SALMAND
IRANIAN JOURNAL OF AGEING

Winter 2020. Vol 14. Issue 4

Research Paper

Effect of a Corrective Exercise Program on the Frequency Spectrum of Ground Reaction Force during Drop-Landing in Older Adults with Genu Valgum

Elham Sorkhe[1], * **Amir Ali Jafarnezhadgero** [1]

1. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardebil, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation: Sorkhe E, Jafarnezhadgero AA. [Effect of a Corrective Exercise Program on the Frequency Spectrum of Ground Reaction Force during Drop-Landing in Older Adults with Genu Valgum (Persian)]. Iranian Journal of Ageing. 2020; 14(4):494-509. https://doi.org/10.32598/sija.13.10.440

https://doi.org/10.32598/sija.13.10.440

CC BY NC

Received: 28 May 2018
Accepted: 18 Dec 2018
Available Online: 01 Jan 2020

Key words:
Corrective exercise; Genu valgum; Ground Reaction Force; frequency spectrum; Theraband

ABSTRACT

Objectives The aim of this study was to evaluate the effects of a corrective exercise protocol on the frequency spectrum of Ground Reaction Force (GRF) in older adults with genu valgum during double-leg drop-landing task.

Methods & Materials The is a quasi-experimental study (a registered clinical trial with code: IRCT2016110230657N1). Participants were 26 elderly men with genu valgum (13 in intervention group and 13 in control group). The GRF data were measured by two force plates (Kistler Group, Winterthur, Switzerland). The corrective exercise was performed for 16 weeks, 3 sessions per week. All participants signed a written consent form and the study design was approved by the ethics committee. Those subjects with a history of injury were excluded from the study. The two-way repeated measures ANOVA was used for statistical analysis.

Results The mean age of participants in the intervention and control groups were 63.92±2.21 and 64.01±2.62 years, respectively. Based on the ANOVA results, the effect of time factor on the frequency with a power of 99.5% in vertical GRF (P=0.003) and the number of essential harmonics in anterior-posterior direction (P=0.006) was significant in the left leg. The effect of group factor on the 99.5% frequency power (P=0.006) and the number of essential harmonics of vertical GRF (P=0.047) in the left leg was also significant. Furthermore, the interaction effect of group and time on the 99.5% frequency power (P<0.001) and the number of essential harmonics of vertical GRF (P=0.001) in the left leg was significant. The results of paired t-test showed that the number of essential harmonics in vertical GFR in the left leg during drop-landing task in the intervention group was significantly greater in the post-test phase than in the pre-test phase (P=0.018).

Conclusion Corrective exercise program improved GRF frequency during drop landing in older adults with genu valgum.

Extended Abstract

1. Introduction

Physical health of elderly people is very important. Knee deformities such as genu valgum in the elderly cause pain and instability of the patellofemoral joint [1]. The main factors in the treatment of lateral patellar dislocation include activity modification, and physiotherapy for stretching and correction of quadriceps [2]. The most commonly used corrective method for people with knee deformities is the corrective exercise program. This exercise program focuses on strengthening the weak muscles in all three lower extremity joints. To our knowledge, there is no study on examining effect of

* *Corresponding Author:*
AmirAli Jafarnezhadgero, PhD.
Address: Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardebil, Iran.
Tel: +98 (910) 5146214
E-mail: amiralijafarnezgad@gmail.com

corrective exercise programs on the frequency spectrum of Ground Reaction Force (GRF) during double-leg drop-landing task in older adults with genu valgum. In this regard, this study aimed to examine the effect of a corrective exercise protocol on the GRF frequency spectrum of these patients during a double-leg drop-landing task.

2. Materials and Methods

The is a quasi-experimental study (a registered clinical trial with code: IRCT2016110230657N1). Participants were 26 elderly men with genu valgum (13 in intervention group with a mean age of 63.92±2.21 years and 13 in control group a mean age of 64.01±2.62 years). The GRF data were measured by two force plates (Kistler Group, Winterthur, Switzerland). Data sampling rate of the force plate was at 1000 Hz. In the pre-test phase, the subjects were asked to perform five correct double-leg drop-landing task.

