

The Effects of Static and Dynamic Stretching on Local Dynamic Stability of Lower Extremity Joints' Angular Displacement in Active Males during Cycling

Ali Abbasi^{1*}, Heydar Sadeghi², Mehdi Zamanian³

¹ Assistant Professor, Sport Biomechanics Department, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

² Full Professor, Sport Biomechanics Department, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

³ Assistant professor, Faculty of engineering, Kharazmi University, Kharazmi University, Karaj, Iran

Received: 2015.July.1 Revised: 2015.September.09 Accepted: 2015.October.29

ABSTRACT

Background and Aim: The previous studies on the effect of statics and dynamics stretching on forthcoming performance have reported various results. The purpose of the present study was to examine the effects of static and dynamic stretching types of muscles on local dynamic stability in angular displacement of the lower extremity joints in active males during cycling using innovative nonlinear analysis methods.

Materials and Methods: A total of 15 male university students of physical education and sport sciences at Kharazmi University voluntarily participated in the current study. Participants referred to the laboratory twice on two days separated by a 48-hour interval, and the lower extremity kinematics data was collected from 30 pedaling cycles on the stationary cycle in 70 RPM in conditions of without stretching, and 2, 5, and 10 minutes after stretching by means of motion analysis camera in 50 Hz frequency. The angular displacement of hip, knee, and ankle joints were extracted by constructing time series and Lyapunov Exponent (LyE) calculation.

Results: The results of repeated measure ANOVA did not show any significant differences in angular displacement LyE in hip, knee, and ankle joints 2, 5, and 10 minutes post stretching ($P>0.05$).

Conclusion: Considering the results, both static and dynamic stretching types can be used in warm up programs before pedaling on stationary cycle for the purposes of training or rehabilitation.

Key words: Static stretching, Dynamic stretching, local dynamic stability, Lyapunov exponent, cycling

Cite this article as: Ali Abbasi, Heydar Sadeghi, Mehdi Zamanian. The Effects of Static and Dynamic Stretching on Local Dynamic Stability of Lower Extremity Joints' Angular Displacement in Active Males during Cycling. *J Rehab Med.* 2016; 5(1):145-155.

* Corresponding Author: Ali Abbasi, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, Kharazmi University, Hesarak Sq., Hesarak, Karaj, Iran.
E-mail address: abbasi@khu.ac.ir

تأثیر کشش استاتیک و دینامیک بر پایداری دینامیک موضعی جابجایی زاویه ای مفاصل اندام تحتانی مردان فعال حین رکاب زدن

علی عباسی^۱، حیدر صادقی^۲، مهدی زمانیان^۳

^۱ استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی

^۲ استاد تمام، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی

^۳ استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه خوارزمی

پذیرش مقاله ۱۳۹۴/۹/۸ *

* دریافت مقاله ۱۳۹۴/۴/۱۰

چکیده

مقدمه و اهداف

مطالعات گذشته در زمینه تأثیر کشش های استاتیک و دینامیک بر عملکرد متعاقب نتایج متناقضی ارائه داده اند. هدف این مطالعه بررسی تأثیر کشش استاتیک و دینامیک عضلات بر پایداری دینامیک موضعی جابجایی زاویه ای مفاصل اندام تحتانی مردان جوان سالم فعال در حین رکاب زدن با استفاده از روشهای نوین تحلیل غیر خطی بود.

مواد و روشها

تعداد ۱۵ دانشجوی پسر تربیت بدنی و علوم ورزشی از دانشگاه خوارزمی به صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. آزمودنیها در طی دو روز با اختلاف ۴۸ ساعت در هر مراجعه به آزمایشگاه مراجعه کردند و در حالت های بدون کشش و پس از گذشت ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه از کشش استاتیک و دینامیک اطلاعات کینماتیکی اندام تحتانی آنها در ۳۰ سیکل رکاب زدن دوچرخه ثابت در شدت کار ۷۰ دور بر دقیقه توسط دوربین تحلیل حرکت با فرکانس ۵۰ هرتز ثبت شد. اطلاعات جابجایی زاویه ای مفاصل ران، زانو و مچ پا برای ساختن سری زمانی و محاسبه نمای لیاپانوف استخراج شدند.

یافته ها

نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری تکراری نشان داد که تفاوت معنی داری در نمای لیاپانوف جابجایی زاویه ای مفاصل ران، زانو و مچ پا در وهله های ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه بعد از کشش استاتیک و دینامیک وجود ندارد ($P > 0.05$).

نتیجه گیری

با توجه به نتایج احتمالی می توان از هر دو نوع کشش استاتیک و دینامیک در برنامه گرم کردن پیش از رکاب زدن روی دوچرخه ثابت به منظور تمرین یا انجام بازتوانی استفاده کرد.

واژه های کلیدی

کشش استاتیک، کشش دینامیک، پایداری دینامیک موضعی، نمای لیاپانوف، رکاب زدن

نویسنده مسئول: علی عباسی. کرج، حصارک، میدان حصارک، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی

آدرس الکترونیکی: abbasi@khu.ac.ir

مقدمه و اهداف

فعالتهای گرم کردن که پیش از انجام فعالیت ورزشی اصلی انجام می گیرند، یک روش آماده سازی رایج در بین ورزشکاران به شمار می رود. کشش استاتیک 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 [۱-۴]. به هر حال تازگی تعدادی از مطالعات نتیجه گیری کرده اند که احتمال کشش استاتیک تأثیری بر پیشگیری از صدمات ندارد [۵، ۶] و یا می تواند به طور موقتی توانایی تولید نیروی عضلانی را کاهش دهد [۷-۱۰]. پیشنهادهای اخیر در مورد ادامه ندادن استفاده از کشش استاتیک قبل از رخدادهای ورزشی [۱۱] ورزشکاران را به استفاده از دیگر گونه های کشش پیش از تمرین (یعنی کشش دینامیک) [۱۲] ترغیب می کند تا از فواید کشش بهره ببرند.

