

رشد و یادگیری حرکتی _ ورزشی - پاییز ۱۳۸۸

شماره ۲- ص ص: ۱۲۶-۱۰۳

تاریخ دریافت: ۸۸ / ۰۷ / ۲۰

تاریخ تصویب: ۸۸ / ۱۲ / ۱۰

نحوه مطالعه تغییرات درجات آزادی در یک تکلیف تعادلی

سعید ارشم^۱ _ فرزام فرهنگد _ فضل اله باقرزاده _ الهه عرب عامری _ انوشیروان کاظم نژاد
دانشجوی دکتری رفتار حرکتی دانشگاه تهران، استاد دانشکده مکانیک دانشگاه صنعتی شریف، دانشیار دانشگاه
تهران، استادیار دانشگاه تهران، استاد دانشگاه تربیت مدرس

چکیده

برنشتاین (۱۹۶۷)، برای هماهنگی اندام و کنترل درجات آزادی چند مرحله پیشنهاد داد. در مراحل اولیه تمرین و کسب یک مهارت حرکتی، مشکل هماهنگی از طریق تثبیت اولیه درجات آزادی کاهش می یابد، سپس تمرین بیشتر از طریق رفع محدودیت های واقع بر اندام موجب افزایش درجات آزادی و مشارکت آنها در یک سیستم قابل کنترل می شود. "تثبیت" درجات آزادی از لحاظ عملی هم با ثابت و محکم شدن درجات آزادی مفاصل و هم با تشکیل پیوندهای قوی بین اندام و درجات آزادی متعدد قابل توضیح است. در مقاله حاضر، نویسندگان شیوه استخراج و تفسیر داده های سینماتیکی را برای تبیین تغییرات الگوی حرکات بدن از طریق پدیده های تثبیت/آزادسازی و جفت شدن مفاصل در یک آزمودنی مرد دانشگاهی سالم و راست برتر (سن: ۲۶ سال؛ قد: ۱۷۲ سانتیمتر؛ وزن: ۸۰ کیلوگرم) که به تمرین حفظ تعادل روی پایداری سنج می پردازد، معرفی می کنند. داده ها با استفاده از دستگاه تجزیه و تحلیل سه بُعدی که شامل سه دوربین فیلمبرداری و برنامه تحلیل حرکت رایانه ای شریف (SMA) در نرم افزار MATLAB بود که موقعیت ۱۹ مارکرپاسیو نصب شده روی بدن و دستگاه پایداری سنج را اندازه گیری می کرد. قبل از هر کوشش، دستگاه را به کمک یک چهارچوب فلزی با ابعاد مشخص کالیبره کردیم. این امر امکان تبدیل مقادیر دوبعدی آشکارسازی دوربین را به مختصات سه بُعدی واقعی فراهم می سازد. سپس، متغیرهای زیر برای سه کوشش اول، پنجم و نهم از یک دوره تمرینی نه کوششی (۳ جلسه X ۳ کوشش) محاسبه شد: (۱) تغییرپذیری پایداری سنج (SV) به عنوان شاخص عملکرد، (۲) تغییرپذیری مطلق و نسبی زوایای مفصلی (RV) برای بررسی تثبیت و آزادسازی و (۳) همبستگی بین سری های زمانی زوایای مفصلی به منظور بررسی جفت شدن^۲ زوج مفاصل. سرانجام، نحوه تفسیر متغیرهای استخراج شده و محدودیت های موجود در زمینه مطالعات تغییرپذیری درجات آزادی به همراه پیشنهادهایی برای تحقیقات آتی ارائه شد.

واژه های کلیدی

پایداری سنج، درجات آزادی، سینماتیک، هماهنگی.

Email : saeedarsham@yahoo.com

اعمال ارادی انسان شامل حرکات جهت دهی شده در تکالیف حرکتی است. او به اشیا دست می یابد، آنها را چنگ می زند و سپس دستکاری می کند. همچنین حرکات جا به جایی را انجام می دهد و در حالی که راست ایستاده است، بدن خود را در فضا و درجهات دلخواه منتقل می کند. مسئله درجرات آزادی^۱ (DOF) بیان می کند که در هر یک از سطوح تجزیه و تحلیل (عصبی، عضلانی و مکانیکی) برای تولید حرکات، اجزای شرکت کننده در اجرا برای حل یک تکلیف حرکتی بیش از حد لازم اند (لاتاش و همکاران^۲، ۲۰۰۷) (۱۳). برای مثال، دست انسان برای تشکیل وضعیت های فضایی و جهت گیری به سمت یک شیء از تنوع مفصلی بیش از حدی برخوردار است. مسئله تعدد یا فراوانی درجرات آزادی یکی از موضوعات مهم مطالعات کنترل حرکتی است. نیکولای برنشتاین^۳ (۱۹۶۷) در این زمینه نظریه کنترل سلسله مراتبی چند سطحی را ارائه داد. وی با مطالعه سینماتیکی حرکات آهنگران ورزیده هنگام چکش زدن، متوجه شد که تغییرپذیری مسیر نوک چکش در برخی ضربات، کمتر از تغییرپذیری مفاصل دست آنهاست. از آنجا که مغز نمی تواند علائم عصبی را به طور مستقیم به چکش ارسال کند، وی نتیجه گرفت که مفاصل به طور مستقل عمل نمی کنند، بلکه خطاهای یکدیگر را اصلاح می کنند. البته مشاهدات وی بیشتر جنبه استدلالی داشتند تا نتیجه گیری قطعی. برای مثال، تغییرپذیری وضعیت فضایی چکش را نمی توان با میزان بازسازی درجرات زوایای مفصلی مقایسه کرد، زیرا واحد اندازه گیری این متغیرها سنخیتی با یکدیگر ندارند (۱۳). برنشتاین یادگیری مهارت حرکتی را به عنوان غلبه بر درجرات آزادی بیومکانیکی اضافی قلمداد کرد و برای فعالیت های جسمانی انسان سه مرحله یادگیری قائل شد؛ در مرحله اول، اندام و تنه هنگام اجرای حرکت محکم و ثابت نگه داشته می شوند، در نتیجه تعداد درجرات آزادی به حداقل میزان کاهش می یابد. در مرحله دوم، تثبیت و محدودیت درجرات آزادی مفصل – فضا بر طرف می شود، طوری که سرانجام فرد برای اجرا از تمام درجرات آزادی ممکن استفاده می کند. در مرحله سوم، یادگیرنده به جای مقاومت در برابر نیروهای پاسیو (واکنش، اینرسی و اصطکاک) برخاسته از تعامل بین ارگانیسم و محیط، از

1 - Degrees of Freedom Problem

2 - Latash et al.

3 - Nikolai Bernstein

آنها بهره برداری می کند. استفاده بهینه از این نیروها از میزان تلاش واقعی برای تولید حرکت می کاهد و در نتیجه حرکت نرم، روان و کارآمد می شود.