A 4th order Butterworth low pass filter with a cutoff frequency of 5 Hz was used for GRF data. After filtering vertical, anterior-posterior, and mediolateral GRF data in the time function, they were converted from time function to frequency function using Fourier transform or harmonic analysis in MATLAB software. In the first two weeks, stretching exercises were performed for the muscles of hip adductor, biceps femoris and tensor fasciae latae in four 3-s sets for each movement [3]. After the 2-week stretching protocol, the subjects performed resistance training with Theraband for 14 weeks, 3 sessions per week. Each training session consisted of 10-min warm-up, 35-40 min resistance training, and cooling down in the end. Subjects were asked not to use any exercise programs or orthodontic tools during training sessions. After completing the intervention, post-test measurements similarly to the pre-test phase were carried out. The control group did not participate in any exercise program during the study period and were evaluated only in pre- and post-test phases. Two-way repeated measures ANOVA was used for analyzing data.

3. Results

Results of Shapiro-Wilk test reported the normality of data distribution in the variables of GFR frequency. The results did not show a statistically significant difference between the control and experimental groups in most of the dependent variables in the pre-test phase, indicating that the groups were homogenous before intervention. Based on the ANOVA results, the effect of time factor on the frequency with a power of 99.5% in vertical GRF (P=0.003) and the number of essential harmonics in anterior-posterior direction (P=0.006) was significant in the left leg; however, its effect on frequency bandwidth and mid-frequency in the left leg in three directions of vertical, anterior-posterior, and mediolateral was not statistically significant (P>0.05). The effect of group factor on the 99.5% frequency power (P=0.006) and the number of essential harmonics of vertical GRF (P=0.047) in the left leg was also significant; however, its effect on frequency bandwidth and mid-frequency in the left leg in three vertical, anterior-posterior, and mediolateral directions was not statistically significant (P>0.05). The interaction effect of group and time on the 99.5% frequency power (P<0.001) and the number of essential harmonics of vertical GRF (P=0.001) in the left leg was also significant. The results of paired t-test showed that the number of essential harmonics in vertical GFR in the left leg during drop-landing task in the intervention group was significantly greater in the post-test phase than in the pre-test phase (P=0.018). No significant difference was found in other variables (P>0.05).

In the right leg, no significant effect of time, group, and interaction effect of time and group on 95.5% frequency power, number of essential harmonics, frequency bandwidth and mid-frequency of GFR was observed in three vertical, anterior-posterior, and mediolateral directions (P>0.05) (Table 1). Moreover, the results of paired t-test showed no significant difference between groups in GRF frequency spectrum during a double-leg drop-landing task before and after intervention in the right leg (P>0.05) (Table 1). The odds ratios for the effect of time, group, and interaction effect of time and group on components of GRF frequency spectrum were low in the right leg. Despite the similarity of the corrective exercise program for both right and left legs, the effect of intervention on GRF frequency spectrum in the left leg was higher than in the right leg.

4. Conclusion

In the intervention group, the number of essential harmonics of vertical GRF in the left leg of older adults with genu valgum during the drop landing was significantly higher in the post-test phase than in the pre-test phase. However, the GRF frequency spectrum did not change in both mediolateral and anterior-posterior directions after the corrective exercises. Despite the similarity of the corrective exercise program for both right and left legs, the effect of intervention on GRF frequency spectrum in the left leg was higher than in the right leg of older adults with genu valgum. Further studies are recommended for evaluating electrical activity of muscles in elderly men and women with knee osteoarthritis before and after a corrective exercise program. Moreover, it is suggested that seniors perform corrective exercises to reduce the severity of the damage caused by the GFR frequency spectrum during tasks such as drop landing.

Table 1. Comparing GRF frequency spectrum during drop-landing task before and after intervention in both study groups (right leg)

