

## شناسایی استراتژی کنترل تعادل، در اجرای بالانس روی پارالل

پرویز زارعی<sup>۱</sup>، دکتر مهرداد عنبریان<sup>۲</sup>، دکتر محسن صادقی مهر<sup>۳</sup>، دکتر نادر فرهپور<sup>۴</sup>

۱. کارشناس ارشد تربیت بدنی

۲ و ۳. استادیار دانشگاه بوعلی سینا همدان

۴. دانشیار دانشگاه بوعلی سینا همدان

تاریخ پذیرش: ۸۸/۲/۲۸

تاریخ دریافت: ۸۷/۴/۲۳

### چکیده

هدف از این مطالعه، شناسایی استراتژی کنترل تعادل هنگام اجرای بالانس بر روی پارالل بود. تعداد ۸ نفر ژیمناست باتجربه (میانگین سن  $16/62 \pm 1/59$  سال، قد  $160/75 \pm 4/94$  سانتی‌متر و وزن  $53/24 \pm 7/14$ ) در این تحقیق شرکت کردند. تعداد ۱۸ مارکر منعکس کننده نور کروی شکل، به قطر ۲ سانتی‌متر روی نقاط مشخص شده آناتومیکی آزمودنی‌ها نصب شد. آزمودنی‌ها، حرکت بالانس را سه بار روی یک پارالل شبیه سازی شده انجام دادند. حرکت بالانس با استفاده از سیستم آنالیز حرکتی<sup>۱</sup> (Motion Analysis system) با سه دوربین دیجیتال و با فرکانس ۱۲۰ هرتز به مدت ۵ ثانیه ثبت گردید. اندازه‌های آنتروپومتریک هر فرد شامل جرم اندام‌ها، موقعیت مرکز جرم و طول هر اندام تعیین گردید. دامنه حرکتی، سرعت و شتاب زاویه ای مفاصل مختلف بدن در نرم افزار Eva محاسبه شد، سپس با استفاده از روش دینامیک معکوس در محیط نرم افزار MATLAB و بهره‌گیری از یک مدل ۵ قسمتی، گشتاور مفاصل میچ دست، آرنج، شانه و ران محاسبه شد. برای کاهش پارازیت‌های اطلاعات از فیلتر دیجیتال با فرکانس برشی ۲ هرتز مورد استفاده قرار گرفت. جهت تحلیل داده‌ها از تست‌های آماری MANOVA و t وابسته استفاده گردید ( $p < 0/05$ ). میزان تغییرات و نوسانات مرکز جرم اندام‌ها و مرکز جرم کلی بدن در جهت قدامی - خلفی بیشتر از جهت داخلی - خارجی بود ( $p = 0/005$ ). گشتاور مفاصل میچ دست، آرنج، شانه و ران در کنترل تعادل دخالت داشتند، اما نقش گشتاور مفصل میچ دست بیشتر از سایر مفاصل بود.

<sup>1</sup>. Motion (Analysis system)

در نتیجه‌گیری کلی اینکه، درگیری گشتاور مفاصل برای حفظ تعادل در اجرای بالانس روی پارالل به ترتیب میچ، آرنج، شانه و ران است.

**کلیدواژه‌های فارسی:** بالانس روی دست، دینامیک معکوس، استراتژی کنترل تعادل و گشتاور مفاصل.

---



### مقدمه

اگر چه توانایی نگهداری تعادل و پایداری بدن برای انجام فعالیت‌های روزمره و اجرای مهارت‌های حرکتی و ورزشی ضروری است. اما بشر تاکنون نتوانسته همه جزئیات حفظ تعادل را بررسی کند و به این سؤال که چگونه تعادل برقرار می‌شود، به‌طور کامل پاسخ گوید. کنترل تعادل بدن نیازمند همکاری سه منبع حسی بینایی، دهلیزی و حسی- عمقی است (۱). اطلاعات فراهم شده توسط این سه سیستم به وسیله سیستم عصبی مرکزی یکپارچه می‌شود و به صورت پاسخ حرکتی مناسب برای نگهداری تعادل بدن به اجرا در می‌آید. محققان زیادی به بررسی الگوهای فعالیت عضلانی یا استراتژی‌های حرکتی در وضعیت ایستاده روی پاها پرداخته‌اند. با توجه به نحوه تحریک عضلات و حرکت اندام‌های مختلف، سه استراتژی مشتمل بر استراتژی مچ پا، ران و قدم برداشتن به منظور نگهداری تعادل بدن مشخص شده‌اند (۲). استراتژی مچ پا اولین استراتژی کنترل کننده نوسان در وضعیت ایستاده روی پاها می‌باشد که حول مفصل مچ پا متمرکز است. در این استراتژی با حرکت بدن حول مفصل مچ پا، حرکت مرکز جرم بدن  $COM^1$  در محدوده پایداری سطح اتکا باقی می‌ماند. این استراتژی، هنگامی که نیروهای برهم زننده تعادل کوچک و سطح اتکا سفت باشد، به کار می‌رود. در استراتژی ران موقعیت  $COM$  با ایجاد حرکت بزرگ و سریع در مفصل ران و حرکت مخالف در مفصل مچ پا کنترل می‌شود. استراتژی ران برای بازگرداندن تعادل در برابر نیروهای برهم زننده بزرگ‌تر، سریع‌تر و در وضعیت آشفته و یا زمانی که سطح اتکا کوچک است، مورد استفاده قرار می‌گیرد. وقتی آشفته‌گی ایجاد شده به حدی شدید باشد که استراتژی مچ پا و ران برای حفظ تعادل کافی نباشد، از استراتژی گام برداشتن برای برگرداندن مرکز ثقل به محدوده سطح اتکا استفاده می‌شود (۲).