در ادبیات تحقیق، مطالعات متعددی پیرامون بررسی ایده برنشتاین به چشم می خورد. آزمون مراحل فرضی ارائه شده در تکالیف حرکتی مختلف از چند نظر حائز اهمیت است؛ یک مورد، تلاش برای یکپارچه سازی یافته های تحقیقی یادگیری حرکتی با یافته های مربوط به حیطه رشد حرکتی در زمینه جهات الگوهای حرکتی (مانند جهت سری - دمی) است. برای مثال، گزل^۱ (۱۹۴۶) تغییرات به وجود آمده در الگوی هماهنگی اندام در یک تکلیف پرتاب از بالای شانه را برای تفسیر بالیدگی فرد به کاربرده است (۱۵، ۲۲)، درحالی که برنشتاین به جنبه های دیگری از جمله قیود آناتومیک، عصبی و مکانیکی در زمینه تغییرات الگوی هماهنگی پرداخت که بعد توسط کاگلر، کلسو و تروی (۱۹۸۰) بسط داده شد و آنها هماهنگی را حاصل سه گروه محدودیت ارگانسیم، محیط و تکلیف قلمداد کردند (۱۵). اهمیت دیگر مطالعات مربوط به تغییرات درجات آزادی، تلاش برای یافتن شاخص های اساسی یک الگوی حرکتی و تفکیک شاخص های ترتیب^۲ از شاخص های کنترل^۳ است. برای مثال، در تحقیق تمپرادو و همکارانش^۴ (۱۹۹۷) روی والیبالیست های مبتدی و زبده، متغیرهای اساسی ضربه سرویس والیبال بر اساس آزادسازی درجات آزادی مفاصل مچ، آرنج و شانه و نیز بر اساس جفت شدن زوج مفاصل مچ-آرنج، مچ - شانه و آرنج - شانه بررسی شد (۲۱). تمام این تلاش ها در راستای پاسخ به این پرسش است که دستگاه عصبی مرکزی (CNS) چگونه مسئله درجات آزادی را برای تکالیف مختلف حل می کند. برنشتاین در این مورد اظهار داشت که ارتباطات فیزیکی یا فیزیولوژیکی بین عضلات به تفکیک درجات آزادی کمک می کنند. این موضوع با یافتن شواهدی مبنی بر اینکه آکسون یک نرون عصبی در قشر مغز دارای چند شاخه در سطوح مختلف نخاع شوکی است، تایید شد. به عبارت دیگر، کنترل کننده های بازخورد موجب کاهش تعداد درجات آزادی در شبکه کنترل حرکتی می شوند (۲۳). کنترل کننده های اصلی دستگاه حرکتی یعنی قشر مغز، صاقه مغز و نخاع شوکی بر حسب نوع محرک های دریافتی از محیط که تا حدودی وابسته به تکلیف مورد نظر است، مشارکت متفاوتی دارند. از این رو سازوکار مورد استفاده برای کنترل اندام در حرکات ارادی، رفلکسی یا

1 - Gesell

2 - Order Parameters

3 - Control Parameters

4 - Temprado et al.

حرکاتی مانند حفظ تعادل که بخش های مختلفی از دستگاه عصبی را درگیر می سازند (۱۸)، متفاوت خواهد بود. این تفاوت ها به طور متقابل به اتخاذ روش های مختلف مطالعات و اندازه گیری های آزمایشگاهی منجر می شود. بر همین اساس محققان حیطه رفتار حرکتی برای بررسی موضوع کنترل درجات آزادی با توجه به نوع تکلیف و سطح تجزیه و تحلیل مورد نظر از شیوه های متفاوت از جمله مطالعات سینماتیکی و نحوه همکاری^۱ عضلانی استفاده می کنند. موضوع نحوه کنترل تغییرات درجات آزادی هنگام حفظ تعادل را می توان از طریق ثبت و بررسی نیروهای داخلی (عضلانی) توسط الکترومیوگرافی، ثبت و بررسی نیروهای خارجی توسط حسگر نیرو یا سکوی نیرو، یا تحلیل سینماتیکی و به کمک فیلمبرداری بررسی کرد. با این حال، در بیشتر تحقیقات انجام شده، روش فیلمبرداری و مشاهده تغییرات زوایای مفصلی برای استنباط بهتر تثبیت یا آزادسازی درجات آزادی بیشتر به چشم می خورد. برای مثال، هیل و همکارانش^۲ (۲۰۰۰) در تحقیق جالب توجهی فرایند تثبیت و آزادسازی درجات آزادی را به کمک تحلیل سینماتیکی و از دیدگاه رشد حرکتی در تکلیف گشت زنی^۳ اطفال بررسی و در آن به مراحل مختلف کنترل بدن و حفظ تعادل اشاره کردند (۷). روش آنها بر مبنای تغییرات داده های مکان-زمان قطعات بدن، تغییرات زاویه ای اندام، همبستگی های مفصلی و نیز روابط مرحله ای اندام بود. دلاینیرز و همکارانش^۴ (۱۹۹۸) در آزمایشی پیرامون حالات هماهنگی ورزشکاران رشته ژیمناستیک و نحوه شکل گیری روابط مفصلی در حرکات تاب دادن بدن زیر میله پارالل، از روش مزبور و استخراج داده های سینماتیک استفاده کردند (۵). دامنه نوسانات پاندولی مرکز جرم، تغییرپذیری زوایای شانه و لگن، و مرحله نسبی از جمله شاخص هایی بودند که برای بررسی تغییرات الگوی هماهنگی مورد مطالعه قرار گرفتند. این شاخص ها بر اساس وضعیت مکانی - زمانی ۸ نشانگر پاسیو و تغییرات آنها در صفحه ساجیتال (سهمی) محاسبه شدند.

از آنجا که تا کنون چنین تحقیقاتی پیرامون درجات آزادی در کشور انجام نشده است (براساس بررسی محقق)، منطقی به نظر می رسد که ابتدا روش شناسی تحقیقات مربوط به هماهنگی و شکل گیری الگوهای حرکتی به درستی درک شود. به همین منظور، در این مقاله سعی داریم موضوع تغییرات درجات آزادی را به زبانی ساده و با کمک تحلیل سینماتیک برای یک تکلیف تعادلی بررسی و متغیرهای مورد نظر را در چند مرحله

1 - Synergy

2 - Haehl et al.

3 - Cruising

4 - Delignieres et al

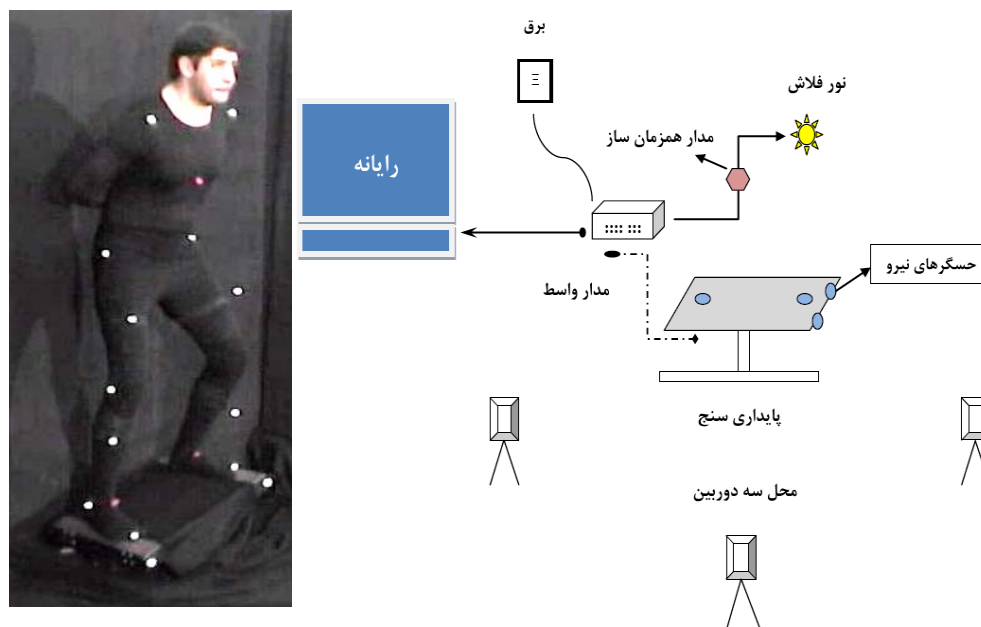
معرفی و استخراج کنیم. کنترل تعادل را می توان بسته به اهداف مطالعه از دیدگاه عصبی فیزیولوژیکی، بیومکانیکی و کارکردی بررسی کرد اما در اینجا سطح تجزیه و تحلیل به کار رفته از نوع بیومکانیکی خواهد بود.

با توجه به اینکه هدف اصلی ما آشنایی با شیوه استخراج داده های سینماتیک برای تبیین پدیده های تثبیت و آزادسازی درجات آزادی است، تحقیق حاضر از نوع موردی - آزمایشگاهی است و در آن فقط از اطلاعات توصیفی یک آزمودنی مرد راست برتر (سن : ۲۶ سال، وزن : ۸۰ کیلوگرم، قد : ۱۷۲ سانتیمتر) استفاده می شود. آزمودنی تجربه ای در زمینه انجام تکالیف تسهیل کننده تعادل (مانند اسکی، ژیمناستیک و غیره) نداشت. تمام مراحل تمرین، فیلمبرداری و تجزیه و تحلیل سه بُعدی حرکات در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه صنعتی شریف انجام شد.