Direction	Variable	Control			Intervention group			P (OR)		
		Pre-test	Post-test	Mean difference	Pre-test	Post-test	Mean difference	Time	Group	Time× Group
Vertical	frequency with 95.5% power	16.15±61.62	16.16±38.56	1.38	14.14±76.98	11.2±84.11	19.78	0.613 (0.011)	0.475 (0.021)	0.666 (0.008)
	mid-frequency	2.0±00.00	2.0±07.27	3.5	2.0±00.00	2.0±00.00	0.00	0.327 (0.040)	0.327 (0.040)	0.327 (0.040)
	frequency bandwidth	1.0±00.00	1.0±07.27	7	1.0±00.00	1.0±00.00	0.00	0.327 (0.040)	0.327 (0.040)	0.327 (0.040)
	number of essential harmonics	12.6±92.14	13.14±46.90	4.17	14.9±38.04	18.6±23.30	26.77	0.419 (0.027)	0.268 (0.051)	0.541 (0.016)
anterior-posterior	frequency with 95.5% power	25.19±61.50	26.18±92.73	5.11	25.15±76.91	17.4±76.95	31.05	0.430 (0.026)	0.341 (0.038)	0.275 (0.049)
	mid-frequency	2.0±07.27	2.0±00.00	7	2.0±00.00	2.0±00.00	0.00	0.327 (0.040)	0.327 (0.040)	0.327 (0.040)
	frequency bandwidth	1.0±07.27	1.0±00.00	7	1.0±00.00	1.0±00.00	0.00	0.327 (0.040)	0.327 (0.040)	0.327 (0.040)
	number of essential harmonics	10.7±92.53	12.7±23.97	11.99	16.8±30.50	17.4±38.36	6.62	0.612 (0.011)	0.004 (0.295)	0.961 (0.00)
mediolateral	frequency with 95.5% power	25.16±15.13	21.4±92.00	12.84	22.3±61.09	22.6±00.05	2.69	0.406 (0.029)	0.52 (0.009)	0.570 (0.014)
	mid-frequency	2.1±76.58	2.0±23.83	19.20	4.5±07.26	2.0±00.00	50.85	0.105 (0.106)	0.489 (0.020)	0.332 (0.039)
	frequency bandwidth	1.1±61.55	1.0±38.96	14.28	3.5±07.26	1.0±00.00	6.42	0.152 (0.084)	0.489 (0.020)	0.248 (0.055)
	number of essential harmonics	14.6±30.78	18.3±23.56	27.48	20.12±84.08	20.10±84.01	00.0	0.449 (0.024)	0.057 (0.143)	0.449 (0.024)

SALMAND
IRANIAN JOURNAL OF AGEING

OR: Odds ratio

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

The research project was approved by the Ethics Committee on Medical Studies of Ardabil University of Medical Sciences (IR.ARUMS.REC.1395.77) and was registered at the Iranian Clinical Trial Site (IRCT2016110230657N1). For the sake of ethical considerations, while familiarizing subjects with all stages of research, such as exercise programs and laboratory evaluations, they could be excluded if desired at any stage of the study. In addition, throughout the laboratory phase and training, a trained person was with the subjects to prevent falls or possible injury.

Funding

The study received no financial support from government and nonprofits.

Conflict of interest

According to the authors, there is no conflict of interest between them.

Authors' contributions

According to the authors, there is no conflict of interest between them.

Conflicts of interest

The authors declared no conflict of interest.

اثرات تمرینات اصلاحی بر فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی فرود در سالمندان دارای ژنووالگوم

الهام سرخه [۱]، *امیرعلی جعفرنژادگرو [۱]

۱. گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

تاریخ دریافت: ۰۷ تیر ۱۳۹۷
تاریخ پذیرش: ۲۷ آذر ۱۳۹۷
تاریخ انتشار: ۱۱ دی ۱۳۹۸

چکیده

اهداف هدف این مطالعه بررسی اثرات یک پروتکل تمرین اصلاحی بر طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین، در افراد سالمند دارای ژنووالگوس طی حرکت فرود دو پا بود.

مواد و روش‌ها پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی بود. ۱۳ مرد سالمند دارای ژنووالگوس در گروه آزمایش و ۱۳ مرد سالمند دارای ژنووالگوس در گروه کنترل جهت شرکت در این پژوهش داوطلب شدند (کد ثبت کارآزمایی بالینی: IRCT2016110230657N1). داده‌های نیروی عکس‌العمل توسط دو دستگاه صفحه نیرو کیستلر اندازه‌گیری شدند. برنامه تمرینی سه جلسه در هفته و به مدت ۱۶ هفته بود. از شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه کتبی دریافت شد و طرح پژوهش در کمیته اخلاق مورد تأیید قرار گرفت. افراد دارای سابقه آسیب از مطالعه خارج شدند و از آزمون واریانس (۲×۲) با اندازه‌های تکراری جهت تحلیل آماری استفاده شد.