بسیاری از محققان به بررسی جوانب مختلف فرایند حفظ تعادل در انسان پرداخته‌اند. برای مثال، برخی از محققان به بررسی فرایند حفظ تعادل در بیماری‌های مختلف عصبی - عضلانی (۲۳،۲۴)، گروه‌های سنی (۱۸،۲۱) و جنسیت (۲۲،۱۸) پرداخته‌اند. در این میان، عده‌ای نیز به بررسی حفظ تعادل در اجرای مهارت‌های ورزشی پرداخته‌اند (۳،۴). برای مثال، محققان به مطالعه موضوع تعادل در ورزش ژیمناستیک و مقایسه آن با برخی از رشته‌های ورزشی دیگر پرداخته و نقش سیستم‌های درگیر در حفظ تعادل در این رشته ورزشی را مورد بررسی قرار داده‌اند (۳،۴).

در بین مهارت‌های متنوع ژیمناستیک، حفظ تعادل روی دست‌ها (بالانس) به عنوان یک مهارت پایه و کلیدی اهمیت زیادی دارد که یادگیری مطلوب این حرکت می‌تواند موجب بالا رفتن

<sup>1</sup>. Center of Mass

کیفیت اجرای حرکات مختلف ژیمناستیک و در نتیجه موجب کسب امتیاز بالاتر گردد (۵). در مقایسه با وضعیت ایستادن روی پاها، بالانس روی دست از پایداری کمتری برخوردار است، چون در حالت ایستادن روی دست‌ها سطح اتکا نسبت به ایستادن روی پاها کاهش می‌یابد (۶)، اطلاعات سیستم‌های بینایی و وستیبولار تغییر پیدا می‌کند (۷)، عضلات مچ دست برای تحمل وزن و تولید گشتاور کافی حول مچ سازگاری ندارند و سرانجام حالت ایستادن روی دست‌ها یک حالت کمتر تمرین شده است (۸).

استراتژی مورد استفاده در حفظ تعادل، با میزان نوسانات، سرعت و دامنه تغییر وضعیت مفاصل درگیر در عملکرد تعادلی ارتباط مستقیم دارد. اغلب مطالعات انجام شده روی تعادل، در حالت ایستاده آناتومیکی (ایستادن روی پاها) انجام شده و کمتر به وضعیت وارونه (روی دست‌ها) توجه شده است. در اجرای حرکت بالانس و استراتژی‌های درگیر اطلاعات بسیار اندکی در دسترس است که نیاز به بررسی دقیق و مشخص کردن جزئیات بیشتری دارد. در مطالعه‌ای که توسط Kerwin و Trewarthe در سال ۲۰۰۱ میلادی انجام شده، استراتژی مچ، شانه و ران برای کنترل تعادل در حالت بالانس نام برده شده است (۹). در مطالعه انجام شده نقش مفصل آرنج در حفظ تعادل مورد توجه قرار نگرفت که به نظر می‌رسد پرداختن به آن ضروری است. همچنین با توجه به کاربرد حفظ تعادل روی وسایل مختلف ژیمناستیک مانند پارالل و دارحلقه که نیازمند گرفتن (Grip) می‌باشد، بررسی استراتژی حفظ تعادل در این وضعیت را ضروری می‌سازد که توجه به آن به ارتقای سطح کیفی و اجرای زیبای حرکات کمک می‌کند. از سوی دیگر، تعیین استراتژی‌های حفظ بالانس روی پارالل می‌تواند در شناخت عوامل مرتبط با کنترل پاسچر در وضعیت وارونه و آموزش این مهارت مؤثر باشد. بنابراین هدف از این تحقیق، شناسایی استراتژی حفظ تعادل در اجرای بالانس روی پارالل شبیه‌سازی شده بود.

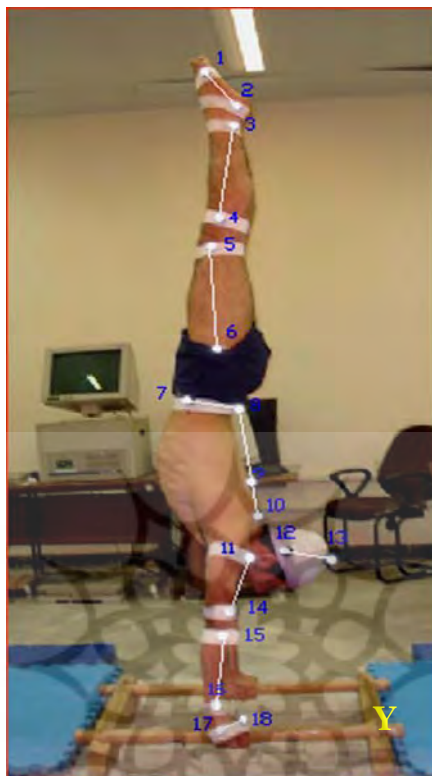
### روش تحقیق

این تحقیق از نوع تحقیقات نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. جامعه آماری این تحقیق کلیه ژیمناست‌های با تجربه شهر همدان بودند که تعداد هشت نفر از آنها (سن  $16/62 \pm 1/59$  سال، قد  $160/75 \pm 4/94$  سانتی‌متر، وزن  $53/24 \pm 7/14$  کیلوگرم و سابقه تمرینات ژیمناستیک  $8/37 \pm 0/91$  سال) پس از تکمیل فرم رضایت نامه در این تحقیق شرکت کردند.