ابزار و تکلیف حرکتی

برای تحلیل سینماتیکی حرکت اندام از سه دوربین فیلمبرداری JVC مدل GR-DVL 9800 با وضوح ۵۷۶ × ۷۲۰ پیکسل، چهارچوب کالیبراسیون به ابعاد ۲/۱ × ۱/۳ × ۱ متر، یک عدد کارت واسط انتقال تصاویر مدل IEEE 1394 Host Controller، فلاش عکسبرداری برای همزمان سازی دوربین ها، دو دستگاه نورافکن، البسه مشکی رنگ، نرم افزار MATLAB R2006a و نشانگرهای پاسیو استفاده شد. تکلیف مورد بررسی، یک تکلیف تعادلی مداوم روی دستگاه پایداری سنج در سطح فرونتال بود. یکی از دلایل انتخاب این تکلیف، عدم نیاز به تجهیزات فیلمبرداری با سرعت زیاد و امکان ثبت و ذخیره تصاویر ویدئویی با سرعت ۲۵ فریم در ثانیه بود. علاوه بر این، تجهیزات موجود امکان ثبت ۲۴۰ فریم یا حدود ۱۰ ثانیه فیلمبرداری از تکلیف مورد نظر را فراهم می ساخت. در شکل ۱ (الف و ب)، نحوه قرارگیری دوربین ها و آزمودنی بر روی دستگاه پایداری سنج نشان داده شده است. عمل استخراج، پردازش و بازسازی تصاویر و رقمی کردن نشانگرها به روش دستی و با کمک نرم افزار تحلیل حرکت شریف^۱ (SMA) انجام شد.

1 - Sharif Motion Analyzer



شکل ۱_ نحوه قرارگیری دوربین ها و آزمودنی

شیوه اجرا

از آزمودنی خواسته شد تا البسه مشکی چسبان (شامل جوراب، شلوار و پیراهن) به تن کند تا نشانگرهای نصب شده روی بدن به خوبی توسط دوربین ها شناسایی شوند. نحوه قرارگیری ۱۷ نشانگر پاسیو به این صورت بود: شانه ها (بخش قدامی حفره دوری)، دو برجستگی بزرگ استخوان ران، وسط هر دو ران، کنار خارجی مفاصل زانو، وسط ساق پاها، قوزک های خارجی پا، هر دو مچ پا، نوک پاها (روی انگشتان دوم) و یک نشانگر روی جناغ سینه (۱۶). برای بررسی تغییرات حرکت پایداری سنج دو نشانگر اضافی هم روی انتهای سمت راست و چپ آن نصب شد.

در ابتدای هر آزمایش، فضای حرکت روی پایداری سنج توسط چهارچوب کالیبراسیون^۱ برای آزمودنی کالیبره شد. جمع آوری داده ها مانند تحقیق کایلو و همکارانش^۲ (۲۰۰۲) یک دقیقه پس از شروع کوشش آغاز شد، زیرا رفتار فرد در ابتدای هر کوشش بسیار بی نظم است (۴). فاصله پاها از یکدیگر بر روی سکو در تمام شرایط ثابت (۵۴ سانتیمتر) و یکسان بود. هنگام اجرای این تکلیف هیچ گونه بازخوردی به فرد داده نشد، اما قبل از آن توصیه شد که حداکثر تلاش خود را برای ثابت نگه داشتن پایداری سنج در سطح تراز به کار گیرد و نگاه خود را به نقطه ثابتی که در فاصله ۵ متری از وی و در ارتفاع چشم قرار داشت، متمرکز سازد. این وضعیت به دلیل ایجاد شرایط یکسان برای استفاده از بازخورد بینایی اتخاذ شد، زیرا درون دادهای حس بینایی نقش مهمی در کنترل تعادل دارند (۱۸). نحوه انجام تمرینات دو دقیقه ای (۳۰ ثانیه تمرین، ۱۵ ثانیه استراحت) به این صورت بود: ۳ جلسه ۳× بار تمرین × هر بار ۲ دقیقه. سپس اطلاعات مربوط به سه جلسه مختلف به ترتیب با عنوان کوشش ۱، ۵ و ۹ جمع آوری شد. به عبارت دیگر، کوشش اول از جلسه اول، کوشش دوم از جلسه دوم و کوشش سوم از جلسه سوم. یکی از دلایل اصلی این نوع برنامه ریزی تمرین جلوگیری از خستگی آزمودنی بود (۴). زوایای مفصلی مچ پا، زانو و ران به صورت سری های زمانی و از روی مختصات سه بُعدی نشانگرها استخراج شد. سپس برای بررسی روندهای زیر متغیرهای مربوط به آنها محاسبه شد:

عملکرد فرد

تغییرپذیری (انحراف استاندارد) مختصات قائم نشانگرهای نصب شده روی پایداری سنج یا $SV=\sigma_s$. برای محاسبه تغییرپذیری پایداری سنج، ابتدا مختصات افقی و قائم نشانگر نصب شده روی آن (X,Y) با استفاده از نرم افزار SMA استخراج شد. سپس با توجه به اینکه تغییرات حرکت سکو فقط در سطح فرونتال صورت گرفته

است، تغییرات زاویه ای به صورت دو بُعدی از معادله $\theta = \text{Arctan}(\frac{y_j - y_i}{x_j - x_i})$ به دست آمد (۱).

تغییرات سکو بر حسب دامنه و زاویه به همراه میانگین و انحراف استاندارد آنها برای سه کوشش متفاوت (جدول ۱) و همچنین منحنی این تغییرات (شکل ۲) ارائه شده است.

1 - Calibration Frame

2 - Caillou et al.

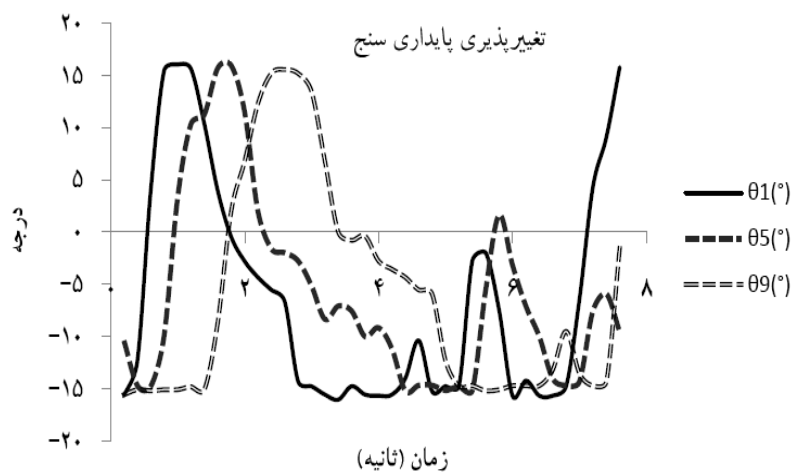
جدول ۱ _ بخشی از داده های مربوط به تغییرات سکوی پایداری سنج (بر حسب دامنه و زاویه) در سه کوشش