یافته‌ها میانگین سنی در گروه آزمایش و کنترل به ترتیب برابر ۲/۲۱±۶۳/۹۲ و ۲/۶۲±۶۴/۰۱ سال بود. اثر عامل زمان با استفاده از آزمون واریانس (۲×۲) با اندازه‌های تکراری در فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، در راستای عمودی (P=۰/۰۰۳) و تعداد هارمونی‌های ضروری در راستای قدامی‌خلفی (P=۰/۰۰۶) در پای چپ معنادار بود. همچنین اثر عامل گروه با استفاده از آزمون واریانس (۲×۲) با اندازه‌های تکراری، بر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد (P=۰/۰۰۶) و تعداد هارمونی‌های ضروری (P=۰/۰۴۷) در راستای عمودی در سمت چپ معنادار بود. به علاوه، اثر تعاملی زمان*گروه با استفاده از آزمون واریانس (۲×۲) با اندازه‌های تکراری در فرکانس باتوان ۹۹/۵ درصد (P<۰/۰۰۱) و تعداد هارمونی‌های ضروری (P=۰/۰۰۱) در راستای عمودی در پای چپ معنادار بود. نتایج تحلیل آزمون تی همبسته نشان داد در گروه تجربی تعداد هارمونی ضروری در راستای عمودی در پای چپ در پس‌آزمون بیشتر از پیش‌آزمون است (P=۰/۰۱۸).

نتیجه‌گیری به طور کلی تمرینات اصلاحی سبب بهبود در طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود در سالمندان با پای ضربدری شد.

کلیدواژه‌ها:
تمرین اصلاحی، ژنووالگوم، نیروی عکس‌العمل زمین، طیف فرکانس؛ تراباند.

مقدمه

افتادن سالمندان با تغییرات غیرقابل پیش‌بینی و غیرعمدی در پاسچر بدن، به دلیل فرود آن‌ها به سطح پایین‌تر که می‌تواند زمین یا شیء دیگر باشد، اشاره دارد [۱]. سازمان بهداشت جهانی سقوط افراد را سومین ناتوانی مزمن در جهان می‌داند [۲]. پژوهش‌های پیشین نشان داده‌اند که تقریباً ۳۰ درصد از جمعیت سالمندان در سال یک‌بار یا بیش از یک‌بار افتادن را تجربه می‌کنند [۳]، که به عبارتی احتمال افتادن در سالمندان با سابقه افتادن بیشتر است [۴] و این به نوبه خود موجب کاهش تحرک [۵]، کاهش کیفیت زندگی [۶] و ایجاد شکستگی و آسیب در استخوان‌های اندام تحتانی می‌شود [۷].

به دلیل اینکه جمعیت سالمندان در کشور ما ایران بالاست (حدود ۷/۳ درصد)، افتادن سالمندان اهمیت زیادی دارد [۸]. پژوهش‌ها نشان دادند که سقوط سالمندان با مواردی از جمله هراس از سقوط [۹]، سابقه افتادن [۱۰]، آسیب و یا ضعف اندام تحتانی [۱۱]، و بیماری‌های مزمن [۳] در ارتباط است. در این میان تغییر شکل و ضعف اندام تحتانی یکی از ریسک‌فاکتورهای اصلی در سقوط سالمندان به حساب می‌آید [۱۱]. بی‌ثباتی کشکک، همراه با درد و جابه‌جایی کشکک، یک بیماری است که اغلب در سالمندان و افزایش سن رخ می‌دهد. آسیب و یا جابه‌جایی کشکک در قسمت خارجی زانو،

* نویسنده مسئول:
امیرعلی جعفرنژادگرو
نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی،دانشکده علوم تربیتی و روان‌شناسی، گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی.
تلفن: ۵۱۴۶۲۱۴ (۹۱۰) ۹۸+
پست الکترونیکی: amiralijafarnezgad@gmail.com

شایع‌ترین حالت بی‌ثباتی است که اغلب با ژنووالگوم همراه است [۱۱].

