

## بررسی غیرخطی پایداری دینامیک موضعی فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی پس از کشش ایستا و پویا در مردان فعال حین رکاب زدن

علی عباسی<sup>۱\*</sup>، حیدر صادقی<sup>۲</sup>، مهدی زمانیان<sup>۳</sup>

۱. استادیار گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

۲. استاد گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

۳. دانشیار گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

### چکیده

**زمینه و هدف:** مطالعات گذشته در زمینه تاثیر کشش های ایستا و پویا بر عملکرد نتایج متناقضی ارائه داده اند. هدف از این مطالعه بررسی غیرخطی پایداری دینامیک موضعی فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی پس از کشش ایستا و پویا در مردان فعال حین رکاب زدن بود. **روش تحقیق:** پانزده دانشجوی پسر (وزن  $69/02 \pm 10/52$  کیلوگرم، قد  $174/00 \pm 6/74$  سانتی متر و سن  $21/20 \pm 1/47$  سال) علوم ورزشی به صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. آزمودنی ها در طی دو روز با اختلاف ۴۸ ساعت به آزمایشگاه مراجعه کردند و در حالت های بدون کشش و پس از گذشت ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه از کشش ایستا و پویا، اطلاعات فعالیت الکتریکی شش عضله اندام تحتانی آنها در ۳۰ دور رکاب زدن روی چرخ کارسنج ثبت شد. اطلاعات فیلتر شده فعالیت الکتریکی عضلات، جهت ساختن سری زمانی و محاسبه نمای لیاپانوف استخراج شدند. **یافته ها:** نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری تکراری نشان داد که نمای لیاپانوف فعالیت الکتریکی عضلات منتخب در وهله های ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش پویا در مقایسه با حالت کشش ایستا و بدون کشش، به طور معنی داری کاهش یافته است ( $p \leq 0/05$ ). **نتیجه گیری:** به نظر می رسد استفاده از کشش پویا به جای کشش ایستا در برنامه گرم کردن قبل از رکاب زدن و یا حین انجام بازتوانی روی دوچرخه ثابت، بهتر باشد.

**واژه های کلیدی:** کشش ایستا، کشش پویا، رکاب زدن، نمای لیاپانوف.

\*نویسنده مسئول، آدرس: تهران، اتوبان حقانی، خیابان کوشا، مجموعه ورزشی شهید کشوری، دانشگاه خوارزمی، دانشکده علوم ورزشی؛

## مقدمه

زیادی مانند تغییر در سرعت رکاب زدن، وضعیت و جهت بدن، تغییر در ارتفاع زین و خستگی عضلانی می تواند در مکانیک رکاب زدن تاثیر گذار باشد (نلسون و دیگران، ۲۰۰۵ b). درک پایداری دینامیک موضعی<sup>۱۲</sup> پارامترهای فعالیت الکتریکی عضلات اندام ها در حین رکاب زدن و همچنین تاثیر انواع کشش بر این عوامل، نه تنها توصیف بهتر برنامه های تمرین عضلانی را ممکن می سازد، بلکه ممکن است کاهش یا افزایش خطر آسیب های پرکاری پس از فعالیت های کششی ایستا و پویا در حین رکاب زدن را گوشزد کند.

پایداری دینامیک موضعی بیان می کند که آیا سیستم پس از دریافت یک آشفتگی وضعیتی کوچک به حالت اولیه اش باز می گردد یا خیر؟ به طور سنتی، پیش بینی پایداری که در مقابل مفهوم تغییرپذیری در نظر گرفته می شود توسط روش های آماری مانند دامنه تغییرات، انحراف استاندارد و ضریب تغییرات انجام می گیرد؛ اما این روش ها به جای دلایل، تنها ارتباطات را نشان می دهند. این روش ها چگونگی پاسخ سیستم حرکتی به آشفتگی وضعیتی را بیان نمی کنند (دینگول و کوسامونو<sup>۱۳</sup>، ۲۰۰۰)، بنابراین در مورد چگونگی پایداری در حین حرکات متناوب مانند راه رفتن و رکاب زدن، اطلاعات مفیدی در اختیار قرار نمی دهند. از آنجا که رکاب زدن، فعالیتی تکراری و دارای آهنگ مشخص است، می بایست با تحلیل هایی مورد مطالعه قرار گیرد که ماهیت چرخه ای آن در نظر گرفته شود. روش های تحلیل غیرخطی مانند بالاترین نمای لیاپانوف<sup>۱۴</sup> این موضوع را نشان می دهند که آیا تاثیرات یک آشفتگی وضعیتی در طی زمان، روی یک سیستم رشد می کند یا کاهش می یابد (استرجیو<sup>۱۵</sup>، ۲۰۰۴). اگر تاثیرات یک آشفتگی وضعیتی توسط جذب شدن یا اصلاح کاهش یابد، نشان دهنده پایداری یا توانایی فرد جهت حفظ و نگهداری حرکت مورد نظر می باشد. اگر تاثیرات اغتشاش رشد کند و یا اصلاح نشود، نشان دهنده عدم پایداری است و ممکن است باعث آسیب شود (استرجیو، ۲۰۰۴). با توجه به شیوع استفاده از کشش ها هنگام گرم کردن، سوال این است که آیا انجام کشش ایستا و پویا به عنوان یک آشفتگی وضعیتی می تواند بر پایداری دینامیک موضعی فعالیت الکتریکی

