DOI: 10.22041/ijbme.2013.13082

Stability and control of human body motion during performing balance motion in Wushu

A. Yavari [1], M. Rostami [2*], A. Esteki [3], A. Tanbakoosaz [4], M. Yousefi Azar Khanian [5]

[1] M.Sc, Biomechanics Department, Faculty of Biomedical Engineering, Science and Research Branch of Islamic Azad Univesity, Tehran, Iran, Afsaneh.Yavari@Gmail.com
[2*] Associate Professor, Biomechanics Department, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of technology, Tehran, Iran.
[3] Professor, Medical engineering and Physics Department, Shahid Beheshti University of Medical Science, Tehran, Iran, aesteki@sbmu.ac.ir
[4] Ph.D Student, Biomechanics Department, Faculty of Biomedical Engineering, Science and Research Branch of Islamic Azad Univesity, Tehran, Iran, A_Tanbakoosaz@yahoo.com
[5] Ph.D Student, Biomechanics Department, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of technology, Tehran, Iran, Yousefiazar@aut.ac.ir

Abstract

Most of the recent biomechanical researches have been focused on the stability of people with disabilities and a few researches have been done on the athletes with high balance skill.The methods of elite athletes in keeping the balance can state valuable information about balance strategies and effective parameters on balance. In this study we calculate local dynamical stability of musculoskeletal systems during a hard balance motion. Eight non elite athletes and six elite athletes in Wushu participatedin this study. Kinematic parameters for quantitative assessment of postural fluctuations were recorded by VICON ® Motion Analysis System. Using Lyapunov stability theory, stability and preparation of athletes were evaluated and the best model in performing the balance motion was shown to the coaches. Results from this study showed that motion pattern and preparation of athletes are effective in the displacements of center of mass and center of pressure and finally the stability of athletes.

Key words: Wushu, Postural Stability, Lyapunov Exponent Theory, Center of mass, Center of pressure.

* **Corresponding author**
Address: *Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), P.O.Box: 15875-3413, I.R. Iran., Postal Code: 15914, Tehran, I.R. Iran*
Tel: *+98 21 64542361*
Fax: *+98 21 64542361*
E-mail: *rostami@aut.ac.ir*

© Copyright 2014 ISBME, http://www.ijbme.org

DOI: 10.22041/ijbme.2013.13082

پایداری و کنترل حرکت بدن انسان در طی اجرای حرکت تعادلی در ورزش ووشو

افسانه یاوری[۱]، مصطفی رستمی[۲*]، علی استکی[۳]، علی تنباکوساز[٤]، مهدی یوسفی آذر[٥]

[۱] دانش‌آموختهٔ کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی (واحد علوم و تحقیقات)، تهران، Afsaneh.Yavari@Gmail.com

[۲] دانشیار، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، تهران.

[۳] استاد، گروه مهندسی و فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، aesteki@sbmu.ac.ir

[٤] دانشجوی دکتر مهندسی پزشکی بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی (واحد علوم و تحقیقات)، تهران، A_Tanbakoosaz@yahoo.com

[٥] دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، تهران، Yousefiazar@aut.ac.ir

چکیده

در سالهای اخیر، مطالعات بیومکانیک بسیاری در مورد پایداری بدن با بکارگیری داده‌های سینماتیک انجام شده است. بیشتر تحقیقات، بر افراد بیمار با ناتوانایی‌های تعادلی متمرکز شده؛ تحقیقات بسیار اندکی برای دستیابی به قابلیتهای ورزشکاران به منظور بهبود اجرای حرکات سخت و پیچیده تعادلی انجام شده است. استفاده از روش‌های ورزشکاران حرفه‌ای در تعادل، می‌تواند اطلاعاتی با ارزش را حول فنون تعادل و پارامترهای مؤثر در ایجاد تعادل به مربیان ارائه کند. در این مطالعه پایداری دینامیک محلی سیستم‌های اسکلتی- عضلانی، هنگام اجرای حرکات تعادلی ارزیابی شده است. شرکت ۸ ورزشکار غیرحرفه‌ای و ٦ ورزشکار حرفه‌ای تالو در ورزش ووشو، الگوی مسیر حرکت مرکز جرم و تغییرات مرکز فشار حین اجرای حرکت تعادلی برای ارزیابی کمی نوسان‌های وضعیتی بدن مطالعه شد. حرکت ورزشکاران بر روی صفحه نیرو انجام شد و با استفاده از ٦ دوربین تحلیل حرکت، پارامترهای سینماتیک حرکت، در فضای سه بعدی اندازه‌گیری و ثبت شدند. با استفاده از تئوری پایداری لیاپانف، پایداری حرکت و سطح آمادگی ورزشکاران بررسی، و الگوی صحیح اجرای حرکات تعادلی YSPH تعیین شد. نتایج این پژوهش نشان داد نوسانات شدید مرکز جرم و مرکز فشار بدلیل عدم اتخاذ الگوی حرکتی مناسب و سطح آمادگی، و نیز ترکیب بدنی ورزشکاران در اجرای حرکات تعادلی است($p<0.05$).

