آنالیز حرکت VICON ساخت کشور انگلستان مدل V460 (Vicon, Oxford, UK) با شش دوربین واقع در آزمایشگاه گروه ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی جمع آوری شد.

محل قرار گیری مارکرها مطابق با برنامه دستگاه برروی زایده خاری مهره هفتم گردن، ترقوه، جناغ، زایده خار شانه، مهره دهم قفسه سینه، زواید خاری قدامی و خلفی ستیغ خاصره‌ای، ران، کوندیل خارجیران قرار می‌گرفت. مارکرها مطابق با روش استاندارد Vicon Plug In Gait برروی اندام تحتانی قرار می گرفتند (۱۰).

شرایط انجام و زمان آزمون‌ها طی دو جلسه برای همه آزمودنی‌ها یکسان بود. فرکانس نمونه برداری ۱۰۰ هرتز بود. داده ها درارایانه ذخیره می شد و سپس جهت محاسبه پارامترهای مدنظر به برنامه نرم افزاری اکسل انتقال داده می شد.

معیارهای هماهنگی (فاز نسبی) و ثبات الگوی حرکت(انحراف فاز) توسط محقق اصلی طی دو جلسه مجزا با فاصله زمانی ۷ تا ۱۰ روز جمع‌آوری شد.

قبل از انجام آزمون ها تکلیف حرکتی به هر یک از آزمودنی‌ها به طور کامل توضیح داده می شد.تصویر شماره (۱،۲و۳) نحوه انجام آزمون ها را به صورت تصویری نشان می‌دهد. داده های خام در سه وضعیت متفاوت از سرعت حرکت خم و راست شدن تنه (سرعت بالا و سرعت کم)، راستای حرکت (در سطح ساژیتال (Sagittal)یا قرینه و در سطح بینابینی ساژیتال و فرونتال(Frontal) یا غیر قرینه) و بار خارجی (وجود بار خارجی و عدم وجود بار خارجی) بود جمع آوری می شد.

آزمون ها از حالت ایستاده معمولی در وسط صفحه نیرویی(Force-plate) که در مرکز آزمایشگاه و در فضای کاری دستگاه آنالیز حرکت بود، شروع می شدند; طوری که دست ها در کنار بدن قرار گرفته (تصویر ۱) و فرد تا حدی که نوک انگشتان دستش به چهار پایه قابل تنظیمی که جلوی فرد قرار گرفته بود برسد، خم می‌شد (تصویر ۲). ارتفاع چهار پایه در حد ارتفاع کشکک برای هر فرد تنظیم می شد.

در حالت قرینه, چهار پایه دقیقا در جلوی فرد با فاصله ۵۰ سانتی متری از خط وسط بین دو قوزک داخلی و در حالت غیر قرینه، چهار پایه با زاویه ۶۰ درجه نسبت به سطح ساژیتال و در سمت غالب فرد با فاصله ۵۰ سانتی متری از نقطه وسط خط بین دو قوزک داخلی قرار داشت (تصویر۲و۳).

آزمودنی حرکات تکراری خم و راست شدن تنه را با دو سرعت ۲۰ تکرار در دقیقه (سرعت کم، به مدت ۹۰ ثانیه) و ۴۰ تکرار در دقیقه (سرعت بالا، مدت ۴۵ ثانیه) انجام می دهد. افراد سرعت حرکت خود را توسط دستگاه (Metronome)کنترل می‌کردند تا بتوان حرکات را برای هر دو سرعت به صورت کنترل شده انجام داد (۱۱).

حین انجام آزمون با اعمال بار خارجی فرد جلیقه ای به وزن ۸ کیلو گرم که بار به صورت کاملا متقارن برروی آن توزیع شده بود، را می‌پوشید و در شرایط بدون بار، وزنه ها از روی جلیقه برداشته می شد.

جدول ۱: خصوصیات فردی آزمودنی ها

	افراد سالم	افراد کمردردی
سن	۲۶/۹ (۵/۲۸)	۳۰/۵ (۶/۴۸)
قد	۱۷۳/۳ (۸/۱۷)	۱۷۹/۰۸ (۷/۱۷)
وزن	۷۰/۲۵ (۱۲/۱۸)	۷۱/۲۵ (۶/۱۹)
شاخص توده بدنی	۲۳/۴۱ (۳/۸)	۲۲/۳۲ (۲/۴۳)

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-07]

در مجموع هر شرکت کننده ۸ تکلیف حرکتی را انجام می داد، که این آزمون ها به شرح زیر بودند.

۱. حرکت قرینه، با سرعت بالا و بدون بار خارجی (Symmetric, High speed, No load) (SHN).

۲. حرکت قرینه، با سرعت پایین و بدون بار خارجی(Symmetric, Low speed, No load) (SHN)

۳. حرکت قرینه، با سرعت بالا و همراه بار خارجی(Symmetric, High speed, Load (SHL)

۴. حرکت قرینه، با سرعت پایین و همراه بار خارجی (Symmetric, Low speed, Load (SLL)

۵.حرکت غیر قرینه، با سرعت بالا و بدون بار خارجی (Asymmetric, High speed, No load) (AHN)

۶. حرکت غیر قرینه، با سرعت پایین و بدون بار خارجی (Asymmetric, Low speed, No load) (ALN)

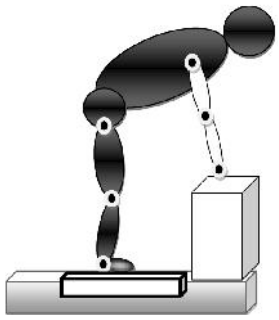
۷.حرکت غیر قرینه، با سرعت بالا و همراه بار خارجی(Asymmetric, High speed, Load) (AHL)