مطالعات جدید پیشنهاد کرده اند که انجام فعالیت های کششی دینامیک پیش از فعالیت ورزشی ممکن است باعث بهبود عملکرد پیامد شوند و کاهش در قدرت و عملکرد را ایجاد نکنند [۱۳، ۱۴]. اما تعداد این مطالعات اندک بوده و تأثیر کشش دینامیک را فقط بر پارامترهای قدرت عضلانی [۱۳] یا عملکرد پرش ارتفاع [۱۴] مورد بررسی قرار داده اند. از طرفی مطالعات نشان داده اند بخش عمده ای از تأثیر حرکات کششی بر عملکرد پیامد از طریق تأثیر در فعال سازی ثانویه اعمال می شود. به طوری که کشش استاتیک باعث افت عملکرد پیامد و کشش دینامیک باعث بهبود آن می شود [۱۵-۱۷]. بنابراین شاید فاصله زمانی بین کشش و عملکرد پیامد نقش موثری در فعال سازی ثانویه ایفا می کند [۱۸]، چنانکه تحقیقات با فواصل زمانی مختلف نتایج متفاوتی را به همراه داشته اند [۱۵، ۱۶].

رکاب زدن با دوچرخه ثابت به عنوان یک فعالیت ورزشی و بازتوانی شناخته می شود. 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 ACL باشد [۱۹]. در هر حال با این که رکاب زدن به عنوان یک تمرین زنجیره حرکتی بسته در نظر گرفته می شود، همیشه نمی توان وضعیت و بار مفصلی در زنجیره حرکتی را در زمانی ویژه پیش بینی کرد. عوامل زیادی مانند تغییر در نرخ رکاب زدن، وضعیت و جهت بدن، تغییر در ارتفاع زین و خستگی عضلانی می تواند در مکانیک رکاب زدن تأثیر گذار باشد [۲۰، ۲۱]. بنابراین درک پایداری دینامیک موضعی پارامترهای کینماتیکی اندام ها در حین رکاب زدن و همچنین تأثیر انواع کشش بر این عوامل نه تنها توصیف بهتر برنامه های تمرین عضلانی را ممکن می سازد بلکه همچنین ممکن است کاهش یا افزایش خطر آسیب های پرکاری پس از فعالیت های کششی استاتیک و دینامیک در حین رکاب زدن را به ما معرفی کند.

به صورت سنتی پیش بینی پایداری که در مقابل مفهوم تغییرپذیری در نظر گرفته می شود بوسیله روش های آماری مانند دامنه تغییرات، انحراف استاندارد و ضریب تغییرات انجام می گیرد، اما این روش ها تنها نشاندهنده ارتباطات است و نه دلایل. این روش ها چگونگی پاسخ سیستم حرکتی به اغتشاشات را بیان نمی کنند [۲۲] و بنابراین دید مکانیسمی در مورد چگونگی پایداری در حین حرکات دوره ای مانند رکاب زدن و راه رفتن را به ما نمی دهند. از آنجا که رکاب زدن یک فعالیت ریتمیک و تکراری است می بایست با تحلیل هایی مورد مطالعه قرار گیرد که ماهیت دوره ای آن در نظر گرفته شود. روش های تحلیل غیرخطی مانند بالاترین نمای لیاپانوف این موضوع را نشان می دهند که آیا تأثیرات یک اغتشاش در طی زمان روی یک سیستم رشد می کند یا کاهش می یابد [۲۳]. اگر تأثیرات یک اغتشاش توسط جذب شدن یا اصلاح کاهش یابد، نشان دهنده پایداری یا توانایی فرد برای حفظ و نگهداری حرکت مورد نظر باشد. اگر تأثیرات اغتشاش رشد کند و یا اصلاح نشود، نشان دهنده عدم پایداری است و ممکن است باعث آسیب شود [۲۳]. با توجه به شیوع استفاده از کشش ها هنگام گرم کردن، سوال این است که آیا انجام کشش استاتیک و دینامیک به عنوان یک اغتشاش می تواند پس از دو، پنج و ده دقیقه پس از اتمام کشش بر پایداری دینامیک موضعی کینماتیکی اندام تحتانی در حین رکاب زدن تأثیر بگذارد؟ بنابراین هدف این مطالعه بررسی تأثیر کشش استاتیک و دینامیک عضلات اندام تحتانی بر پایداری جابجایی زوایه ای مفاصل اندام تحتانی در حین رکاب زدن در مردان جوان سالم فعال در زمانهای دو، پنج و ده دقیقه پس از کشش بود.

مواد و روش ها

در این مطالعه نیمه تجربی با فراخوان دانشجویان تعداد ۱۵ دانشجوی پسر تربیت بدنی و علوم ورزشی از دانشگاه خوارزمی به صورت داوطلبانه شرکت کردند (جرم 69.02 ± 10.52 کیلوگرم، قد 174.00 ± 6.74 سانتی متر و سن 21.20 ± 1.47 سال). آزمودنی ها در این مطالعه سابقه هیچ گونه آسیب دیدگی به ناحیه سر، اختلال تعادلی، آسیب دیدگی در زانو و مچ پا را نداشتند. آزمودنی ها پیش از شرکت در مطالعه پرسشنامه

سلامت پزشکی را تکمیل و فرم رضایتنامه شرکت در مطالعه را امضا کردند. ابتدا همه ی آزمودنی ها با چگونگی طرح تحقیق و انجام کشش - های استاتیک و دینامیک و روش های اندازه گیری پارامترهای کینماتیکی اندام تحتانی و همچنین رکاب زدن روی دستگاه دوچرخه ایزوکیتیک آشنا شدند. روند اجرای تحقیق به این صورت بود که آزمودنی ها طی دو روز با اختلاف ۴۸ ساعت در هر مراجعه در آزمایشگاه حضور می یافتند. هر آزمودنی پس از مراجعه به آزمایشگاه ابتدا گرم کردن عمومی روی دوچرخه ایزوکیتیک به مدت ۵ دقیقه و با ریتم دلخواه انجام می داد. روز اول در وضعیت بدون کشش و ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش استاتیک و روز دوم ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش دینامیک فاکتورهای کینماتیکی اندام تحتانی برتر آزمودنی ها در ۳۰ سیکل رکاب زدن روی دوچرخه ثابت ایزوکیتیک ثبت شد.