عارضه ژنووالگوم را می‌توان هم از نظر کلینیکی و هم رادیوگرافی تشخیص داد. از نظر کلینیکی، ژنووالگوم در صورتی که فاصله بین دو قوزک داخلی بیش از شش سانتی‌متر و زاویه تیبوفومورال بیشتر از ۱۵ درجه باشد، رخ می‌دهد [۱۲، ۱۳]. از لحاظ رادیوگرافی، اگر زاویه خارجی دیستال استخوان ران کمتر از ۷۹ درجه باشد و زاویه پروگزیمال داخلی استخوان درشت‌نی بزرگ‌تر از ۹۰ درجه، ژنووالگوم رخ می‌دهد [۱۴]. همچنین که والگوس زانو افزایش می‌یابد، تنش در مفصل کشککی ـ رانی خارجی افزایش می‌یابد و این باعث درد و بی‌ثباتی مفصل کشککی ـ رانی می‌شود [۱۵].

علاوه بر این، افزایش فشار خارجی مفصل کشککی ـ رانی می‌تواند منجر به تغییرات آسیب‌زا طی زمان شود. از فاکتورهای اصلی در درمان بی‌ثباتی خارجی کشکک می‌توان به اصلاح فعالیت، فیزیوتراپی برای کشش و اصلاح عضله چهارسران اشاره کرد [۱۶]. چندین روش در پیشگیری از بی‌ثباتی کشکک توصیه شده است، اما هیچ یک موفق نبوده‌اند. نتایج نامطلوب گزارش شده از روش‌های قبل ۲۰ تا ۸۰ درصد است [۱۷]. علاوه بر این، این روش‌های تهاجمی، دارای عوارض بالا هستند و همچنین به توان‌بخشی گسترده نیاز دارند [۱۸، ۱۹]. متداول‌ترین برنامه اصلاحی که در افراد دارای عارضه مورد استفاده قرار می‌گیرد، برنامه تمرینات اصلاحی است. با وجود این، پژوهشگر تا کنون مطالعه‌ای را که به بررسی اثرات یک دوره تمرینات اصلاحی بر روی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود دو پا در مردان سالمند دارای ژنووالگوم انجام شده باشد، مشاهده نکرد.

یکی از ابزارهای تمرینی جدید جهت انجام تمرینات مقاومتی استفاده از تراباند است [۲۰]. تراباند ابزاری قابل حمل و مفید و ارزان‌قیمت برای افزایش قدرت عضلانی است و مشکلات استفاده از کارهای مقاومتی با وزنه را به‌ویژه در افراد سالمند ندارد [۲۱]. افراد دارای ژنووالگوم دارای افزایش آبداکشن و چرخش خارجی زانو، کاهش زاویه فلکشن ران، افزایش آداکشن ران و اختلال در جذب شوک ناشی از نیروهای عکس‌العمل طی حرکاتی نظیر فرود، حرکت برشی و راه‌رفتن هستند [۲۲،۲۳]؛ به همین دلیل تقویت عضلات سوپینیتور مچ پا، تقویت عضلات آداکتور زانو و تقویت عضلات آبداکتور ران و همچنین تمرینات کششی عضلات مخالف در پژوهش حاضر جهت تمرینات اصلاحی مورد استفاده قرار گرفت. ژنووالگوم می‌تواند نقش ظریف اما تأثیرگذاری بر کینتیک مفصل زانو داشته باشد که باعث آسیب می‌شود.

نیلند و همکارانش (۲۰۰۴) زنان سالم و دارای ژنوالگوم را طی فرود مقایسه کردند و بر پارامترهای صفحه ساجیتال، فعال‌سازی عضلات، نیروهای عکس‌العمل زمین و سایر متغیرهای انتخاب‌شده تمرکز کردند [۲۳].

متغیرهای بیومکانیکی در حرکات انتقالی دارای اهمیت بالینی هستند و برای ارائه بازخوردهایی که برای ارزیابی طراحی برنامه‌های توان‌بخشی یا اثرات درمانی هستند مفیدند [۲۴، ۲۵]. نیروی عکس‌العمل زمین به عنوان یک عامل آشکارکننده در کینتیک، از جمع‌آوری مؤلفه‌های نوسانی آناتومیکی مانند عضلات و اعصاب، مفاصل، طی گام‌برداری تشکیل می‌شود [۲۶]. از مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین برای ارزیابی حرکات پاتولوژیک استفاده می‌شود. از روش‌های مورد استفاده برای این منظور، تحلیل دامنه فرکانس است که سیگنال‌های دوره‌ای را به وسیله ضرایب هارمونیک تحلیل می‌کند و درنتیجه الگوی نوسانات منحنی نیرو ـ زمان را اندازه‌گیری می‌کند [۲۷].