۸.حرکت غیر قرینه، با سرعت پایین و همراه بار خارجی(Asymmetric, Low speed, Load) (ALL)

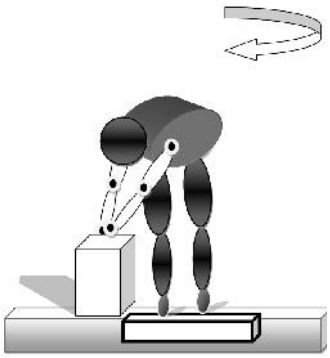
مابین هرکدام از آزمون ها استراحت کافی (حداقل ۳ دقیقه)به فرد داده می شد. ترتیب انجام آزمون‌ها به صورت کاملاً اتفاقی طی هر دو جلسه انجام می‌شد. برای هرآزمودنی کل زمان انجام آزمون ها حدود ۹۰ دقیقه به طول می انجامید.

جهت استخراج زوایای مربوط به قفسه سینه، کمر و لگن از روش توالی اولر(Euler) با قرارداد محور ثابت (Euler sequence with fixed axes) استفاده شد. زاویه ستون فقرات کمری, زاویه ای است بین قفسه سینه و لگن و با توالی Y X Z محاسبه شده است. به منظور محاسبه زاویه قفسه سینه و لگن یک سیستم مرجع محلی هم جهت با سیستم مختصات مرجع کلی تعریف شد. سپس مطابق روش بالا و با همان توالی زاویه قفسه سینه و لگن محاسبه شد. از فیلترMSE (Mean square error) مرتبه ۵ که برروی خود نرم افزار دستگاه آنالیز حرکت است، برای صاف کردن داده ها استفاده شد.

تصویر ۱- وضعیت شروعی آزمون



تصویر ۲- حرکت قرینه در سطح ساژیتال



تصویر ۳- انجام حرکت به صورت غیرقرینه

آنالیز داده‌ها: از آن جایی که حرکت به صورت تکرار خم و راست شدن تنه بود، از شروع حرکت که زوایا در حداقل مقدار بودند تا حداقل مقدار بعدی به عنوان یک دوره حرکتی در نظر گرفته می شد. به عبارتی یک دوره حرکتی شامل خم شدن به طرف جلو و برگشت به حالت اولیه ایستاده معمولی بود. جابه‌جایی زاویه ای ستون فقرات قفسه سینه، کمر و لگن به ۱۰۰ نقطه از لحاظ زمانی نرمال شدند. سپس برای مشخص کردن هماهنگی، منحنی صفحه فاز(Phase-Plane) برای

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-07]

هریک از قسمت‌ها با رسم جابه جایی زاویه‌ای در مقابل سرعت حرکت رسم شد. زاویه فاز لگن، کمر و قفسه سینه از مسیرهای نرمال شده زاویه و سرعت زاویه ای محاسبه شد. منحنی فاز نسبی مداوم از اختلاف زاویه فاز لگن-کمر و کمر- قفسه سینه در هر نقطه داده(Data point) رسم شد.

مقادیر CMC (Coefficient of multiple correlation) مربوط به فاز نسبی به منظور تکرارپذیر بودن (Repeatability) دوره‌های حرکتی هر فرد در شرایط مختلفی آزمون ها محاسبه شد. میانگین مطلق فاز نسبی(Mean absolute relative phase) با میانگین گیری مقادیر فاز نسبی بروی منحنی فاز نسبی مداوم با استفاده از معادله زیر محاسبه شد.

$$MARP=\sum_{I=1}^{N}\frac{\phi relarivephase}{n}$$

همچنین مقدار انحراف فاز از طریق میانگین‌گیری انحراف فاز فاز نسبی دوره‌های حرکتی محاسبه شد(۳). روش محاسبه مطابق با روش استفاده شده در مقاله سیلفایس می‌باشد که جهت مطالعه بیشتر می‌توان از آن استفاده کرد(۲).

$$DP=\sum_{I=1}^{N}\frac{SDi}{n}$$

به منظور بررسی عدم وجود خطای سیستماتیک از آزمون تی زوج(Paired T-Test) طی دو جلسه استفاده شد. به منظور بررسی تکرارپذیری هر دو جنبه نسبی و مطلق آن مد نظر قرار گرفت. ازاین رو تکرار پذیری نسبی با استفاده از آی سی سی(Intra class correlation coefficient) و تکرار پذیری مطلق با استفاده از خطای معیار اندازه گیری(Standard Error Measurement)که تخمین زننده دقت اندازه‌گیری است، مورد بررسی قرار گرفت. برای هر آی.سی.سی مقادیر فاصله اطمینان CI (Confidence Interval)۹۵٪ نیز محاسبه گردید تا توزیع مقادیر موجود بین آزمودنی ها یا به عبارتی واریانس بین آزمودنی ها نیز لحاظ گردد.

ضریب تغییرات (CV) (Coefficient of variation) پارامتر دیگری بود که نشان دهنده ثبات (Consistency) بین دو جلسه است, به عبارتی سی.وی جهت مقایسه تکرارپذیری مطلق بین پارامترهای محاسبه شده است که از میانگین حاصل از سی. وی هر یک از افراد محاسبه شد. مقدار بالای آی. سی. سی و مقدار کم سی. وی نشان دهنده یک پارامتر تکرار پذیر است (۹و۱۲).

