Sport Medicine Studies **Volume 14, No 34, 2023, Page 117-140**

Research Paper

Core Muscles Activation in Plank with and without Support on Upper Limbs during Different Body Angles

M. Bastani[1], Gh. Ghasemi[2], H. Esmaeili[3]

1. Ph.D. Student in Corrective Exercises, Isfahan University
2. Professor in Corrective Exercises, Isfahan University (Corresponding Author)
3. Assistant Professor in Sports Biomechanic, Isfahan University

Received Date: 2022/10/17 **Accepted Date: 2023/02/05**

Abstract

The role of the upper limbs in the common plank exercises is considered a limiting factor in targeting the core muscles. The purpose of this study was to investigate the core muscles activation in plank with and without support on upper limbs during different body angles. Twenty-one healthy men aged 20-30 participated in this study. The subjects performed the plank in two positions with support on the upper limb (by the TRX suspension device) and without support on the upper limb (by the researcher-made device) at 20, 40, 60 and 80 of body angles. Every eight tests were repeated twice for 5 seconds. The activity of rectus abdominis, external oblique, multifidus, erector spinae lumbar, and rectus femoris muscles were measured and compared. Repeated measures analysis of variance was used to examine the effects of upper limb on our outcomes. The results showed that there is no difference on core muscles activity between plank with and without support on upper limbs during different body angles ($p=0.821$). Changing the body angle (20, 40, 60 and 80 degrees) showed a main different on the core muscles activity in the both plank positions with and without support on upper limbs ($P\leq0.05$). Not using the upper limbs in the plank exercises does not change the activity of the core muscles, and also the level of their activity increases through the gradual addition in the body angle.

Keyword: Core Stability Muscles, Plank, Training Principles, Functional Training, Electromyograp

1. Email: mkhf.1978@gmail.com
2. Email: h.minoonejad@ut.ac.ir
3. Email: ahbarati20@gmail.com

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

Extended Abstract

Background and Purpose

Isometric exercises challenge trunk control in a way that spares spine from excessive compressive forces (1). Among the isometric trunk exercise positions, prone position has a unique advantage in engaging core muscles and spine stability (2). The simultaneous core muscles activation attributes to core stabilization in prone position exercises (2,3). The significant issue that usually is seen in the common instructions for prone position exercises such as prone bridge (plank), is that the upper limb is often used as a support to control body weight in closed kinetic chain (2,4). However, the role of the upper limbs in the traditional plank exercises is considered a limiting factor in targeting core muscles (4,5). Accordingly, the purpose of this study was to investigate the core muscles activation in plank with and without support on upper limbs during different body angles. In order to identify the specificity and progression effect on the core muscles, the EMG activity of core muscles was measured and compared during different angles of plank with TRX and researcher-made devices. It is assumed with neutralizing the upper limbs does not change the activity of the core muscles, and it will make progression in the core stability exercises.

Materials and Methods

Twenty-one healthy men (age=27.66±3.32 years, height=176.09±4.51 cm, mass=71.66±11.7 kg) participated in this study. Subjects were in the age group of 20 to 32 years. The present study was approved by the Research Ethics Committee of University of Isfahan under reference number of IR.UI.REC.1400.055. The subjects performed the plank tests in two conditions, TRX and a researcher's hand made device at four different body angles. The tests included: Common plank (CP): The subjects were asked to adopt the plank position with a TRX device. The only weight-bearing points of the body were the toes of the feet and the hands. The toes placed on the ground and the forearms were placed on the TRX handles. This test scheme was repeated for all body angles (20°,40°,60°,and 80°), while arms and the straps were at a right angle relative to the body; Plank without upper limbs (PW): The subjects performed plank without use of the upper limbs. This test was performed with a researcher-made device. In this device, there is no need to use the upper limbs as support to do isometric trunk exercises in prone position, and the gravity forces are transferred between the body and the device through connecting straps. The toes placed on the ground and the chest placed on the strap. Beides, this motor scheme was repeated for all body angles. The participants were asked to maintain fixed posture for the 5 seconds in all eight test conditions to obtain the electromyographic (EMG) activity of the rectus abdominis (RA),

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

external oblique (EO), multifidus (MF), erector spinae lumbar (ES), and rectus femoris (RF) muscles on the right side. In order to prevent the muscles fatigue, a two-minute rest was taken between each test. Before the commence of testing, maximum voluntary isometric contraction (MVIC) trials of the muscles were measured. After approving the normality of the data by the Shapiro-Wilk test, repeated measures analysis of variance was used to assess the effect of upper limbs on our outcomes. The significance level was set at the level of $p \leq 0.05$.

Findings

In general, the results showed that there is no main effect of using upper limbs on muscles activity in two plank exercises at all body angles (20,40,60 and 80) (F(20,1)=0.516,p=0.821,ES=0.912). In the separate comparison of each muscle, there is lower external oblique activity in plank without upper limbs than plank with upper limbs conditions (P≤0.05), however, no significant difference was shown in RA, MF, ES, and RF (P>0.05). The results related to increase the body angles in the plank with support on the upper limb showed main increase in the core muscles activity (F(15,6)=13.08,p=0.002,ES=0.97). Moreover, the results related to increase the body angles in the plank without support on the upper limb showed main increase in the core muscles activity (F(15,6) =4.69,p=0.033,ES=0.921).

Table 2. Comparison of emg activity (%MVIC) of the muscles during plank with and without using the upper limbs

muscle	Body angle (degree)	plank		P value
		Common (means±sd)	without upper limbs (means±sd)	
RA	20	10.28±11.29	7.21±4.27	.206
	40	17.13±10.07†	10.65±7.09†	.012*
	60	33.41±20.12†‡	19.61±11.02†‡	.006*
	80	52.18±29.73†‡¶	31.44±20.74†‡¶	.021*
EX	20	11.44±7.28	8.75±5.07	.020*
	40	20.23±8.62†	14.58±8.11†	.008*
	60	33.07±20.55†‡	23.10±13.73†‡	.015*
	80	47.80±24.60†‡¶	33.26±18.34†‡¶	.043*
MF	20	2.50±1.79	1.79±.91	.026*
	40	2.13±1.05	1.86±1.36	.451
	60	2.86±1.50	2.07±2.03	.010*
	80	4.86±2.85†‡¶	3.56±3.48	.238
ESL	20	2.47±1.59	2.55±2.15	.832
	40	3.01±2.53	2.57±1.91	.342
	60	3.96±2.76†	3.77±5.80	.852
	80	5.65±4.28†‡	3.63±2.96‡	.035*
RF	20	4.54±5.23	8.63±6.08	.018*
	40	10.27±5.38†	12.42±10.68†	.316
	60	17.24±10.88†‡	16.42±12.60†	.745
	80	27.36±17.37†‡¶	22.82±15.79†‡¶	.337

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

† Significantlysmore compared with 20˚ ($p \leq 0.05$).
‡ Significantly more compared with 40˚ ($p \leq 0.05$).
¶ Significantly more compared with 60˚ ($p \leq 0.05$).
* Significant difference between plank with and witout support limbs ($p \leq 0.05$).

Conclusion

The findings of this study have potential applications in effective rehabilitation of core stability and the development of plank exercises. Training planning based on principles and capacity of individual's bodies can ensure effective training. Based on the study's findings, not using the upper limbs in different angles of plank exercises does not change the activity of the RA, EO, MF, ESL, and RF muscles. Further, the level of their activity increases through the gradual addition in the body angle. This modified form of plank exercise is suitable for the intrinsic and acquired limitations of the upper limb in high weight bearing. Training without using the upper limb in different plank angles can be used for specificity and Progression of core stability training of people who are unable to perform the common plank.

Keyword: Core Stability Muscles, Plank, Training Principles, Functional Training, Electromyography

References

1. Kavcic N, Grenier S, McGill SM. Quantifying tissue loads and spine stability while performing commonly prescribed low back stabilization exercises. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004;29(20):2319-2329.
2. Escamilla RF, Lewis C, Pecson A, Imamura R, Andrews JR. Muscle Activation Among Supine, Prone, and Side Position Exercises With and Without a Swiss Ball. *Sports Health*. 2016;8(4):372-379.
3. Li X, Liu H, Lin KY, et al. Effects of Different Sling Settings on Electromyographic Activities of Selected Trunk Muscles: A Preliminary Research. *Biomed Res Int*. 2020; 2020:2945952.
4. Devorski L, M Bazett-Jones D, Mangum LC, Glaviano NR. Muscle Activation in the Shoulder Girdle and Lumbopelvic-Hip Complex During Common Therapeutic Exercises. *J Sport Rehabil*. 2022;31(1):31-37.
5. Choi CW, Koo JW, Jeong YG. Comparison of Trunk Muscle Activity During Modified Side-Bridge Exercises and Traditional Side Bridge Exercise. *J Sport Rehabil*. 2019;29(7):963-969.