کلیدواژگان: پایداری وضعیتی، تئوری پایداری لیاپانوف، مرکز جرم، مرکز فشار، ووشو.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان حافظ، روبروی سمیه، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، دانشکده مهندسی پزشکی، **کدپستی:** ۱۵۹۱٤

تلفن: ٦٤٥٤٢٣٦١-۰۲۱، **دورنگار:** ٦٤٥٤٢٣٦١-۰۲۱، **پیام نگار:** rostami@aut.ac.ir

© Copyright 2014 ISBME, http://www.ijbme.org

۱- مقدمه

حفظ تعادل مناسب و طبیعی بدن در بسیاری از فعالیت‌های روزانه و حین حرکت ورزشی از اهمیت بسیار زیادی برخوردار است. ورزشکاران همواره در معرض آسیب‌های ناشی از انجام دادن حرکات غلط و غیر اصولی و یا حوادث ورزشی هستند؛ آسیب‌ها با سخت و پیچیده شدن حرکات ورزشی نیز متعاقباً افزایش می‌یابند. اجرای حرکات تعادلی در صورت رعایت نکردن اصول و استاندارد ها، باعث عدم تعادل فرد هنگام اجرای تکنیک می‌شود و ممکن است خسارات جبران ناپذیری بر عضلات بدن ورزشکار وارد شود.

حفظ تعادل مستلزم تعامل سیستم‌های حسی و حرکتی توسط سیستم عصبی مرکزی است. بدون داشتن سطح مناسبی از کنترل وضعی[1] اجرای حرکت‌های ساده مثل راه رفتن، سخت یا غیر ممکن است. تعادل، تنها یک پاسخ واکنشی به تحریک حسی نیست بلکه کنترل تعادل، فعالیتی سازمان‌یافته توسط سیستم عصبی مرکزی است که در کلیه فعالیتهای واکنشی و یا از پیش تعیین شده انجام می‌شود و با تجربیات و اهداف حرکتی قبلی می‌تواند تغییر و یا تطابق یابد. بنابر این، این مسأله به عنوان مهارتی که می‌تواند با آموزش بهبود یابد؛ مطرح است[۱،۲]. پایداری وضعی، عموماً به وسیله ارزیابی موقعیت مرکز جرم بدن و مرکز فشار بدن اندازه‌گیری می‌شود. مرکز فشار، تحت کنترل فعال سیستم عصبی ماهیچه‌ای است. یافتن ارتباط بین مرکز جرم و مرکز فشار بدن در انجام صحیح یک حرکت تعادلی مورد توجه محققان است. تفاوت در موقعیت مرکز فشار و مرکزجرم می‌تواند به‌عنوان سیگنال خطای وضعیت توسط سیستم عصبی- ماهیچه‌ای شناسایی و کنترل شود. تفاوت زیاد بین این دو می‌تواند موجب ناپایداری وضعی باشد[۳]. یکی از روش‌های پر کاربرد در تحلیل و بررسی پایداری سیستم‌ها، استفاده از معیار پایداری لیاپانوف[2] است[٤-۷]. در سال‌های اخیر محققان با استفاده از روش لیاپانوف، پایداری انسان را هنگام راه رفتن یا ایستادن بررسی کرده‌اند[۸].

۲- شرح مسأله

اجرای حرکات سخت و پیچیده، پیوستگی در اجرای حرکات و پایداری در اجرای تکنیک از عوامل اصلی در اجرای فرم تالو درمسابقات ووشو هستند. ورزشکار هنگام اجرای تکنیک، بدن را با زوایای مشخص در حالت تعادل برای مدت چند ثانیه (حدود ۳ الی ۵ ثانیه) ثابت نگه می‌دارد. یکی از پیچیدگی‌های اجرای این حرکات، نگه داشتن تعادل بدن در اثر تغییر حرکت عضوهای مختلف بدن است. عدم پایداری و لرزش اندامها موجب کسر امتیاز از ورزشکاران می‌شود. در اجرای این حرکات ورزشکارانی که از مهارت زیاد و قدرت و توانایی لازم برخوردار نباشند، حرکت ناپایداری دارند. همچنین یکی از دلایل عدم موفقیت در مسابقات تالو نداشتن تعادل ذهنی و تعادل فیزیکی است[۹]. از این رو به منظور یافتن معیارهای مناسبی از پایداری وضعی، به حرکت تعادلی YSPH[3] در مسابقات ووشو توجه شده است.

شکل (۱)- حرکت تعادلی YSPH

۳- روش تحقیق

۸ ورزشکار غیرحرفه‌ای و ٦ ورزشکار حرفه‌ای (۳±۱۸ سال) در بخش تالو در این پژوهش بررسی شدند. ۳۸ نشانگر با استفاده از مدل نشان‌گذاری هلن‌هایس[4] در بخش‌های مختلف بدن ورزشکار قرار داده شد [جدول (۱)]. از هر ورزشکار خواسته شد تا ۳ بار حرکت تعادلی YSPH را انجام دهد [شکل (۱)]. در آزمایشگاه تحلیل حرکت، با استفاده از شش دوربین[5] و یک صفحه نیروی کیستلر[6]، متغیرهای سینماتیک حرکت هر یک از ورزشکاران اندازه‌گیری و ثبت شد. اطلاعات با فرکانس ۲۰۰ هرتز ثبت شده؛ سپس گراف‌های مسیر حرکت مرکز جرم و مرکز فشار با استفاده از نرم‌افزار

[1]Postural Control
[2]Lyapunov Stability
[3]Yangshen Pingheng
[4]Helen Hayse Model
[5]Vicon camera
[6]Kistler

© Copyright 2014 ISBME, http://www.ijbme.org

متلب[7] ترسیم شدند و پایداری لیاپانوف هر یک از ورزشکاران نیز بررسی شد.