جهت طبقه بندی تکرار پذیری از روش زیر استفاده شد:

مقدار ۰/۵ تا ۰/۶ تکرار پذیری نسبتا خوب، مقدار ۰/۶ تا ۰/۷ خوب ومقدار ۰/۷۵ تا ۱ تکرارپذیری عالی است(۱۳).

پارامتر دیگری که می تواند در بحث بالینی و مداخلات درمانی حایز اهمیت باشد ,MMDC (Minimal Metrically Detectable Change) است که نشان دهنده مقدار تغییرات لازم طی دو جلسه ارزیابی است تا این تغییرات از لحاظ کلینیکی و درمانی تفاوت معنی دار را نشان دهد. این پارامتر از طریق خطای معیار اندازه گیری محاسبه شد (اس.ای.ام۱/۹۶±)(۱۴). سطح معنی‌داری برای همه آنالیزها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته ها

مقادیر میانگین و انحراف معیار داده های انسان‌شناسی افراد دو گروه در جدول ۱ آورده شده است که عدم تفاوت در دو گروه از لحاظ سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی رانشان داده است. مقادیر توصیفی میانگین و انحراف معیار پارامترهای فاز نسبی و انحراف فاز را برای جلسه اول و دوم ارزیابی دو گروه در جدول ۲ نشان داده شده است.

جدول ۳ نشان دهنده مقادیر آی. سی. سی و سی. آی ۹۵٪ مربوط به آن، خطای معیار اندازه‌گیری و سی. وی را نشان می دهد. بین مقادیر پارامترهای فاز نسبی و انحراف فاز طی دو جلسه در همه شرایط تست اختلاف معنی داری وجود نداشت که نشان دهنده عدم وجود خطا یا تورش (Bias) سیستماتیک بود (p= ۰/۱۳).

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-07]

جدول ۲- آمار توصیفی متغیر های هماهنگی و ثبات حرکت در شرایط آزمون های مختلف در افراد سالم (۱۲ نفر) و بیماران کمردردی (۱۲) نفر

متغیر	حرکت غیرقرینه، سرعت بالا، همراه بار		حرکت غیرقرینه، سرعت بالا، بدون بار		حرکت غیرقرینه، سرعت کم، همراه بار		حرکت غیرقرینه، سرعت کم، بدون بار	
	آزمون میانگین (انحراف معیار)	باز آزمون میانگین (انحراف معیار)	آزمون میانگین (انحراف معیار)	باز آزمون میانگین (انحراف معیار)	آزمون میانگین (انحراف معیار)	باز آزمون میانگین (انحراف معیار)	آزمون میانگین (انحراف معیار)	باز آزمون میانگین (انحراف معیار)
افراد سالم								
فاز نسبی کمر قفسه سینه	۱۱/۶(۳/۹)	۱۰/۶(۳/۴)	۱۲/۱(۴/۲)	۱۰/۱(۴/۰۶)	۱۲/۴(۳/۰۹)	۱۱/۹(۳/۴)	۱۲/۹(۵/۴)	۱۳/۲(۴/۲)
فاز نسبی لگن کمری	۱۸/۰۹(۷/۱۴)	۱۷/۱(۶/۹)	۱۷/۹(۵/۳)	۱۶/۹(۵/۹)	۱۷/۹(۷/۲)	۱۶/۸(۵/۲)	۲۰/۱(۶/۳)	۲۱/۳(۵/۷)
انحراف فازکمر قفسه سینه	۱۰/۶(۳/۹)	۹/۵(۳/۷)	۱۱/۹(۷/۳)	۱۰/۳(۵/۶)	۹/۷(۳/۳)	۱۱/۰۴(۶/۰۲)	۱۱/۹(۹/۵)	۱۱/۶(۷/۰۶)
انحراف فاز لگن کمر	۱۱/۱(۳/۱)	۱۱/۸(۴/۱)	۱۳/۷(۶/۶)	۱۳/۳(۳/۷)	۱۲/۸(۳/۱۱)	۱۲/۶(۴/۲)	۱۳/۵(۳/۶)	۱۳/۳(۳/۵)
بیماران کمردردی								
فاز نسبی کمر قفسه سینه	۹/۹۷(۷۹/۶۷)	۱۱/۱(۵/۵)	۱۰/۵(۶/۰۹)	۹/۰۲(۳/۳۹)	۱۱/۶(۴/۸۶)	۱۰/۹(۳/۸)	۱۱/۴(۶/۳۹)	۹/۶(۴)
فاز نسبی لگن کمری	۱۴/۹(۷/۳۹)	۱۵/۲(۸/۱۹)	۱۷/۶(۱۲/۸)	۱۶/۱(۱۰/۲)	۱۷/۳۱(۶/۸۴)	۱۶/۳(۰/۴)	۱۷/۸(۸/۸۱)	۱۸/۱(۷/۱)
انحراف فازکمر قفسه سینه	۸/۲۹(۳/۹۷)	۸/۶۱(۳/۵)	۸/۳۶(۵/۴)	۷/۶(۳/۱)	۹/۳۳(۴/۰۳)	۸/۵۲(۲/۲۴)	۱۰/۲(۵/۵)	۷/۶(۲/۱۴)
انحراف فاز لگن کمر	۱۰/۲(۳/۶۵)	۱۰/۷۶(۲/۹۶)	۱۰/۴۳(۴/۷۳/)	۹/۸(۲/۸۳)	۱۳/۳(۵/۳۳)	۱۲/۹(۴/۲)	۱۳/۳(۶/۰۶)	۱۱/۹(۴/۴)
افراد سالم								
فاز نسبی کمر قفسه سینه	۱۱/۸(۳/۱)	۱۲/۰۲(۳/۳)	۱۰/۵۱(۳/۳)	۱۰/۸(۲/۹)	۱۱/۱(۳/۴)	۱۱/۱(۳/۶)	۱۱ (۴/۴)	۱۱/۱(۳/۵)
فاز نسبی لگن کمری	۲۰ (۵/۲)	۱۹/۹(۵/۰۷)	۱۸/۱(۴/۵)	۱۸/۱(۵/۱)	۲۰/۰۱(۶/۱)	۲۰/۲(۶/۶)	۲۰/۸(۸/۹)	۲۰/۸(۷/۱)
انحراف فازکمر قفسه سینه	۵/۴(۱/۹)	۵/۶(۱/۹)	۵/۶(۲/۱)	۵/۷(۱/۲)	۷/۹(۴/۸)	۶/۵(۲/۷)	۷/۹(۲/۳)	۸/۷(۲/۵)
انحراف فاز لگن کمر	۷/۹(۲/۲)	۷/۸(۲/۱)	۷/۲(۱/۹)	۷/۳(۱/۱۸)	۱۰/۷(۳/۹)	۱۰/۸(۴/۱)	۱۱/۲(۴/۳)	۱۲/۲(۵/۱)
بیماران کمردردی								
فاز نسبی کمر قفسه سینه	۱۲/۱۱(۷/۳)	۱۰/۵۵(۶/۳۹)	۱۰/۴۳(۵/۳۴)	۱۰/۰۵(۳/۹۲)	۱۳/۶(۵/۸۱)	۱۱/۶(۷/۱۹)	۱۱/۲(۴/۱۹)	۹/۴۷(۴/۱۲)
فاز نسبی لگن کمری	۱۷/۴۳(۸/۹)	۱۹/۵(۹/۶)	۱۷/۱(۷/۶)	۱۷/۴۱(۵/۹)	۲۲/۶۳(۶/۹۴)	۲۱/۴(۸/۶)	۲۰/۲(۶/۹)	۱۹/۴(۶/۹)
انحراف فازکمر قفسه سینه	۸/۰۶(۳/۷۲)	۷/۴۹(۴/۳۳)	۷/۳۲(۱/۹۳)	۶/۹۶(۱/۶۹)	۸/۳۲(۳/۱۷)	۸/۱۷(۲/۴۴)	۷/۹(۲/۵۷)	۷/۴(۲/۵)
انحراف فاز لگن کمر	۹/۰۳(۴/۱۷)	۹/۶۶(۴/۹)	۹/۲(۲/۰۷/)	۹/۰۴(۱/۶۱)	۱۱/۹(۳/۷۱)	۱۱/۹(۳/۴)	۱۱/۴(۳/۶۳)	۹/۳(۲/۹)