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

مطالعات طب ورزشی دوره ۱۴، شماره ۳۴، زمستان ۱۴۰۱. صص ۱۴۰-۱۱۷

مقالهٔ پژوهشی

بررسی فعالیت عضلات مرکزی در پلانک با و بدون تکیه بر اندام فوقانی در درجات مختلف بدن

مهرداد باستانی[۱]، غلامعلی قاسمی[۲]، حامد اسماعیلی[۳]

۱. مربی، دانشجو دکتری آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
۲. دانشیار، گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران (نویسنده مسئول)
۳. استادیار بیومکانیک ورزشی، استادیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه اصفهان

تاریخ ارسال ۱۴۰۱/۰۷/۲۵ تاریخ پذیرش ۱۴۰۱/۱۱/۱۶

چکیده

استفاده از اندام فوقانی در تمرینات رایج پلانک، عامل محدودکننده‌ای در هدف قرار دادن عضلات مرکزی است. هدف این مطالعه، بررسی فعالیت عضلات مرکزی در پلانک با و بدون تکیه بر اندام فوقانی در درجات مختلف بدن بود. تعداد ۲۱ مرد سالم غیرورزشکار در رده سنی ۲۰ تا ۳۰ سال در این مطالعه شرکت کردند. آزمودنی‌ها پلانک را در دو حالت با تکیه بر اندام فوقانی (توسط ابزار تعلیقی TRX) و بدون تکیه بر اندام فوقانی (توسط ابزار محقق ساخته) در درجات ۲۰، ۴۰، ۶۰ و ۸۰ درجه بدن اجرا کردند. هر هشت تمرین به‌مدت پنج ثانیه و با دو تکرار انجام شد. فعالیت عضلات راست شکمی، مایل خارجی، مالتی‌فیدوس، راست‌کننده ستون فقرات کمری و راست رانی اندازه‌گیری و مقایسه شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر استفاده شد. نتایج مقایسه فعالیت عضلات مرکزی بین دو پوزیشن پلانک با و بدون تکیه بر اندام فوقانی در درجات مختلف بدن تفاوت معناداری را نشان نداد (P=۰/۸۲۱). تغیر زاویه بدن (درجات ۲۰، ۴۰، ۶۰ و ۸۰) در حرکت پلانک در هر دو حالت با تکیه بر اندام فوقانی و بدون تکیه بر اندام فوقانی، تفاوت معناداری را در فعالیت عضلات مرکزی نشان داد (P≤۰/۰۵). استفاده‌نکردن از اندام فوقانی در تمرینات پلانک تغییری در فعالیت عضلات مرکزی ایجاد نمی‌کند و همچنین با افزایش تدریجی زاویه بدن، سطح فعالیت آن‌ها افزایش می‌یابد.

واژگان کلیدی: عضلات ثبات مرکزی، پلانک، اصول تمرین، تمرین عملکردی، الکترومیوگرافی.

1. Email: mkhf.1978@gmail.com
2. Email: h.minoonejad@ut.ac.ir
3. Email: ahbarati20@gmail.com

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

مقدمه

طراحی و اجرای تمرینات ثبات مرکزی[1] مبتنی بر اصول و ظرفیت‌های عملکردی بدن، پیش‌شرط دستیابی به اهداف تمرین است (۲، ۱). اصل ویژگی تمرین و مقاومت فزاینده از اصول حیاتی تمرین به‌شمار می‌رود (۳). نقش حیاتی ثبات ناحیه مرکزی در بهبود کمردرد و عملکرد بهینه ستون فقرات (۴)، ضرورت رعایت اصول در تمرینات ثبات مرکزی را دوچندان می‌کند.

در بررسی پروتکل استاندارد تمرینات ثبات مرکزی، اغلب از پوزیشن طبیعی ستون فقرات به‌عنوان وضعیت مرجع استفاده می‌شود (۶، ۵). در این تمرینات ایزومتریک، کنترل راستای طبیعی تنه به‌گونه‌ای به چالش کشیده می‌شود که ستون فقرات را از نیروهای فشاری بیش از حد در امان نگه می‌دارد (۷). در میان تمرینات ایزومتریک تنه، تمرین در پوزیشن دمر مزیت منحصر به فردی در به‌کارگیری عضلات مرکزی و حمایت از ستون مهره دارد (۸، ۶). طبق یافته‌های الکترومیوگرافی، تثبیت ناحیه مرکزی بدن در تمرینات پوزیشن دمر از فعال‌سازی هم‌زمان عضلات مرکزی همچون راست شکمی، مایل خارجی، مالتی‌فیدوس، راست‌کننده ستون فقرات و راست رانی ناشی می‌شود (۱۰، ۹، ۶). نکته مهم این است که در دستورالعمل رایج اجرای تمرینات پوزیشن دمر نظیر پل دمر[2] (پلانک)، اغلب از اندام فوقانی به‌عنوان تکیه‌گاه و حمایت‌کننده وزن بدن استفاده می‌شود (۶، ۲). استفاده از اندام فوقانی در شیوه‌های سنتی تمرینات پلانک، عامل محدودکننده‌ای در هدف قرار دادن عضلات مرکزی در نظر گرفته شده است؛ ازاین‌رو پژوهشگران ضرورت به‌کارگیری اندام فوقانی در تمرینات پلانک را بررسی کرده‌اند (۱۱، ۲).

در میان ابزارهای تمرین ثبات مرکزی، TRX[3] به‌دلیل تنوع و حالت‌پذیری زیاد، برای اهداف مختلف توان‌بخشی و افزایش عملکرد افراد به کار می‌رود (۱۲، ۹). دستگیره‌های معلق این ابزار، علاوه‌بر امکان اجرای تمرینات پلانک، قابلیت تنظیم مقاومت و وزن واردشده بر اندام فوقانی را برای هر فرد فراهم می‌کنند. سطح مقاومت این تمرینات از طریق تغییر در زوایه بدن یا تغییر در ارتفاع دستگیره‌ها از سطح زمین درجه‌بندی می‌شود (۱۲، ۹). اجرای تمرینات استاتیک پلانک همچون پلانک ساعد[4] توسط TRX اغلب برای افراد کم‌تجربه یا بیماران مبتلا به کمردرد توصیه می‌شود؛ درحالی‌که الگوی