استفاده از تبدیل فوریه فرایند میانگین را ساده کرده و خطاهای احتمالی درون کوشش‌ها را به حداقل می‌رساند[۲۷]. از آنجایی که هر مؤلفه آناتومیکی فرکانس مربوط به خود را دارد، تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین به شرح دامنه و توان این مؤلفه‌ها در طیف فرکانس می‌پردازد [۲۸]. سایر متغیرهای رایج که می‌توان از فرکانس نیروی عکس‌العمل استخراج کرد تعداد هارمونیک‌های ضروری برای بازسازی داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین است که سطح دقت مشخصی دارند [۲۹-۳۱]. علاوه بر این، ضرایب فوریه الگوهای نیروی عکس‌العمل زمین را می‌توان به عنوان پارامترهای جدا برای ارزیابی و مقایسه عملکرد استفاده کرد. مزایای استفاده از این روش به طور گسترده مورد بحث قرار گرفته است [۳۲]. تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس، یک متغیر قابل توجه در نیروی عکس‌العمل زمین است [۳۳]. هدف پژوهش حاضر بررسی اثرات یک دور تمرینات اصلاحی شامل دو هفته برنامه تمرینات کششی و به دنبال آن ۱۴ هفته برنامه تمرینات مقاومتی با تراباند بر روی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل در سه بُعد در سالمندان دارای ژنووالگوم طی حرکت فرود دو پاست. فرضیه پژوهش حاضر این است که تمرینات اصلاحی سبب کاهش طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل در سه بُعد طی حرکت فرود دوپا می‌شود.

روش مطالعه

نرم‌افزار G*Power نشان داد که برای دست‌یابی به توان آماری ۰/۸ با اندازه اثر برابر ۰/۸ در سطح معناداری ۰/۰۵ نیاز به حجم نمونه حداقلی ۲۶ نفر است. آزمودنی‌های پژوهش حاضر شامل ۲۶ مرد سالمند دارای ژنووالگوم بودند که به طور تصادفی به دو گروه کنترل و آزمایش تقسیم شدند. بعد از دریافت رضایت‌نامه کتبی، اطلاعات جمعیت‌شناختی افراد شامل سن، پای برتر و سوابق آسیب ثبت شد. میانگین و انحراف استاندارد قد، سن، جرم و شاخص توده بدنی آزمودنی‌ها در گروه آزمایش به ترتیب برابر ۱/۶۹±۰/۰۴ متر، ۶۳/۲۹±۲/۲۱ سال، ۷۱/۱۵±۴/۵۹ کیلوگرم

و ۱/۲۷±۲۴/۶۶ کیلوگرم بر مترمربع بود. میانگین و انحراف استاندارد قد، سن، جرم و شاخص توده بدنی آزمودنی‌ها در گروه کنترل به ترتیب برابر ۱/۶۹±۰/۰۵ متر، ۲/۶۲±۶۴/۰۱ سال، ۴/۵۲±۷۲/۳۱ کیلوگرم و ۱۲/۸۲±۲۵/۰ کیلوگرم بر مترمربع بود.