کشش ایستا یکی از اجزای اصلی برنامه های گرم کردن است که معمولاً با هدف افزایش دامنه حرکتی، پیشگیری از آسیب، کاهش کوفتگی عضلانی و بهبود عملکرد مورد استفاده قرار می گیرد (یانگ<sup>۱</sup>، ۲۰۰۷؛ کندال<sup>۲</sup>، ۲۰۱۷). اخیراً تعدادی از مطالعات اظهار کرده اند که احتمالاً کشش ایستا تاثیری بر پیشگیری از صدمات ندارد (هربرت و گابریل<sup>۳</sup>، ۲۰۰۲) و یا می تواند به طور موقتی، توانایی تولید نیروی عضلانی را کاهش دهد (کاستا<sup>۴</sup> و دیگران، ۲۰۰۹). پیشنهادات اخیر در مورد عدم ادامه استفاده از کشش ایستا قبل از رخدادهای ورزشی (نلسون<sup>۵</sup> و دیگران، ۲۰۰۵ a) ورزشکاران را به استفاده از دیگر گونه های کشش قبل از تمرین (یاماگچی و ایشی<sup>۶</sup>، ۲۰۰۵) ترغیب می کند. مطالعات اخیر پیشنهاد کرده اند که انجام فعالیت های کششی پویا قبل از فعالیت ورزشی ممکن است باعث بهبود عملکرد متعاقب شوند و کاهش در قدرت و عملکرد را ایجاد نکنند (هوک<sup>۷</sup> و دیگران، ۲۰۰۹)، اما تعداد این مطالعات اندک بوده و تاثیر کشش پویا را فقط بر پارامترهای قدرت عضلانی (هردا و دیگران<sup>۸</sup>، ۲۰۰۸) یا عملکرد پرش ارتفاع (هوک و دیگران، ۲۰۰۹) مورد بررسی قرار داده اند. از طرفی، مطالعات نشان داده اند که بخش عمده ای از تاثیر حرکات کششی بر عملکرد متعاقب، از طریق تاثیر در فعال سازی ثانویه اعمال می شود؛ بدین صورت که کشش ایستا باعث کاهش و کشش پویا باعث افزایش آن می شود (تورس<sup>۹</sup> و دیگران، ۲۰۰۸؛ هوک و دیگران، ۲۰۰۹). بنابراین احتمالاً فاصله زمانی بین کشش و عملکرد متعاقب، نقش موثری در فعال سازی ثانویه ایفا می کند (کلودنس<sup>۱۰</sup>، ۲۰۰۸)، تحقیقات با فواصل زمانی مختلف نتایج متفاوتی را به همراه داشته اند (کلودنس، ۲۰۰۸؛ هوک و دیگران، ۲۰۰۹)؛ بنابراین احتمالاً فاصله زمانی بین کشش و عملکرد متعاقب نقش موثری در فعال سازی ثانویه ایفا می کند. رکاب زدن به عنوان یک فعالیت ورزشی و تفریحی شناخته می شود که فواید درمانی زیادی نیز دارد. به عنوان مثال، گزارش شده است که رکاب زدن با آهنگ ثابت و مقاومت مناسب، می تواند یک تمرین بازتوانی مناسب برای بیماران با آسیب رباط متقاطع قدامی یا ACL باشد (فلمینگ<sup>۱۱</sup> و دیگران، ۱۹۹۸). عوامل

1. Young

6. Yamaguchi &amp; Ishii

11. Fleming

2. Kendall

7. Hough

12. Local dynamic stability

3. Herbert &amp; Gabriel

8. Herd

13. Dingwell &amp; Cusumano

4. Costa

9. Torres

14\*. Maximum Lyapunov exponent

5. Nelson

10. Clevidence

15. Stergiou

\* یک روش ریاضیاتی غیر خطی جهت کمی کردن میزان رشد آشفتگی در سیستم می باشد.

مرکز رکاب چرخ کارسنج قرار گرفت و اطلاعات کینماتیک حرکت این نشان گر، توسط دوربینی که با دستگاه الکترومایوگرافی همزمان بود، ثبت شد. پروتکل رکاب زدن به این شکل بود که هر آزمودنی ابتدا روی چرخ کارسنج قرار گرفت و ارتفاع زین برای وی تنظیم شد. ارتفاع زین برای تمام آزمودنی ها به نحوی تنظیم شد که در زمان قرار گرفتن رکاب در پایین ترین موقعیت، اندام تحتانی آزمودنی به طور کامل در حالت باز شدن قرار گیرد. از آزمودنی ها خواسته شد با شدت کار ۷۰ دور بر دقیقه رکاب بزنند. زمانی که به شدت کار ثابت ۷۰ دور بر دقیقه رسیدند، اطلاعات فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی آنها به مدت ۳۰ ثانیه ثبت شد.

**تحلیل داده های الکترومایوگرافی:** سیگنال های الکترومایوگرافی با استفاده از فیلتر باترورت مرتبه دوم و از نوع band pass با فرکانس برش<sup>۱</sup> پایین ۱۰ Hz و فرکانس برش بالا ۴۵۰ Hz توسط نرم افزار متلب فیلتر شد. با توجه به همزمانی<sup>۱۰</sup> دستگاه الکترومایوگرافی با دستگاه دوربین، با استفاده از موقعیت مختصات عمودی نشان گر قرار داده شده روی مرکز رکاب، چرخه های رکاب زدن تعیین شد و نقاط شروع و پایان اطلاعات الکترومایوگرافی مشخص گردید. داده های الکترومایوگرافی ۳۰ دور رکاب زدن از عضلات در پیش آزمون و پس آزمون ها برای تشکیل سری زمانی جهت محاسبه نمای لیاپانوف استفاده شد.