برای ثبت داده های کینماتیکی با استفاده از دوربین، از مارکرهای واکنشی استفاده شد. مارکرها برای ساخت مدل سه قطعه ای مچ پا، زانو و ران استفاده شدند که روی لندمارکهای سر پنجمین استخوان کف پای، پاشنه، قوزک خارجی، اپی کندیل خارجی ران، تروکانتر بزرگ ران و خار خاصه ای قدامی فوقانی پای راست قرار گرفتند. برای یافتن چرخه رکاب زدن یک نشانگر نیز روی مرکز رکاب دوچرخه قرار گرفت. فرکانس نمونه برداری دوربین حین اجرای پروتکل ۵۰ Hz انتخاب شد. سه دوربین با فاصله حدود ۵ متر تا مرکز کالیبراسیون و زاویه حدود ۱۲۰ درجه نسبت به هم قرار گرفتند.

پس از نصب مارکرها روی بدن، آزمودنی برای اجرای پروتکل رکاب زدن آماده شد. چگونگی اجرای رکاب زدن روی دوچرخه ایزوکیتیک برای آزمودنی توضیح و آموزش داده شد. هر آزمودنی ابتدا روی زین دوچرخه قرار می گرفت و ارتفاع زین برای وی تنظیم می شد. ارتفاع زین برای تمام آزمودنی ها به نحوی تنظیم می شد که در زمان قرار گرفتن رکاب در پایین ترین موقعیت، اندام تحتانی آزمودنی به طور کامل در حالت اکستنشن قرار گیرد. از آزمودنی ها می خواستیم هنگام انجام پروتکل رکاب زدن در شدت کار ۷۰ دور بر دقیقه رکاب بزنند. زمانی که به شدت کار ثابت ۷۰ دور بر دقیقه می رسیدند اطلاعات کینماتیکی از اندام تحتانی آنها به مدت ۳۰ ثانیه ثبت می شد. آزمودنی ها در طی مدت زمان ۳۰ ثانیه حدود ۳۷ چرخه کامل رکاب زدن را اجرا می کردند که از بین آنها تعداد ۳۰ چرخه متوالی برای محاسبه نمای لیاپانوف استخراج شد و مورد استفاده قرار گرفت. تصویر ۱ چگونگی قرار گرفتن آزمودنی روی دوچرخه ایزوکیتیک را نشان می دهد.



تصویر ۱: چگونگی اجرای پروتکل رکاب زدن توسط آزمودنی

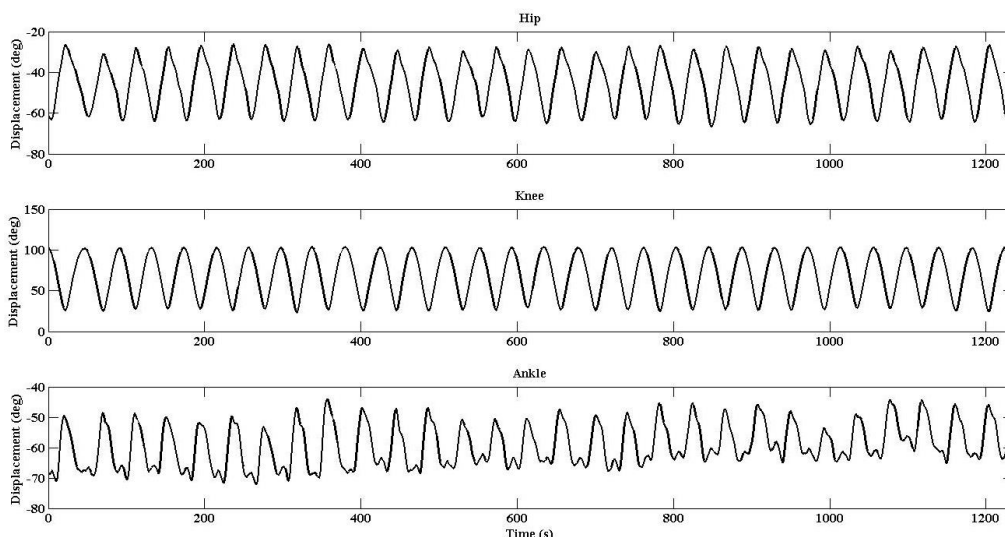
پروتکل کشش استاتیک و دینامیک:

مطابق آئین نامه مطالعات انجام شده [۱۶، ۲۴]، کشش استاتیک در هر اندام تحت الگوی دیستال به پروگزیمال به شرح زیر ابتدا در پای راست و سپس در پای چپ انجام گرفت: عضلات پلانترافلکسور و دورسی فلکسور مچ پا، فلکسور زانو، اکستنسور ران، فلکسور ران، اکستنسور زانو. هر کشش استاتیک به مدت ۳۰ ثانیه تا آستانه درد نگه داشته شد و بین هر کشش گروه های عضلانی مختلف ۲ تا ۵ ثانیه برای تغییر موقعیت بدن در نظر گرفته شد. همچنین کشش دینامیک در هر اندام به شرح زیر ابتدا در پای راست و سپس در پای چپ انجام گرفت: عضلات پلانتر

فلکسور و دورسی فلکسور مچ پا، فلکسور زانو، اکستنسور زانو، فلکسور و اکستنسور ران. افراد با منقبض کردن عضله مخالف خود حرکات کششی را برابر دستور آزمونگر در طی ۱۵ تکرار انجام می دادند و هر تکرار حدود ۲ ثانیه به طول می انجامید.