جدول (۱)- لغات اختصاری بخش‌هایی از بدن انسان

نام	نام کامل
LANK	Left ankle
LKNE	Left Knee
LGT	Greater Trochanter Left
RANK	Right ankle
RKNE	Right Knee
RGT	Right Greater Trochanter
RWRB	Right wrist bar thumb side
RELB	Right Elbow
LWRB	Left wrist bar thumb side
LELB	Left elbow

۳-۱- پردازش داده‌ها

ابتدا میانگین و روندهای خطی[8] سیگنال حذف شدند. توزیع داده‌ها از نظر طبیعی بودن بررسی شد. سیگنال‌ها با فیلتر باتروث[9] پایین‌گذر درجه دو و فرکانس قطع ۲۰ هرتز پردازش شدند.

۳-۲- بازسازی فضای حالت

بدلیل عدم امکان ثبت تغییرات کلیه متغیرهای سیستم، تجلی دینامیک کل سیستم در رفتار تک‌تک متغیرهای سیستم و مجهول بودن تعداد درجات آزادی در یک سیستم تجربی، نیاز به بازسازی فضای حالت داریم. به کمک تئوری تیکن[10] از طریق سرهمبندی یا بازسازی سیگنال می‌توانیم از اطلاعات مربوط به یک متغیر به اطلاعات کل سیستم دسترسی پیدا کنیم. در راستای بازسازی فضای حالت، بردارهای تأخیر جایگزین بردارهای حالت می‌شوند. بردارهای حالت در سیستمهای دینامیک- که معادلات دیفرانسیلی حاکم بر آنها مشخص است- تعریف می‌شوند. برای تشکیل بردارهای تأخیر دو نکته حائز اهمیت است: یکی تعداد مؤلفه‌های موجود در این بردارها که همان بُعد محاط است و دیگری فاصله زمانی بین هر دو مؤلفه که همان زمان تأخیر است[۱۰].

برای بازسازی و سرهمبندی فضای یک سیستم دینامیک، مجموعه‌ای از مقادیر x ($x_s = x_1 g x_2 g \dots$) را ثبت کرده؛ سپس با استفاده از این مقادیر دینامیک کل سیستم بازسازی می‌شود. برای بازسازی فضایی M بعدی، مقادیر در گروه‌های M تایی قرار داده می‌شوند؛ مثلاً $(X_1, X_2, \dots X_M)$، که هر کدام از این بردارها نشان‌دهندهٔ یک نقطه در این فضای بازسازی شده است[۱۱].

$$\vec{x}_i = (x_i, x_{i+t_L}, x_{i+2t_L}, \dots, x_{i+(M-1)t_L}) \quad (۱)$$

در رابطه فوق t_L تأخیر زمانی است و بیانگر فاصلهٔ زمانی بین مقادیر نمونه‌برداری شدهٔ متوالی برای ساختن بردار $\vec{x}_i$ است. با زمان تأخیر بسیار کم بردارهای تأخیر یافته حاصل بسیار نزدیک به یکدیگر خواهند شد؛ بنابراین تراژکتوری‌ها در فضای محاط تبدیل به حجمی باریک و بلند می‌شوند. برعکس زمان تأخیر بسیار زیاد بردارهایی نامرتبط با یکدیگر ایجاد می‌کند. در سیستم‌های غیر خطی روش مناسب برای به دست آوردن زمان تأخیر، تابع اطلاعات متقابل مشترک است. اطلاعات متقابل بین اندازه $x(t)$ و اندازه $x(t+\tau)$ عبارت است از: میزان فراگیری در مورد اندازه $x(t+\tau)$ با استفاده از اندازه‌گیری $x(t)$. وقتی دو مقدار مشابه هستند، متوسط عملکرد اطلاعات متقابل، مقداری زیاد را گزارش می‌کند. T_d بعنوان اولین کمینه از متوسط عملکرد تابع اطلاعات متقابل در نظر گرفته می‌شود. اولین کمینه این تابع، وابستگی بین بردارها را حداقل می‌کند.

تعداد ستون‌های ماتریس بازسازی فضای حالت (M)، برابر با بعد محاط است. روش نزدیک‌ترین همسایه‌های کاذب تعداد بعد مورد نیاز برای بازسازی فضا را در اختیار ما قرار می‌دهد. در این روش نقاط به دلیل دینامیک حاکم بر سیستم باید نزدیک یکدیگر قرار گیرند نه به دلیل محاط شدن در فضای با بعد ناکافی[۱۲]. وقتی درصد همسایه‌های کاذب به صفر می‌رسد، بعد محاط انتخاب می‌شود.

زمان تأخیر با روش کمینهٔ اطلاعات متقابل مشترک و بعد محاط با روش نزدیکترین همسایه‌های کاذب در نرم افزار VRA[11] محاسبه شد.