**محاسبه پایداری دینامیک موضعی (نمای لیاپانوف):** بالاترین نمای لیاپانوف جهت محاسبه پایداری دینامیک موضعی در سری های زمانی ساخته شده برای فعالیت الکتریکی عضلات استفاده شد که به عنوان یک روش غیرخطی، ماهیت پایداری دینامیک موضعی در سیستم حرکتی را مورد بررسی قرار می دهد. بالاترین نمای لیاپانوف با استفاده از معادله زیر تعریف شد که  $d(t)$  متوسط واگرایی در زمان  $t$  و  $C$  ثابتی است که جدایی اولیه را نرمال می کند (دینگول و کوسامونو، ۲۰۰۰):

$$d(t) = Ce^{\lambda_1 t} \quad \text{معادله ۱ (استرجیو، ۲۰۰۴)}$$

عضلات اندام تحتانی در حین رکاب زدن پس از ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه تاثیرگذار باشد؟ بنابراین هدف این مطالعه بررسی غیرخطی پایداری دینامیک موضعی فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی پس از کشش ایستا و پویا در مردان فعال حین رکاب زدن در زمان های ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش بود.

### روش تحقیق

در این مطالعه نیمه تجربی با فراخوان دانشجویان، تعداد ۱۵ دانشجوی پسر علوم ورزشی به صورت داوطلبانه شرکت کردند (وزن  $10/52 \pm 1/02$  کیلوگرم، قد  $174/00 \pm 6/74$  سانتی متر و سن  $21/20 \pm 1/47$  سال). آزمودنی ها سابقه هیچ گونه آسیب دیدگی نداشتند و قبل از شرکت در مطالعه فرم رضایت نامه را امضا کردند و با روند انجام آزمون ها آشنا شدند. آزمودنی ها طی دو روز با اختلاف ۴۸ ساعت در هر مراجعه در آزمایشگاه حضور یافته و اطلاعات فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی آن ها پس از کشش های ایستا و پویا اندازه گیری شد. هر آزمودنی پس از مراجعه به آزمایشگاه ابتدا به مدت ۵ دقیقه به صورت عمومی به گرم کردن می پرداخت. روز اول در وضعیت بدون کشش و ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش ایستا و روز دوم ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش پویا، فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی برتر آزمودنی ها در ۳۰ نوبت رکاب زدن روی دوچرخه ثابت ایزوکینتیک ثبت شد. پروتکل کشش ایستا و پویا در هر اندام، مطابق دستورالعمل مطالعات انجام شده گذشته بود (هوق و دیگران، ۲۰۰۹).

با استفاده از الکترودهای سطحی کلراید نقره-نقره دوقطبی گرد با قطر ۱۰ میلی متر مدل SKINTACT FS-50 و بر اساس دستورالعمل الکترومایوگرافی سطحی عضلات اروپا<sup>۱</sup>، شش عضله نعلی<sup>۲</sup>، دوقلو<sup>۳</sup>، درشت نی قدامی<sup>۴</sup>، پهن داخلی<sup>۵</sup>، دوسر رانی<sup>۶</sup> و راست رانی<sup>۷</sup> الکتروگذاری شدند که از عضلات مهم در رکاب زدن می باشند (هوق<sup>۸</sup> و دیگران، ۲۰۱۱). جهت ثبت الکترومایوگرافی از دستگاه الکترومایوگرافی هشت کاناله (MIE England) با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ Hz استفاده شد. جهت یافتن و تفکیک چرخه های رکاب زدن، یک نشان گر فلکسی نیز روی

- |                      |                      |
|----------------------|----------------------|
| 1. SENIAM            | 6. Biceps femoris    |
| 2. Soleus            | 7. Rectus femoris    |
| 3. Gastrocnemius     | 8. Hug               |
| 4. Tibialis anterior | 9. Cut-off frequency |
| 5. Vastus medialis   | 10. Synchronization  |

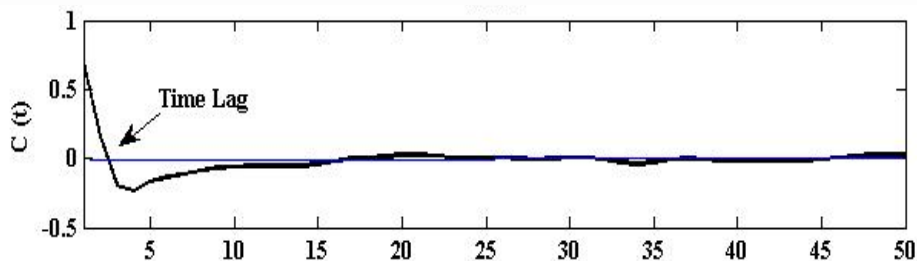
محاسبه نمای لیپانوف همانند دیگر روش های دینامیک غیرخطی، نیاز به بازسازی فضای حالت دارد که رفتار دینامیک سیستم در آن تعبیه شده است. برای بازسازی فضای حالت مناسب نیاز به دانستن تاخیر زمانی و بعد، تعبیه شده است. تاخیر زمانی با استفاده از تابع همبستگی خودکار محاسبه شد. تابع همبستگی خودکار برای داده های نمونه  $S_i = S(T_0 + iT_s)$  که  $T_s$  زمان نمونه برداری و  $i = 1, 2, \dots, N$  می باشد به صورت زیر محاسبه می شود:

$$C(T) = \frac{\sum_{k=1}^N [S(t_0 + kT_s + T) - S_{av}] [S(t_0 + kT_s) - S_{av}]}{\sum_{k=1}^N [S(t_0 + kT_s) - S_{av}]^2} \quad \text{معادله ۲ (استرجیو، ۲۰۰۴):}$$