تحلیل داده‌های کینماتیک رکاب زدن

پیش از اجرای هر گونه آنالیز، داده‌های کینماتیکی توسط فیلتر طراحی شده مخصوص دستگاه برای حذف نویز احتمالی فیلتر شد. داده‌های مربوط به جابجایی زاویه ای مفاصل ران، زانو و مچ پا (محاسبه شده توسط نرم افزار دستگاه) برای بررسی بیشتر و محاسبه پایداری دینامیک موضعی استفاده شد. تمامی فرآیندهای پردازش داده‌های رکاب زدن در محیط نرم افزار متلب^۱ انجام شد. برای ساختن سری زمانی برای محاسبه نمای لیپانوف، ۳۰ نمودار جابجایی زاویه‌ای ران، زانو و مچ پا از آزمون های مختلف انتخاب شد. نمودارهای جابجایی زاویه ای مفاصل ران، زانو و مچ پای یک آزمودنی در سی سیکل رکاب زدن در نمودار ۱ مشاهده می شود.



نمودار ۱: نمودار جابجایی زاویه ای مفاصل ران، زانو و مچ پا در سی سیکل رکاب زدن

محاسبه پایداری دینامیک موضعی (نمای لیپانوف)

بالاترین نمای لیپانوف (LyE) برای محاسبه پایداری دینامیک موضعی در سری های زمانی ساخته شده برای پارامترهای جابجایی زاویه ای مفاصل استفاده شد. بالاترین نمای لیپانوف یک اندازه از میزان واگرایی بردارهای نزدیک به هم (همسایه) در فضای حالت می‌باشد [۲۵]. به عبارت دیگر، نمای لیپانوف جدایی نمایی از مدار^۲ (توان جدایی بردارها) را با توجه به زمان در فضای حالت شناسایی می‌کند. هنگامی که نقاط نزدیک به هم (همسایه) جدا می‌شوند، به سرعت واگرا شده و ناپایداری ایجاد می‌کند. نمای لیپانوف این ناپایداری را تخمین می‌زند که به مقدار زیادی متاثر از شرایط اولیه می‌باشد [۲۲]. بطور خاص نمای لیپانوف به عنوان شیب متوسط واگرایی لگاریتمیک بردارهای همسایه در فضای حالت محاسبه می‌شود [۲۲]. در واقع نمای لیپانوف به عنوان یک روش غیرخطی ماهیت پایداری دینامیک موضعی در سیستم حرکتی را مورد بررسی قرار می‌دهد. بالاترین نمای لیپانوف با استفاده از معادله زیر تعریف شد که $d(t)$ متوسط واگرایی در زمان t و C ثابتی است که جدایی اولیه را طبیعی می‌کند: [۲۲]

$$d(t) = Ce^{\lambda_1 t}$$

معادله ۱:

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

¹ Matlab

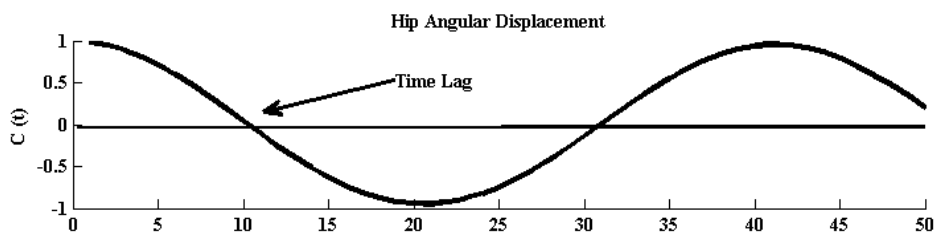
² Exponential separation of trajectories

خودکار^۳ 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 بصورت زیر محاسبه می شود:

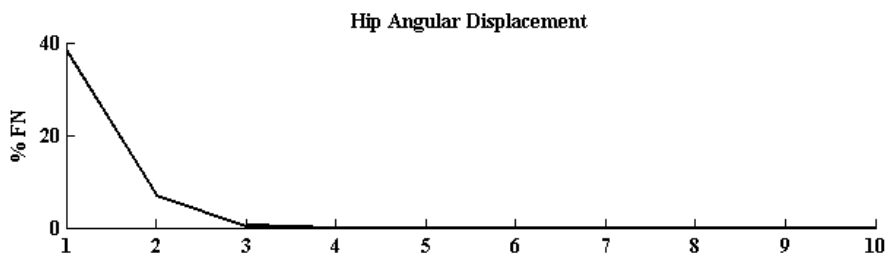
$$C(T) = \frac{\sum_{k=1}^N [S(t_0 + kT_s + T) - S_{av}] [S(t_0 + kT_s) - S_{av}]}{\sum_{k=1}^N [S(t_0 + kT_s) - S_{av}]^2} \quad \text{معادله ۲:}$$

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

اگر تابع همبستگی خودکار در T با صفر برخورد کند، مقدار مربوط زمان تاخیر T در نظر گرفته می شود. در غیر اینصورت اولین عدد موضعی حداقل از تابع همبستگی خودکار به عنوان زمان تاخیر در نظر گرفته می شود [۲۵]. بعد تعبیه شده نیز با استفاده از روش نزدیکترین همسایگان نادرست^۴ محاسبه شد. زمان تاخیر و بعد تعبیه شده برای سری های زمانی جایجایی زاویه ای مفاصل ران، زانو و مچ پا به ترتیب ۱۰ و ۴ محاسبه شد. پس از محاسبه زمان تاخیر و بعد تعبیه شده فضای حالت بازسازی شد. نمودارهای ۲، ۳ و ۴ به ترتیب نمودارهای زمان تاخیر، بعد محاسبه شده و فضای حالت برای جایجایی زاویه ای مفصل ران را نشان می دهند.