1. Core Stability Exercises (CSE)
2. Prone Bridge (PB)
3. Total Resistance Exercises (TRX)
4. Forearm Plank

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

پویای آن نظیر پوش‌آپ[1] که شامل حرکات چندمفصلی است، برای افراد آموزش‌دیده و ورزشکار پیشنهاد می‌شود (۱۳). حالت ناپایدار TRX نقش اندام فوقانی را در حین تمرینات پلانک برای حفظ موقعیت طبیعی تنه در برابر گرانش دوچندان می‌کند (۱۴، ۹). نتایج تحلیل توزیع نیرو در حین اجرای پلانک توسط TRX نشان می‌دهد، بیش از ۷۵ درصد از نیروی وزن بدن از طریق دست‌ها به تسمه وارد می‌شود (۱۶، ۱۵). در پی اعمال نیروی قابل‌توجه وزن بدن بر اندام فوقانی، مطالعات الکترومیوگرافی فعالیت عضلانی بیشتری را در عضلات کمربند شانه در مقایسه با عضلات مرکزی در حین اجرای وضعیت‌های پایدار و ناپایدار تمرینات پلانک نشان دادند (۱۴، ۱۳، ۲). علت این مشاهده احتمالاً به نقش تکیه‌گاه اندام فوقانی در تحمل وزن بدن مربوط است؛ زیرا در این‌گونه تمرینات، استحکام و ثبات عضلات کمربند شانه بر انقباض عضلات مرکزی جهت حفظ راستای تنه ارجحیت دارد (۹). در مطالعاتی که دورسکی[2] و همکاران (۲) و استراند[3] و همکاران (۱۱) به شناسایی علت توقف زمان تمرینات پلانک پرداختند، بیشتر شرکت‌کنندگان پس از اتمام تمرین، درد و خستگی اندام فوقانی را بیشترین علت توقف گزارش کردند؛ درنتیجه، ثبات عضلات مرکزی اولین هدف تمرینات پلانک رایج نظیر پلانک ساعد و پوش آپ است. از سوی دیگر، بررسی‌های بیومکانیکی انجام‌شده روی اندام فوقانی نشان می‌دهد، ظرفیت عضلات کمربند شانه در پوزیشن های زنجیره بسته به‌عنوان منبع حمایت و کنترل وزن بدن در برابر نیروی زیاد محدود است (۱۸، ۱۷)، علت این محدودیت به اندازه کوچک عضلات و ساختار ضعیف‌تر اندام فوقانی در مقایسه با اندام تحتانی ارتباط داده شده است (۹). TRX قابلیت درجه‌بندی و افزایش مقاومت تمرینات پلانک از آسان به سخت را دارد (۱۲)، ولی به‌دلیل تقاضای نسبتاً زیاد عضلات اندام فوقانی، اجرای آن برای افراد دارای ضعف شانه همچون سالمندان و حتی ورزشکاران با درد شانه با سطحی از دشواری همراه است (۲۰، ۱۹). طراحی تمرینات ایزومتریک تنه با الگوی استفاده‌نکردن از اندام فوقانی در پلانک جانب، نه‌تنها محدودیت‌های ذاتی و اکتسابی اندام فوقانی را در تحمل وزن بدن می‌پوشاند، بلکه می‌تواند گزینه برتری در هدف قرار دادن عضلات ناحیه مرکزی افراد نیز باشد (۲، ۱). محققان کاربرد کلینیکال شیوه‌های تمرینی مبتنی بر استفاده‌نکردن از دست‌ها را در شرایط مختلف توان‌بخشی ثبات تنه تأیید کرده‌اند. آن‌ها اجرای راحت و سهولت در فعال‌سازی عضلات ثبات‌دهنده مرکزی را از مهم‌ترین خصوصیات این تمرینات دانستند (۲۱، ۱۰، ۱). در این مطالعه محقق در نظر دارد با الگوگرفتن از روش تمرینی پلانک با TRX، شیوه

1. Push up
2. Devorski
3. Strand

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

تمرینی جدیدی را برای تمرین هدفمند و فزاینده عضلات مرکزی با درگیری کمتر اندام فوقانی ارائه دهد. اجرای این تمرینات اصلاح‌شده توسط ابزار محقق‌ساخته میسر می‌شود که امکان اجرای حرکات پلانک را همانند TRX در درجات مختلف بدن، بدون تکیه بر اندام فوقانی فراهم می‌کند. ابزار محقق‌ساخته با هدف خنثی‌کردن نقش اندام فوقانی در حرکت پلانک طراحی شد تا افرادی که به استفاده از دست‌ها در تمرینات رایج پلانک قادر نیستند، امکان بهرمندی از مزیت تمرینات پلانک بر عضلات مرکزی را داشته باشند.

به‌طورکلی در ادبیات تحقیق مطالعه‌ای یافت نشد که اثر اندام فوقانی را بر فعال‌سازی عضلات مرکزی در پوزیشن دمر تمرینات پلانک بررسی کرده باشد. طراحی تمرین مبنی بر خنثی‌سازی نقش اندام فوقانی به‌عنوان تکیه‌گاه در حرکات پلانک، می‌تواند گزینه اصلاح‌شده برای پوشش محدودیت اندام فوقانی در تحمل وزن بدن و رعایت اصول در تمرینات ثبات مرکزی باشد (۲۲، ۲، ۱). برای شناسایی اثر درخور توجه و فزاینده تمرینات جدید بر ثبات ناحیه مرکزی، فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مرکزی در حین درجات مختلف پلانک با TRX و پلانک با ابزار محقق‌ساخته اندازه‌گیری و مقایسه شد؛ بنابراین هدف مطالعه حاضر، بررسی فعالیت عضلات مرکزی در پلانک با و بدون تکیه بر اندام فوقانی در درجات مختلف بدن بود. فرض بر این است با خنثی‌سازی نقش دست‌ها به‌عنوان تکیه‌گاه در حرکت پلانک، علاوه بر فعال‌سازی مؤثر عضلات مرکزی، معیار معتبری در درجه‌بندی شدت تمرینات ثبات مرکزی ارائه شود.

روش پژوهش

پژوهش حاضر از نوع شبه‌تجربی و از بعد روش اجرا آزمایشگاهی بود؛ به‌طوری‌که فعالیت عضلات مرکزی در دو حالت تمرین پلانک در حین چهار زاویه مختلف بدن ارزیابی شد. مردان سالم رده سنی بین ۲۰ تا ۳۰ شهرستان نجف‌آباد، جامعه آماری این تحقیق را تشکیل دادند (جدول شماره یک). حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی‌پاور[1] محاسبه شد. نتایج تحلیل برآورد حجم نمونه نشان داد، با اندازه اثر ۰/۸۵، سطح معناداری ۰/۰۵ و توان ۰/۹۵، ۲۱ نفر برای شرکت در این مطالعه کفایت می‌کند. مطالعه حاضر در کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه اصفهان به شماره مرجع IR.UI.REC.1400.055 تأیید شد.

1. G*Power

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

معیارهای ورود شرکت‌کنندگان به مطالعه عبارت بود از: بودن در رده سنی بین ۲۰ تا ۳۰ سال، مبتلانبودن به آسیب‌های اسکلتی-عضلانی همچون کمردرد و درد شانه در شش ماه اخیر و شرکت‌نکردن در برنامه منظم ورزشی و هرگونه فعالیتی که بر کیفیت ثبات مرکزی تأثیرگذار باشد. سطح فعالیت بدنی آزمودنی‌ها با مقیاس تگنر[1] اندازه‌گیری شد. تمامی آزمودنی‌ها دست و پای راست را به‌عنوان سمت تسلط معرفی کردند. یک هفته قبل از انجام آزمون، در ملاقاتی برای توجیه آزمودنی‌ها از اهداف و مراحل پژوهش، از همه شرکت‌کنندگان رضایت‌نامهٔ کتبی آگاهانه مبنی بر حضور داوطلبانه در پژوهش دریافت شد.

جدول ۱- میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های جمعیت‌شناختی شرکت‌کنندگان

Table 1- Mean and SD of participants' demographic characteristics

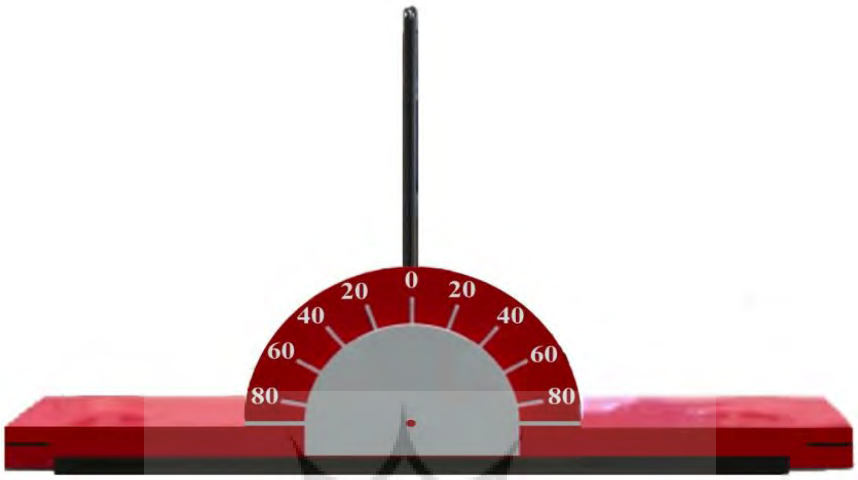
گروه Group	تعداد آزمودنی Number of subjects	سن (سال) Age (Year)	جرم (کیلوگرم) Mass (kg)	قد (سانتی‌متر) Height (cm)	شاخص توده بدن (کیلوگرم/مترمربع) BMI (kg/m^2)	سطح فعالیت بدنی (مقیاس تگنر) Physical activity level (Tegner scale)
مردان جوان سالم Healthy young men	۲۱	۲۷/۱۳±۳/۸۲	۷۱/۱۱±۳۸/۲۹	۱۷۶/۵۴±۴/۵۳	۲۲/۸۳±۳/۰۱	۴/۶۶±۱/۰۶