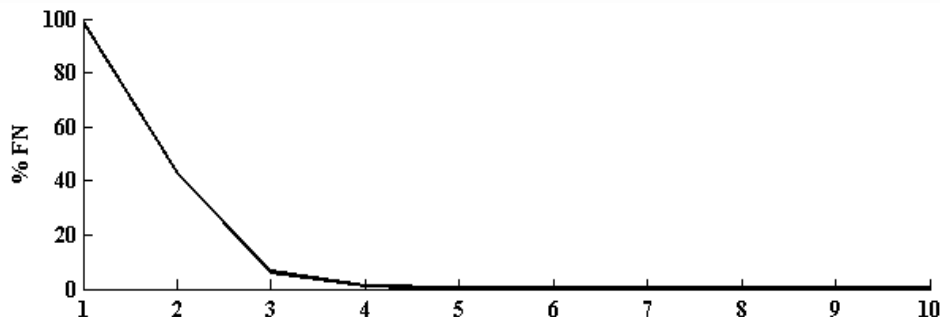
$$S_{av} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N S(t_0 + kT_s) \quad \text{معادله ۳ (استرجیو، ۲۰۰۴):}$$

فعالیت الکتریکی عضلات به ترتیب ۴ و ۵ محاسبه شد. بعد از محاسبه زمان تاخیر و بعد تعبیه شده، فضای حالت بازسازی شد. شکل های ۱، ۲ و ۳ به ترتیب نمودارهای زمان تاخیر، بعد محاسبه شده و فضای حالت برای فعالیت الکتریکی عضله نعلی را نشان می دهند.

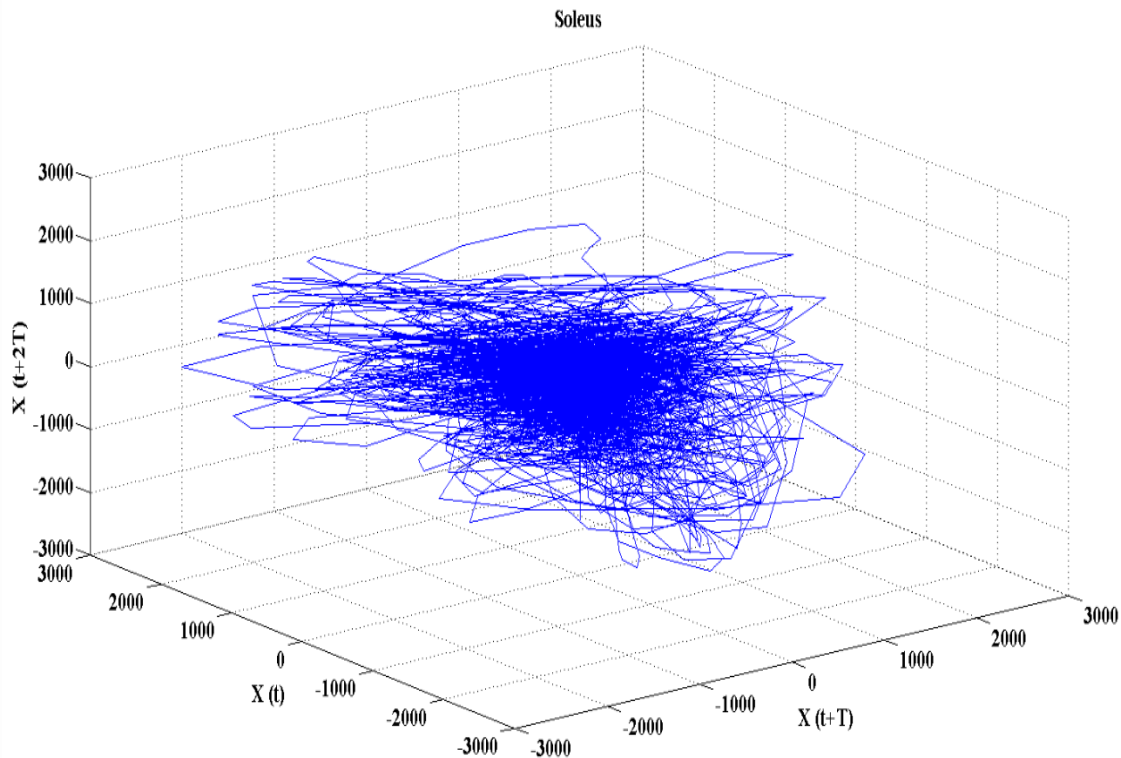
اگر تابع همبستگی خودکار در  $T$  با صفر برخورد کند، مقدار مربوطه زمان تاخیر  $T$  در نظر گرفته می شود. در غیر این صورت، اولین عدد موضعی حداقل از تابع همبستگی خودکار به عنوان زمان تاخیر در نظر گرفته می شود (استرجیو، ۲۰۰۴). بعد تعبیه شده نیز با استفاده از روش نزدیک ترین همسایگان نادرست محاسبه شد. زمان تاخیر و بعد تعبیه شده برای سری های زمانی



شکل ۱. نمودار زمان تاخیر برای فعالیت الکتریکی عضله نعلی



شکل ۲. نمودار بعد تعبیه شده برای فعالیت الکتریکی عضله نعلی



شکل ۳. نمودار فضای حالت فعالیت الکتریکی عضله نعلی یک آزمودنی در ۳۰ چرخه رکاب زدن

نمای لیاپانوف فعالیت الکتریکی این عضلات پس از زمان های ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه از کشش ایستا و پویا وجود دارد ( $p \leq 0.05$ ). نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد که این اختلاف بین حالت های بدون کشش و کشش پویا و همچنین بین حالت کشش ایستا و پویا وجود دارد. نمای لیاپانوف فعالیت الکتریکی عضلات در زمان های ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش ایستا تفاوت معنی داری با حالت بدون کشش نداشت ( $p > 0.05$ )، اما در زمان های ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش پویا، نمای لیاپانوف فعالیت الکتریکی عضلات نسبت به حالت بدون کشش کاهش معنی داری نشان داد ( $p \leq 0.05$ ). میانگین و انحراف استاندارد نمای لیاپانوف فعالیت الکتریکی این عضلات در زمان های مختلف پس از کشش ایستا و پویا در جدول ۱ مشاهده می شود.