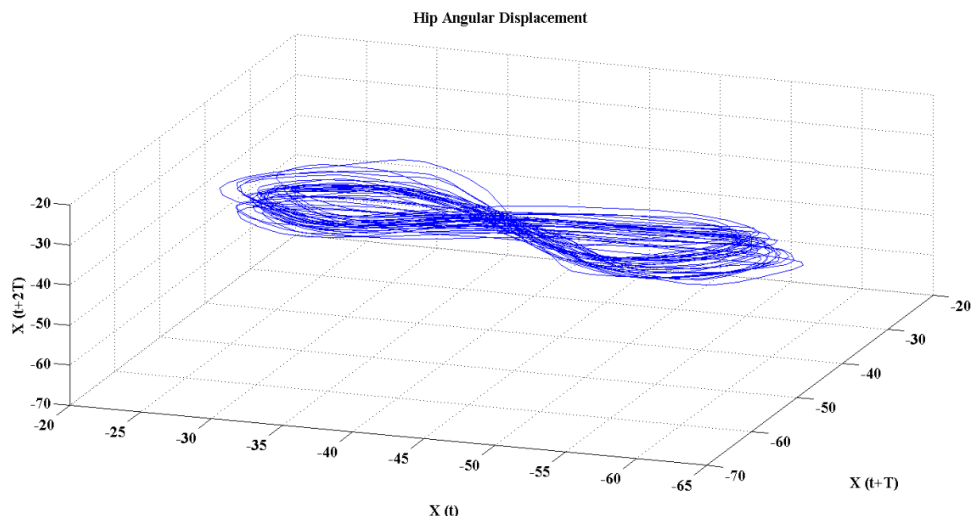
نمودار ۲: نمودار زمان تاخیر برای جایجایی زاویه ای مفصل ران



نمودار ۳: نمودار بعد تعبیه شده برای جایجایی زاویه ای مفصل ران، FN، نزدیک ترین همسایگان نادرست و محور افقی نماینده بعد تعبیه شده می باشد

³ Autocorrelation function

⁴ False Nearest Neighbors



نمودار ۴: نمودار فضای حالت جابجایی زاویه ای مفصل ران یک آزمودنی در سی سیکل رکاب زدن

پس از بازسازی فضای حالت کد الگوریتم محاسبه بالاترین نمای لیپانوف در محیط متلب نوشته شد و میزان نمای لیپانوف در هر سری زمانی از داده های جابجایی زاویه ای مفاصل محاسبه شد. برای بررسی تاثیر انواع کشش های استاتیک و دینامیک با زمان های تاخیر ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش بر پایداری دینامیک موضعی از روش آماری تحلیل واریانس با اندازه گیری تکراری در سطح معنی داری $\alpha \leq 0.05$ استفاده شد.

یافته ها

نتایج تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر برای نمای لیپانوف جابجایی زاویه ای مفاصل ران، زانو و مچ پا نشان داد که تفاوت معنی داری در نمای لیپانوف مفاصل ران، زانو و مچ پا پس از زمان های ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه از کشش استاتیک و دینامیک وجود ندارد ($P > 0.05$). میانگین و انحراف استاندارد و درصد تغییرات نمای لیپانوف جابجایی زاویه ای مفاصل ران، زانو و مچ پا در زمان های مختلف پس از کشش استاتیک و دینامیک به ترتیب در جداول ۱ و ۲ مشاهده می شود.

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد نمای لیپانوف جابجایی زاویه ای مفاصل ران، زانو و مچ پا در زمان های مختلف پس از کشش استاتیک و دینامیک

نمای لیپانوف جابجایی زاویه ای مفصل			آزمون
مچ پا	زانو	ران	
$1/2.0 \pm 0.324$	0.769 ± 0.331	0.983 ± 0.323	بدون کشش
$1/1.15 \pm 0.359$	0.686 ± 0.266	0.888 ± 0.206	استاتیک با ۲ دقیقه تاخیر
$1/1.11 \pm 0.321$	0.641 ± 0.244	0.847 ± 0.216	استاتیک با ۵ دقیقه تاخیر
$1/1.30 \pm 0.325$	0.616 ± 0.234	0.821 ± 0.283	استاتیک با ۱۰ دقیقه تاخیر
$1/1.13 \pm 0.263$	0.671 ± 0.297	0.875 ± 0.158	دینامیک با ۲ دقیقه تاخیر
$1/1.04 \pm 0.213$	0.635 ± 0.192	0.830 ± 0.277	دینامیک با ۵ دقیقه تاخیر
$1/1.01 \pm 0.274$	0.624 ± 0.264	0.799 ± 0.223	دینامیک با ۱۰ دقیقه تاخیر
0.952	0.678	0.421	سطح معنی داری (P)

جدول ۲: درصد تغییرات نمای لیپانوف جابجایی زاویه ای مفاصل ران، زانو و مچ پا در زمان های مختلف پس از کشش استاتیک و دینامیک

درصد تغییرات			آزمون
مچ پا	زانو	ران	
-۷/۲۳	-۱۰/۷۹	-۹/۶۶	استاتیک با ۲ دقیقه تاخیر
-۷/۵۷	-۱۶/۶۴	-۱۳/۸۳	استاتیک با ۵ دقیقه تاخیر
-۵/۹۹	-۱۹/۸۹	-۱۶/۴۸	استاتیک با ۱۰ دقیقه تاخیر
-۷/۴۰	-۱۲/۷۴	-۱۰/۹۸	دینامیک با ۲ دقیقه تاخیر
-۸/۱۵	-۱۷/۴۲	-۱۵/۵۶	دینامیک با ۵ دقیقه تاخیر
-۸/۴۰	-۱۸/۸۵	-۱۸/۷۱	دینامیک با ۱۰ دقیقه تاخیر