۳-۳- محاسبه نمای لیاپانوف

نمای لیاپانوف معیاری از واگرایی مسیرهای[12] نزدیک به یکدیگر است. اگر در سیستم حداقل یک نمای لیاپانوف مثبت وجود داشته باشد، رفتار سیستم آشوبگونه است. محاسبه نمای لیاپانوف از یک سری زمانی یک بعدی (Rosenstein et

[7]Mathlab [8]Linear Trend [9]Butterworth filter [10]Taken
[11]Visual Recurrence Analysis (VRA) software, Version 4.9 [12]Trajectory

© Copyright 2014 ISBME, http://www.ijbme.org

al., 1993) به صورت زیر است [۱۳]:

$$\lambda = \frac{1}{n}\ln\frac{d_n}{d_0} \qquad (۲)$$

d_0 فاصله دو نقطه در فضای فاز بر روی دو مسیر نزدیک به یکدیگر است. بعد از گذشت مدت زمان nt_L، نقاطی بر روی مسیرهای همسایه با فاصله d_n از یکدیگر حاصل می‌شوند. نمای لیاپانوف می‌تواند برای هر بعد حساب شود؛ اما معمولاً فقط بزرگترین نمای لیاپانوف برای تفسیر دینامیک‌ها استفاده می‌شود.

نمای لیاپانوف منفی به معنای نزدیک شدن مسیرهای همسایه، نمای لیاپانوف صفر به معنای یکسان ماندن فاصله مسیرها و نمای لیاپانوف مثبت به معنای دور شدن مسیرهای همسایه از یکدیگر است و شاخصی قوی برای آشوبگونه بودن سیستم است. برای محاسبه نمای لیاپانوف از الگوریتم رازنستین[۱۳] استفاده شد که شامل مراحل زیر است:

۱- تخمین تأخیر و دوره تناوب متوسط

۲- بازسازی دینامیک جاذب با بکارگیری روش تأخیری

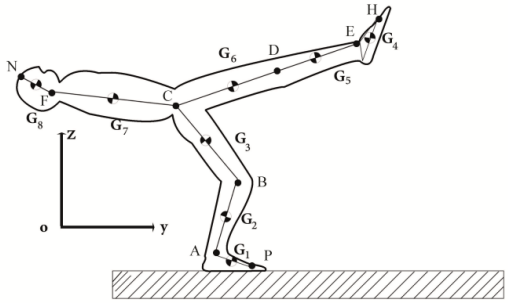
۳- پیدا کردن نزدیکترین همسایه‌ها

٤- تخمین شیب داده‌ها با روش کمترین مربعات

۵- اندازه‌گیری جدایی متوسط همسایه‌ها

۳-٤- مرکز جرم و مرکز فشار

یافتن ارتباط بین مرکز جرم و مرکز فشار بدن در انجام صحیح یک حرکت تعادلی مورد توجه است. تفاوت در موقعیت مرکز فشار و مرکز جرم می‌تواند به‌عنوان سیگنال خطای وضعیت توسط سیستم عصبی- ماهیچه‌ای شناسایی و کنترل شود.



شکل (۲)- مدل میله حرکت YSPH در صفحه سهمی[۱٤]

تفاوت زیاد بین این دو می‌تواند موجب ناپایداری وضعی باشد[۱۲،۱٤،۱۵]. به منظور یافتن معیارهای مناسبی از پایداری وضعی در فاز تعادل حرکتی، با تحلیل متغیرهای سینماتیک حرکت، مسیر حرکت مرکز جرم و تغییرات مرکز فشار هر یک از ورزشکاران بررسی شد.

از معادلات زیر برای محاسبه مرکز جرم استفاده شد:

$$Y_{CG} = \frac{\sum_{i=1}^{8} m_i y_i}{\sum_{i=1}^{8} m_i} \qquad (۳)$$

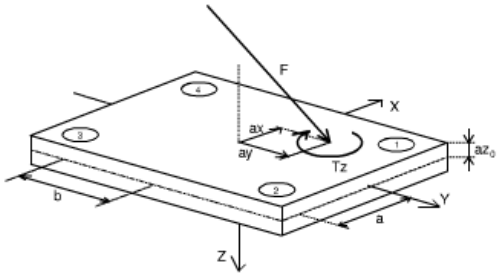
$$Z_{CG} = \frac{\sum_{i=1}^{8} m_i z_i}{\sum_{i=1}^{8} m_i} \qquad (٤)$$

Y_{CG}, Z_{CG} مرکز جرم کل بدن و z_i, y_i مرکز جرم بخش‌های مختلف بدن در دو جهت داخلی- خارجی و خلفی- قدامی هستند [شکل (۳)].

جابجایی مرکز فشار، پاسخ سیستم اسکلتی- عضلانی به جابجایی مرکز جرم است. مرکز فشار با استفاده از معادلات زیر با توجه به شکل (۳) حساب می شود:

$$a_x = \frac{-(M_Y - F_X \times a_{z_0})}{F_z} \qquad (۵)$$

$$a_y = \frac{M_X + F_Y \times a_{z_0}}{F_z} \qquad (٦)$$



شکل(۳)- صفحه نیروی کیستلر

٤- نتایج

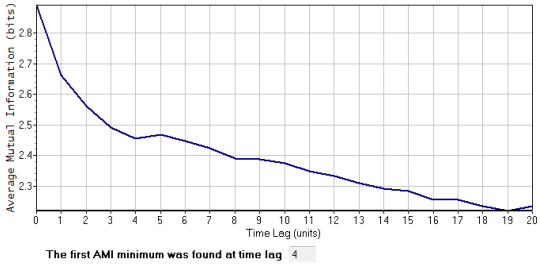
٤-۱- نمای لیاپانوف

مقادیر زمان تأخیر و بعد محاط سری‌های زمانی، میانگین گرفته شد. زمان تأخیر برابر با ٤ داده عددی و بعد محاط ۲ بعنوان بعد محاط بهینه انتخاب شد [شکل‌های (٤) و (۵)]. نمودار واگرایی مسیرها سه شیب خطی مشخص را در مراحل مختلف حرکت نشان داد؛ بنابراین برای هر مرحله از حرکت نمای لیاپانوف به طور جداگانه حساب شد.