پس از بازسازی فضای حالت، کد الگوریتم محاسبه بالاترین نمای لیاپانوف در محیط متلب نوشته شد و میزان بالاترین نمای لیاپانوف در هر سری زمانی از داده های فعالیت الکتریکی عضلات محاسبه گردید. با استفاده از بازخورد یک سیستم جاذب لورنز<sup>۱</sup> با ورودی های مشخص به الگوریتم و مقایسه برون داد آن با برون داد نتایج منتشر شده قبل، اعتبار و درستی الگوریتم نوشته شده ارزیابی و ثابت شد (استرجیو، ۲۰۰۴). جهت بررسی تاثیر انواع کشش های ایستا و پویا با زمان های تاخیر ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه بعد از کشش بر پایداری دینامیک موضعی، از روش آماری تحلیل واریانس با اندازه گیری تکراری در سطح معنی داری  $p \leq 0.05$  استفاده شد.

#### یافته ها

نتایج تحلیل واریانس با اندازه گیری تکراری برای نمای لیاپانوف فعالیت الکتریکی عضلات نشان داد که تفاوت معنی داری بین

p	10min+DS	Δmin+DS	γmin+DS	10min+SS	Δmin+SS	γmin+SS	WS	کشش	
0/02	±0.158/0.25	±0.159/0.27	±0.158/0.26	±0.177/0.24	±0.178/0.23	±0.178/0.192	±0.186/0.29	نعلی	نمای لیاپانوف فعالیت الکتریکی عضلات
0/003	±0.174/0.30	±0.179/0.28	±0.173/0.24	±0.195/0.27	±0.193/0.17	±0.199/0.28	1/18±0.19	دوقلو	
0/011	±0.168/0.24	±0.168/0.25	±0.161/0.48	±0.185/0.42	±0.185/0.56	±0.182/0.33	±0.191/0.32	درشت نی قدامی	
0/003	±0.166/0.36	±0.167/0.32	±0.169/0.30	±0.189/0.37	±0.188/0.40	±0.187/0.33	±0.199/0.38	پهن داخلی	
0/008	±0.162/0.40	±0.166/0.35	±0.165/0.53	±0.182/0.36	±0.185/0.32	±0.184/0.39	±0.199/0.33	دوسرانی	
0/004	±0.166/0.37	±0.165/0.23	±0.167/0.21	±0.186/0.32	±0.189/0.30	±0.188/0.35	±0.198/0.29	راست رانی	

WS: بدون کشش، SS: کشش ایستا، DS: کشش پویا؛ \* تفاوت با حالت بدون کشش در سطح معنی داری  $p < 0/05$ ؛ † تفاوت با حالت کشش ایستا در سطح معنی داری  $p < 0/05$ .

## بحث

کینماتیکی راه رفتن سالمندان گزارش شده است (رودکی و دیگران، ۲۰۰۹) و یا این که ادعا شده است کشش پویا در مقایسه با کشش ایستا روش مناسب تری برای آماده سازی پارامترهای کینماتیکی شوت داخل پای فوتبال می باشد (امیری خراسانی و دیگران، ۲۰۱۲). با این حال، نتایج تاثیر کشش ایستا و پویا قبل از عملکرد بر قدرت، توان انفجاری، عملکرد و خطر آسیب ناهمسو است، چنانچه مطالعات بهبود و یا کاهش این عوامل و برخی عدم تغییر در این عوامل را پس از انجام کشش های ایستا و پویا گزارش کرده اند (روبینی و دیگران<sup>۱</sup>، ۲۰۰۷؛ مک هوق و کاسگریو<sup>۲</sup>، ۲۰۱۰؛ بهم و چاواچی<sup>۳</sup>، ۲۰۱۱). در هر حال باید در نظر داشت که برنامه های کششی انجام شده، مدت زمان های انجام کشش و مدت زمان های تاخیر پس از کشش در این مطالعات، متفاوت است و نتیجه گیری و جمع بندی در مورد تاثیر کشش های ایستا و پویا بر عملکرد متعاقب را مشکل می سازد. مطالعات گذشته تاثیرات کشش قبل از عملکرد را به تاثیرات عصبی و چسبنده ارتجاعی<sup>۴</sup> عضلات نسبت داده اند؛ در نتیجه، احتمالاً افزایش پایداری دینامیک موضعی مشاهده شده در فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی پس از کشش پویا را می توان به تاثیرات عصبی و ویسکوالاستیکی عضلات نسبت داد. بدین مفهوم که کشش پویا باعث تحریک پذیری بیشتر گیرنده های عمقی عضلانی مانند دوک های عضلانی و اندام های وتری

هدف از انجام این مطالعه بررسی غیر خطی پایداری دینامیک موضعی فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی پس از کشش ایستا و پویا در مردان جوان سالم فعال حین رکاب زدن در زمان های ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش بود. نمای لیاپانوف در مدت زمان های ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش پویا کاهش یافت؛ و این کاهش در مقایسه با حالت بدون کشش و با حالت های کشش ایستا با زمان های تاخیر مشابه، معنی دار بود. کاهش مشاهده شده در نمای لیاپانوف فعالیت الکتریکی عضلات نشان دهنده افزایش پایداری دینامیک موضعی در فعالیت این عضلات پس از کشش پویا می باشد. اما به دلیل عدم وجود مطالعات مشابه در زمینه بررسی پایداری دینامیک موضعی عضلات پس از انواع کشش در طی حرکات مختلف، نمی توان نتایج این مطالعه را با مطالعات مشابه مورد مقایسه قرار داد.