برای جمع آوری اطلاعات و ثبت حرکت بالانس روی پارالل از سیستم آنالیز حرکتی<sup>۱</sup> با سه دوربین دیجیتال سرعت بالا مورد استفاده قرار گرفت. برای اینکه حرکت آزمودنی برای دوربین‌ها قابل شناسایی باشد، قبل از شروع آزمایش تعداد ۱۸ مارکر منعکس کننده نور کروی شکل به قطر ۲ سانتی‌متر توسط چسب‌های دوطرفه روی نقاط آناتومیکی مشخص شده سمت راست بدن آزمودنی چسبانیده شد. همچنین دو مارکر نیز روی میله پارالل نصب گردید. نحوه قرار گرفتن مارکرها به این ترتیب بود: مارکرها ۱ و ۲ روی پا (استخوان کف پای پنجم - پاشنه)، مارکرها ۳ و ۴ روی ساق پا (قوزک خارجی - انتهای بالایی استخوان نازک نی)، مارکرها ۵ و ۶ روی ران (پی‌کندیدل خارجی - تروکانتر بزرگ)، مارکرها ۷ و ۸ روی لگن (خار خصره قدامی - مفصل کمری خاجی  $L_5-S_1$ )، مارکرها ۹ و ۱۰ بر روی تنه (مه‌ره‌های اول و دهم پشتی)، مارکرها ۱۲ و ۱۳ روی سر (گیجگاهی - بالای سر)، مارکرها ۱۱ و ۱۴ روی بازو (انتهای پایینی بازو - زائده آخرمی)، مارکرها ۱۵ و ۱۶ روی ساعد (مچ دست و انتهای بالایی ساعد)، مارکرها ۱۷ و ۱۸ روی دست (استخوان‌های اول و چهارم کف دست) (شکل ۱).



<sup>۱</sup> . kerwin and Trewarthe



شکل ۱. نحوه قرارگیری مارکرها، روی بدن آزمودنی و جهت محورهای مختصات محل جمع آوری اطلاعات

پس از گرم کردن بدن و چسبانیدن مارکرها، روی بدن آزمودنی، از وی خواسته شد که حرکت بالانس روی پارالل را انجام دهد. پس از اینکه آزمودنی به حالت تعادل رسید، حرکت بالانس توسط سه دوربین پر سرعت با فرکانس ۱۲۰ هرتز به مدت ۵ ثانیه ثبت گردید (۹). چیدمان دوربین‌ها با زاویه ۳۰ درجه نسبت به یکدیگر بود (۱۰). هر آزمودنی سه بار حرکت بالانس را اجرا کرد و از سه تکرار میانگین‌گیری به عمل آمد. وضعیت سر و زمان استراحت بین آزمون‌ها برای آزمودنی‌ها آزاد بود (۱۱).

برای کاهش پارازیت و هموار سازی منحنی‌های داده‌ها، از فیلتر موجود در سیستم با فرکانس برشی دو هرتز استفاده شد (۱۲). دامنه حرکتی مفاصل مختلف بدن در نرم افزار EVa محاسبه گردید. در این نرم افزار، زاویه مفاصل با توجه به مارکهای قرار داده شده روی اعضای مجاور آن مفصل محاسبه می‌گردد. در تحقیق حاضر تعریف زاویه مفاصل بدین شرح بود:

زاویه مچ دست عبارت بود از: زاویه بین ساعد و دست. زاویه آرنج از زاویه بین ساعد و بازو به دست می‌آمد. زاویه شانه از زاویه حاصله بین تنه و بازو تشکیل می‌شد. زاویه ران از زاویه بین تنه و ران به دست می‌آمد و زاویه زانوهوم زاویه بین ران و ساق پا در نظر گرفته می‌شد. برای محاسبه گشتاور مفاصل از دینامیک معکوس با روش نیوتن اولر<sup>۱</sup> استفاده شد. در این روش هر عضو از بدن به عنوان یک جسم صلب فرض شده است که از طریق یک مفصل لولایی بدون اصطکاک به عضو مجاور متصل می‌شود؛ جرم هر عضو به صورت متمرکز در مرکز جرم آن قرار می‌گیرد و نیروها و گشتاورها در دو سر هر عضو اعمال می‌شوند. در هر عضو، فرض بر این است که مرکز جرم و گشتاور اینرسی در هنگام حرکت، ثابت و بدون تغییر باقی می‌ماند (۱۳، ۱۴، ۱۵). با فرض متقارن بودن حرکت، از یک مدل دو بعدی در صفحه ساجیتال متشکل از ۵ عضو استفاده شد. اعضای مدل شامل: دست، ساعد، بازو، تنه و پاها بود. ذکر این نکته ضروری است که تنه شامل سر، سینه و شکم می‌باشد. اعضای مدل توسط چهار مفصل مچ دست، آرنج، شانه و ران به یکدیگر متصل شده‌اند. برای محاسبه طول هر یک از اعضا از مختصات مارکرهای نصب شده روی مفاصل استفاده شد و طول هر یک از اعضا ساعد، بازو، تنه و پاها محاسبه و آنگاه با استفاده از جدول آنترپومتریکی، جرم و محل مرکز جرم هر یک از اعضا تعیین گردید (۱۶).