بحث و نتیجه گیری

هدف از انجام این مطالعه بررسی تاثیر کشش استاتیک و دینامیک عضلات بر پایداری دینامیک موضعی جابجایی زاویه ای مفاصل اندام تحتانی مردان جوان سالم فعال در حین رکاب زدن در زمانهای دو، پنج و ده دقیقه پس از کشش بود. مطالعات گذشته انجام گرفته در زمینه تاثیرات کشش استاتیک و دینامیک پیش از عملکرد بیشتر بر منظرهای نروفیزیولوژیکی و عملکرد قدرتی و توانی در آزمودنی های مختلف تمرکز کرده اند. به عنوان مثال هوق و همکاران (۲۰۰۹) به ترتیب کاهش و افزایش ارتفاع پرش عمودی و فعالیت الکترومایوگرافی عضله پهن داخلی را دو دقیقه بعد از کشش استاتیک و دینامیک گزارش کردند [۱۶]، همچنین تاثیر مثبت کشش استاتیک بر پارامترهای کینماتیکی راه رفتن سالمندان گزارش شده است [۲۶] و یا اینکه ادعا شده است کشش دینامیک در مقایسه با کشش استاتیک روش مناسب تری برای آماده کردن پارامترهای کینماتیکی شوت داخل پای فوتبال است [۲۷]. با این حال نتایج تاثیر کشش استاتیک و دینامیک پیش از عملکرد بر قدرت، توان انفجاری، عملکرد و خطر آسیب متناقض است، چنان که برخی مطالعات بهبود و یا کاهش این عوامل و برخی عدم تغییر در این عوامل را پس از انجام کشش های استاتیک و دینامیک گزارش کرده اند [۲۸-۳۱]. در هر حال پروتکل 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 استاتیک و دینامیک بر عملکرد متعاقب را مشکل می کند.

نتایج این مطالعه نشان داد که نمای لیاپانوف (شاخص پایداری دینامیک موضعی) در زمان های دو، پنج و ده دقیقه پس از کشش استاتیک و دینامیک در مفاصل ران، زانو و مچ پا کاهش یافته است و این کاهش به ترتیب در مفاصل زانو، ران و مچ پا بیشتر بود. اما این کاهش در نمای لیاپانوف در مفاصل پس از زمان های ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه از کشش های استاتیک و دینامیک تفاوت معنی داری نداشت. با تلاش محقق برای یافتن مطالعات تقریباً مشابه در زمینه بررسی پایداری دینامیک موضعی مفاصل در حین رکاب زدن پس از کشش ها، مطالعه مشابه یافته نشد و مطالعه حاضر اولین مطالعه می باشد که با بهره گیری از دینامیک غیر خطی در پی پاسخ به تاثیر کشش های استاتیک و دینامیک بر پایداری دینامیک موضعی مفاصل در حین رکاب زدن می باشد و امکان مقایسه نتایج این مطالعه با مطالعات گذشته وجود ندارد.

پایداری می تواند با استفاده از پاسخ رفتار متغیرهای حالت سیستم (متغیرهایی که رفتار سیستم را توصیف می کنند) به اغتشاشات کمی تعریف شود. از دیدگاه مکانیکی پایداری دینامیک موضعی به رفتار یک سیستم در پاسخ به اغتشاشات خیلی کوچک تعریف می شود [۳۲]. در واقع پایداری دینامیک موضعی بیان می کند که آیا پس از دریافت یک اغتشاش کوچک، سیستم توانایی بازگشت به حالت اولیه اش را دارد یا نه. محاسبه پایداری موضعی با استفاده از روش غیر خطی نمای لیاپانوف در فضای حالت به این معنی است که به دنبال یک اغتشاش در سیستم سری زمانی از یک بردار به سمت بردار همسایه حرکت می کند، حال نمای لیاپانوف می گوید آیا سیستم قادر به همگرا کردن بردار به شرایط اولیه می باشد یا بردار با گذشت زمان دچار واگرایی بیشتر می گردد. از این رو این میزان واگرایی به عنوان نمای لیاپانوف یا پایداری دینامیک موضعی در نظر گرفته می شود [۲۵، ۳۳]. میزان واگرایی (افزایش) در نمای لیاپانوف به عنوان کاهش پایداری دینامیک موضعی سیگنال های سری زمانی در نظر گرفته می شود و برعکس کاهش نمای لیاپانوف به عنوان افزایش پایداری دینامیک موضعی در نظر گرفته می شود [۲۵، ۳۳]. بنابراین به نظر می رسد پس از انجام کشش های استاتیک و دینامیک، پایداری دینامیک موضعی در مفاصل ران، زانو و مچ پا (با تاثیر بیشتر

روی مفصل زانو و ران) افزایش یافته است که این افزایش پس از کشش دینامیک در مقایسه با کشش استاتیک بیشتر بود. با این حال افزایش پایداری دینامیک موضعی بین موقعیت های زمانی پس از دو نوع کشش تفاوت معنی داری نداشته است.

با مراجعه به جدول ۱ مشاهده می شود که مقدار نمای لیاپانوف در مفصل مچ پا بیشترین میزان را داشت و پس از آن مفصل ران و مفصل زانو کمترین مقادیر لیاپانوف را نشان دادند که این نشان دهنده پایداری دینامیک موضعی کمتر در حرکت زاویه ای مچ پا در مقابل دو مفصل دیگر و پایداری دینامیک موضعی بیشتر مفصل زانو در مقابل دو مفصل دیگر در تمام آزمون های انجام شده می باشد. همچنین با مراجعه به جدول ۲ مشاهده می شود که درصد تغییرات نمای لیاپانوف پس از انجام کشش های استاتیک و دینامیک در مفصل زانو بیشترین مقدار را داشت و پس از آن در مفصل ران و در نهایت در مفصل مچ پا کمترین میزان را داشته است. این موضوع نشان دهنده تأثیر بیشتر کشش های استاتیک و دینامیک بر پایداری دینامیکی موضعی مفاصل زانو و ران می باشد. احتمالاً داشتن حجم بیشتر عضلات در ناحیه زانو و ران نسبت به مچ پا باعث مشاهده این نتیجه شده است. چنانکه کشش بواسطه تأثیر روی عضلات باعث ایجاد پایداری در مفاصل شده است و چون ران و زانو در مقایسه با مچ پا حجم عضلات بیشتری دارند، کشش باعث پایداری دینامیک موضعی بیشتر در این مفاصل شده است.