جدول ۳- آنالیز تکرارپذیری متغیرهای هماهنگی و ثبات الگوی حرکت در آزمون های مختلف در افراد سالم (۱۲ نفر) وبیماران کمردرد (۱۲ نفر)

متغیر	حرکت غیرقرینه، سرعت بالا، همراه بار					حرکت غیرقرینه، سرعت بالا، بدون بار					حرکت غیرقرینه، سرعت کم، همراه بار					حرکت غیرقرینه، سرعت کم، بدون بار				
	ICC	(95%CI)	SEM	MMDC	CV	ICC	(95%CI)	SEM	MMDC	CV	ICC	(95%CI)	SEM	MMDC	CV	ICC	(95%CI)	SEM	MMDC	CV
افراد سالم																				
فاز نسبی کمر قفسه سینه	۰/۵۳	(-/۰۲-/۸۴)	۲/۵	۴/۹	۱۸/۳	/۶۵	(/۱۶-/۸۸)	۲/۴	۴/۷	۲۰/۴	/۶۴	(/۱۴-/۸۸)	۱/۹	۳/۸	۱۸/۰۲	/۶۹	(/۲۳-/۹)	۲/۶	۵/۲	۱۷/۶
فاز نسبی لگن کمری	۰/۶۴	(/۱۴-/۸۸)	۴/۲	۸/۳	۳/۳	/۵۵	(/۰۹-/۸۴)	۳/۸	۷/۵	۱۲/۵	/۶۵	(/۱۵-/۸۸)	۲/۷	۷/۲	۱۶/۸	/۶۲	(/۱۱-/۸۷)	۲/۶	۷/۱	۲۷/۶
انحراف فازکمر قفسه سینه	/۷۸	(/۴۰-/۹۳)	۱/۸	۳/۵	۱۵/۹	/۵۶	(/۰۱- /۸۵)	۴/۳	۸/۴	۱۱/۵	/۶۶	(/۱۷-/۸۹)	۲/۸	۵/۵	۲۲/۵	/۸۴	(/۵۵-/۹۵)	۳/۲	۶/۴	۱۰/۸
انحراف فاز لگن کمر	/۵۹	(/۰۶-/۸۶)	۲/۳	۴/۵	۲۰/۴	/۶۴	(/۱۳-/۸۸)	۳/۲	۶/۲	۳/۹	/۷۵	(/۳۵-/۹۲)	۲/۷	۵/۳	۶/۱۹	/۵۸	(/۰۴-/۸۶)	۲/۳	۴/۵	۱۶/۶
بیماران کمردردی																				
فاز نسبی کمر قفسه سینه	/۶۲	(/۱۰-/۸۷)	۲/۸	۵/۵	۱۲/۵	/۶۱	(/۰۹- /۸۷)	۳/۰۴	۵/۹	۲۲/۰۸	/۴۳	(-/۱۵-/۷۱)	۳/۲	۶/۴	۲۰	/۶۳	(/۱۲-/۸۷)	۳/۲	۶/۳	۱۱/۷
فاز نسبی لگن کمر	/۶۷	(/۱۸-/۸۹)	۴/۴	۸/۷	۸/۴	/۷۴	(/۳۲-/۹۱)	۵/۸	۱۱/۵	۲۴/۱	/۶۳	(/۱۱-/۸۷)	۴/۰۳	۷/۹	۳۳/۵	/۶۴	(/۱۴-/۸۸)	۴/۷	۹/۳	۳۴/۲
انحراف فازکمر قفسه سینه	/۷۲	(/۲۹-/۹۱)	۱/۹	۳/۷	۹/۶	/۶۹	(/۲۲-/۹)	۲/۴	۴/۸	۱۱/۳	/۲۷	(-/۳۲-/۷۲)	۲/۷	۵/۴	۳۶	/۴۲	(-/۱۶-/۷۹)	۲/۲	۶/۳	۹
انحراف فاز لگن کمر	/۷۸	(/۴-/۹)	۱/۵	۲/۹	۶	/۵۸	(/۰۴-/۸۶)	۲/۵	۴/۹	۹/۳	/۸۵	(/۵۶-/۹۵)	۱/۸	۳/۶	۱۱/۲	/۸۲	(/۵-/۹۴)	۲/۲	۴/۳	۷/۹
افراد سالم																				