محاسبه دینامیک معکوس، در نرم افزار MATLAB نوشته شد. ورودی برنامه شامل طول، جرم، فاصله مرکز جرم تا مفصل در اعضای ساعد، بازو، سر و تنه، پاها در هر یک از آزمودنی‌ها بود. در این رابطه، یک ماتریس شامل ۱۳ ستون و ۶۰۰ سطر در محیط Excel ایجاد شد که ستون اول این ماتریس شامل: بازه‌های زمانی ۰/۰۰۸۳۳۳ ثانیه به مدت ۵ ثانیه بود. ستون‌های دوم، سوم و چهارم به ترتیب: موقعیت زاویه‌ای، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای مچ دست را تشکیل می‌دادند. ستون‌های پنجم، ششم و هفتم به ترتیب: معرف موقعیت زاویه‌ای، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای آرنج بودند. ستون‌های هشتم، نهم و دهم به ترتیب: موقعیت زاویه‌ای، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای شانه را در بر می‌گرفتند. در نهایت، ستون یازدهم تا سیزدهم به ترتیب: موقعیت زاویه‌ای، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای ران را تشکیل می‌دادند.

بر این اساس و با مشخص بودن موقعیت زاویه‌ای، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای هر یک از مفاصل مچ دست، آرنج، شانه و ران و نیز در دست داشتن ارقام مربوط به طول، جرم، فاصله مرکز جرم تا مفصل هر یک از آزمودنی‌ها گشتاور مفاصل یاد شده در هر لحظه و به مدت ۵

<sup>۱</sup>. Newton Euler

MATLAB محاسبه شد. ارقام حاصل از محاسبات صورت گرفته با استفاده از

قد و وزن آزمودنی‌ها نرمالیزه گردیدند.

برای محاسبه تغییرات و نوسانات مرکز جرم کل بدن، ابتدا مرکز جرم اعضا با استفاده از جدول آنتروپومتریک تعیین و سپس تغییرات و نوسانات آن با استفاده از مختصات مارکرهای دو سر عضو محاسبه شد. در مرحله بعدی، با استفاده از فرمول‌های زیر تغییرات و نوسانات مرکز جرم کلی بدن در هر دو جهت "قدامی-خلفی" و "داخلی-خارجی" مورد محاسبه قرار گرفت (۱۶، ۱۷).

$$COM_x = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^5 (m_i x_i)$$

$$COM_y = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^5 (m_i y_i)$$

که در این روابط:

$m_i$ : جرم هر یک از اعضا

$M$ : جرم کل بدن

$x_i$ : جابه‌جایی هر عضو در جهت "قدامی-خلفی"

$y_i$ : جابه‌جایی هر عضو در جهت "داخلی-خارجی"

متغیرهای وابسته در این تحقیق نوسانات مرکز جرم اعضای بدن، نوسانات مرکز جرم کلی بدن، دامنه حرکتی

مفاصل مختلف بدن و نوسانات گشتاور مفاصل مختلف بدن بودند.

برای مقایسه تغییرات و نوسانات اندام‌های مختلف بدن در جهت‌های "قدامی-خلفی" و "داخلی-خارجی" و نیز تغییرات و نوسانات مفاصل مختلف بدن، از تست آماری آنالیز واریانس چند متغیره (MANOVA) بهره گرفته شد. برای مقایسه تغییرات و نوسانات مرکز جرم در دو جهت "قدامی-خلفی" و "داخلی-خارجی" از تست  $t$  وابسته استفاده شد. سطح معنی‌داری ۰/۰۵ برای کلیه تحلیل‌های آماری در نظر گرفته شد.

## نتایج

در جدول (۱) نشان داده شده است که بین نوسانات حرکت مرکز جرم اندام‌های پا، ساق، ران، تنه و سر در دو جهت "قدامی-خلفی" و "داخلی-خارجی" اختلاف معنی‌داری وجود دارد.



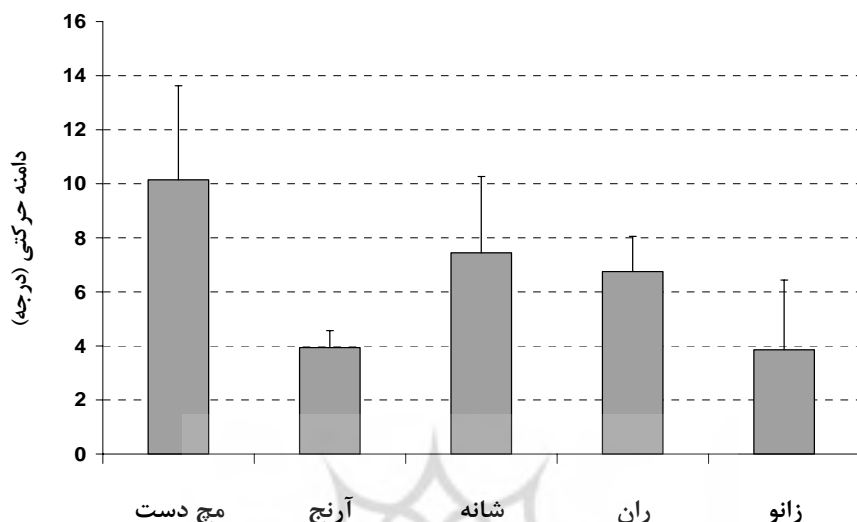
بدین معنی که میزان نوسانات در جهت "قدامی-خلفی" بیشتر از جهت "داخلی-خارجی" است، در حالی که اختلاف میزان نوسانات حرکت مرکز جرم در اندام‌های بازو و ساعد معنی‌دار نیست، گرچه در جهت قدامی - خلفی میزان نوسانات بیشتر می‌باشد. بیشترین میزان نوسانات حرکت مرکز جرم اندام‌ها در دو جهت "قدامی-خلفی" و "داخلی-خارجی" در اندام پا و کمترین نوسانات در بازو بوده است.