زمان (ثانیه)	نشانه چپ سکوی		نشانه راست سکوی		$\theta_1(^{\circ})$	نشانه چپ سکوی		نشانه راست سکوی		$\theta_2(^{\circ})$	نشانه چپ سکوی		نشانه راست سکوی		$\theta_3(^{\circ})$
	x	y	x	y		x	y	x	y		x	y	x	y	
۰/۴	۳/۷۰۷	۴/۹۷۵	۲/۲۸۳	۴/۷۸۸	-۱۲/۴۰	۳/۶۲۶	۴/۴۶۵	۲/۲۰۲	۴/۸۳۸	-۱۴/۶۸	۳/۷۱۷	۴/۴۳۴	۲/۴۹۳	۴/۸۱۸	-۱۵/۰۹
۰/۶	۳/۷۵۸	۴/۶۷۷	۲/۳۰۳	۴/۵۷۶	۳/۹۷	۳/۶۱۶	۴/۴۶۵	۲/۲۰۲	۴/۸۳۸	-۱۴/۷۸	۳/۷۰۷	۴/۴۳۴	۲/۴۹۳	۴/۸۱۸	-۱۵/۱۹
۰/۸	۳/۷۵۸	۴/۸۲۸	۲/۳۳۳	۴/۴۳۴	۱۵/۴۵	۳/۶۳۶	۴/۵۰۵	۲/۱۹۲	۴/۷۵۸	-۹/۹۴	۳/۷۱۷	۴/۴۳۴	۲/۴۹۳	۴/۸۱۸	-۱۵/۰۹
۱	۳/۷۵۸	۴/۸۴۸	۲/۳۵۴	۴/۴۴۳	۱۶/۰۵	۳/۶۷۷	۴/۵۵۷	۲/۲۲۲	۴/۵۷۶	۳/۱۸	۳/۷۱۷	۴/۴۳۴	۲/۴۹۳	۴/۸۱۸	-۱۵/۰۹
...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...
۳/۴	۳/۶۸۷	۴/۴۳۴	۲/۲۸۳	۴/۸۳۸	-۱۶/۰۵	۳/۶۵۷	۴/۵۵۶	۲/۲۰۲	۴/۷۳۷	-۷/۰۹	۳/۷۶۸	۴/۶۲۶	۲/۳۰۳	۴/۶۲۶	۰
۳/۶	۳/۶۹۷	۴/۴۶۵	۲/۲۸۳	۴/۸۳۸	-۱۴/۷۸	۳/۶۲۶	۴/۵۲۵	۲/۲۰۲	۴/۷۳۷	-۷/۵۷	۳/۷۵۸	۴/۶۰۶	۲/۴۹۳	۴/۶۲۶	-۰/۷۸
۳/۸	۳/۶۸۷	۴/۴۴۴	۲/۲۷۳	۴/۸۳۸	-۱۵/۵۷	۳/۶۲۶	۴/۵۱۵	۲/۲۰۲	۴/۷۶۸	-۱۰/۰۰	۳/۷۶۸	۴/۶۱۶	۲/۴۹۳	۴/۶۲۶	-۰/۳۹
۴	۳/۶۸۷	۴/۴۴۴	۲/۲۸۳	۴/۸۳۸	-۱۵/۶۸	۳/۶۲۶	۴/۵۲۵	۲/۲۰۲	۴/۷۶۸	-۹/۱۶	۳/۷۵۸	۴/۵۷۶	۲/۳۰۳	۴/۶۲۶	-۲/۷۵
...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...	...
۷	۳/۷۲۷	۴/۵۴۵	۲/۲۸۳	۴/۷۰۷	-۶/۴۰	۳/۶۲۶	۴/۴۶۵	۲/۲۰۲	۴/۸۲۸	-۱۴/۳۰	۳/۷۱۷	۴/۴۵۵	۲/۴۹۳	۴/۷۹۸	-۱۳/۵۴
۷/۲	۳/۷۴۷	۴/۶۷۷	۲/۲۷۳	۴/۵۶۶	۴/۳۱	۳/۶۲۶	۴/۵۲۵	۲/۲۰۲	۴/۷۳۷	-۷/۵۷	۳/۷۱۷	۴/۴۳۴	۲/۴۹۳	۴/۸۰۸	-۱۴/۷۳
۷/۴	۳/۷۵۸	۴/۷۳۷	۲/۳۰۳	۴/۵۰۵	۹/۰۶	۳/۶۵۷	۴/۵۷۶	۲/۲۰۲	۴/۷۳۷	-۵/۹۳	۳/۷۱۷	۴/۴۴۴	۲/۴۹۳	۴/۸۰۸	-۱۴/۳۴
۷/۶	۳/۷۴۷	۴/۸۲۸	۲/۳۵۴	۴/۴۳۴	۱۵/۷۹	۳/۶۲۶	۴/۵۲۵	۲/۲۰۲	۴/۷۶۸	-۹/۵۵	۳/۷۵۸	۴/۵۹۶	۲/۴۹۳	۴/۶۳۶	-۱/۵۶
				X	-۶/۳				X	-۵/۹				X	-۶/۱
				SD	۱۰/۸				SD	-۹				SD	۱۰/۴

محاسبه تغییرات سکوی پایداری سنج بر اساس مختصات مکانی - زمانی دو نشانگر سمت راست و چپ سکو صورت گرفت. برای مثال، تغییر زاویه پایداری سنج برای کوشش اول در ثانیه چهارم این گونه خواهد بود :

$$\theta_1 = \text{Arctan}\left(\frac{y_j - y_i}{x_j - x_i}\right) = \text{Arctan}\left(\frac{4.838 - 4.444}{2.283 - 3.687}\right)$$

در نتیجه : $\theta_1 = -15.68$

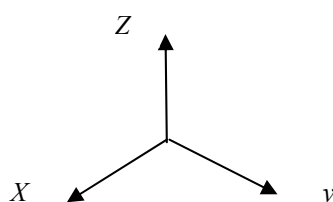


شکل ۲ - تغییرات سکوی پایداری سنج در سه کوشش

تثبیت و آزادسازی درجات آزادی

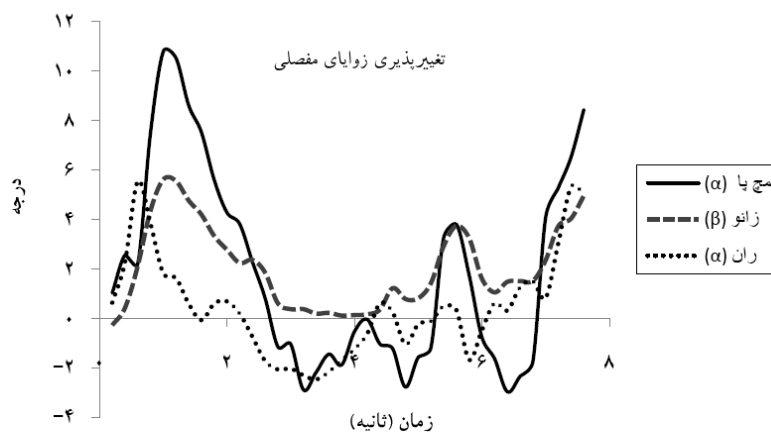
این پدیده را می توان به دو روش زیر بررسی کرد :

- تغییرپذیری مطلق = انحراف استاندارد زوایای مفصلی مچ پا، زانو و ران؛ یا (α, β, γ) مچ پا، (α, β, γ) زانو، (α, β, γ) ران. پس از بازسازی مختصات سه بُعدی نشانگر و قطعه بندی^۱ در نرم افزار مربوطه، زوایای مفصلی حول سه محور به دست آمد (توضیح کامل نحوه محاسبه زوایا به وسیله نرم افزار مزبور فراتر از حیطه این مقاله است). قرارگیری نشانگرها روی مفاصل این امکان را فراهم ساخت تا زوایای سه بُعدی بین دو بخش از بدن در صفحات فرونتال، ساجیتال و هوریزونتال استخراج شوند. این زوایا با اتصال مکان دو نشانگر در امتداد قطعات بدن و محاسبه زاویه بین دو بخش مجاور برای هر دو طرف بدن مشخص شد. در این تحقیق برای سهولت توضیح شیوه کار و کاهش حجم داده ها فقط تغییرات زاویه ای سمت چپ بدن مدنظر قرار گرفت. تغییرات زوایای مفصلی مچ، زانو و ران در صفحات حرکتی غالب برای هر سه کوشش (شکل ۴) و میانگین و انحراف استاندارد این زوایا (جدول ۲) ارائه شده است. منظور از صفحه حرکتی غالب، صفحه ای است که مفصل در آن حرکت بیشتری دارد. برای مثال، حرکت مفصل زانو در کوشش اول بر خلاف دو مفصل دیگر بیشتر در سطح ساجیتال و حول محور Y صورت گرفته است. این موضوع به سادگی از مقادیر میانگین جدول ۲ (۱/۹، ۲ و ۰/۴۳) مشخص است، اما در کوشش نهم تغییرپذیری هر سه مفصل در سطح فرونتال و حول محور X بیشتر بود. در شکل ۳، دستگاه مختصات موضعی برای درک بهتر حرکات نشان داده شده است.