فاز نسبی کمر قفسه سینه	/۵۵	(/۰۰۵-/۸۴)	۲/۱	۴/۲	۲/۴	/۵۸	(/۰۵-/۸۶)	۲/۰۲	۳/۹	۶/۸	/۵۴	(-/۰۱-/۸۴)	۲/۳	۴/۶	۲۶/۶	/۷	(/۲۵-/۹)	۲/۲	۴/۲	۱۲/۲
فاز نسبی لگن کمری	/۶۱	(/۰۹-/۸۷)	۳/۲	۶/۳	۱۰/۳	/۵۷	(/۰۳-/۸۵)	۳/۱	۶/۱	۷/۳	/۵۳	(-/۰۲-/۸۴)	۴/۳	۸/۴	۲۲/۲	/۶۴	(/۱۴-/۸۸)	۴/۸	۹/۴	۱۴/۹
انحراف فازکمر قفسه سینه	/۷۷	(/۳۸-/۹۲)	۰/۹	۱/۸	۲۰/۷	/۶۵	(/۱۵-/۸۸)	۱/۰۴	۲/۰۴	۱۲/۰۶	/۷۳	(/۲۹-/۹۱)	۱/۶	۳/۳	۲/۵	/۶۲	(/۱-/۸۷)	۱/۵	۲/۹	۲۴/۲
انحراف فاز لگن کمر	/۵۸	(/۰۴-/۸۵)	۱/۳	۲/۶	۱۸/۱	/۶۴	(/۱۴-/۸۸)	۱/۱	۲/۱	۱۴/۹	/۷۳	(/۲۹-/۹۱)	۲/۰۷	۴/۰۶	۱۰/۹	/۸۱	(/۴۸-/۹۱)	۲/۰۲	۳/۹	۱۴/۲
بیماران کمردردی																				
فاز نسبی کمر قفسه سینه	/۷۵	(/۳۴-/۹۲)	۳/۳	۶/۶	۲۷/۴	/۷۶	(/۲۵-/۹۲)	۲/۲	۴/۴	۱۳/۲	/۵۷	(/۰۳-/۸۵)	۴/۱	۸/۲	۷/۵	/۸۱	(/۴۷-/۹۴)	۱/۷	۳/۵	۱۴/۵
فاز نسبی لگن کمری	/۷۵	(/۳۲-/۹۲)	۴/۵	۸/۹	۳۹/۲	/۶۷	(/۱۹-/۸۹)	۳/۷	۷/۶	۲۳/۱	/۶۷	(/۱۹-/۸۹)	۴/۴	۸/۷	۱۵/۱۱	/۷۸	(/۴۱-/۹۳)	۳/۱	۶/۲	۱۵/۱
انحراف فازکمر قفسه سینه	/۶۸	(/۲۱-/۸۹)	۲/۲	۴/۴	۱۶/۳	/۵۵	(-/۰۰۱-/۸۴)	۱/۲	۲/۳	۲۱/۸	/۷۱	(/۲۶-/۹)	۱/۵	۲/۹	۱۳/۴	/۴۶	(-/۱۲-/۸)	۱/۸	۳/۶	۲۲/۵
انحراف فاز لگن کمر	/۵۲	(-/۰۴-/۸۳)	۳/۱	۶/۱	۱۵/۳	/۵۷	(/۰۳-/۸۵)	۱/۲	۲/۳	۱۷/۹	/۶	(/۰۸-/۸۶)	۲/۲	۴/۴	۲۰/۶	/۶	(/۰۷-/۸۶)	۲/۰۷	۴/۰۶	۲۵/۶

واحد پارامترهای فاز نسبی و انحراف فاز درجه می باشد. آی.سی.سی(ICC): ضریب هم بستگی درون گروهی،سی.آی.(CI):فاصله اطمینان، اس.ای.ام.(SEM): خطای استاندارد اندازه‌گیری،ام.ام.دی.سی.(MMDC): حداقل تغییر قابل تشخیص، سی.وی. (CV): ضریب تغییر

در بررسی تکرارپذیری دو گروه بر حسب وضعیت آزمون ها مقادیر متفاوتی به دست آمده است. در افراد سالم مقادیر ICC دارای دامنه ۰/۸۴-۰/۵۳ است که اگر به صورت جزیی تر به آن نگاه کنیم، برای فاز نسبی دامنه ۰/۷-۰/۵۳ و برای انحراف فاز دامنه ۰/۸۴-۰/۵۶ است.