بسیاری از مطالعات صورت گرفته در زمینه تاثیرات کشش ایستا و پویا قبل از عملکرد، بر منظرهای عصبی- فیزیولوژیکی و عملکرد قدرتی و توانی در آزمودنی های مختلف متمرکز شده اند. به عنوان مثال، هوق و دیگران (۲۰۰۹) به ترتیب کاهش و افزایش ارتفاع پرش عمودی و فعالیت الکترومایوگرافی عضله پهن داخلی را دو دقیقه بعد از کشش ایستا و پویا گزارش کردند (هوق و دیگران، ۲۰۰۹)، همچنین تاثیر مثبت کشش ایستا بر پارامترهای

1. Rubini  
2. McHugh & Cosgrave

3. Behm & Chaouachi  
4. Viscoelastic

آشفتگی های وضعیتی را حس می کند و مسیرهای حرکتی را فعال می سازد و نهایتاً عضلات به گونه ای فعال می شوند، تا مهارت بصورت صحیح اجرا شود. در صورتی که هر کدام از این عملکردها از طریق نقص در سیستم حسی، شناختی، حرکتی یا عملکرد عضلانی دچار اشکال شود، شخص قادر به تصحیح اثر آشفتگی های وضعیتی در مهارت نیست و عملکرد افت می کند. جهت اجرای یک عملکرد پایدار، شخص باید یک الگوی حرکتی صحیح و پایدار و همچنین پاسخ مناسب در تصحیح آشفتگی های وضعیتی داشته باشد. محاسبه پایداری موضعی سیگنال های الکترومایوگرافی در فضای حالت، نحوه تغییر الگوی دامنه الکترومایوگرافی را در چندین چرخه از مهارت نشان می دهد (استرجیو، ۲۰۰۴). در این مطالعه نیز با بهره گیری از سیستم های دینامیک و بازسازی فضای حالت فعالیت الکتریکی عضلات، به بررسی تاثیر پاسخ سیستم به انواع کشش های ایستا و پویا پرداخته شد و نتایج قابل توجهی بدست آمد.

مطالعات گذشته در زمینه تاثیر کشش های ایستا و پویا تنها تغییرات خطی در مقادیر فیزیولوژیکی مانند قدرت، توان یا سرعت و تعداد معدودی فعالیت الکتریکی عضلات را بررسی کرده اند. هر چند مقایسه نتایج تحقیق حاضر با نتایج این مطالعات مشکل است، با این حال می توان با احتیاط گفت که نتایج این مطالعه با نتایج مطالعات هوق و دیگران (۲۰۰۹)، کوری<sup>۱</sup> و دیگران (۲۰۰۹) و کاروالهو<sup>۱۱</sup> و دیگران (۲۰۱۲) که کاهش فعالیت الکتریکی عضلات و ارتفاع پرش عمودی را پس از کشش ایستا را گزارش کرده اند؛ مشابه و همسو است. از طرف دیگر، با نتایج مطالعه سندبرگ<sup>۱۲</sup> و دیگران (۲۰۱۲) که تاثیر مثبت کشش ایستا را بر قدرت و توان عضلات گزارش کرده اند و با نتایج مطالعه توریس و دیگران (۲۰۰۸) و والمن<sup>۱۳</sup> و دیگران (۲۰۰۸) که عدم تفاوت معنی دار در پرش عمودی و قدرت و توان عضلات پس از کشش ایستا و پویا را گزارش نموده اند؛ همسو نمی باشد. همچنین نتایج این مطالعه در زمینه فعالیت الکتریکی عضلات پس از کشش پویا با نتایج مطالعات هوق و دیگران (۲۰۰۹)، کوری و دیگران (۲۰۰۹) و کاروالهو و دیگران (۲۰۱۲) همسو می باشد که افزایش در فعالیت الکتریکی عضلات و توان و قدرت عضلات را پس از کشش پویا را گزارش کرده بودند؛ اما با نتایج

گلژی شده است و از طرفی، با افزایش قابلیت برگشت پذیری عضلانی، باعث پایداری دینامیک موضعی بیشتر در فعالیت الکتریکی عضلات می شود. در مفهوم تاثیرات عصبی نشان داده شده است کشش ایستای عضله در حال استراحت باعث کاهش سریع در قدرت بعد از انجام کشش می شود (کاهش قدرت ناشی از کشش)؛ چنان چه کاهش دامنه سیگنال های EMG سطحی در طی انقباضات ارادی بیشینه بعد از کشش، شواهدی فراهم آورد مبنی بر این که کاهش قدرت در نتیجه کشش، یک تاثیر عصبی است (اولا<sup>۱</sup> و دیگران، ۲۰۰۴). شواهد دیگر نشان می دهد کاهش قدرت در نتیجه کشش ایستا در اندام مقابل کشیده نشده نیز مشاهده می شود و این احتمال وجود که کاهش قدرت در نتیجه کشش، یک تاثیر عصبی باشد (کریمر<sup>۲</sup> و دیگران، ۲۰۰۵). از طرفی برخی، مطالعات که کاهش قدرت در نتیجه کشش را نشان داده اند، از برنامه های کششی استفاده کرده اند که کل دوره کششی آن ها کمتر از ۴ دقیقه بوده است (نلسون و دیگران، ۲۰۰۵ a؛ نلسون و دیگران، ۲۰۰۵ b؛ سکیر<sup>۳</sup> و دیگران، ۲۰۱۰) و احتمالاً کشش برای کاهش سفتی غیرفعال عضلانی کافی نبوده است. از این رو، این احتمال وجود دارد که به جای تاثیر چسبیده ارتجاعی (کاهش مقاومت غیرفعال به کشش)، تاثیر عصبی رخ داده باشد.