جدول ۱. میزان نوسانات حرکت مرکز جرم اندام‌ها در جهت‌های "قدامی-خلفی" و "داخلی-خارجی"

ارزش p	جهت "داخلی-خارجی" (mm)	جهت "قدامی-خلفی" (mm)	جهت
			عضو
۰/۰۴۲	۱۱/۹۸±۳/۰۳	۲۳/۰۱±۱۰/۶۹	پا
۰/۰۳۱	۷/۷۳±۱/۰۷	۱۴/۵۴±۶/۶۲	ساق
۰/۰۰۳	۵/۲۵±۱/۱۲	۷/۹۲±۱/۳۵	ران
۰/۰۱۶	۴/۶۷±۰/۸۳	۷/۸۳±۲/۹۳	تنه
۰/۰۱۲	۴/۵۵±۱/۴۵	۷/۸۷±۳/۹۷	سر
۰/۱۲۰	۴/۵۴±۱/۳۳	۵/۰۵±۲/۳۶	بازو
۰/۰۶۳	۷/۱۳±۶/۷۱	۹/۲۱±۷/۱۷	ساعد

میزان انحراف دو عضو متصل به هم نسبت به یکدیگر، مشخص کننده زاویه مفصل بین آن دو عضو است. با توجه به این تعریف، تغییرات دامنه حرکتی مفاصل میچ دست، آرنج، شانه، تنه، ران و زانو مورد بررسی قرار گرفته که میانگین و انحراف استاندارد آن در شکل (۲) نشان داده شده است.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی  
پرتال جامع علوم انسانی



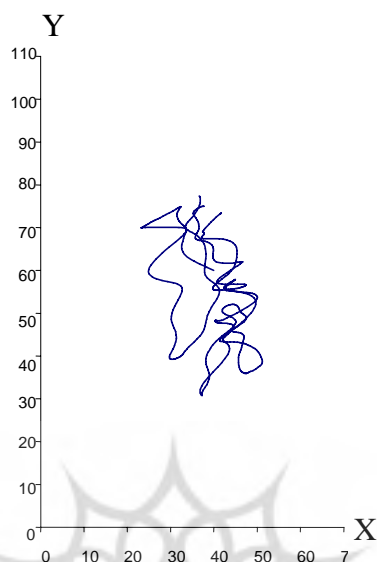
شکل ۲. میانگین و انحراف استاندارد دامنه حرکتی مفاصل

بررسی میزان تغییرات زاویه‌ای مفاصل نشان می‌دهد که بیشترین دامنه حرکتی در مفصل مچ دست (۱۰/۱۴ درجه) بود. دامنه حرکتی مفاصل ران (۶/۷۵ درجه)، شانه (۷/۴۴ درجه)، آرنج (۳/۹۴ درجه)، زانو (۳/۸۵ درجه) به ترتیب در رتبه‌های بعدی قرار داشته‌اند. همچنین نتایج نشان داد که اختلاف معنی داری بین دامنه حرکتی مچ و آرنج ( $p=0/009$ )، مچ و شانه ( $p=0/013$ )، مچ و زانو ( $p=0/001$ )، آرنج و شانه ( $p=0/032$ )، آرنج و ران ( $p=0/027$ )، شانه و زانو ( $p=0/014$ )، ران و زانو ( $p=0/01$ ) وجود دارد، اما بین دامنه حرکتی مچ و ران ( $p=0/079$ )، آرنج و زانو ( $p=0/093$ )، شانه و ران ( $p=0/67$ ) اختلاف معنی داری مشاهده نشده است. در جدول (۲)، میزان نوسانات مرکز جرم کلی بدن در جهت "قدامی-خلفی" و "داخلی-خارجی" آورده شده است. نتایج نشان می‌دهد که میزان نوسانات در جهت "قدامی-خلفی" بیشتر از جهت "داخلی-خارجی" است ( $p=0/005$ ).

جدول ۲. میزان نوسانات حرکت مرکز جرم کلی بدن

نوسانات (mm)	جهت
۱۲/۷۵±۳/۰۴	قدامی-خلفی
۵/۴۹±۱/۷۷	داخلی-خارجی

میزان نوسانات مرکز جرم کلی بدن برای یک آزمودنی در شکل (۳) نشان داده شده است.