آزمودنی‌ها تمرین پلانک را به‌وسیله دو ابزار TRX و محقق‌ساخته (شکل شماره یک) در چهار درجه مختلف بدن اجرا کردند. از یک متخصص حرکات اصلاحی برای آموزش و نظارت بر اجرای صحیح دستورالعمل آزمون توسط آزمودنی‌ها، کمک گرفته شد. دستورالعمل اجرای صحیح در هشت آزمون به شرح زیر بود.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

1. Tegner Activity Level Scale

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License



شکل ۱- ابزار محقق‌ساخته

۱- پلانک با تکیه بر اندام فوقانی: آزمودنی‌ها در این تست حرکت پلانک ساعد را به کمک ابزار تعلیقی TRX اجرا کردند. ابتدا سر ثابت TRX به سقف متصل شد تا تسمه‌ها در وضعیت آویزان و قائم قرار گیرند. از آزمودنی‌ها خواسته شد درحالی‌که روی زمین ایستاده‌اند، بخش فوقانی ساعدها را درون دستگیره‌های TRX قرار دهند و وضعیت پلانک را اتخاذ کنند. بازوهای آزمودنی و خط کشش تسمه‌ها در زوایه ۹۰ نسبت تنه قرار گرفت. تنها نقاط تحمل‌کننده وزن بدن در این آزمون پنجه پاها و ساعدها بود؛ به‌طوری‌که پنجه پاها به زمین و ساعدها به تسمه‌های ناپایدار TRX تکیه داشتند. فاصله بین پاها به اندازه پنج اینچ و فاصله ساعدها به اندازه عرض شانه‌ها بود. این الگوی تست در تمام زوایای ۲۰، ۴۰، ۶۰ و ۸۰ درجه بدن تکرار شد. برای یکسان‌بودن طول بازوی بین دو تکیه‌گاه، در هر چهار زاویه، خط کشش تسمه‌ها هم‌راستا با بازوهای آزمودنی قرار گرفت. طول بندهای TRX متناسب با زاویه هر تمرین و براساس قد هر آزمودنی تنظیم شد. نحوه اجرای آزمون توسط TRX در تمام زوایای (۲۰، ۴۰، ۶۰ و ۸۰ درجه) بدن به‌ترتیب در تصاویر (۱-الف، ۱-ب، ۱-ج و ۱- د) نمایش داده شده است (شکل شماره دو)؛

۲- پلانک بدون تکیه بر اندام فوقانی: آزمودنی‌ها در این تست حرکت پلانک را بدون هیچ‌گونه استفاده از اندام فوقانی یا تکیه بر آن اجرا کردند. این آزمون به کمک ابزاری انجام شد که محقق‌ساخته بود (شکل شماره یک). اهرم عمودی تعبیه‌شده در این ابزار امکان حرکت آزادانه پاسچر بدن انسان را در

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

زوایای مختلف صفحه ساجیتال فراهم می‌کند. قابلیت این ابزار در مطالعه حاضر، تنها فراهم‌کردن اجرای تمرینات ایزومتریک اصلاح‌شده پلانک برای آزمودنی‌ها بود. در این ابزار، برای حفظ راستای تنه در حین حرکت پلانک، دیگر به استفاده از دست‌ها به‌عنوان تکیه‌گاه نیاز نیست و انتقال نیرو بین تنه آزمودنی‌ها و اهرم ابزار از طریق تسمه صورت می‌گیرد. در مرحله قبل از اجرای آزمون، ابتدا اهرم ابزار در یک زاویه مشخص برای هر آزمودنی تنظیم و ثابت شد. سپس از آزمودنی‌ها خواسته شد تا در وضعیت دمر[1] داخل دستگاه قرار گیرند؛ به‌طوری‌که تنها نقاط تحمل‌کننده وزن بدن پنجه پاها و قفسه سینه باشند. پنجه پاها به زمین و قفسه سینه به تسمه تکیه داشت. آزمودنی‌ها در زمان آزمون همانند پاسچر آناتومیک دست‌ها و تنه را در یک راستا حفظ کردند. این الگو از تست در تمام زوایای ۲۰، ۴۰، ۶۰ و ۸۰ درجه بدن توسط آزمودنی‌ها انجام شد. برای یکسان‌بودن طول بازوی بین دو تکیه‌گاه، موقعیت تسمه‌ها در هر چهار زاویه در سطح شانه آزمودنی‌ها تنظیم شد. تسمه‌های استفاده‌شده از استحکام کافی برخوردار بودند و شرایطی پایدار و ایمنی را برای آزمودنی‌ها فراهم کردند. نحوه اجرای آزمون توسط ابزار محقق‌ساخته در تمام زوایای (۲۰، ۴۰، ۶۰ و ۸۰ درجه) بدن به‌ترتیب در تصاویر (۲- الف، ۲- ب، ۲- ج و ۲- د) نمایش داده شده است (شکل شماره دو). محقق برای اطمینان از روایی صوری ابزار محقق‌ساخته در اثربخشی بر عضلات مرکزی و پیشگیری از پیامدهای احتمالی ناشناخته آن، در مرحله قبل از مداخله به انجام یک مطالعه مقدماتی پرداخت. در آن مطالعه، تمرینات به‌مدت دو جلسه توسط چهار آزمودنی واجد شرایط تحقیق انجام شد. در این جلسات از آزمودنی‌ها خواسته شد تا تمرینات پلانک را توسط دو ابزار TRX و محقق‌ساخته طبق دستورالعمل به‌صورت ایزومتریک تا حداکثر زمان ممکن (استقامتی) حفظ کنند. پس از پایان هر تمرین، درمورد علت خاتمه‌دادن به آزمون از شرکت‌کنندگان سؤال پرسیده شد. گزینه‌های احتمالی علت خاتمه شامل خستگی هفت موضع شامل پهلو، شکم، پشت، شانه، بازو، لگن و پا بود (۲). بیشترین علت خاتمه تمرینات پلانک در هر دو ابزار TRX و محقق‌ساخته برای آزمودنی‌ها به خستگی عضلات شکمی مربوط بود که گویای اثر همسان هر دو ابزار بر عضلات ناحیه مرکزی بود. همچنین نتایج حاصل از تکرار تست‌های استقامتی اجراشده توسط آزمودنی‌ها از ضریب همبستگی بسیاری برخوردار بود که بر پایایی ابزار محقق‌ساخته اذعان داشت.

از آزمودنی‌ها خواسته شد تا در هر هشت آزمون، پاسچر بدن را به‌صورت ایزومتریک به‌مدت پنج ثانیه حفظ کنند تا فعالیت عضلات منتخب ثبت شود. هر آزمون دو مرتبه تکرار شد. قبل هر آزمون پوزیشن

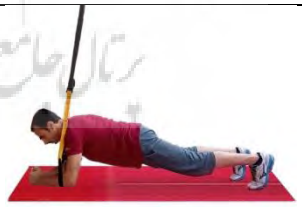
1. Prone

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

خنثای ستون فقرات کمری و لگن توسط متخصص حرکات اصلاحی به آزمودنی‌ها یادآوری شد. برای استانداردسازی آزمون‌ها از نقاله استفاده شد تا زاویه و پوزیشن صحیح بدن در حین آزمون کنترل شود. زاویه پاسچر آزمودنی‌ها در تمام آزمون‌ها نسبت به خط عمود تنظیم شد. داده‌ها در صورتی ثبت می‌شد که آزمودنی قادر به اجرای صحیح آزمایش می‌بود؛ در غیر این صورت پس از یک دوره استراحت، آزمایش تکرار می‌شد. مدت‌زمان آزمایش با استفاده از کرنومتر استاندارد ثبت شد. وقتی آزمودنی در پوزیشن صحیح آزمون قرار می‌گرفت، آزمونگر زمان آزمون را شروع می‌کرد. به‌منظور پیشگیری از خطای خستگی عضلات تنه، بین هر ارزیابی استراحت دو دقیقه در نظرگرفته شد و آزمون‌ها به‌طور تصادفی اجرا شد.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

	پلانک	
زاویه	با تکیه بر اندام فوقانی (توسط ابزار تعلیقی TRX)	بدون تکیه بر اندام فوقانی (توسط ابزار محقق ساخته)
۲۰	۱- الف	۲- الف
۴۰	۱- ب	۲- ب
۶۰	۱- ج	۲- ج
۸۰	 ۱- د	۲- د

شکل ۲- آزمون‌های تحقیق

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه بیومانیتور ۱۶ کاناله ME 6000-T16 ساخت کشور فنلاند با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. عضلات منتخب ثبات مرکزی در مطالعه حاضر شامل راست شکمی، مایل خارجی، مالتی‌فیدوس، راست‌کننده ستون فقرات کمری و راست رانی بودند (۲۳، ۶). قبل از چسباندن الکترودها، پوست از مو و چربی پاک‌سازی شد. ثبت فعالیت الکتریکی عضلات در سمت راست توسط الکترودهای سطحی[1] از جنس کلرید نقره (Ag/Agcl) با قطر ۱۰ میلی‌متر و فاصله بین دو الکترود ۱۰-۲۰ میلی‌متر انجام گرفت. الکترودها موازی با راستای فیبرهای عضلانی و در محل عضلات منتخب، براساس پروتکل اروپایی (SENIAM) چسبانده شدند (۲۴).