شکل ۳_ دستگاه مختصات موضعی

1 - Segmentation



شکل ۴ _ تغییرات زوایای مفصلی در صفحات حرکتی غالب - کوشش اول

جدول ۲ _ میانگین و انحراف استاندارد زوایای مفصلی

		مچ			زانو			ران		
		$\alpha(\text{deg})$	$\beta(\text{deg})$	$\gamma(\text{deg})$	$A(\text{deg})$	$\beta(\text{deg})$	$\gamma(\text{deg})$	$\alpha(\text{deg})$	$\beta(\text{deg})$	$\gamma(\text{deg})$
کوشش ۱	X	۱/۹	۰/۶	-۰/۴	-۰/۲	۲	-۰/۴	۰/۴۳	-۰/۵	۰/۳۲
	SD	۴/۰۴	۱/۰۶	۱/۰۱	۲/۱	۱/۷	۰/۴۶	۲/۰۶	۱/۰۶	۰/۶۸
کوشش ۵	X	۰/۷۶	۰/۴۴	۰/۰۴۳	-۰/۸۵	-۰/۳۹	۰/۱۳	-۰/۲۱	۰/۷۶	-۰/۴۸
	SD	۳/۶۴	۰/۲۵	۰/۹	۳/۰۶	۱/۶۷	۰/۴۵	۲/۵۴	۰/۸۱	۰/۵۵
کوشش ۹	X	۱/۸۸	۰/۷۶	-۰/۲۳	۲/۸۷	۲/۴۶	-۰/۷	۰/۴۲	-۰/۶۱	۰/۲۹
	SD	۶/۲	۱/۳	۱/۵۵	۲/۴۸	۱/۶۳	۰/۶۷	۳/۳۱	۰/۹۶	۱/۰۵

اکنون می توان تغییرپذیری مطلق زوایای مفصلی را بر اساس مقایسه انحراف استاندارد زوایای مفصلی مشخص کرد. برای مثال، در این مطالعه انحراف استاندارد زاویه مفصل مچ پا برای کوشش ۱، ۵ و ۹ به ترتیب

برابر ۴/۰۴ ، ۳/۶۴ و ۶/۲ است. در اینجا قصد ما قضاوت پیرامون افزایش یا کاهش تغییرپذیری نیست، زیرا بررسی این موضوع فقط با انجام تمرینات بیشتر چند آزمودنی و رد یا قبول فرضیه (فرضیه معنی دار بودن تفاوت بین انحراف استانداردها) با استفاده از آمار استنباطی صورت می گیرد.

$$RV = \frac{\sigma_{\theta i}}{\sigma_s} \quad \text{یا} \quad \frac{\text{انحراف استاندارد زوایای مفصلی}}{\text{انحراف استاندارد مختصات قائم نشانگر سکو}} = \text{تغییرپذیری نسبی}$$

انحراف استاندارد زاویه مفصل را از جدول ۲ و انحراف استاندارد نشانگر سکو را از جدول ۱ استخراج می کنیم. برای مثال، براساس جداول ۲ و ۱ تغییرپذیری نسبی مفصل مچ پا برای صفحه حرکتی فرونتال در کوشش پنجم به این صورت می شود: $RV = \frac{3.64}{9}$ که پس از گرد کردن معادل ۰/۴ خواهد بود. از آنجا که تغییرپذیری مفصل ممکن است به تمرین و نیز به تغییرپذیری حرکات پایداری سنج نسبت داده شود، از تغییرپذیری نسبی به عنوان شاخص معتبرتر استفاده می شود. این شاخص احتمالاً با اثر تمرین بر تغییرپذیری مفاصل ارتباط بیشتری دارد، زیرا با تغییرات پایداری سنج کنترل می شود و می تواند در آزمایش های دیگری که در آنها حرکت مفاصل به ظاهر با دامنه نوسان سکو محدود می شود (مانند شبیه ساز اسکی هونگ و نیوول^۱، ۲۰۰۶)، مفید واقع شود (۹). در جدول ۳ تغییرپذیری نسبی زوایا برای سه کوششی تمرینی ارائه شده است. همان گونه که می توان دید، کمترین تغییرپذیری نسبی به زاویه مفصلی ران به ویژه حول محور ورتیکال (قائم) مربوط است.

جدول ۳ _ تغییرپذیری نسبی زوایای مفصلی

	RV								
	مچ			زانو			ران		
	α	β	γ	α	β	γ	A	β	γ
کوشش ۱	۰/۳۷	۰/۱	۰/۰۹	۰/۱۹	۰/۱۶	۰/۰۴	۰/۱۹	۰/۱	۰/۰۶
کوشش ۵	۰/۴	۰/۰۳	۰/۱	۰/۳۴	۰/۱۸	۰/۰۵	۰/۲۸	۰/۰۹	۰/۰۶
کوشش ۹	۰/۶	۰/۱۳	۰/۱۵	۰/۲۴	۰/۱۶	۰/۰۶	۰/۳۲	۰/۰۹	۰/۱

جفت شدن مفاصل اندام تحتانی

برای بررسی میزان پیوند زوایای مفصلی در یک تکلیف یا مشاهده روند تغییرات آن طی تمرین باید ضریب همبستگی بین زوایا را بر اساس مختصات سه بُعدی نشانگرها و از روی اندازه آنها روی سه محور با استفاده از رابطه همبستگی گشتاوری پیرسون محاسبه کرد:

$$r_{xy} = \frac{n\sum xy - (\sum x)(\sum y)}{\sqrt{[n\sum x^2 - (\sum x)^2][n\sum y^2 - (\sum y)^2]}}$$

دقت کنید چنانچه بخواهیم تأثیر تمرین را بر اساس تعداد زیادی از داده های مربوط به افراد یا کوشش های مختلف به صورت آماری تحلیل کنیم، باید ضرایب همبستگی به دست آمده را با استفاده از تبدیل Z فیشر تغییر دهیم تا توزیع نمونه برداری نرمال شود. در این صورت باید از معادله زیر استفاده کنیم (۶):

$$Z = \frac{1}{2}Ln \frac{1+r_{xy}(l)}{1-r_{xy}(l)}$$

برای مثال، در اینجا ضرایب همبستگی به دست آمده برای زوج مفاصل مچ - زانو، زانو - ران و مچ - ران برای آزمودنی مورد نظر به ترتیب در جدول ۵ ارائه شده و مقدار Z محاسبه شده برای زوج مفصل مچ - زانو (۰/۹۶-) حول محور X حرکتی (کوشش ۵) برابر ۰/۸۴۵- است.

جدول ۴ _ همبستگی های مفصلی

	کوشش ۱			کوشش ۵			کوشش ۹		
	α	β	γ	α	β	γ	A	β	γ
مچ - زانو	-۰/۷۸	-۰/۸۶	-۰/۰۹	-۰/۹۶	-۰/۹۲	-۰/۸۵	-۰/۸۸	-۰/۷۳	-۰/۴۶
مچ - ران	-۰/۸۳	۰/۶۲	-۰/۸۱	-۰/۱۵	۰/۳۷	-۰/۰۳	۰/۷۸	۰/۸۴	۰/۸۲
زانو - ران	۰/۴۰	-۰/۳۵	۰/۲۸	-۰/۰۲	-۰/۶۲	-۰/۱۷	-۰/۸۰	-۰/۵۵	-۰/۵۶

تفسیر ضرایب همبستگی: چنانچه ضرایب همبستگی زوایای مفصلی بالا باشد، حاکی از جفت بودن مفاصل و پیوند قوی بین آنهاست که خود نشان دهنده عدم تغییر الگوی حرکتی است. به عبارت دیگر، وقتی همبستگی نزدیک ۱ $\pm$ است، تغییرات در یک مؤلفه بستگی زیادی به تغییرات در مؤلفه دیگر دارد و کنترل زوایای مفصلی به هم وابسته است. اما در صورتی که ضرایب همبستگی طی روند تمرین و با افزایش جلسات یا کوشش ها رو به کاهش بگذارد، بیانگر آن است که حرکات از وضعیت هم مرحله^۱ به وضعیت برون مرحله^۲ یا ضدمرحله^۳ تغییر الگو داده اند و حالت هماهنگی جدیدی بین اندام ظاهر شده است. براساس ایده برنشتاین می توان کاهش همبستگی مفصلی را به عنوان شکل گیری یک الگوی حرکتی جدید از طریق آزادسازی درجات آزادی و سپس جفت شدن مفاصل به گونه ای دیگر قلمداد کرد. به طور معمول همبستگی های مفصلی یا تغییرات آنها را می توان از طریق مداخلات تمرینی زیاد (۸) یا با مقایسه دو گروه افراد مبتدی و زبده (۲۱) مورد مطالعه قرار داد. تغییرات الگوی حرکتی را می توان هنگام بررسی فعالیت بسیاری از موجودات زنده از جمله پیاده روی و دویدن انسان یا سه حالت گام برداری اسب (راه رفتن، یورتمه و چهار نعل) مشاهده کرد (۱۲). در این حرکات سرعت گام برداری، شاخص کنترل و الگوی حرکت نیز همان شاخص ترتیب محسوب می شود.