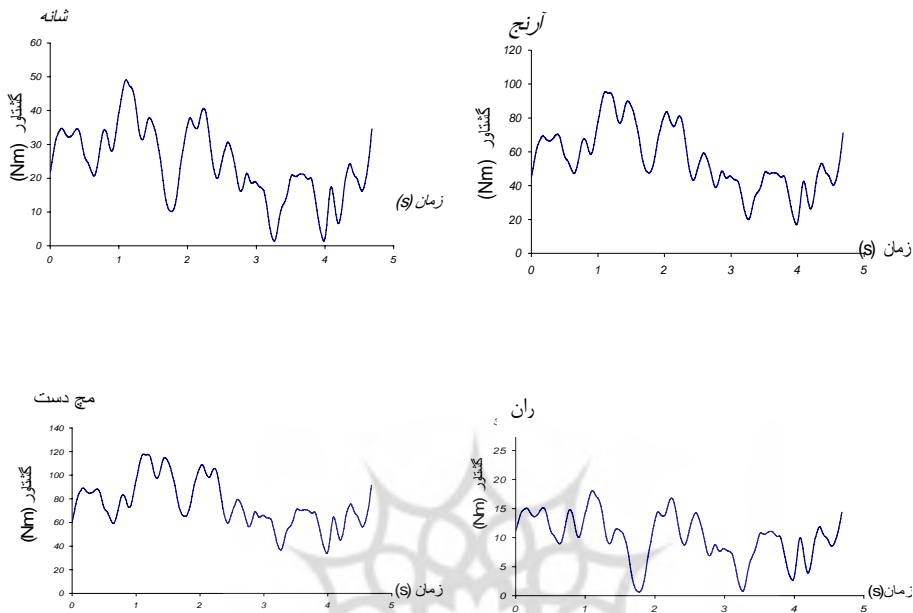
شکل ۳. نوسانات حرکت مرکز جرم کلی بدن (mm)

میانگین و انحراف استاندارد نوسانات گشتاور مفاصل مچ دست، آرنج، شانه، ران آزمودنی‌ها در جدول (۳) به نیوتن متر (N.m) نشان داده شده است. بررسی گشتاور مفاصل نشان داده که میزان نوسانات گشتاور مچ دست بیشتر از سه مفصل دیگر بود. کمترین میزان نوسانات گشتاور نیز در مفصل ران دیده شده. که این امر بیانگر نقش اصلی حفظ بالانس توسط مفصل مچ دست است.

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد نوسانات گشتاور مفاصل به نیوتن متر (N.m)

مفصل	مچ دست	آرنج	شانه	ران
نوسانات گشتاور	$19/92 \pm 4/1$	$41 \pm 2/88$ ۱۵	$10/50 \pm 1/88$	$4/20 \pm 1/43$

در شکل (۴) نمودار گشتاور مفاصل مچ دست، آرنج، شانه، ران یک آزمودنی نشان داده شده است.



شکل ۴. نمودار گشتاور مفاصل مچ دست، آرنج، شانه، ران در یک آزمودنی

### بحث و نتیجه گیری

بررسی میزان نوسانات مرکز جرم اندامها و مرکز جرم کلی بدن نشان داده که میزان نوسانات مرکز جرم اندامها و مرکز جرم کلی بدن در جهت قدامی - خلفی بیشتر از جهت داخلی - خارجی می‌باشد. این امر منطقی به نظر می‌رسد زیرا در وضعیت معکوس پاسچر به علت مستطیل شکل بودن سطح اتکا حفظ تعادل بیشتر در جهت قدامی - خلفی با مشکل مواجه شده و باعث افزایش نوسانات بدن در این جهت می‌شود که این عامل باعث کاهش پایداری خواهد شد.

بر اساس اطلاعات محققان، مطالعه حاضر برای اولین بار میزان نوسانات مرکز جرم اندامها و مرکز جرم کلی بدن را در حالت اجرای بالانس روی پارالل بررسی کرده است. بنابراین تحقیق مشابهی برای مقایسه با نتایج این تحقیق به دست نیامد. اما یافته‌های این تحقیق با تحقیقات انجام شده پیشین که تغییرات و نوسانات مرکز جرم اندامها و مرکز جرم کلی بدن در وضعیت ایستادن روی پاها را بررسی کرده‌اند، همسو بود. مطالعات در وضعیت ایستادن نشان داده است

که افزایش میزان نوسانات مرکز جرم کلی بدن و مرکز فشار پاها بیانگر کاهش تعادل و پایداری می‌باشد (۱۷).

با توجه به نتایج به‌دست آمده، در حرکت بالانس، میزان نوسانات مرکز جرم اندام‌های بالایی (پا - ساق - ران) بیشتر از اعضای پایینی است. این یافته‌ها با تحقیقات پیشین که تعادل را در وضعیت ایستادن روی پاها بررسی نموده‌اند همخوانی دارد. بررسی‌های انجام شده در حالت ایستادن روی پاها نشان داده است که بدن در این وضعیت شبیه یک پاندول معکوس دارای نوسان است (۱۸، ۱۷) بدین معنی که میزان نوسانات اندام‌های بالایی بیشتر از اندام‌های پایینی است. تنها استثنا در این قاعده در وضعیت وارونه (بالانس روی دست‌ها) در ساعد دست دیده شده که نوسان بیشتری نسبت به اندام‌های بالاتر از خود داشته است (جدول ۲). این اختلاف می‌تواند به این دلیل باشد که هنگامی که فرد در حالت ایستادن روی پاها قرار دارد، در واقع با یک وضعیت تمرین شده مواجه است که عضلات مربوطه مانند عضلات ناحیه زانو برای این وضعیت سازگاری پیدا می‌کنند و قدرت لازم را برای تحمل وزن بدن دارا می‌باشند. اما در وضعیت بالانس وارونه که یک وضعیت کمتر تمرین شده به شمار می‌رود، عضلات ناحیه آرنج علاوه بر برخورداری از قدرت کمتر در مقایسه با عضلات ناحیه زانو در وضعیت ایستاده، سازگاری لازم را هم کسب نمی‌کنند.