قبل از تست‌های آزمون، برای هر پنج عضله حداکثر انقباض ایزومتریک عضلات[2] (MVIC) اندازه‌گیری شد. آزمونگر برای اطمینان از بیشترین تلاش از تشویق کلامی و مقاومت ایزومتریک دستی استفاده کرد. فعالیت حداکثری عضله راست شکمی از طریق تلاش در خمش تنه به دست آمد. فعالیت حداکثری برای عضله مایل خارجی از ترکیب هم‌زمان خمش و چرخش تنه به دست آمد. برای ثبت فعالیت حداکثری عضلات مالتی‌فیدوس و راست‌کننده ستون فقرات کمری، از پوزیشن تست سورنسون استفاده شد که طی آن، آزمودنی در پوزیشن درازکش شکم در جهت هایپراکستنشن تنه تلاش داشت. در آخر، فعالیت حداکثری عضله راست رانی از تلاش آزمودنی در جهت اکستنشن زانو از زاویه ۹۰ درجه در حالت نشسته روی صندلی به دست آمد (۲۵). ضریب همبستگی درونی[3] در MVIC برای هریک از عضلات راست شکمی (۰/۹۲۲)، مایل خارجی (۰/۸۶۰)، مالتی‌فیدوس (۰/۹۴۳)، راست‌کننده ستون فقرات کمری (۰/۹۴۲) و راست رانی (۰/۹۳۲) نشان داده شد. زمان هر تست پنج ثانیه و برای هر عضله سه مرتبه تکرار شد. بین هر تست ۲۰ ثانیه وقفه و بین ارزیابی هر عضله دو دقیقه استراحت در نظر گرفته شد.

داده‌های الکترومیوگرافی[4] خام برای تمام تست‌ها توسط باند میان گذر ۱۰ تا ۴۵۰ هرتز فیلتر شدند. در ابتدا برای اندازه‌گیری MVIC هر عضله، ریشه میانگین مربع[5] (RMS) بیشترین مقدار ثبت‌شده محاسبه شد. همچنین برای هریک از شرایط آزمون RMS داده‌های الکترومیوگرافی هر عضله محاسبه شد. سپس داده‌های الکترومیوگرافی به MVIC نرمال شد تا به‌عنوان درصدی از بالاترین سطح فعالیت

1. Surface Electrodes
2. Maximum Voluntary Isometric Contraction (MVIC)
3. Intraclass Correlation Coefficient (ICC)
4. Electromyography (EMG)
5. Root Mean Square (RMS)

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

عضلانی بیان شود. درنهایت، داده‌های نرمال‌شده الکترومیوگرافی در دو آزمایش مکرر برای هر عضله به‌طور میانگین محاسبه شد و سپس تحلیل آماری شد.

برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار آماری اس‌پی‌اس‌اس[1] نسخهٔ ۲۶ استفاده شد. پس از اطمینان از نرمال‌بودن داده‌ها توسط آزمون شاپیرو-ویلک، از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری (آنوا) برای تعیین معناداری فعالیت عضلات در دو شیوه متفاوت پلانک استفاده شد. همچنین از این آزمون برای ارزیابی اثر افزایش زاویه پلانک بر فعال‌سازی عضلات در هریک از دو روش پلانک، جداگانه استفاده شد. سطح معناداری آزمون‌های آماری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. در صورت مشاهده معناداربودن تفاوت‌ها، از پس‌آزمون برای مقایسه زوجی داده‌ها استفاده شد (۲۶). میانگین±انحراف استاندارد برای تمام داده‌ها در نظر گرفته شد.

نتایج

مقادیر (MVIC٪) برای عضلات راست شکمی، مایل خارجی، مالتی‌فیدوس، راست‌کننده ستون فقرات کمری و راست رانی در هر تمرین پلانک با و بدون تکیه بر اندام فوقانی در زوایای ۲۰، ۴۰، ۶۰ و ۸۰ درجه بدن، در جدول شماره دو ارائه شده است. به‌طورکلی، نتایج تحلیل واریانس در رابطه با فعالیت عضلات مرکزی بین دو پوزیشن پلانک با و بدون تکیه بر اندام فوقانی در درجات مختلف بدن (۲۰، ۴۰، ۶۰ و ۸۰) تفاوت معناداری را نشان نداد (ES=۰/۹۱۲، P=۰/۸۲۱، F(۲۰،۱)=۰/۵۱۶). در بررسی جداگانه هر عضله، فعالیت عضله مایل خارجی در حرکت پلانک بدون تکیه بر اندام فوقانی در همه درجات بدن، به‌طور درخور توجهی کمتر از حرکت پل قدامی با تکیه بر اندام فوقانی بود ($P\leq$۰/۰۵). در سایر عضلات راست شکمی، مالتی قیدوس، راست‌کننده ستون فقرات کمری و راست رانی تفاوت معنادار مشاهده نشد (P>۰/۰۵). در رابطه با افزایش زاویه بدن از خط عمود در حرکت پلانک با تکیه بر اندام فوقانی، نتایج تحلیل واریانس تفاوت معناداری را در فعالیت عضلات مرکزی نشان داد (ES=۰/۹۷، P=۰/۰۰۲، F(۱۵،۶)=۱۳/۰۸). نتایج تحلیل واریانس در رابطه با افزایش زاویه بدن از خط عمود در حرکت پلانک بدون تکیه بر اندام فوقانی، تفاوت معناداری را در فعالیت عضلات مرکزی نشان داد (ES=۰/۹۲۱، P=۰/۰۳۳، F(۱۵،۶)=۴/۶۹). اثر افزایش زاویه بدن بر فعالیت عضلات مرکزی در دو حالت پلانک با و بدون تکیه بر اندام فوقانی برای هر عضله، در شکل شماره سه ارائه شده است.

1. SPSS

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

جدول ۲- مقایسه فعالیت عضلات (%MVIC) در پلانک با و بدون تکیه براندام فوقانی در زوایای مختلف بدن

Table 2- Comparison of Muscle Activity (%MVIC) in the Plank With And Without Leaning on the Upper Arm at Different Angles of the Body