در توجیه تأثیر کشش های استاتیک و دینامیک بر پایداری دینامیک موضعی مفاصل اندام تحتانی در حین رکاب زدن می توان به عوامل نروفیزیولوژیکی و بیومکانیکی اشاره کرد. چنانکه مطالعات گذشته تأثیرات کشش قبل از عملکرد را به تأثیرات عصبی و ویسکوالاستیکی عضلات نسبت داده اند. به عنوان مثال نشان داده شده است که انجام یک سری کشش روی عضله در حال استراحت باعث کاهش سریع در قدرت بعد از انجام کشش می شود. کاهش دامنه سیگنال های EMG سطحی در طی انقباضات ارادی بیشینه بعد از کشش شواهدی فراهم آورد که کاهش قدرت در نتیجه کشش یک تأثیر عصبی است [۷، ۸]. همچنین شواهد دیگر نشان می دهد کاهش قدرت در نتیجه کشش در اندام مقابل کشیده نشده نیز مشاهده می شود بنابراین این احتمال وجود که کاهش قدرت در نتیجه کشش یک تأثیر عصبی باشد [۳۳]. برخی مطالعات که کاهش قدرت در نتیجه کشش را نشان داده اند، از پروتکل های کششی استفاده کرده اند که کل دوره کششی آنها کمتر از ۴ دقیقه به طول انجامیده است [۲۰، ۲۴-۲۶] و بنابراین، شاید کشش برای کاهش سفتی غیر فعال عضلانی کافی نبوده است. بنابراین این احتمال وجود دارد که تأثیر عصبی رخ داده باشد تا تأثیر ویسکوالاستیک (کاهش مقاومت غیرفعال به کشش).

در مفهوم ویسکوالاستیک، تغییرات در دامنه حرکتی و مقاومت به کشش بعد از یک وهله حاد از کشش می تواند در واژه های استرس-ریلکسیشن^۵، کریپ^۶ و هیسترسیز^۷ مورد بررسی قرار گیرد. مطالعاتی که تأثیرات ویسکوالاستیک کشش را بررسی کرده اند، نشان داده اند که افزایش دامنه حرکتی مفصل با کاهش مقاومت غیر فعال به کشش مرتبط است بطوری که بعد از چند کشش با یک دوره خاص، مقاومت به کشش در دامنه حرکتی مشابه کاهش خواهد یافت [۳۷-۴۰]. این کاهش در مقاومت می تواند به کاهش در سفتی عضلانی یا افزایش در کامپلیانس عضلانی نسبت داده شود.

به احتمال افزایش پایداری دینامیک موضعی مشاهده شده در جابجایی زاویه ای مفاصل اندام تحتانی پس از کشش های استاتیک و دینامیک را می توان به تأثیرات عصبی و ویسکوالاستیکی عضلات نسبت داد. بدین مفهوم که کشش استاتیک و دینامیک باعث تحریک پذیری بیشتر گیرنده های عمقی عضلانی مانند دوک های عضلانی و اندام های وتری گلژی شده اند و از طرفی با افزایش کامپلیانس عضلانی باعث پایداری دینامیک موضعی بیشتر در مفاصل شده باشند. در نهایت بررسی جدول ۲ نشان می دهد پس از کشش دینامیک در مقایسه با کشش استاتیک به طور متوسط پایداری دینامیک موضعی بیشتری در مفاصل ایجاد شده است. این احتمال وجود دارد که کشش دینامیک باعث افزایش بیشتری در تحریک پذیری گیرنده های عمقی عضلات مانند دوک های عضلانی و اندام وتری گلژی و همچنین افزایش کامپلیانس عضلانی شده است و در نتیجه پایداری دینامیک موضعی بیشتری در مفاصل ایجاد کرده است.

نتیجه گیری نهایی

با در نظر گرفتن نتایج این مطالعه به نظر می رسد هر دو نوع کشش های استاتیک و دینامیک باعث افزایش پایداری دینامیک موضعی در جابجایی زاویه ای مفاصل ران، زانو و مچ پا در حین رکاب زدن می شوند. بنابراین بر خلاف نظریه های مطالعات اخیر مبنی بر استفاده نکردن

⁵ Stress relaxation

⁶ Creep

⁷ Hysteresis

از کشش استاتیک و یا جایگزین کردن کشش دینامیک در برنامه گرم کردن، احتمالاً در استفاده از کشش های استاتیک و دینامیک در برنامه گرم کردن پیش از فعالیت رکاب زدن تفاوتی وجود ندارد و دوچرخه سواران و افرادی که برای انجام توانبخشی از فعالیت رکاب زدن روی دوچرخه ثابت استفاده می کنند می توانند به منظور گرم کردن اولیه از هر دو فعالیت کشش استاتیک و دینامیک بهره ببرند.