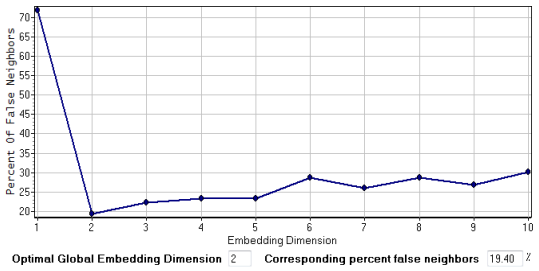
[13] Rosenstein

[14] Sagittal Plane

© Copyright 2014 ISBME, http://www.ijbme.org



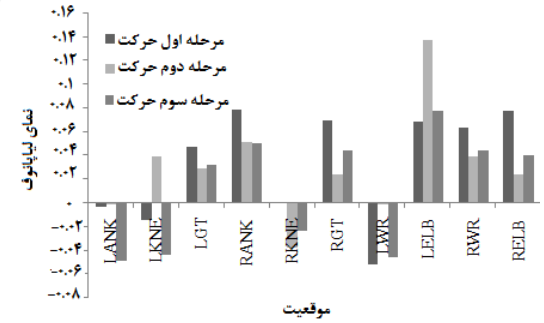
شکل (٤)- میانگین تابع اطلاعات متقابل مشترک سری‌های زمانی



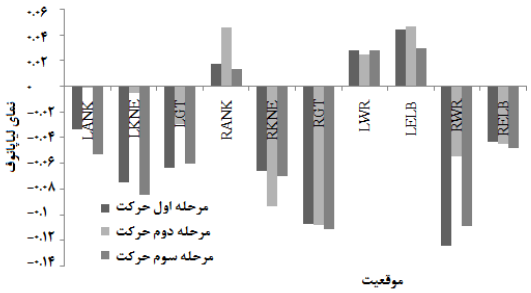
شکل (٥)- میانگین بعد محاط سری‌های زمانی

پایداری سیستم دینامیک حاکم بر کنترل پوسچر با استفاده از شاخص نمای لیاپانوف بررسی شد. شکلهای(٦) و (٧) نمای لیاپانوف مراحل مختلف حرکت را در نقاط آناتومیک مختلف بدن برای ورزشکاران غیرحرفه‌ای و حرفه‌ای نشان می‌دهند.

نمای لیاپانوف منفی، پایداری و نمای لیاپانوف مثبت، ناپایداری و نوسان را نشان می‌دهد. نمای لیاپانوف مربوط به ورزشکاران حرفه‌ای ناپایداری در بازو، مچ دست چپ و مچ پای راست را نشان می‌دهد. نمای لیاپانوف مربوط به ورزشکاران غیرحرفه‌ای ناپایداری و لرزش در بیشتر قسمت‌های بدن ورزشکار را نشان می‌دهد. نتایج نشان می‌دهند در کدام مرحله حرکت، ناپایداری اتفاق افتاده؛ کدام بخش بدن نیاز بیشتری به تمرین و قوی‌تر شدن دارد.



شکل(٦)- نمای لیاپانوف ورزشکاران غیرحرفه‌ای

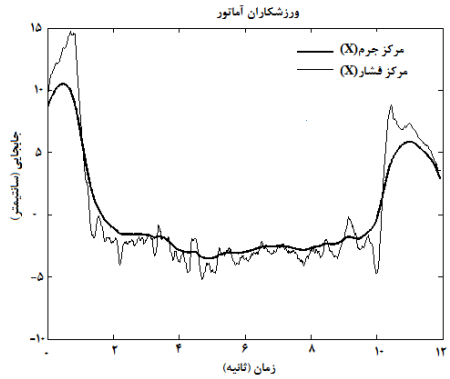


شکل (٧)- نمای لیاپانوف ورزشکاران حرفه‌ای

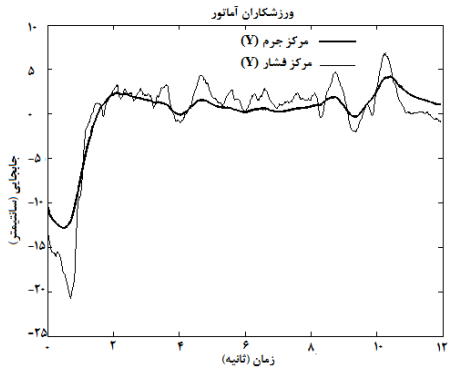
٤-٢ مرکز جرم و مرکز فشار

شکل‌های (٨) تا (١٣) تغییرات مرکز جرم و مرکز فشار را در جهت X (داخلی- خارجی) و در جهت Y (قدامی- خلفی) حین انجام حرکت تعادلی فرم تالو در ورزش ووشو برای ورزشکاران حرفه‌ای و غیرحرفه‌ای نشان می‌دهند.

افزایش فاصله بین مرکز جرم و مرکز فشار ناپایداری را نشان می‌دهد. با توجه به نمودارهای مرکز جرم و مرکز فشار این فاصله در ورزشکاران غیرحرفه‌ای بیشتر است($p<0.05$).