در افراد کمردردی مقادیر ICC در اغلب متغیرها تکرارپذیری نسبتا خوب تا عالی را نشان می دهند، به جز متغیر فاز نسبی کمر- قفسه سینه در آزمون حرکتی غیر قرینه، سرعت کم، همراه بار خارجی و بدون بار خارجی و آزمون قرینه سرعت کم، بدون بار خارجی که به ترتیب ۰/۲۷، ۰/۴۲و ۰/۴۶ بوده است.

نتایج تکرارپذیری مطلق که با استفاده از خطای معیار اندازه گیری محاسبه شده، حاکی از انطباق آن با مقادیر تکرارپذیری نسبی می باشد که البته

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-07]

جدول ۴- مقدار .C.M.C در شرایط قرینه

.سی.ام.سی فاز نسبی	غیرقرینه،سرعت بالا،همراه بار		غیرقرینه،سرعت بالا،بدون بار		غیرقرینه،سرعت کم،همراه بار		غیرقرینه،سرعت کم،بدون بار	
	آزمون	بازآزمون	آزمون	بازآزمون	آزمون	بازآزمون	آزمون	بازآزمون
کمر- قفسه سینه	۰/۶۱ (۰/۱)	۰/۶۱ (۰/۱)	۰/۶۱ (۰/۲)	۰/۶۱ (۰/۲)	۰/۶۳ (۰/۱)	۰/۶۱ (۰/۲)	۰/۶۱ (۰/۱)	۰/۶ (۰/۱)
لگن- کمر	۰/۷۴ (۰/۱)	۰/۷ (۰/۱)	۰/۷ (۰/۱)	۰/۷ (۰/۲)	۰/۶۴ (۰/۲)	۰/۶۸ (۰/۱)	۰/۶۴ (۰/۱)	۰/۶۴ (۰/۱)

جدول ۵- مقدار .C.M.C در شرایط غیر قرینه

سی.ام.سی فاز نسبی	غیرقرینه،سرعت بالا،همراه بار		غیرقرینه،سرعت بالا،بدون بار		غیرقرینه،سرعت کم،همراه بار		غیرقرینه،سرعت کم،بدون بار	
	آزمون	بازآزمون	آزمون	بازآزمون	آزمون	بازآزمون	آزمون	بازآزمون
کمر- قفسه سینه	۰/۸ (۰/۱)	۰/۷ (۰/۱)	۰/۷ (۰/۰۹)	۰/۷ (۰/۱)	۰/۶ (۰/۱)	۰/۷ (۰/۱)	۰/۶ (۰/۱)	۰/۶ (۰/۱)
لگن- کمر	۰/۸۹ (۰/۰۹)	۰/۸ (۰/۱)	۰/۸ (۰/۰۶)	۰/۸ (۰/۰۷)	۰/۷ (۰/۱)	۰/۷ (۰/۱)	۰/۷ (۰/۱)	۰/۷ (۰/۰۹)

در جدول ۳ می‌توان کل نتایج را دید.

بحث و نتیجه گیری

در این مطالعه تکرارپذیری مطلق و نسبی متغیرهای فاز نسبی و انحراف فاز در حین عملکرد خم و راست شدن تنه در شرایط متفاوتی از سرعت، جهت حرکت , اعمال بار خارجی در ستون فقرات کمری ، قفسه سینه و لگن با استفاده از پارامترهای ICC , .M.M.D.C و .C.V مورد بررسی قرار گرفت.

در تعداد نمونه ای که در این مطالعه شرکت کرده بودند, هر آزمودنی ۸ وضعیت آزمون را انجام می داد که در آن ها افراد سالم جهت متغیر فاز نسبی در ۵۰ درصد از آزمون ها تکرارپذیری خوب و ۴۴ درصد نسبتا خوب و ۶ درصد تکرارپذیری عالی را نشان دادند. در افراد کمردردی ۳۸ درصد آزمون ها تکرارپذیری عالی، ۵۰ درصد خوب و ۶ درصد نسبتا خوب و ۶ درصد هم تکرارپذیری ضعیف را نشان دادند.

در مورد متغیر انحراف فاز در افراد سالم در ۴۴ درصد آزمون‌ها تکرارپذیری عالی، ۳۲ درصد خوب و ۲۴ درصد تکرارپذیری نسبتا خوب و در افراد کمردردی در۳۲ درصد آزمون ها تکرارپذیری عالی، ۲۵ درصد خوب، ۲۵ درصد نسبتا خوب و ۱۸ درصد تکرارپذیری ضعیف نشان دادند.

مقادیر تکرارپذیری مطلق که با کمک S.I.M محاسبه و نشان داده شده است، دارای دامنه۰/۹۲-۴/۸ برای افراد سالم و۱/۲-۵/۸ در افراد کمردردی بوده است،که به نظر منطبق با نتایج تکرار پذیری نسبی است.