در مفهوم چسبیده ارتجاعی، تغییرات در دامنه حرکتی و مقاومت به کشش بعد از یک وهله حاد از کشش می تواند در واژه های استرس-ریلکسیشن<sup>۴</sup>، کریپ<sup>۵</sup> و هیسترسیز<sup>۶</sup> مورد بررسی قرار گیرد. مطالعاتی که تاثیرات چسبیده ارتجاعی کشش را بررسی کرده اند، نشان از آن دارند که افزایش در دامنه حرکتی مفصل با کاهش در مقاومت غیرفعال، به کشش مرتبط است؛ به طوری که بعد از چند کشش با یک دوره خاص، مقاومت به کشش در دامنه حرکتی مشابه کاهش خواهد یافت (مگنوسون<sup>۷</sup> و دیگران، ۱۹۹۶؛ مک هوق و نسه<sup>۸</sup>، ۲۰۰۸؛ رایان<sup>۹</sup> و دیگران، ۲۰۰۸). این کاهش در مقاومت می تواند به کاهش در سفتی عضلانی یا افزایش در قابلیت برگشت پذیری عضلانی نسبت داده شود.

در مهارت های تکراری مانند رکاب زدن، بررسی چگونگی پاسخ سیستم عصبی به آشفتگی های وضعیتی در حین اجرای یک مهارت تکراری اهمیت دارد. سیستم اسکلتی-عضلانی این

1. Avela  
2. Cramer  
3. Sekir

4. Stress relaxation  
5. Creep  
6. Hysteresis

7. Magnusson  
8. McHugh & Nesse  
9. Ryan

10. Curry  
11. Carvalho  
12. Sandberg

13. Wallmann

جایگزین کردن کشش پویا در برنامه گرم کردن، احتمالاً در دوچرخه سواران و افرادی که جهت انجام توانبخشی از فعالیت رکاب زدن، روی چرخ کارسنج استفاده می کنند، استفاده از کشش پویا در برنامه گرم کردن قبل از فعالیت رکاب زدن باعث بهبود عملکرد می شود. همچنین با توجه به ماهیت دینامیکی حرکت انسان، پیشنهاد می شود جهت تحلیل سیگنال های الکترومایوگرافی در مطالعات، از روش های تحلیل غیر خطی مانند بالاترین نمای لیاپانوف بهره گرفت.

#### قدردانی و تشکر

بدین وسیله از تمام دانشجویانی که در این مطالعه شرکت کرده و پژوهشگران را در اجرای این تحقیق یاری کردند، تشکر و قدردانی می شود.

توریس و دیگران (۲۰۰۸) و والمن و دیگران (۲۰۰۸) مبنی بر عدم تفاوت معنی دار پس از کشش پویا و ایستا در پارامترهای قدرت و توان عضلات همسو نمی باشد. دلیل همسوئی یا ناهمسوئی نتایج مطالعه حاضر با نتایج دیگر مطالعات را می توان به تفاوت آزمودنی های شرکت کننده در این مطالعه و سطح فعالیت آن ها و یا شدت، مدت نگهداری و تواتر فعالیت های کششی ایستا و پویا و همچنین روش تحلیل نسبت داد.

**نتیجه گیری:** با در نظر گرفتن نتایج این مطالعه به نظر می رسد که کشش پویا در مقایسه با کشش ایستا، باعث افزایش پایداری دینامیک موضعی در فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در حین رکاب زدن می شود. بنابراین مطابق با نظریه های مطالعات اخیر مبنی بر عدم استفاده از کشش ایستا و یا

#### منابع

- Amiri Khorasani, M., MohammadKazemi, R., Sarafrazi, S., Riyahi Malayeri, S., & Sotoodeh, V. (2012). Kinematics analyses related to stretch-shortening cycle during Soccer Instep kicking after different acute stretching. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(11), 3010-3017.
- Avela, J., Finni, T., Liikavainio, T., Niemela, E., & Komi, P. V. (2004). Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. *Journal of Applied Physiology*, 96(6), 2325-2332.
- Behm, D. G., & Chaouachi, A. (2011). A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *European Journal of Applied Physiology*, 111(11), 2633-2651.
- Carvalho, F. L., Carvalho, M. C., Simao, R., Gomes, T. M., Costa, P. B., Neto, L. B., & Dantas, E. H. (2012). Acute effects of a warm-up including active, passive, and dynamic stretching on vertical jump performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(9), 2447-2452.
- Clevidence, M. W. (2008). *The acute effects of differing conditioning loads on counter movement jump performance in the recreational athlete. Master Thesis, Ohio University.*
- Costa, P. B., Ryan, E. D., Herda, T. J., DeFreitas, J. M., Beck, T. W., & Cramer, J. T. (2009). Effects of stretching on peak torque and the H:Q ratio. *International Journal of Sports Medicine*, 30(1), 60-65.
- Cramer, J., Housh, T., Weir, J., Johnson, G., Coburn, J., & Beck, T. (2005). The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. *European Journal of Applied Physiology*, 93(5), 530-539.
- Curry, B. S., Chengkalath, D., Crouch, G. J., Romance, M., & Manns, P. J. (2009). Acute effects of dynamic stretching, static stretching, and light aerobic activity on muscular performance in women. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(6), 1811-1819.
- Dingwell, J. B., & Cusumano, J. P. (2000). Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 10(4), 848-863.