شکل(٨)- میانگین مرکز جرم و فشار ورزشکاران غیرحرفه‌ای در جهت X



شکل(٩)- میانگین مرکز جرم و فشار ورزشکاران غیرحرفه‌ای در جهت Y

© Copyright 2014 ISBME, http://www.ijbme.org

۵- بحث

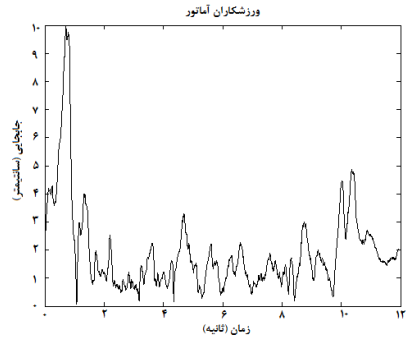
در این پژوهش با دو روش نمای لیاپانوف و ارتباط بین مرکز جرم و مرکز فشار پایداری ورزشکاران بررسی شد. نتایج نشان داد که نوسانات شدید مرکز جرم و مرکز فشار بدلیل عدم وجود الگوی مناسب حرکتی و مناسب نبودن سطح آمادگی ترکیب بدنی ورزشکاران در اجرای حرکات است.

این مسأله حیاتی است که مرکز ثقل در طول سطح اتکای بدن باقی بماند یا اینکه بین دو پا محتاطانه حرکت کند و گاهی نیز به طور موقت از سطح اتکای بدن خارج شود که این اتفاق در فاز تک تکیه‌گاهی رخ می‌دهد. استفاده از یک مدل پاندولی معکوس- که مربوط به خط سیر مرکز ثقل و مرکز فشار است- در تجزیه و تحلیل دینامیک تعادل مؤثر و مفید است.

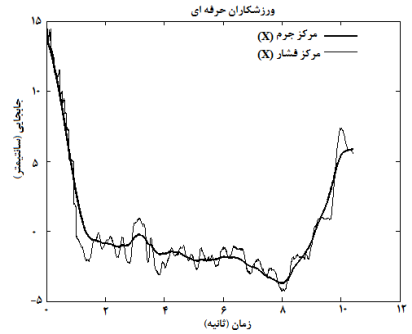
از دیدگاه موتور کنترل برای حفظ تعادل در حالت ایستاده، مرکز فشار دائماً حول تصویر مرکز جرم جابجا می‌شود تا آنرا داخل سطح اتکا نگه دارد. این رفتار جستجوگرانه مرکز فشار نتیجه تعامل سیستم‌های متعدد فیزیولوژیک و حسی- حرکتی لازم برای حفظ تعادل است؛ لذا می‌توان گفت نوسانات مرکز فشار نشان‌دهنده نحوه فعالیت سیستم کنترل وضعیت و بیانگر دینامیک حاکم بر سیستم هستند [۱۱].

مرکز فشار به طور مداوم از قدام به خلف مرکز ثقل جابه‌جا می‌شود. مرکز فشار از بالا و پشت مرکز ثقل در جهت کاهش شتاب و در جهت عکس مسیر قبلی حرکت می‌کند. تمام تغییرات جهت مرکز ثقل با افزایش ناگهانی سیگنال‌های مرکز فشار همراه است. محدوده دینامیک تغییرات مکانی مرکز فشار کمی بزرگتر از محدوده دینامیک مرکز ثقل است.

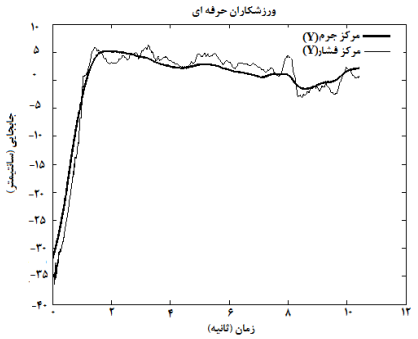
اختلاف مرکز فشار و مرکز جرم ورزشکاران حرفه‌ای در مقایسه با این اختلاف در ورزشکاران غیرحرفه‌ای کمتر است. این متغیر، معیار پایداری و نشان‌دهنده میزان نوسانات ورزشکاران غیرحرفه‌ای در مقایسه با ورزشکاران حرفه‌ای است. افزایش مقدار این متغیر بیانگر کاهش تعادل و پایداری است. در تحقیقات پیشین اختلاف بین مرکز جرم و مرکز فشار به عنوان سیگنال خطای وضعیت معرفی شده است، که



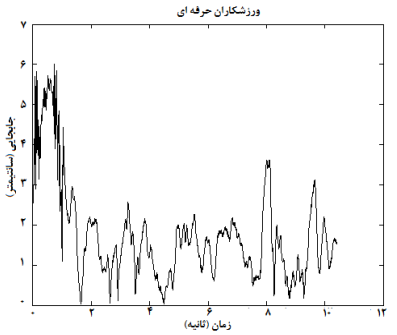
شکل (۱۰)- میانگین اختلاف بین مرکز جرم و فشار ورزشکاران غیرحرفه‌ای



شکل(۱۱)- میانگین مرکز جرم و فشار ورزشکاران حرفه‌ای در جهت X



شکل (۱۲)- میانگین مرکز جرم و فشار ورزشکاران حرفه‌ای در جهتY



شکل(۱۳)- میانگین اختلاف بین مرکز جرم و فشار ورزشکاران حرفه‌ای

© Copyright 2014 ISBME, http://www.ijbme.org

سیستم ماهیچه‌ای-عصبی می‌تواند آنرا شناسایی و کنترل کند و افزایش این مقدار نشان‌دهنده ناپایداری وضعیت است[۳]. به طور خلاصه نتایج نشان می‌دهند در هر دو گروه ورزشکاران غیرحرفه‌ای و حرفه‌ای هر چه میزان پایداری کمتر شود، تغییرات مرکز جرم بدن و مرکز فشار پاها در هر دو جهت قدامی- خلفی(y) و داخلی- خارجی (x) افزایش می‌یابد. اختلاف بین مرکز جرم و مرکز فشار در ورزشکاران غیرحرفه ای بیشتر از ورزشکاران حرفه‌ای است. درنتیجه پایداری ورزشکاران غیرحرفه‌ای کمتر از ورزشکاران حرفه‌ای است.