ICC شایع ترین ضریب هم بستگی برای آزمون – بازآزمون (Test-retest) است(۱۵). همان طور که در بالا اشاره شد, به طور کلی دامنه ICC برای افراد سالم۰/۵۲-۰/۸۴ است و در افراد کمردردی در اغلب آزمون ها و متغیرها دارای دامنه ۰/۵۲-۰/۸۵ است. البته تنها در مورد متغیر فاز نسبی و انحراف فاز کمر- قفسه سینه در وضعیت آزمون غیرقرینه،سرعت کم، همراه بارخارجی و در مورد متغیر انحراف فاز کمر- قفسه سینه در وضعیت غیرقرینه و قرینه، سرعت کم، بار مقادیر ICC زیر ۰/۵ بوده است. این نتایج در مقایسه با نتایج مطالعه سیلفیس که تنها برروی افراد کمردردی انجام شده و با توجه به قرینه بودن تکلیف حرکتی در آن مطالعه، مقدار۰/۶-۰/۸۲ را گزارش کرده اند تا حدود زیادی مطابقت دارد(۲).

میانگین .S.I.M در تحقیق اشاره شده برای فاز نسبی ۱۲/۷ و برای انحراف فاز ۷/۳ گزارش شده است که در مطالعه ما این مقادیر برای فاز نسبی افراد کمردردی دامنه۱/۷-۵/۸ و افراد سالم۱/۹-۴/۸ و برای انحراف فاز به ترتیب۱/۲-۳/۲ و۰/۹۲-۴/۳ بوده است. مقادیر کامل این پارامترها در جدول ۳ آمده است.

نکته ای که باید اشاره شود این است که در تحقیق سیلفیس اولا افراد مورد آزمون افراد کمردردی بوده اند و متغیرهای مورد بررسی قسمت‌های کمر-ران، لگن- ران و کمر- لگن

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-07]

بودند و تکلیف حرکتی در این مطالعه, رسیدن عملکردی (Functional reach) بوده است که تکرارپذیری درون جلسه ای آن ها مورد بررسی قرارگرفته است. در حالی که پژوهش حاضر به بررسی تکرارپذیری در دو گروه افراد سالم و کمردردی ,طی دوجلسه در حین خم و راست شدن تنه مورد بررسی قرار گرفته است.

تفاوت های حاصله در نتایج دو مطالعه می تواند به علل زیر باشد. ۱) نوع تکلیف حرکتی که با توجه به انجام حرکات ترکیبی در مطالعه حاضر می توانسته تغییرپذیری مقادیر در این مطالعه بیشتر باشد.

۲) تعداد نمونه در مطالعه حاضر کمتر بوده است. لذا شاید متفاوت بودن نوع تکلیف حرکتی و تعداد نمونه ها و شرایط انجام آزمایش باعث شده مقادیر .I.C.C در مطالعه حاضر کمتر باشد.

جهت بررسی ثبات الگوی حرکت در طی تکلیف حرکتی از پارامتر .C.M.C استفاده شد. در این مطالعه جهت شرایط متفاوت آزمون مقادیرC.M.C دارای دامنه ۰/۶-۰/۸ بوده است که در مقایسه با مطالعه دیگر، به نظر مقادیر موجود به هم نزدیک می باشند و نشان از ثبات در طی الگوی حرکتی انجام شده است. این اعداد در جدول ۴ و ۵ آمده است.

از نتایج ارزیابی تکرارپذیری جهت محاسبه .M.M.D.C استفاده شد. .M.M.D.C نشان دهنده محدوده حداقل تغییرات است که بهبود واقعی در عملکرد یا تاثیر یک مداخله درمانی را بازگو می‌کند (۱۶). بنابراین یک معیار تکرارپذیر با مقدار پایین .M.M.D.C می‌تواند نتایج حاصل از یک مداخله را به طور دقیق تر و حساس تری کنترل کند.

متاسفانه تاکنون مطالعه ای در این زمینه برروی متغیرهای فاز نسبی و انحراف فاز انجام نشده است تا بتوان نتایج را با هم مقایسه کرد, لذا نیاز به بررسی این پارامتر در مطالعات دیگر است.

همانند بسیاری از مطالعات تکرارپذیری، نتایج آنالیز داده های حاصل از این مطالعه نیز نمی‌تواند قابل تعمیم به تکلیف های حرکتی دیگر و متغیرهای دیگر باشد. به دلیل نوع تکلیف حرکتی، تکرار آن در طی یک جلسه و سپس میانگین‌گیری از مقادیر حاصله امکان پذیر نبود و تنها مقدار حاصل از یک بار تکرار جهت محاسبه استفاده شد. افزایش تعداد تکرار آزمون و تعداد آزمودنی ها می‌تواند روی مقدار ICC تاثیر مثبت داشته باشد.

از آن جایی که فاز نسبی و انحراف فاز در پژوهش‌های دیگر جهت بررسی هماهنگی حرکتی و تغییرپذیری الگوی حرکتی استفاده شده است، این مطالعه به عنوان یک تحقیق روش شناسی نشان داد که می توان از این متغیرها در شرایط متفاوتی از تکلیف حرکتی جهت ارزیابی و مداخلات درمانی استفاده کرد. البته مطالعات دیگر با تعداد نمونه بیشتر و تعداد تکرارهای حرکتی بیشتر نیاز است تا بتوان نتیجه‌گیری جامع تری در این زمینه داشت.

تقدیر و تشکر

این مقاله حاصل پایان نامه حمیدرضا مختاری‌نیا در مقطع دکترای فیزیوتراپی به راهنمایی دکتر صدیقه کهریزی و دکتر محمد پرنیان پور می‌باشد که با حمایت دانشگاه تربیت مدرس در سال ۱۳۹۰ اجرا شده است.