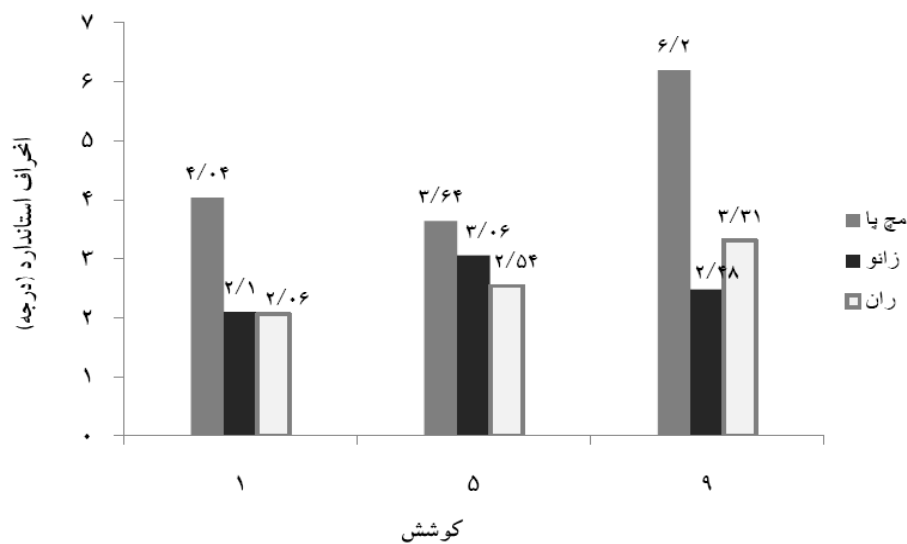
1 - In-Phase

2 - Out - Phase

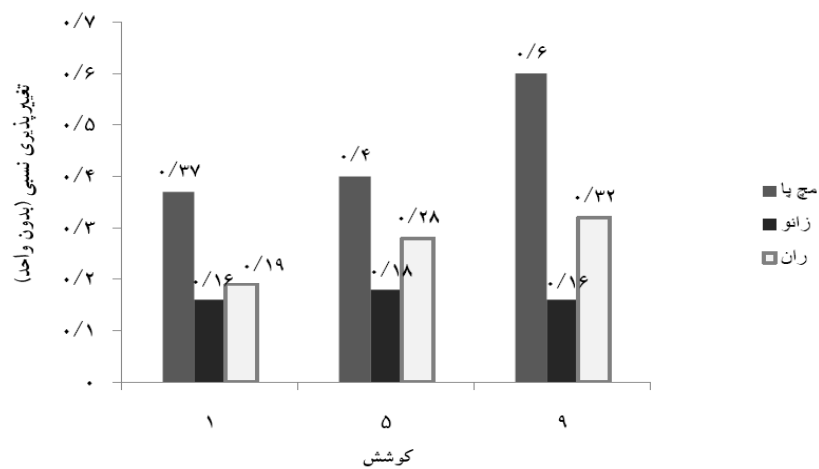
3 - Anti- Phase

در این تحقیق روش شناسی مطالعات مربوط به هماهنگی و درجات آزادی معرفی شد. از این رو، نتایج مورد نظر از جمله تغییرپذیری پایداری سنج (به عنوان شاخص عملکرد)، تغییرپذیری مطلق و نسبی زوایای مفصلی، و نیز نحوه جفت شدن مفاصل بر اساس همبستگی زوایای مفصلی، در هر بخش ارائه شد. با وجود برخی تغییرات در نحوه به کارگیری زوایای مفصلی، میانگین تغییرات سکوی پایداری سنج در کوشش اول (۶/۳-)، پنجم (۵/۹) و نهم (۶/۱-) تقریباً یکسان بود.

با توجه به شکل ۵، تغییرپذیری مطلق زوایای مفصلی به جز مچ پا در کوشش پنجم افزایش یافته است، اما این تغییرپذیری در کوشش نهم نسبت به دیگر مفاصل بسیار بیشتر بود. نتایج مربوط به تغییرپذیری نسبی تا حدودی مشابه تغییرپذیری مطلق بود. همان گونه که در شکل ۶ دیده می شود، تغییرپذیری نسبی زوایای مفصلی از کوشش ۱ به ۵ و سپس در کوشش ۹ برای مفاصل مچ پا و ران افزایش داشته است، با این تفاوت که مفصل زانو تقریباً ثابت و بدون تغییر باقی ماند (۰/۱۶، ۰/۱۸ و ۰/۱۶). یکسان بودن تغییرپذیری نسبی مفصل زانو در هر سه کوشش توسط این آزمودنی می تواند به عنوان راهنمایی برای تبیین راهبرد کنترلی به کار رفته در حفظ تعادل مورد استفاده قرار گیرد. در مورد مفصل ران نیز الگوی تغییرپذیری مطلق و نسبی مشابه و در هر دو مورد با افزایش همراه بود. اگر فرض کنیم بین نتایج این دو متغیر (مطلق و نسبی) در کوشش های متعدد تفاوت معنی داری وجود دارد، می توان به این نکته مهم اشاره کرد که تمرین موجب تغییر درجات آزادی یا به عبارتی موجب تغییر در نحوه به کارگیری الگوهای حرکتی اندام شده است. در حقیقت، شاخص تغییرپذیری نسبی از این طریق به تبیین تأثیرات تمرین بر درجات آزادی کمک می کند و از نتیجه گیری غلط در زمینه یادگیری حرکتی هنگام استفاده از تکالیف مختلف با محدودیت های خاص حرکتی جلوگیری می کند.