نتایج تحقیقات انجام شده نشان می‌دهد که میزان تغییرات و نوسانات مرکز جرم کلی بدن و مرکز فشار پاها در جهت "قدامی - خلفی" بیشتر از جهت "داخلی - خارجی" است و هر چه میزان پایداری کمتر می‌شود این اختلاف در دو هر جهت افزایش می‌یابد.

بررسی میزان تغییرات زاویه‌ای مفاصل، بیشترین تغییرات را در مفصل مچ دست (۳۱ درصد) نشان داده است. تغییرات مفاصل شانه (۲۴ درصد)، ران (۲۱ درصد)، آرنج (۱۲ درصد) و زانو (۱۲ درصد) در مرتبه بعدی قرار داشته‌اند.

با توجه به اینکه این تحقیق برای اولین بار میزان تغییرات مفاصل مختلف بدن را در حالت اجرای بالانس روی پارالل بررسی کرده، بنابراین تحقیق مشابهی برای مقایسه با این نتایج پیدا نشد. اما در مقایسه با تحقیقات انجام شده در حالت ایستادن روی پاها همراه با اعمال آشفستگی خارجی، نتایج تحقیق حاضر با اغلب تحقیقات انجام شده در این وضعیت همسو نبود. نتایج حاصل از تحقیقات انجام شده در حالت ایستاده روی پاها با اعمال آشفستگی خارجی نشان می‌دهد که میزان تغییرات زاویه مفصل ران در این وضعیت بیشتر از مفاصل زانو و مچ پا است (۲۰، ۱۹) که این اختلاف می‌تواند ناشی از نوع آشفستگی یا نوع قرارگیری مفاصل و یا اختلاف بین این دو وضعیت باشد.

بررسی گشتاور مفاصل نشان داد که الگوی مشابهی در میزان گشتاور مفاصل وجود دارد، به این معنی که گشتاور هر چهار مفصل مچ دست، آرنج، شانه و ران در کنترل حرکت مرکز جرم کل بدن (COM) دخالت داشتند، اما تغییرات و نوسانات گشتاور حول مفصل مچ دست بیشتر از سایر مفاصل بود. این امر بدین معنی است که گشتاور مچ دست نقش اصلی را در نگهداری بدن در وضعیت قرار گیری روی دست‌ها ایفا می‌کند. این نتایج با نتایج تحقیقات پیشین که بیان می‌دارند، مفاصل نزدیک به سطح اتکا به عنوان مشارکت کنندگان اصلی برای حفظ تعادل محسوب می‌گردند، همسو می‌باشد (۹).

نتایج مطالعه تری وارت و کروین<sup>۱</sup> در سال ۲۰۰۱ میلادی که به منظور تعیین استراتژی حفظ تعادل در حالت بالانس روی دست انجام گردید بیان داشت که استراتژی اصلی کنترل تعادل در وضعیت قرار گیری روی دست‌ها، استراتژی مچ دست است (۹) که یافته‌های مطالعه حاضر با نتایج مذکور همخوانی دارد.

ضمن اینکه تحقیق حاضر نشان داده است که گشتاور مفصل آرنج نقش مهمی را در حفظ تعادل روی پارالل ایفا می‌کند، که این امر در مطالعه تری وارت و کروین (۲۰۰۱) مورد توجه قرار نگرفته است. بنابراین بررسی نقش آرنج در مطالعات مرتبط با نگهداری بدن در حالی که پاسچر در وضعیت وارونه قرار گرفته است، می‌تواند به عنوان عاملی مؤثر معرفی گردد که تحقیق حاضر آن را برای اولین بار مورد توجه قرار داده است.

با توجه به اینکه تحقیقات نشان داده است که ارزیابی گشتاور مفاصل می‌تواند مبنایی برای تعیین استراتژی کنترل تعادل باشد (۲۰)، می‌توان استراتژی‌های اتخاذ شده در حفظ تعادل در اجرای بالانس روی پارالل را به این صورت تعریف کرد:

- استراتژی مچ دست اولین استراتژی کنترل کننده تعادل در اجرای بالانس روی پارالل است. هدف از این استراتژی نگاه داشتن حرکت افقی مرکز جرم روی سطح تکیه گاه دست‌ها با استفاده از ایجاد گشتاور حول مفصل مچ دست است. این استراتژی مشابه استراتژی مچ پا در حالت ایستادن روی پاها عمل می‌کند.
- استراتژی آرنج، دومین استراتژی کنترل کننده تعادل در اجرای بالانس روی پارالل است. این مطلب مبین این است که مفصل آرنج نقش مهمی را حفظ تعادل روی پارالل ایفا می‌کند. مفصل آرنج در وضعیت وارونه مانند مفصل زانو در حالت ایستادن بر روی پاها عمل می‌کند که در تحقیقات اخیر به نقش مفصل زانو در حفظ تعادل در حالت ایستاده اشاره شده است.