منابع

1. Sparto PJ, Parnianpour M, Reinsel TE, Simon S. The effect of fatigue on multijoint kinematics, coordination, and postural stability during a repetitive liftingtest. J Orthop Sports Phys Ther 1997; 25:3–12.

2. Silfies SP, Bhattacharya A, Biely S, Smith SS, Giszter S. Trunk control during standing reach: A dynamical system analysis of movement strategies in patients with mechanical low back pain. Gait & Posture 2009; 29:370–376.

3. Stregiou N. Innovative analyses of human movement. 1nd ed. Human Kinetics 2004; 93-120

4. Boonstra MC, Jenniskens AT, Barink M, Van Uden CJT, Kooloos JGM, Verdonschot N, et al. Functional evaluation of the TKA patient using the coordination and variability of rising. Journal of Electromyography and Kinesiology 2007; 17:49–56.

5. Barela J.A, Whitall P, Clark JE. An examination of constraint affecting intra limb coordination of hemipelegic gait. Human Movement Science 2000; 19:251-273.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-07]

6. Chiu SL, Lu TW, Chou LS. Altered inter-joint coordination during walking in patients with total hip arthroplasty. Gait and posture 2010;32: 656-660.
7. Seifert L, Leblanc H, Chollet D, Delignieres D. Inter-limb coordination in swimming: Effect of speed and skill level. Human Movement Science 2010; 29:103-113.
8. Stergiou N, Jensen JL, Bates BT, Scholten SD. A dynamical systems investigation of lower extremity coordination during running over obstacles. Clin Biomechanics 2001; 16: 213-221.
9. Domholdt E. Rehabilitation research principle and applications. 3rd ed. St. Louis, MO: Elsevier saunders; 2005.pp. 25-36.
10. Ageberg E, Bennell K, Hunt MA, Simic M, roos ME, Creaby WM. Validity and reliability of medio-lateral knee motion observed during a single-limb minisquat. BMC Musculoskeletal Disorders 2010;11:265.
11. Granata K, England S A. Stability of dynamic trunk movement. Spine 2006; 61:31(10) E271-276.
12. Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. Sports Med1998; 26(4): 217–38.
13. Wagner J, Rhodes J, Patten C. Reproducibility and minimal detectable change to three dimensional kinematic analysis of reaching task in people with hemiparesis after stroke. Phys Therapy 2008; 88(5): 652-663.
14. Corriveau H, Hebert R, Prince F, Raiche M. Intrasession reliability of the “center of pressure minus center of mass” variable of postural control in the healthy elderly. Arch Phys Med Rehabil 2000; 81(1):45–8.
15. Rankin G, Stokes M.Reliability of assessment tools in rehabilitation and illustration of appropriate statistical analysis. Clin Rehabil 1998;12:187-199.
16. Corriveau H, Hebert R, Prince F, Raıche M. Intrasession reliability of the ‘‘center of pressure minus center of mass’’ variable of postural control in the healthy elderly. Arch Phys Med Rehabil 2000; 81(1):45–8.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-07]

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-07]

Original Article

Test- retest reliability of coordination and movement pattern stability measures during repetitive trunk bending in healthy and non specific low back pain groups

Hamid-reza Mokhtarinia, PhD. Assistant Professor of Physiotherapy, Ergonomics department, University of Social Welfare Rehabilitation Science, Tehran, Iran. hrmokhtarinia@yahoo.com
***Sedigheh Kahrizi, PhD.** Assistant Professor of Physiotherapy, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran. (*Corresponding author). kahrizis@modares.ac.ir
Mohammad Parnianpour, PhD. Professor of Biomechanics, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran. parnianpour@yahoo.com
Mohammad-Ali Sanjari, PhD. Assistant Professor of Biomechanics, Biomechanics Laboratory, Rehabilitation Research Center, Faculty of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran. sanjarima@alum.sharif.edu

Abstract

Background: To define the dynamic organization of the neuromuscular system, we need useful tools that allow for the expression of the neuromuscular system in low dimensional term (i.e one variable), so it seems that relative phase provides a better measure of organization of the neuromuscular system. Besides, selection of a measure for research or clinical use should be motivated by several factors, including the measure reliability. To our knowledge there seems to exist no study that have ever investigated the reliability of the relative phase and deviation phase in healthy or Low back pain subjects in dynamic movement tasks.

Methods: Twelve healthy volunteers and 12 low back pain patients performed repeated trunk bending motion in eight different conditions of high and low speed, in symmetric and asymmetric planes, with or without external load.

All measurements were repeated on a second session, 7-10 days later. Mean absolute relative phase and deviation phase of lumbar-thorax and pelvis-lumbar were used to calculate coordination pattern and variability.

Relative reliability was assessed using intra class correlation coefficient (ICC) and absolute reliability was assessed using standard error measurement, minimum detectable change and coefficient of variation.

Results: Results in healthy subjects revealed that relative phase and deviation phase showed good to excellent reliability, with ICC range of 5.3-8.4 and in low back pain group ICC range was0 /52-0/85 except in three asymmetric test conditions and one symmetric test condition. SEM values range for healthy subjects were 0/92-4/8 and for low back patients were 1/2-5/8.

Conclusion: Relative phase and deviation phase are suggested as good parameter to use for evaluating coordination and variability in dynamic situations such as lifting and complex trunk movement and also for discrimination low back pain patients from healthy subjects.

Keywords: Relative phase, Reliability, Asymmetric movement, Low back pain.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-07]