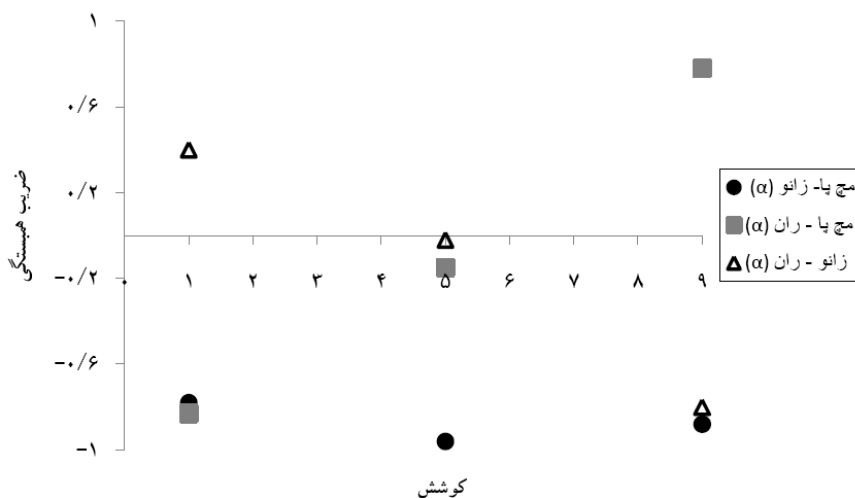


شکل ۵ - تغییرپذیری مطلق زوایای مفصلی در سه کوشش

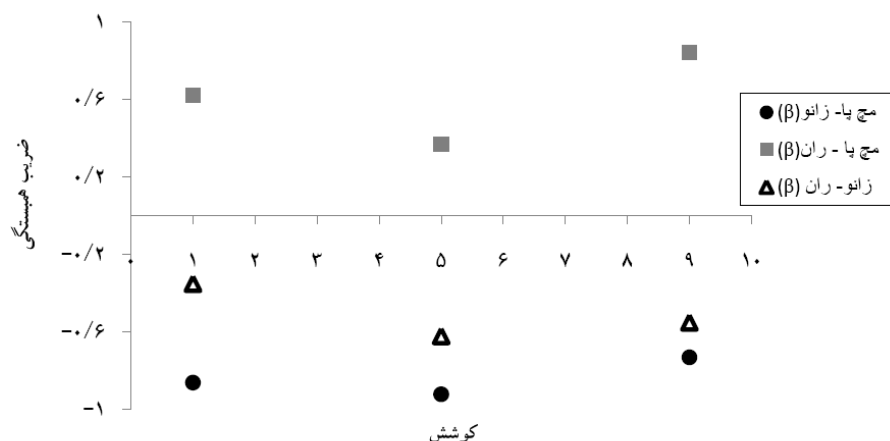


شکل ۶ - تغییرپذیری نسبی زوایای مفصلی در سه کوشش

تغییر در ضرایب همبستگی بسته به زوایای مورد نظر متفاوت بود. با توجه به شکل ۷، تغییرات همبستگی مچ - ران و زانو - ران بر خلاف یکدیگر بود، اما همبستگی مچ - زانو در سه کوشش تغییر چندانی نداشت. این نتایج نشان داد که همبستگی های بین مچ و ران با انجام تمرین گرایش به افزایش دارد، یعنی مقدار آن از حدود $0/83$ - طی کوشش اول به $0/78$ طی کوشش نهم می رسد. درحالی که مقدار آن برای زانو - ران از $0/4$ در کوشش اول به $0/8$ - در کوشش نهم تغییر می یابد. همین تغییرات برای صفحه حرکتی ساجیتال در شکل ۸ نشان داده شده است. اما تغییرات همبستگی در این صفحه نسبت به صفحه اصلی حرکت (حرکت پایداری سنج در سطح فرونتال) چندان بارز نبود.



شکل ۷ - تغییر همبستگی های مفصلی در صفحه فرونتال



شکل ۸ - تغییر همبستگی های مفصلی در صفحه ساجیتال

با توجه به تازگی موضوع هماهنگی و کنترل حرکتی در کشور، هدف اصلی ما معرفی روش انجام این گونه مطالعات و به ویژه استخراج متغیرهای لازم برای بررسی نحوه تغییرات درجات آزادی با استفاده از یک تکلیف تعادل بود. عمومی ترین روش برای کمتی سازی الگوهای هماهنگی با بررسی نحوه تغییرات درجات آزادی، تعیین همبستگی بین تغییرات مکان - زمان زاویه یک مفصل و تغییرات مربوط به مفاصل دیگر (یا همان مفصل) معرفی شده است (۲). در ادبیات مربوط به مطالعات هماهنگی و درجات آزادی، برای حفظ تعادل روی پایداری سنج به استفاده از دو مچ پا و راهبرد زانو اشاره شده و افزایش تغییرپذیری زوایای مفصلی در یک دوره تمرین یا اکتساب مهارت دال بر آزادسازی درجات آزادی معرفی شده است (۴). در این تحقیق با مقایسه تغییرپذیری نسبی زوایای مفصلی شاهد غلبه راهبرد مچ پا در هر سه کوشش بودیم، اما تبیین نحوه کنترل درجات آزادی از این نظر دشوار است که ظاهراً تغییرات ناشی از تمرین در آن به محدودیت های آناتومیکی و به ویژه هدف تکلیف بستگی دارد (۱۱). به بیان ساده تر، اگر هدف تکلیف به جای ثابت نگه داشتن سطح پایداری سنج، افزایش یا

بهینه سازی دامنه حرکت باشد. (هونگ و نیوول، ۲۰۰۶) یا مانند تحقیق هاجز و همکارانش^۱ (۲۰۰۵) یک تکلیف مجرد سری - دمی را شامل شود (۸)، روند تغییر حرکت زوایای مفصلی و الگوی به کارگیری اندام ممکن است تغییر یابد.

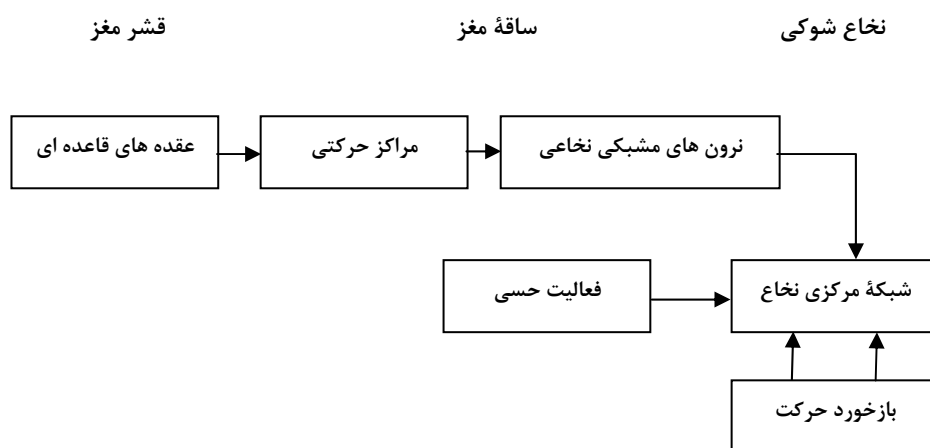
از آنجا که عضلات هنگام حفظ تعادل بدن بر مفاصل اثر می گذارند، نقش همکاری های اندام تحتانی و عضلات مربوط به آنها اهمیت خاصی دارد. راهبرد مچ، با چرخش بدن حول مفاصل مچ تغییراتی در مرکز گرانش به وجود می آورد. این راهبرد موجب فعال شدن عضلات به صورت دمی - سری از بخش های مچ، لگن و تنه می شود (۱۰). به طور معمول راهبرد مچ از گشتاورهای جبرانی مچ که اغتشاشات قلمتی واقع بر سطوح اتکا را تصحیح می کند، استفاده می نماید. از این رو، استفاده مؤثر از راهبرد مچ به حواس دقیق حاصل از اطلاعات حسی پیکری بستگی دارد (۱۷). این موضوع از لحاظ عصب شناختی با سازوکار سلسله مراتبی کنترل حرکات و به ویژه کنترل درجات آزادی اندام هنگام یادگیری تکالیف حرکتی همخوانی دارد. استوارت^۲ (۲۰۰۵) در تحقیقی پیرامون وضعیت بدن و حرکت با تاکید بر گستردگی سازوکار کنترلی دستگاه عصبی مرکزی به مدل سلسله مراتبی عصبی اشاره کرد (شکل ۹) که بر اساس آزمایش ایده برنشتاین در زمینه حرکات جا به جایی شکل گرفته است (۲۰). براساس این مدل، سازماندهی عصبی حرکت در سه سطح و به ترتیب از قشر مغز تا نخاع شوکی به همراه اطلاعات مربوط به فعالیت حسی و بازخورد در هماهنگی و کنترل نقش دارد که صرف نظر از قیود آناتومیکی یا محدودیت های ناشی از تکلیف به توجیه فرایند تثبیت و آزادسازی درجات آزادی در تکالیف مختلف کمک می کند. به عبارت دیگر، می توان گفت با تمرین بیشتر و افزایش کسب مهارت در تکلیف مورد نظر یعنی رسیدن به مرحله خودکاری و نیاز کمتر به توجه و هوشیاری، کنترل درجات آزادی اندام از سطح سوم (قشر مغز) به مراکز پایین تر محول شده و آزادسازی در سطح سازوکارهای عصبی به شکل آزادسازی درجات آزادی در سطح آناتومیکی و بیومکانیکی نمایان می شود. ساولزبرگ و وندر کمپ^۳ (۲۰۰۰) همین ایده را به نحوی دیگر در بحث یادگیری ادراکی و با عنوان درجات آزادی ادراکی^۴ مطرح کردند که برای یادگیری شناسایی و استفاده از اطلاعات ادراکی برای کنترل حرکات به کار می رود (۱۹).