<sup>1</sup>. Trewarth and Kervin

- استراتژی‌های شانه و ران، استراتژی‌های بعدی کنترل کننده تعادل در اجرای بالانس روی پارالل می باشند. این استراتژیها همانند استراتژی ران در حالت ایستاده عمل می‌کنند.

عدم وجود صفحه نیرو<sup>۱</sup> برای اندازه‌گیری نیروهای وارده از زمین محدودیت اصلی این تحقیق بود. بنابراین پیشنهاد می‌شود در مطالعات بعدی با استفاده از صفحه نیرو و تعداد بیشتری دوربین، این حرکت به صورت سه بعدی تحلیل و میزان چرخش اندامها و تغییرات مرکز فشار، همراه با الکترومیوگرافی عضلات، مورد بررسی قرار گیرد. به طور کلی، ترتیب درگیری مفاصل برای حفظ COM در محدوده سطح اتکا عبارت است از دست، آرنج، شانه و ران.

به طور کلی این تحقیق نشان می‌دهد که:

نتیجه‌گیری نهایی اینکه میزان تغییرات و نوسانات مرکز جرم اندامهای بالایی (پا - ساق - ران) بیشتر از اعضای پایینی بود. الگوی مشابهی در میزان گشتاور مفاصل در همه آزمودنی‌ها وجود داشت. گشتاور هر چهار مفصل مچ دست، آرنج، شانه و ران در کنترل حرکت COM دخالت داشتند، اما تغییرات و نوسانات گشتاور حول مفصل مچ دست بیشتر از سایر مفاصل بوده استراتژی حفظ تعادل روی پارالل، مشابه اجرای بالانس روی زمین است.

### منابع:

1. Massion, J. (1994). Postural control system. *Neurobiol.* 4: 877-887.
2. Horak, F. Nashner, L (1986). Central program of postural movements: Adaptations to altered support-surface configurations. *Neurophysiology*, 55:1369-1381.
3. Vuillerme, N. Danino, F. Marin, L. (2001) The effect expertise in gymnastics on postural control. *Neuroscience letters*. 303 :83-86.
4. Asseman, F. Caron, J. (2004) Cremieux is there a transfer of postural ability from specific to unspecific postures in elite gymnasts? *Neuroscience Letters*. 358-386.

۵. عنبریان، مهرداد (۱۳۸۲). اصول آموزش ژیمناستیک. انتشارات پیام نور.

<sup>1</sup> . Force plate

6. Slobounov, S., Newell, K. (1996). Postural dynamics in upright and inverted stances. *Applied Biomech.* 12: 185- 196.
7. McNitt, G., Anderson, D. (1993). Balance control strategies of collegiate divers during the takeoff phase of platform dives. *Sport Sci.* 14:121-128.
8. George, S. (1996). The Handstand: Part Two. *Inside USA Diving*, 3: 8-9.
9. Kerwin, D., Trewartha, G. (2001) Strategies for maintaining a handstand in the anterior posterior direction. *Med Sci Sports Exer.* 33:1182-1188.
10. Eva 7. (2002). Reference manual, Motion Analysis Corporation.
11. Asseman, F., Gahery, Y. (2005) Effect of head position and visual condition on balance control in inverted stance. *Neuroscience Letters.* 375: 134-137.
12. Maurice, R., Trewartha, G. (2003) Control strategy for a hand balance. *Motor Control* 7: 411-430.
۱۳. فرهمند، فرزاد و بشیری، غلامرضا، (۱۳۷۸). تعیین داده‌های آنتروپومتریکی و سینماتیک و نیروهای خارجی برای حل مسائل دینامیک معکوس. فصلنامه مکانیک شریف، سال ۳، شماره ۶.
۱۴. کریگ، جان (۱۳۸۵). مکانیک و کنترل در رباتیک. ترجمه علی مقداری و فائزه میرفخرایی، چاپ سوم، انتشارات دانشگاه صنعتی شریف.
15. Nigg, B., Herzog, W. (1995) *Biomechanics of the muscles – skeletal system.* John Wiley and Sons.
16. Winter, D. (1990) *Biomechanics and motor control of human movement.* Second Edition. Wiley- Interscience. John Wiley and Sons Inc. New York. USA.
17. William, H., Winter, D., James, S. (2004) Kinematics and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait and Posture.* 19: 124–132.
18. Kejonen, P., Kauranen, K., Vanharanta, H. (1998) Body movements in postural balance with motion analysis. *Eur Phys Med Rehabil.* 8: 39-43.
19. Erin, L., Wilson, L., Madigan, S. (2006) Davidson. Postural strategy changes with fatigue of the lumbar extensor muscles. *Gait and Posture.* 23: 348–354.
20. Runge, F., Shupert, C., Horak, F. (1999). Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait and Posture.* 10: 161–170.



21. Era, P. (1985). Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. *J Gerontol.* 40: 287-295.
22. Kinney, L. Liddle, S. (1997). comparison of static and dynamic standing balance in older men versus women. *Physiotherapy Canada.* 49: 207-213.
23. Goldberg, E. kaliser, M (2007). Surface topography cobb angles and cosmetic change in scoliosis. *Spine.* 26: 55-63.
24. Mientjes, J. Frank, S. (1999). Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing *Clin Biomech.* 14: 710- 716.