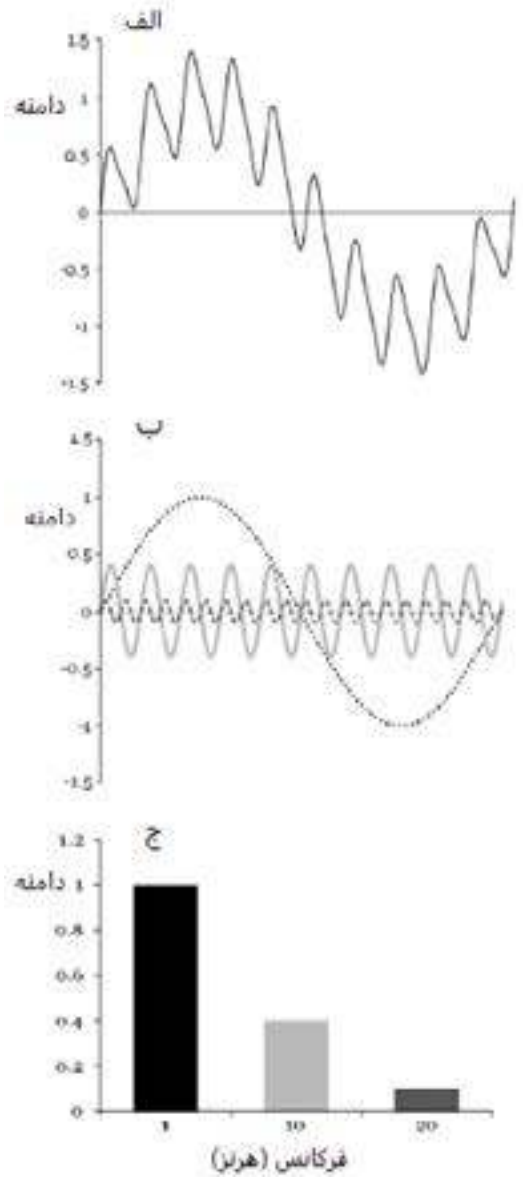
پای برتر آزمودنی‌ها توسط آزمون شوت‌زدن به توپ فوتبال مشخص شد. درجه ژنووالگوس به وسیله اندازه‌گیری فاصله بین دو قوزک داخلی مچ پا [۳۴]، زاویه Q [۳۴] و محور مکانیکی تیبیا (TMA) [۲۲، ۳۵، ۳۶] در حالی که فرد با پای برهنه در وضعیت آناتومیکی ایستاده (پنجه پا به سمت جلو، در حالت ریلکس و زانوها نزدیک به هم) بود، مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. معیارهای ورود به پژوهش شامل دامنه سنی بین ۶۰ تا ۷۰ سال، توانایی فرود از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری با دو پا، محور مکانیکی تیبیای کمتر یا برابر ۴ درجه نسبت به خط عمودی [۲۲]، زاویه Q بزرگ‌تر از ۱۸ و فاصله دو قوزک داخلی پای بیشتر از ۶ سانتی‌متر بود. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه آسیب یا جراحی در اندام تحتانی و ناحیه تنه بود.

از دو دستگاه صفحه نیرو (Kistler AG, Winterthur, Switzerland) جهت ثبت مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود دو پا استفاده شد. نرخ نمونه‌برداری صفحه نیرو هزار هرتز بود.

ابتدا آزمودنی‌ها پنج دقیقه تمرینات گرم‌کردن را جهت آشنایی با محیط آزمایشگاه و اجرای حرکت صحیح فرود دوپا اجرا کردند. سه کوشش فرود دو پا جهت آشنایی آزمودنی با حرکت اجرا شد و در ادامه از آزمودنی خواسته شد تا پنج فرود دو پای صحیح را اجرا کند. بین هر کوشش فرود دو دقیقه استراحت به افراد داده می‌شد. طی حرکت فرود هر پای فرد، بر روی یک صفحه نیرو متفاوت قرار می‌گرفت. کوشش‌های فرود با پای برهنه انجام می‌گرفت و از فرد خواسته می‌شد تا استیل طبیعی فرود خود را حفظ کند.

یک کوشش فرود زمانی صحیح حساب می‌شد که پرش به سمت جلو یا بالا طی فرود رخ نداده باشد. درنتیجه از هر فرد پنج کوشش صحیح جهت تحلیل دقیق مورد استفاده قرار گرفت. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر باتروورث مرتبه چهارم و با برش فرکانسی ۵۰ هرتز انجام شد. پس از فیلترکردن داده‌های نیروی عکس‌العمل عمودی، قدامی‌خلفی، و داخلی‌خارجی در تابع زمان، آن را از طریق تبدیل فوریر (تصویر شماره ۱) یا تحلیل هارمونیک طبق فرمول شماره ۱ و با استفاده از نسخه ۲۰۱۳ نرم‌افزار MATLAB از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل کردیم [۳۶]. طیف گسسته، دامنه فرکانس به صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می‌شود مجموع n هارمونیک برابر است با:

1. $F(t)=\sum A_n \sin(n\omega_0 t+\vartheta_n)$



تصویر ۱. تحلیل هارمونیک

A_n= دامنه ω_0= فرکانس پایه n= ضریب هارمونیک Θ_n= زاویه فازی

۱). تبدیل فوریر، الف) سیگنال ما از مجموع سه موج مختلف، که دارای فرکانس‌ها و دامنه‌های مختلف است. ب) سیگنال از حالت شکل الف به سه موج سینوسی شکسته شده است. به این ترتیب، با داشتن موج‌های سینوسی تشخیص دامنه پایه و همچنین فرکانس بسیار ساده‌تر می‌شود. ج) طیف توان سیگنال، فرکانس‌ها و دامنه‌ها را برای هر سیگنال سینوسی به طور مجزا

نشان می‌دهد [۳۱].