البته در نظر گرفتن مرزهای پایداری برای بررسی پایداری وضعیت بسیار مهم است. بهتر است در تحقیقات بعدی برای ارزیابی پایداری وضعیت کمینهٔ زمان لازم برای رسیدن مرکز فشار به مرزهای پایداری اندازه‌گیری، و با متغیر اختلاف مرکز جرم و مرکز فشار مقایسه شود [۱٦،۱۷].

روش دیگر بررسی پایداری سیستم دینامیک حاکم بر کنترل پوسچر، استفاده از شاخص نمای لیاپانوف است. با استفاده از تئوری پایداری لیاپانوف پایداری حرکت و شرایط سطح آمادگی ورزشکاران پیش‌بینی شد و بهترین الگوی مناسب در اجرای حرکات تعادلی سخت و پیچیده به مربیان نشان داده شد. روش نمای لیاپانوف اطلاعات دقیقتری در مقایسه با روش تغییرات فاصله مرکز جرم و مرکز فشار در اختیار ما قرار می‌دهد. با کمک این روش می‌توان گفت ناپایداری در کدام قسمت بدن و در چه لحظه‌ای اتفاق افتاده است؛ کدام عضلات قوی‌تر هستند و کدام احتیاج به تمرین بیشتری دارند. با توجه به نتایج به دست آمده، در حرکت تعادلی، میزان نوسانات مرکز جرم اندام‌های دورتر از تکیه‌گاه بیشتر از اندام‌های نزدیک تکیه‌گاه است. این یافته‌ها با تحقیقات پیشین- که تعادل را در وضعیت ایستادن روی پاها بررسی کرده‌اند- همخوانی دارد. بررسی‌های انجام شده در حالت ایستادن روی پاها نشان داده است که بدن در این وضعیت همچون پاندولی معکوس دارای نوسان است؛ بدین معنی که میزان نوسانات اندام‌های فوقانی بیشتر از اندام‌های تحتانی است. انطباق خوب نتایج تجربی و روش پایداری لیاپانوف توانایی بسیار زیاد روش لیاپانوف را نشان داد.

نتایج این تحقیق به مربیان این امکان را می‌دهد که ضمن کسب اطلاعات کاملی از سطح آمادگی بدن ورزشکاران در حفظ پایداری و روند وقوع حرکت، الگوهای حرکتی مناسب و بهینه‌ای را برای اجرای حرکات سخت و پیچیده تعادلی ارائه کرده؛ و با تشخیص ضعف‌های اعضای بدن ورزشکاران به تقویت سیستم عصبی- عضلانی عضو ضعیف آنها بپردازند. مفصل مچ پا اولین ناحیه‌ای است که برای برگرداندن و حفظ تعادل فرد باید وارد عمل شود. عملکرد مناسب مچ پا، برای تصحیح وضعیت و بازگرداندن تعادل توسط آن و نواحی بالاتر، نقش این ناحیه را به عنوان ناحیه‌ای مهم و اساسی درحفظ تعادل آشکار می‌سازد[۲۱-۱۸]. وجود اندکی ناپایداری در مفصل مچ پای ورزشکار، ناپایداری شدیدتر اندام فوقانی را باعث خواهد شد.

لازم است ذکر شود، برنامه‌های شدید تربیت بدنی، در کوتاه مدت می‌تواند باعث تغییر بیولوژیک در عضلات و اندازه دور استخوان ها شده؛ منجر به ایجاد آثار مضری بر سلامت و عملکرد شخص شود. مربیان همچنین باید به طور پیوسته تغییرات ویژگی‌های آنتروپومتریک (اندازه‌گیری ابعاد بدن انسان) ورزشکاران و مرکز فشار آن‌ها را در حالت ایستادن طبیعی بررسی کرده؛ برای جلوگیری از آسیب و همچنین برای بهبود وضعیت تعادل، عضلات را تقویت کنند[۲۲].

٦- نتیجه‌گیری

نتایج نشان می‌دهد میزان تغییرات فاصله بین مرکز جرم و مرکز فشار ورزشکاران غیرحرفه‌ای در مقایسه با این میزان برای ورزشکاران حرفه‌ای بیشتر است. در هر دو گروه هر چه میزان پایداری کمتر می‌شود، اختلاف بین مرکز جرم و مرکز فشار در هر دو جهت قدامی- خلفی (Y) و داخلی- خارجی (X) افزایش می‌یابد. به کمک روش نمای لیاپانوف می‌توان گفت ناپایداری در کدام قسمت بدن و چه لحظه‌ای اتفاق

© Copyright 2014 ISBME, http://www.ijbme.org

افتاده است کدام عضلات قوی‌تر هستند و کدام احتیاج به تمرین بیشتری دارند.