عضله Muscle	زاویه بدن (درجه) body angle (Degree)	Plank پلانک		P value مقدار P
		با تکیه بر اندام فوقانی (انحراف استاندارد±میانگین) Leaning on the upper limb (M ±SD)	بدون تکیه بر اندام فوقانی (انحراف استاندارد±میانگین) Without leaning on the upper limb (M ±SD)	
راست شکمی Rectus abdominis	۲۰	۱۰/۲۸±۱۱/ ۲۹	۷/۲۱±۴/۲۷	۰/۲۰۶
	۴۰	۱۷/۱۳±۱۰/۰۷ †	۱۰/۶۵±۷/۰۹†	۰/۰۱۲ *
	۶۰	۳۳/۴۱±۲۰/۱۲ †‡	۱۹/۶۱±۱۱/۰۲ †‡	۰/۰۰۶ *
	۸۰	۵۲/۱۸±۲۹/۷۳ †‡¶	۳۱/۴۴±۲۰/۷۴ †‡¶	۰/۰۲۱ *
مایل خارجی external oblique	۲۰	۱۱/۴۴±۷/۲۸	۸/۷۵±۵/۰۷	۰/۰۲۰ *
	۴۰	۲۰/۲۳±۸/۶۲ †	۱۴/۵۸±۸/۱۱ †	۰/۰۰۸ *
	۶۰	۳۳/۰۷±۲۰/۵۵ †‡	۲۳/۱۰±۱۳/۷۳ †‡	۰/۰۱۵ *
	۸۰	۴۷/۸۰±۲۴/۶۰ †‡¶	۳۳/۲۶±۱۸/۳۴ †‡¶	۰/۰۴۳ *
مالتی‌فیدوس Multifidus	۲۰	۲/۵۰±۱/۷۹	۱/۷۹±۰/۹۱	۰/۰۲۶ *
	۴۰	۲/۱۳±۱/۰۵	۱/۸۶±۱/۳۶	۰/۴۵۱
	۶۰	۲/۸۶±۱/۵۰	۲/۰۷±۲/۰۳	۰/۰۱۰ *
	۸۰	۴/۸۶±۲/۸۵ †‡¶	۳/۵۶±۳/۴۸	۰/۲۳۸
راست‌کننده ستون فقرات کمری Lumbar spine straightening	۲۰	۲/۴۷±۱/۵۹	۲/۵۵±۲/۱۵	۰/۸۳۲
	۴۰	۳/۰۱±۲/۵۳	۲/۵۷±۱/۹۱	۰/۳۴۲
	۶۰	۳/۹۶±۲/۷۶ †	۳/۷۷±۵/۸۰	۰/۸۵۴
	۸۰	۵/۶۵±۴/۲۸ †‡	۳/۶۳±۲/۹۶ ‡	۰/۰۳۵ *
راست رانی Right thigh	۲۰	۴/۵۴±۵/۲۳	۸/۶۳±۶/۰۸	۰/۰۱۸ *
	۴۰	۱۰/۲۷±۵/۳۸ †	۱۲/۴۲±۱۰/۶۸ †	۰/۳۱۶
	۶۰	۱۷/۲۴±۱۰/۸۸ †‡	۱۶/۴۲±۱۲/۶۰ †	۰/۷۴۵
	۸۰	۲۷/۳۶±۱۷/۳۷ †‡¶	۲۲/۸۲±۱۵/۷۹ †‡¶	۰/۳۳۷

† در مقایسه با زاویه ۲۰ درجه به‌طور معناداری بزرگ‌تر است (P≤۰/۰۵).

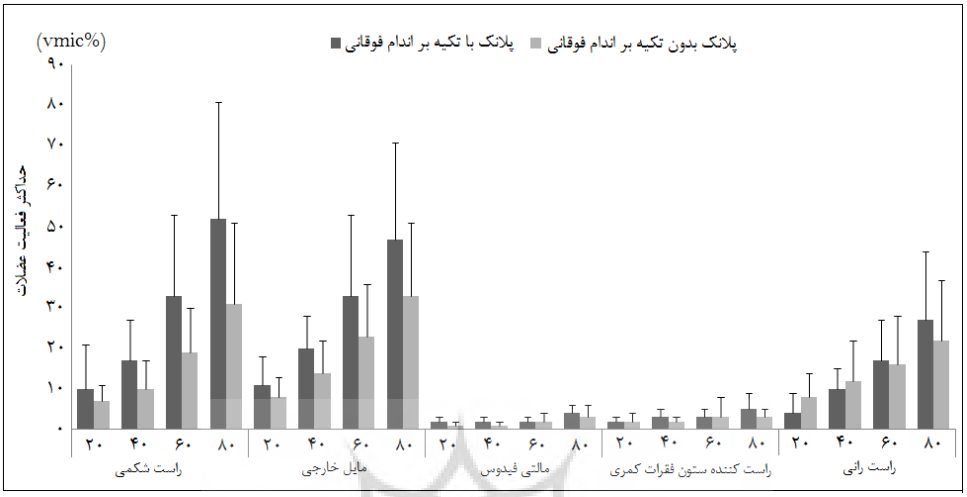
‡ در مقایسه با زاویه ۴۰ درجه به‌طور معناداری بزرگ‌تر است (P≤۰/۰۵).

¶ در مقایسه با زاویه ۶۰ درجه به‌طور معناداری بزرگ‌تر است (P≤۰/۰۵).

* بین پلانک با و بدون تکیه بر اندام فوقانی تفاوت معنادار است (P≤۰/۰۵).

پرتال جامع علوم انسانی

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License



شکل ۳- نمایش اثر افزایش زاویه بدن بر فعالیت عضلات مرکزی (%MVIC) در دو حالت پلانک با و بدون تکیه بر اندام فوقانی

بحث و نتیجه‌گیری

پژوهش حاضر با هدف بررسی فعالیت عضلات مرکزی در پلانک با و بدون تکیه بر اندام فوقانی در درجات مختلف بدن انجام شد. نتایج نشان داد، میان پلانک با تکیه بر اندام فوقانی و پلانک بدون تکیه بر اندام فوقانی در درجات مختلف بدن (۲۰،۴۰،۶۰ و ۸۰ درجه) تفاوت معناداری در فعالیت عضلات مرکزی وجود ندارد. در بررسی جداگانه هریک از پنج عضله، فعالیت عضله مایل خارجی بدن به‌طور درخور توجهی در حرکت پلانک بدون تکیه بر اندام فوقانی در مقایسه با پلانک با تکیه بر اندام فوقانی در همه درجات کمتر بود. در سایر عضلات راست شکمی، مالتی قیدوس، راست‌کننده ستون فقرات کمری و راست رانی تفاوت معناداری مشاهده نشد. یافته‌های مطالعه در این بخش می‌تواند به حذف انقباضات اضافی در هدف قرار دادن عضلات مرکزی و تناسب هرچه‌بیشتر تمرینات پلانک با ظرفیت و شرایط مختلف بدن افراد اشاره داشته باشد.

هم‌راستا با نتایج مطالعه حاضر، در پژوهش دورسکی[1] و همکاران فعالیت عضلات مرکزی در دو حالت پلانک جانب با و بدون دست برابر گزارش شد. آن‌ها پس از بررسی فعالیت عضلات اندام فوقانی و مرکزی در حرکت پلانک جانب و دمر، به این نتیجه رسیدند که فعالیت بیشتر عضلات کمربند شانه

1. Devorski

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

در مقایسه با عضلات مرکزی عاملی محدودکننده در تمرینات ثبات مرکزی به شمار می‌رود و رویکردهای تمرینی با حداقل درگیری اندام فوقانی نقش مؤثرتری در هدف قرار دادن عضلات مرکزی دارند (۲). چیو[1] و همکاران نیز نقش اندام فوقانی را بر فعال‌سازی عضلات مرکزی در حرکت پلانک جانب بی‌تأثیر نشان دادند و شیوه‌های مبتنی بر استفاده‌نکردن از اندام فوقانی را در حرکت پلانک جانب، گزینه‌ای اصلاح‌شده به‌منظور فعال‌سازی عضلات مرکزی برای افراد دارای درد و محدیت شانه معرفی کردند (۱). همسو با نتایج مطالعه حاضر، در پژوهش گریین[2] و همکاران، زمان ارزیابی استقامت عضلات مرکزی در دو حالت تکیه بر اندام فوقانی و تکیه بر تنه در حین اجرای تست پلانک جانب مساوی گزارش شد (۲۲). در ادبیات تحقیق تاکنون اثر اندام فوقانی در پوزیشن دمر حرکت پلانک بر عضلات مرکزی بررسی نشده است، ولی مطالعات پیشین نشان می‌دهند، تثبیت‌کننده‌های ساختار مرکزی همچون راست شکمی، مایل خارجی، مالتی‌فیدوس و راست‌کننده ستون فقرات کمری حتی در حالاتی که پاسچر ایزومتریک تنه بدون مداخله دست‌ها در برابر مقاومت نیروی جاذبه قرار می‌گیرند، فعالیت درخور توجهی برای محافظت از ستون فقرات نشان می‌دهند (۲۱، ۱۰، ۴). در دستورالعمل بیشتر تمرینات ایزومتریک تنه در پوزیشن دمر، نقش تکیه‌گاه اندام فوقانی برای حفظ راستای تنه ضروری است (۶). به‌دنبال فعال‌سازی درخور توجه عضلات کمربندشانه حین انجام این‌گونه حرکات، اغلب افراد خستگی و درد چشمگیری را در ناحیه اندام فوقانی گزارش کردند (۱۱، ۲). ضعف و کوچکی عضلات کمربند شانه عامل دیگری است که می‌تواند ظرفیت اندام فوقانی را در تحمل وزن قابل‌توجه بدن در الگوی زنجیره بسته محدود کند (۱۸، ۱۷، ۹)؛ بنابراین اجرای پلانک با تکیه بر تنه به‌دلیل خنثی‌سازی اثر اندام فوقانی به‌عنوان تکیه‌گاه در حفظ راستای تنه، می‌تواند گزینه بهتری در هدف قرار دادن عضلات مرکزی باشد (۱۰، ۲). کاستن از انقباضات قدرتی عضلات حرکت‌دهنده اندام فوقانی در حرکت پل دمر می‌تواند محدودیت‌های ناشی از ضعف عضلات اندام فوقانی را کاهش دهد و مسئولیت حفظ پاسچر را بیشتر به عضلات هدف در ناحیه مرکزی بدن متکی کند. حذف دست‌ها در پل دمر دیگر سودمندی بر عمکرد دست و شانه افراد نخواهد داشت، ولی به هدف تمرین که ثبات و استقامت ناحیه مرکزی است، می‌تواند نزدیک‌تر باشد.