1 - Hodges et al

2 - Stuart

3 - Savelsbergh & Van der Kamp

4 - Perceptual degrees of freedom



شکل ۹ _ کنترل سلسله مراتبی دستگاه حرکتی

مطالعه هماهنگی و کنترل حرکات و به طور اخص تغییرات درجات آزادی و پیدایش ساختارهای هماهنگ در هر یک از سطوح عصبی، ادراکی - شناختی، فیزیولوژیکی و مکانیکی، به ویژگی تکلیف، انتخاب روش مناسب و نیز حیطه مورد علاقه (یادگیری، کنترل یا رشد حرکتی) بستگی دارد (۲۲). برای مثال، برخی محققان با توجه به اصل ویژگی تکلیف یک رابطه غیرخطی بین همبستگی زوایای مفصلی اندام قائل شده اند، از این رو به جای تحلیل همبستگی های خطی از روش های دیگری چون تجزیه و تحلیل مؤلفه های اصلی (PCA) برای بررسی دینامیک درونی استفاده کرده اند (۳). همچنین اخیراً در ادبیات کنترل حرکتی مفهوم جدیدی با عنوان درجات آزادی کارکردی **fDOF** یا درجات آزادی کنترلی **cDOF** برای حل بهتر مشکل تعدد درجات آزادی مطرح شده است. براساس این رویکرد مشکل درجات آزادی را می توان از راه ریاضی و به شکل یک نوع مشکل جبران قیود^۱ تحمیل شده بر دستگاه های حرکتی در نظر گرفت. این مشکل با مجموعه ای از متغیرها $\{x_1, x_2, \dots, x_n\}$ و مجموعه ای از m معادله قید که روابط بین متغیرها را تعیین می کنند، قابل تعریف است، به عبارت دیگر، $f_k(x_1, x_2, \dots, x_n) = 0 \quad k=1, 2, \dots, m$. اما، برای وقوع یک حرکت نمی توان درجات آزادی را به طور کامل محدود و مقید کرد و تعداد توابع قید باید کمتر از درجات آزادی باشند یعنی $m < n$. تفاوت بین m و n به

1 - Constraint Satisfaction Problem

معنی تعداد متغیرهایی است که می توانند به طور مستقل تغییر کنند که همان درجات آزادی واقعی درگیر در یک حرکت هستند. واژه درجات آزادی کارکردی برای توصیف درجات آزادی بسیار محدود طی تکلیف حرکتی خاص پیشنهاد شده است. fDOF بر اساس مفهوم DOF بنا نهاده شده است و می تواند به عنوان درجات آزادی باقی مانده تعریف شود که اجازه دارند به طور مستقل طی یک تکلیف حرکتی به دلیل تحمیل m قید ویژه تکلیف بر n درجه آزادی اصلی تغییر کنند و معادله آن به صورت $fDOF = n - m$ است (۱۴).

امروزه برای بررسی هماهنگی حرکات پیچیده تر از روش های دینامیک غیرخطی (نمای لیاپانوف^۱، بُعد همبستگی^۲، آنتروپی تقریبی^۳) استفاده می شود، اما ارزش مطالعات همبستگی خطی در کنار این روش ها و دیگر روش های موجود از جمله کدگذاری بردار^۴، تجزیه و تحلیل مرحله نسبی، و رسم نمودارهای زاویه - زاویه (متغیر در مقابل متغیر) همچنان به قوت خود باقی است به ویژه می توان از این روش به عنوان گام اول تحقیقات الگوی هماهنگی در حرکات مجرد سود جست. علاوه براین، برای انجام تحقیقات آتی در این زمینه توصیه می شود که برخی محدودیت های فنی مهم از جمله حجم بسیار زیاد داده ها، سرعت حرکت، متناسب بودن تکنیک فیلمبرداری و زمان بر بودن پردازش داده ها مدنظر قرار گیرند و ابتدا از الگوهای حرکتی ساده در یک صفحه حرکتی استفاده شود. همچنین می توان رشد هماهنگی درجات آزادی را در کودکان یا نحوه کنترل آن را در افراد مبتدی و زنده بررسی کرد.

۱. زمردی مقدم، حسام . (۱۳۸۷). "اندازه گیری و تحلیل استراتژی تعادلی بدن بر روی یک تعادل سنج چرخشی" پایان نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه صنعتی شریف.

۲. مگیل، ریچارد (۱۳۸۰). "یادگیری حرکتی مفاهیم و کاربردها" ترجمه محمدکاظم واعظ موسوی و معصومه شجاعی، انتشارات پژوهشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی وزارت علوم، تحقیقات و فناوری .

1 - Lyapunov Exponent
2 - Correlation Dimension
3 - Approximate Entropy
4 - Vector Coding

3. Balasubramaniam, R., & Turvey, M.T. (2004). "Coordination modes in the multisegmental dynamics of hula hooping". *Biological Cybernetics*, 90, PP:176-190.
4. Caillou, N., Nourrit, D., Deschamps, T., Lauriot, B. & Delignieres, D. (2002). "Overcoming spontaneous patterns of coordination during the acquisition of a complex balancing Task". *Canadian Journal of Experimental Psychology*, 56, PP:284-294.
5. Delignieres, D., Nourrit, D., Sioud, R., Leroyer, P., Zattara, M., Micaleff, J.P. (1998). "Preferred coordination modes in the first steps of the learning of a complex gymnastics skill". *Human Movement Science*, 17, PP:221-241.
6. Derrick, T.R., Thomas, J.M. (2004). "Time Series Analysis : The Cross-Correlation Function". In N. Stergiou (Ed.), *Innovative Analyses of Human Movement : Analytical tools for human movement research*. *Human Kinetics*.
7. Haehl, V., Vardaxis, V., Ulrich, B. (2000). "Learning to cruise: Bernstein's theory applied to skill acquisition during infancy". *Human Movement Science*, 19, PP:685-715.
8. Hodges, N.,J., Hayes, S., Horn, R.R. & Williams, A.M. (2005). "Changes in coordination, control and outcome as a result of extended practice on a novel motor skill". *Ergonomics*, Vol. 48, Nos. 11-14, PP:1672-1685.
9. Hong, S.L., and Newell, K.M. (2006). "Change in the organization of degrees of freedom with learning". *Journal of Motor Behavior*, Vol. 38, No. 2, PP:88-100.
10. Horak, F.B. and Nashner, L.M. (1986). "Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations". *Journal of Neurophysiology*, 55, PP:1369-1381.
11. Ko, Y.G., Challis, J. H., Newell, K.M. (2003). "Learning to coordination redundant degrees of freedom in a dynamic balance task". *Human Movement Science*, 22, PP:47-66.

12. Lagarde, J., Peham, C., Licka, T. & Kelso, J.A.S. (2005). "Coordination dynamics of the horse-rider system. *Journal of Motor behavior*, 37(6), PP:418-424.
13. Latash, M.L., Scholz, J.P. & Schoner, G. (2007). "Toward a new theory of motor synergies". *Motor Control*, 11, PP:276-308.
14. Li, Z. M. (2006). "Functional degrees of freedom". *Motor Control*, 10, PP:301-310.
15. McDonald, P.V., Van Emmerik, R.E.A. & Newell, K.M. (1989). "The effects of practice on limb kinematics in a throwing task". *Journal of Motor behavior*, 21(3), PP:245-264.
16. Megrot, F., & Bardy, B.G. (2006). "Changes in phase space during learning an unstable balance". *Neuroscience Letters*, 402, PP:17-21.
17. Nashner, L.M. (1997). "Physiology of balance, with special reference to the healthy elderly". In: *Gait disorders of aging : falls and therapeutic strategies*. Eds: Masdeu, J.C., Sudarsky, L. and Wolfson, I. Philadelphia: Lippincott-Raven. PP: 37-53.
18. Punakallio, A. (2005). "Balance abilities of workers in physically demanding jobs: with special reference to firefighters of different ages". *Journal of Sports Science and Medicine*, 4, Suppl. 8, PP:1-43.
19. Savelsbergh, G.J. P., Van der Kamp, J., Oudejans, R.R.D., & Scott, M.A. (2004). "Perceptual learning is mastering perceptual degrees of freedom". In A.M. Williams and N.J. Hodges (Eds), *Skill Acquisition in Sport : Research , theory and practice*, Routledge.
20. Stuart, D.G. (2005). "Integration of posture and movement : Contributions of Sherrington, Hess, and Bernstein". *Human Movement Science*, 24, PP:621-643.
21. Temprado, J., Della-Graa, M., Farrell, M., Laurent, M. (1997). "A novice-expert comparison of (intra-Limb) coordination subserving the volleyball serves". *Human Movement Science*, 16, PP:653-676.

-
22. Vereijken, B., Van Emmerik, R.E.A., Whiting, H.T.A., & Newell, K.M. (1992). "Free(z)ing degrees of freedom in skill acquisition". *Journal of Motor Behavior*, 24, PP:133-142.
23. Worringham, C.J., Smiley-Oyen, A.L., & Cross, C.L. (1996). "Neural basis of motor learning in humans". In H.N. Zelaznik (Ed.), *Advances in Motor Learning and Control. Human Kinetics*.