منابع

1. Smith CA. The warm-up procedure: to stretch or not to stretch. A brief review. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1994;19(1):12-7.
2. High DM, Howley E, Franks B. The effects of static stretching and warm-up on prevention of delayed-onset muscle soreness. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 1989;60(4):357-61.
3. Young WB. The use of static stretching in warm-up for training and competition. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2007;2(2):212.
4. Young WB, Behm DG. Should static stretching be used during a warm-up for strength and power activities? *Strength and Conditioning Journal*. 2002;24(6):33-7.
5. Gleim GW, McHugh MP. Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports Medicine (Auckland, NZ)*. 1997;24(5):289-99.
6. Herbert RD, Gabriel M. Effects of stretching before and after exercising on muscle soreness and risk of injury: systematic review. *British Medical Journal*. 2002;325(7362):468-72.
7. Avela J, Kyrolainen H, Komi PV. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *Journal of Applied Physiology*. 1999;86(4):1283-91.
8. Avela J, Finni T, Liikavainio T, Niemela E, Komi PV. Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. *Journal of Applied Physiology*. 2004;96(6):2325-32.
9. Behm DG, Button DC, Butt JC. Factors affecting force loss with prolonged stretching. *Canadian Journal of Applied Physiology*. 2001;26(3):261-72.
10. Costa PB, Ryan ED, Herda TJ, DeFreitas JM, Beck TW, Cramer JT. Effects of stretching on peak torque and the H:Q ratio. *International Journal of Sports Medicine*. 2009;30(1):60-5.
11. Nelson AG, Driscoll NM, Landin DK, Young MA, Schexnayder IC. Acute effects of passive muscle stretching on sprint performance. *Journal of Sports Sciences*. 2005;23(5):449-54.
12. Yamaguchi T, Ishii K. Effects of static stretching for 30 seconds and dynamic stretching on leg extension power. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2005;19(3):677-83.
13. Herda TJ, Cramer JT, Ryan ED, McHugh MP, Stout JR. 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*. 2008;22(3):809-17.
14. Hough PA, Ross EZ, Howatson G. Effects of dynamic and static stretching on vertical jump performance and electromyographic activity. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009;23(2):507-12.
15. Torres EM, Kraemer WJ, Vingren JL, Volek JS, Hatfield DL, Spiering BA, et al. Effects of stretching on upper-body muscular performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2008;22(4):1279-85.
16. Hough PA, Ross EZ, Howatson G. Effects of dynamic and static stretching on vertical jump performance and electromyographic activity. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009;23(2):507.
17. Duncan MJ, Woodfield LA. Acute effects of warm up protocol on flexibility and vertical jump in children. *Journal of Exercise Physiology online*. 2006;9(3):9-16.
18. Clevidence MW. The Acute Effects of Differing Conditioning Loads on Counter-Movement Jump Performance in the Recreational Athlete: Master Thesis, Ohio University; 2008.
19. Fleming BC, Beynon BD, Renstrom PA, Peura GD, Nichols CE, Johnson RJ. The strain behavior of the anterior cruciate ligament during bicycling An in vivo study. *The American Journal of Sports Medicine*. 1998;26(1):109-18.
20. Nelson AG, Kokkonen J, Eldredge C. Strength inhibition following an acute stretch is not limited to novice stretchers. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 2005;76(4):500-6.
21. Asplund C, St Pierre P. Knee pain and bicycling. *The Physician and Sports Medicine*. 2004;32(4):1-12.
22. Dingwell JB, Cusumano JP. Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*. 2000;10(4):848-63.

23. Stergiou N. Innovative Analyses of Human Movement: Human Kinetics Publishers; 2004.
24. Yamaguchi T, Ishii K, Yamanaka M, Yasuda K. Acute effect of static stretching on power output during concentric dynamic constant external resistance leg extension. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 2006;20(4):804-10.
25. Nayfeh AH, Balachandran B. Applied nonlinear dynamics: analytical, computational and experimental methods: John Wiley & Sons; 2008.
26. Rodacki ALF, Souza RM, Ugrinowitsch C, Cristopoliski F, Fowler NE. Transient effects of stretching exercises on gait parameters of elderly women. *Manual Therapy*. 2009;14(2):167-72.
27. Amiri-Khorasani M, MohammadKazemi R, Sarafrazi S, Riyahi-Malayeri S, Sotoodeh V. Kinematics Analyses Related to Stretch-Shortening Cycle during Soccer Instep Kicking After Different Acute Stretching. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2012;26(11):3010-7.
28. Rubini EC, Costa AL, Gomes PS. The effects of stretching on strength performance. *Sports Medicine*. 2007;37(3):213-24.
29. Herbert RD, Gabriel M. Effects of stretching before and after exercising on muscle soreness and risk of injury: systematic review. *BMJ: British Medical Journal*. 2002;325(7362):468.
30. Behm DG, Chaouachi A. A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *European Journal of Applied Physiology*. 2011;111(11):2633-51.
31. McHugh MP, Cosgrave C. To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2010;20(2):169-81.
32. Full RJ, Kubow T, Schmitt J, Holmes P, Koditschek D. Quantifying dynamic stability and maneuverability in legged locomotion. *Integrative and Comparative Biology*. 2002;42(1):149-57.
33. Cramer J, Housh T, Weir J, Johnson G, Coburn J, Beck T. The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. *European Journal of Applied Physiology*. 2005;93(5):530-9.
34. Kokkonen J, Nelson AG, Cornwell A. Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 1998;69(4):411-5.
35. Nelson AG, Driscoll NM, Landin DK, Young MA, Schexnayder IC. Acute effects of passive muscle stretching on sprint performance. *Journal of sports sciences*. 2005;23(5):449-54.
36. Sekir U, Arabaci R, Akova B, Kadagan S. 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*. 2010;20(2):268-81.
37. McHugh MP, Nesse M. Effect of stretching on strength loss and pain after eccentric exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2008;40(3):566-73.
38. Magnusson S, Simonsen E, Aagaard P, Gleim G, McHugh M, Kjaer M. Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 1995;5(6):342-7.
39. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Kjaer M. Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *The American Journal of Sports Medicine*. 1996;24(5):622-8.
40. Ryan ED, Beck TW, Herda TJ, Hull HR, Hartman MJ, Costa PB, et al. The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2008;38(10):632-9.