در توضیح سطح فعالیت بیشتر عضله مایل خارجی در حرکت پلانک با تکیه بر اندام فوقانی در مقایسه با حرکت پلانک بدون تکیه بر اندام فوقانی می‌توان به این فرضیه اشاره کرد که ناحیه مرکزی اساس

1. Choi
2. Greene

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

ثبات سایر قسمت‌های بدن را فراهم می‌کند (۲۷). در صورت استفاده از دست‌ها به‌عنوان تکیه‌گاه حین اجرای پلانک، مفاصل اندام فوقانی به‌دلیل اندازه کوچک عضلات در مقایسه با اندام تحتانی و محدودیتشان در تحمل وزن زیاد، بی‌ثباتی چشمگیری را تجربه می‌کنند (۱۸، ۱۷، ۹). در پی بی‌ثباتی اندام فوقانی به‌عنوان تکیه‌گاه، سینرژی‌های عضلانی بیشتری از ناحیه مرکزی برای حمایت فراخوانی می‌شود. در این زمان، ناحیه مرکزی با وجود تلاش برای حفظ راستای تنه باید از ثبات شانه و بازوها نیز پشتیبانی کند (۹). یکپارچگی میان بخش‌های مختلف بدن همچون بین کمربند شانه و لگن از طریق زنجیره‌های عضلانی صورت می‌گیرد. ارتباط مستقیم عضله مایل خارجی با عضلات کتف در زنجیره عضلانی ماپیچی می‌تواند علت عمده افزایش فعالیت عضلات شکمی باشد (۲۸). سطح ناپایدار TRX نیز عامل مهم دیگری است که می‌تواند افزایش بی‌ثباتی شانه‌ها و درنهایت، فعالیت عضلات مرکزی را به دنبال داشته باشد (۹). فعالیت بیشتر عضلات قدامی راست شکمی، مایل خارجی و راست رانی نیز در مطالعه حاضر با درنظرگرفتن نقش آگونیستی و فلکسوری آن‌ها در حفظ راستای تنه توجیه‌شدنی است؛ درحالی‌که فعالیت کم عضلات مالتی‌فیدوس و راست‌کننده کمری را می‌توان به نقش آنتاگونیست و سینرجیستی آن‌ها ارتباط داد که هم‌زمان با انقباض عضلات قدامی، یک کرست عضلانی را برای ثبات ستون فقرات کمری فراهم می‌کنند (۲۹).

نتایج مطالعه حاضر نشان داد، با افزایش تدریجی زاویه بدن از خط عمود در درجات ۲۰، ۴۰، ۶۰ و ۸۰ حرکت پلانک با تکیه بر اندام فوقانی، در فعالیت عضلات مرکزی تفاوت معنادار وجود دارد. همچنین در رابطه با افزایش زاویه بدن در درجات ۲۰، ۴۰، ۶۰ و ۸۰ از خط عمود در حرکت پلانک بدون تکیه بر اندام فوقانی نیز تفاوت معناداری در فعالیت عضلات مرکزی مشاهده شد. به‌طورکلی، در هر دو پوزیشن پل دمر با و بدون تکیه بر اندام فوقانی، به‌ترتیب کمترین و بیشترین میزان فعال‌سازی عضلات مرکزی در زوایای ۲۰ و ۸۰ درجه بدن مشاهده شد. نتایج پژوهش‌های گالمز[1] و همکاران (۱۲)، کاتالایود[2] و همکاران (۱۴) و مرات[3] و همکاران (۳۰) که به بررسی اثر زاویه بدن بر مقاومت تمرینات پلانک پرداختند، با نتایج مطالعه حاضر همسوست. در هر سه مطالعه، اجرای پلانک در زوایای ابتدایی، از سختی کمتر و در درجات بیشتر از شدت سختی بیشتری برخوردار بود. این یافته‌ها را می‌توان با چالش نگهداری در حفظ تعادل و ثبات راستای بدن توضیح داد؛ اینکه در حرکت پلانک هرچه بدن از حالت ایستاده به سمت جلو (نزدیک به موازات زمین) بیشتر متمایل شود، بار وارد بر

1. Gulmez
2. Calatayud
3. Morat

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

بخش فوقانی افزایش می‌یابد؛ درنتیجه دشواری حفظ ثبات بدن برای عضلات شانه و مرکز بدن افزایش می‌یابد (۱۲). در حرکت پلانک بدون تکیه بر اندام فوقانی مجموع فعالیت هر پنج عضله مرکزی در زاویای ۴۰، ۶۰ و ۸۰ درجه در مقایسه با ۲۰ درجه به‌ترتیب حدود ۱۴۲ درصد، ۲۲۲ درصد و ۳۲۷ درصد افزایش یافت. وجود ارتباط مشخص بین زاویه بدن و سطح فعالیت عضلات مرکزی در حین تمرینات پلانک بدون استفاده از اندام فوقانی، می‌تواند معیاری هدفمند و عینی از افزایش شدت تمرینات ثبات ناحیه مرکزی را ارائه دهد. TRX نیز معیار معینی از افزایش شدت تمرینات ثبات مرکزی را ارائه می‌دهد، ولی به‌دلیل نقش عمده اندام فوقانی در آن (۲)، افراد دارای ضعف شانه همچون سالمندان و حتی ورزشکاران با درد شانه در حین اجرای آن با درجاتی از مشکل مواجه می‌شوند (۲۰، ۱۹)؛ به همین دلیل، افزایش شدت تمرینات ثبات مرکزی با حداقل به‌کارگیری عضلات کمربند شانه برای افرادی که به استفاده از اندام فوقانی به‌عنوان تکیه‌گاه قادر نیستند، می‌تواند اثربخشی و سهولت اجرای بیشتری به دنبال داشته باشد (۱). اجرای ضعیف تمرینات ثباتی همراه با وضعیت‌های جبرانی می‌تواند سبب کاهش ثبات ناحیه مرکزی شود؛ درحالی‌که سهولت اجرا به تسلط کافی در بازیابی پاسچر ایزومتریک تنه و افزایش ثبات ناحیه مرکزی منجر می‌شود (۵).

مطالعه حاضر برای اولین بار به شناسایی اثر اندام فوقانی بر فعالیت عضلات مرکزی در پوزیشن دمر تمرینات پلانک پرداخت تا گامی در جهت توسعه تمرینات اختصاصی و فزاینده عضلات ناحیه مرکزی باشد و درمانگران بتوانند در مراحل و شرایط مختلف مراجعان، تجویز حرکتی مناسب کنند؛ بااین‌حال مطالعه حاضر محدودیت‌هایی همچون انتخاب فقط آزمودنی‌های مرد، اندازه‌نگرفتن عضلات عمقی تنه و اندازه‌نگرفتن خستگی بود؛ چراکه زمان ثبت اطلاعات تنها پنج ثانیه بود. انجام مطالعات بیشتر برای حمایت از یافته‌های تحقیق حاضر ضروری است. یافته‌های این مطالعه بیشتر کاربرد بالینی و مقدماتی دارد. پیشنهاد می‌شود برای دستیابی به اثرات بیشتر، حالت تعلیقی و پویای پلانک بدون تکیه بر اندام فوقانی بر سایر عضلات مهم تنه بررسی شود.