نتایج این تحقیق به مربیان این امکان را می‌دهد که ضمن کسب اطلاعات کاملی از فرایند سطح آمادگی بدن ورزشکاران در حفظ پایداری و روند وقوع حرکت، الگوهای حرکتی مناسب و بهینه‌ای را برای اجرای حرکات سخت و پیچیده تعادلی ارائه کرده؛ با تشخیص ضعف اعضای بدن ورزشکاران به تقویت سیستم عصبی- عضلانی عضو ضعیف ورزشکاران پرداخته تا با افزایش سرعت، قدرت و پایداری حرکت، هنگام اجرای تکنیک مورد نظر به کسب مدال در مسابقات جهانی و بین المللی منجر شود.

قدردانی

ما از فدراسیون ووشو ایران و کمیته استعدادیابی این فدراسیون به خاطر فراهم کردن شرایط و امکانات لازم، از ورزشکاران تیم ملی ایران و ورزشکاران غیرحرفه‌ای در رشته ووشو که در این مطالعه شرکت کردند، کمال تشکر و سپاسگزاری را داریم.

۷- مراجع

[1] Horack F.B., Henry S.M., Shumway-Cook A., Postural perturbations: New insights for treatment of balance disorders; Physical Therapy, 2000; 77(5): 517-532.

[2] Karlsson A., Persson T., The ankle strategy for postural control- A Comparison between a model-based and a marker-based method; J Biomech, 2000; 52: 165-173.

[3] Winter DA., "Human balance and posture control during standing and Walking." Gait& Posture Vol 3, pp. 193-214, 1995.

[4] Forti M., Tesi A., New conditions for global stability of neural networks with application to linear and quadratic programming problems Circuits and Systems I: Fundamental Theory and Applications; IEEE Transactions on, Jul 2005; pp. 120-138.

[5] Hui Y., Michel A.N., Hou L., Stability theory for hybrid dynamical systems, Automatic Control; IEEE Transactions on, Apr 2006; pp. 861-876.

[6] Hill D.J., Moylan A.P.J., Stability results for nonlinear feedback systems; 2007; 13(4): 377-382.

[7] Chiang H.D., Hirsch M.W., Stability regions of nonlinear autonomous dynamical systems; ISSN: 0018-9286., 2008; 33(1): 16 - 27.

[8] Graham, Ryan B., Assessing dynamic spinal stability using maximum finite-time Lyapunov exponents, 9-Aug-2012

[9] Harbourne R.T., Stergiou N., Movement Variability and the use of nonlinear Tools Principles to Guide Physical Therapist Practice; Physical Therapy, 2009; 89(3): 267-282.

[10] Ihlen E., Goihl T., Wik P., Sletvold O., Helbostad J., Vereijken B., Phase-dependent changes in local dynamic stability of human gait; Journal of Biomechanics, 2012; 45(13): 2208–2214.

[11] Ghomashchi H., Esteki A., Motie Nasrabadi A., Sprott J.C., BahrPeyma F., Dynamic patterns of postural fluctuations during quiet standing: a recurrence quantification approach; International Journal of Bifurcation and Chaos, 2011; 21(04): 1163-1172.

[12] Kennel M.B., Brown R., Determining embedding dimension for phase–space reconstruction using a geometrical construction; Physical Review, 1992; 45(6): 3403–3411.

[13] Rosenstein M.T., Collins J.J., De Luca C.J., A practical method for calculating Lyapunov exponents from small data sets. Physica, 1993; 65: 117–134.

[14] Corriveau H., Hébert R., Raîche M., Prince F., Evaluation of postural stability in the elderly with stroke; Arch Phys Med Rehabil, 2004; 85(7): 1095-1101.

[15] Corriveau H., Prince F., Hébert R., Raîche M., Tessier D., Maheux P., Ardilouze J.L., Evaluation of postural stability in elderly with diabetic neuropathy, Diabetes Care., 2000; 23(8): 1187-1191.

[16] Fiqler A., Haddad J.M., Gagnon J., Van Emmerik R.E.A., Hamill J., Postural control strategies in dancers and non dancers; ISBS, China, 2005.

[17] Haddad J.M., Gagnon1 J.L., Hasson C.J., Van Emmerik R.E.A., Hamill J., Evaluation of Time-to-Contact Measures for Assessing Postural Stability; Journal of Applied Biomechanics, 2006; 22: 155-161.

[18] Bernier J., Perrin D., The effect of coordination training on properioception of the functionally unstable ankle; J. Sport. Phy. Ther, 2001; 27(4): 264-275.

[19] Shumway-Cook A., Motor Control, theory and practical application; Maryland. William & Wilkins, 2nd ed, 2001; pp. 222-228.

[20] Hoffman M., Payre G., The effect of properioceptive ankle disc training on healthy subject; JOSPT, 2005; 27(2): 30-33.

[21] Testerman C., Evaluation of ankle instability using the Biodex stability system; Foot Ankle, 2004; 20(5): 317-321.

© Copyright 2014 ISBME, http://www.ijbme.org

[22] Gobbi G., Galli D., Carubbi C., Pelosi A., Lillia M., Gatti R., Queirolo V., Costantino C., Vitale M., Saccavini M., Vaccarezza M., Mirandola P., Assessment of body plantar pressure in elite athletes:an observational study; Sport Sci Health, 2013; DOI 10.1007/s11332-013-0139-8.

© Copyright 2014 ISBME, http://www.ijbme.org