- Fleming, B. C., Beynnon, B. D., Renstrom, P. A., Peura, G. D., Nichols, C. E., & Johnson, R. J. (1998). The strain behavior of the anterior cruciate ligament during bicycling An in vivo study. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(1), 109-118.
- Herbert, R. D., & Gabriel, M. (2002). Effects of stretching before and after exercising on muscle soreness and risk of injury: systematic review. *British Medical Journal*, 325(7362), 468-472.
- Herda, T. J., Cramer, J. T., Ryan, E. D., McHugh, M. P., & Stout, J. R. (2008). Acute effects of static versus dynamic stretching on isometric peak torque, electromyography, and mechanomyography of the biceps femoris muscle. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(3), 809-817.
- Hough, P. A., Ross, E. Z., & Howatson, G. (2009). Effects of dynamic and static stretching on vertical jump performance and electromyographic activity. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(2), 507-512.
- Hug, F., Turpin, N. A., Couturier, A., & Dorel, S. (2011). Consistency of muscle synergies during pedaling across different mechanical constraints. *Journal of neurophysiology*, 106(1), 91-103.
- Kendall, B. J. (2017). The acute effects of static stretching compared to dynamic stretching with and without an active warm up on anaerobic performance. *International Journal of Exercise Science*, 10(1):53-61.
- Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., & Kjaer, M. (1996). Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(5), 622-628.
- McHugh, M. P., & Cosgrave, C. (2010). To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(2), 169-181.
- McHugh, M. P., & Nesse, M. (2008). Effect of stretching on strength loss and pain after eccentric exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(3), 566-573.
- Nelson, A. G., Driscoll, N. M., Landin, D. K., Young, M. A., & Schexnayder, I. C. (2005). Acute effects of passive muscle stretching on sprint performance. *Journal of Sports Sciences*, 23(5), 449-454.
- Nelson, A. G., Kokkonen, J., & Eldredge, C. (2005). Strength inhibition following an acute stretch is not limited to novice stretchers. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 76(4), 500-506.
- Rodacki, A. L. F., Souza, R. M., Ugrinowitsch, C., Cristopoliski, F., & Fowler, N. E. (2009). Transient effects of stretching exercises on gait parameters of elderly women. *Manual Therapy*, 14(2), 167-172.
- Rubini, E. C., Costa, A. L., & Gomes, P. S. (2007). The effects of stretching on strength performance. *Sports Medicine*, 37(3), 213-224.
- Ryan, E. D., Beck, T. W., Herda, T. J., Hull, H. R., Hartman, M. J., Costa, P. B., & Cramer, J. T. (2008). The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(10), 632-639.

Sandberg, J. B., Wagner, D. R., Willardson, J. M., & Smith, G. A. (2012). Acute effects of antagonist stretching on jump height, torque, and electromyography of agonist musculature. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(5), 1249-1256.

Sekir, U., Arabaci, R., Akova, B., & Kadagan, S. (2010). Acute effects of static and dynamic stretching on leg flexor and extensor isokinetic strength in elite women athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(2), 268-281.

Stergiou, N. (2004). *Innovative Analyses of Human Movement: Human Kinetics Publishers*.

Torres, E. M., Kraemer, W. J., Vingren, J. L., Volfek, D. L., Hatfield, D. L., Spiering, A., Ho, J. Y., Fragala, M. S., Thomas, G. A., Anderson, J. M., Häkkinen, K., & Maresh, C. M. (2008). Effects of stretching on upper-body muscular performance. *Journal Strength Conditioning Research*, 22, 1279-1285.

Wallmann, H. W., Mercer, J. A., & Landers, M. R. (2008). Surface electromyographic assessment of the effect of dynamic activity and dynamic activity with static stretching of the gastrocnemius on vertical jump performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(3), 787-793.

Yamaguchi, T., & Ishii, K. (2005). Effects of static stretching for 30 seconds and dynamic stretching on leg extension power. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(3), 677-683.

Young, W. B. (2007). The use of static stretching in warm-up for training and competition. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 2(2), 212.

**Abstract****Nonlinear evaluation of local dynamic stability in lower extremity electrical activity after statics and dynamics stretching in active males during pedaling****Ali Abbasi<sup>1\*</sup>, Heydar Sadeghi<sup>2</sup>, Mehdi Zamanian<sup>3</sup>**

1. Assistant Professor in Biomechanic & Sport Pathlogy, Faculty of Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
2. Full Professor in Biomechanic & Sport Pathlogy, Faculty of Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
3. Associate Professor, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Kharazmi University, Tehran, Iran.

**Background and Aim:** Previous studies about the effect of static and dynamic stretching on forthcoming performance have been reported different results. In present study, it has been evaluated the effects of these two stretching on lower extremity muscular electrical activity using innovative nonlinear analysis methods. The purpose of present study was to examine nonlinear evaluation of local dynamic stability in lower extremity EMG after statics and dynamics stretching in active males during pedaling.

**Materials and Methods:** Fifteen physical education and sport sciences male students voluntarily participated in this study. Subjects referred to the laboratory during two days, with 48 hours intervals between each sessions, and EMG data from six lower extremity muscles were collected from 30 pedaling cycle on the stationary cycle in situation of without stretching, and after 2, 5 and 10 minutes post stretching. Filtered EMG data were extracted for constructing time series and Lyapunov Exponent (LyE) calculation. **Results:** Results of repeated measure ANOVA showed significant reduction in selected muscles EMG LyE during 2, 5 and 10 min post dynamic stretching compare to static stretching and no stretching conditions ( $p \leq 0.05$ ). **Conclusion:** Regarding results, probably it is better to use dynamic stretching versus static stretching in warm up programs before pedaling or rehabilitation on stationary cycle.

**Keywords:** Static stretching, Dynamic stretching, Pedaling, Lyapunov exponent.

*Journal of Practical Studies of Biosciences in Sport, vol. 5, no. 10, Fall & Winter 2017/2018*

*Received: Jul 25, 2016*

*Accepted: Jan 24, 2017*

\*Corresponding Author, Address: Faculty of Sport Sciences, Kharazmi University, Keshwari Sports Complex, Kusha St. Haqani Hwy, Tehran, Iran;  
Email: abbasi@khu.ac.ir