نتایج مطالعه حاضر کاربردهای بالقوه‌ای در تمرین مؤثر بر عضلات ثبات مرکزی و توسعه راهبردهای تمرینی پلانک دارد. طراحی تمرین مبتنی بر اصول و ظرفیت بدن از عوامل تضمین‌کننده تمرین مؤثر است. براساس یافته‌ها، اجرای پلانک بدون تکیه بر اندام فوقانی اثر قابل‌قبولی بر فعالیت عضلات مرکزی دارد. همچنین اجرای آن در درجات مختلف بدن می‌تواند به‌عنوان معیاری عینی و معتبر در افزایش شدت تمرین عضلات مرکزی به کار گرفته شود. طراحی تمرین مبنی بر الگوی استفاده‌نکردن از اندام فوقانی در پوزیشن دمر پلانک، نه‌تنها محدودیت‌های ذاتی و اکتسابی اندام فوقانی را در تحمل

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

وزن بدن می‌پوشاند، بلکه می‌تواند معیار معتبری در تمرین هدفمند و فزاینده عضلات مرکزی افرادی نیز باشد که به اجرای تمرینات رایج پلانک قادر نیستند.

پیام مقاله

در مطالعات گذشته، استفاده از اندام فوقانی به‌عنوان تکیه‌گاه در تمرینات رایج پلانک، عاملی محدودکننده در دستیابی به اهداف ثبات مرکزی معرفی شده است. نتایج مطالعه حاضر نشان داد، استفاده‌نکردن از اندام فوقانی در تمرینات پلانک در فعالیت عضلات مرکزی تغییر ایجاد نمی‌کند و همچنین میزان مقاومت آن از طریق تغییر در زاویه بدن تنظیم‌شدنی است. این شیوه اصلاح‌شده از تمرین پلانک علاوه‌بر تناسب با وضعیت افراد مبتلا به آسیب شانه، محدودیت ساختار کمربند شانه را در تحمل نیروی زیاد در نظر می‌گیرد؛ بنابراین اجرای پلانک بدون تکیه بر اندام فوقانی نه‌فقط برای توان‌بخشی ثبات مرکزی افراد مبتلا به ضعف و درد شانه، بلکه برای افزایش ثبات ستون فقرات افراد عادی و ورزشکاران مبتدی نیز توصیه می‌شود.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله مراتب تشکر خود را از تمام شرکت‌کنندگان عزیزی که با حضور و مشارکت جدی خود ما را در اجرای دقیق برنامه‌ها و جمع‌آوری داده‌ها یاری کردند، اعلام می‌کنند.

منابع

1. Choi CW, Koo JW, Jeong YG. Comparison of trunk muscle activity during modified side-bridge exercises and traditional side bridge exercise. J Sport Rehabil. 2019;29(7):963-9.
2. Devorski L, M Bazett-Jones D, Mangum LC, Glaviano NR. Muscle activation in the shoulder girdle and lumbopelvic-hip complex during common therapeutic exercises. J Sport Rehabil. 2022;31(1):31-7.
3. Kasper K. Sports training principles. Curr Sports Med Rep. 2019;18(4):95-96.
4. Barr KP, Griggs M, Cadby T. Lumbar stabilization: core concepts and current literature, Part 1. Am J Phys Med Rehabil. 2005;84(6):473-80.
5. McGill S. Core training evidence translating to better performance and injury prevention. Strength Cond J. 2010;32(3):33–46.
6. Escamilla RF, Lewis C, Pecson A, Imamura R, Andrews JR. Muscle activation among supine, prone, and side position exercises with and without a Swiss ball. Sports Health. 2016;8(4):372-9.

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

7. Kavcic N, Grenier S, McGill SM. Quantifying tissue loads and spine stability while performing commonly prescribed low back stabilization exercises. Spine (Phila Pa 1976). 2004;29(20):2319-29.
8. McGill S, Andersen J, Cannon J. Muscle activity and spine load during anterior chain whole body linkage exercises: the body saw, hanging leg raise and walkout from a push-up. J Sports Sci. 2015;33(4):419-26.
9. Byrne JM, Bishop NS, Caines AM, Crane KA, Feaver AM, Pearcey GE. Effect of using a suspension training system on muscle activation during the performance of a front plank exercise. J Strength Cond Res. 2014;28(11):3049-55.
10. Li X, Liu H, Lin KY, Miao P, Zhang B-F, Lu S-W, et al. Effects of different sling settings on electromyographic activities of selected trunk muscles: a preliminary research. Biomed Res Int. 2020;2020:2945952.
11. Strand SL, Hjelm J, Shoepe TC, Fajardo MA. Norms for an isometric muscle endurance test. J Hum Kinet. 2014;40:93-102.
12. Gulmez I. Effects of angle variations in suspension push-up exercise. J Strength Cond Res. 2017;31(4):1017-23.
13. Maeo S, Chou T, Yamamoto M, Kanehisa H. Muscular activities during sling- and ground-based push-up exercise. BMC Res Notes. 2014;7:192.
14. Calatayud J, Borreani S, Colado JC, Martin FF, Rogers ME, Behm DG, et al. Muscle activation during push-ups with different suspension training systems. J Sports Sci Med. 2014;13(3):502-510.
15. Suprak DN, Dawes J, Stephenson MD. The effect of position on the percentage of body mass supported during traditional and modified push-up variants. J Strength Cond Res. 2011;25(2):497-503.
16. Gouvali MK, Boudolos K. Dynamic and electromyographical analysis in variants of push-up exercise. J Strength Cond Res. 2005;19(1):146-51.
17. Dillman CJ, Murray TA, Hintermeister RA. Biomechanical differences of open and closed chain exercises with respect to the shoulder. Journal of Sport Rehabilitation. 1994;3(3):228-38.
18. McMullen J, Uhl TL. A kinetic chain approach for shoulder rehabilitation. J Athl Train. 2000;35(3):329-37.
19. McGill SM. Low Back Disorders. 3rd ed. Champaign, IL: Human Kinetics; 2015.
20. McGill SM. Ultimate Back Fitness and Performance. 6th ed. Waterloo, Canada: Backfitpro Inc; 2017.
21. Kim JH, Kim YE, Bae SH, Kim KY. The effect of the neurac sling exercise on postural balance adjustment and muscular response patterns in chronic low back pain patients. J Phys Ther Sci. 2013;25(8):1015-9.
22. Greene PF, Durall CJ, Kernozek TW. Intersession reliability and concurrent validity of isometric endurance tests for the lateral trunk muscles. J Sport Rehabil. 2012;21(2):161-6.
23. McGill S, Juker D, Kropf P. Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. J Biomech. 1996;29(11):1503-7.

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

24. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 2000;10(5):361-74.
25. Konrad P. The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography. Scottsdale, AZ: Noraxon USA, Inc; 2005.
26. Cohen J. Statistical power analysis. Current Directions in Psychological Science. 1992;1(3):98-101.
27. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. Sports Med. 2006;36(3):189-98.
28. Santana, J. C., McGill, S., & Brown, L. E. Anterior and posterior serape: the rotational core. Strength & Conditioning Journal. 2015;37:8–13.
29. Cugliari G, Boccia G. Core muscle activation in suspension training exercises. J Hum Kinet. 2017;56:61-71.
30. Morat T, Holzer D, Trumpf R. Trunk muscle activation during dynamic sling training exercises. Int J Exerc Sci. 2019;12(1):590-601.

ارجاع‌دهی

باستانی مهرداد، قاسمی غلامعلی، اسماعیلی حامد. بررسی فعالیت عضلات مرکزی در پلانک با و بدون تکیه بر اندام فوقانی در درجات مختلف بدن. مطالعات طب ورزشی. زمستان ۱۴۰۱؛ ۱۴(۳۴)، ۴۰-۱۱۷.
شناسهٔ دیجیتال: 10.22089/SMJ.2023.13681.1628

Bastani M, Ghasemi Gh, Esmaeili H. Core Muscles Activation in Plank with and without Support on Upper Limbs during Different Body Angles. Sport Medicine Studies. Winter 2023;14 (34): 117-40. (Persian). Doi: 10.22089/SMJ.2023.13681.1628

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License