برای ارزیابی محتوای فرکانس نیرو، شاخص‌های زیر طبق فرمول شماره ۲ محاسبه می‌شوند [۲۹، ۳۱].

$$2.\ \int_0^{f99.5} p(f)df = 0.995 \times \int_0^{f\,max} p(f)df$$

p= توان محاسبه‌شده

fmax= حداکثر فرکانس سیگنال

میانه فرکانس در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد (فرمول شماره ۳) .

$$3.\ \int_0^{f\,med} p(f)df = \int_{f\,med}^{f\,max} p(f)df$$

fmax= حداکثر فرکانس سیگنال

fmed= میانه فرکانس سیگنال

پهنای باند فرکانس نیرو، تفاوت بین فرکانس حداکثر و فرکانس حداقل است. زمانی که توان سیگنال در داده‌ها، بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال باشد (فرمول شماره ۴).

$$4.\ f_{band} = f_{max} - f_{min}\ (when\ p > 1/2 \times p_{max})$$

fmax= حداکثر فرکانس سیگنال

fmin= حداقل فرکانس سیگنال

fband = پهنای باند سیگنال

pmax= حداکثر توان سیگنال

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود. که طبق روش اشنایدر، تعداد هارمونیک ضرور ne برای بازسازی سطح ۹۵ درصد از داده‌ها، به عنوان تعدادی از هارمونیک‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد (فرمول شماره ۵) [۳۷].

$$5.\ \sum_{n=1}^{n_e} \frac{\sqrt{A^2_n + B^2_n}}{\sum_{n=1}^{m} \sqrt{A^2_n + B^2_n}} \leq 0.95$$

نوارهای تراباند (Thera-Band, Akron, Ohio, US) از مقاومت پایین تا مقاومت بالا (به ترتیب زرد، قرمز، سبز، آبی، سیاه، و نقره‌ای) جهت اجرای تمرینات مقاومتی [۳۸] مورد استفاده قرار گرفت. دو هفته اول تمرینات کششی برای گروه عضلات آداکتور ران، عضله دو سررانی و کِشنده پهن نیام انجام گرفت. مدت‌زمان کشش شامل چهار نوبت ۳۰ ثانیه‌ای برای هر حرکت بود [۳۹]. بعد از دوره دوهفته‌ای پروتکل تمرینات کششی، آزمودنی‌ها تمریناتی مقاومتی با تراباند را برای مدت ۱۴ هفته و سه جلسه در هفته انجام دادند. آزمودنی‌ها قبل از اجرای تمرینات با شیوه نحوه تمرینات آشنا شده بودند. هر جلسه تمرینی شامل ۱۰ دقیقه گرم‌کردن عمومی، به دنبال آن تمرینات مقاومتی (۳۵ تا ۴۰ دقیقه) و در پایان تمرینات سردکردن انجام می‌شد. به دنبال مرحله سازگاری چهارهفته‌ای با مقاومتی خارجی با شدت پایین (از نوار تراباند زرد رنگ استفاده می‌شد و شامل یک ست شامل ۱۴ تکرار در هر حرکت بود. مقاومت بیشتر تنها زمانی داده می‌شد که آزمودنی حرکت را به طور کامل و بدون هیچ چالشی اجرا می‌کرد)، شدت تمرین به طور پیش‌رونده‌ای با توجه به میزان مقاومت هر نوار (بر اساس جدول طول ـ نیرو تراباند) از رنگ زرد به قرمز و بالاتر افزایش پیدا می‌کرد [۴۰]. به علاوه، حجم تمرین نیز با افزایش تعداد ست‌ها از یک به دو توسعه پیدا می‌کرد. نرخ افزایش بر اساس بهبود در هر فرد بود (رنگ باند، زمانی تغییر می‌کرد که شرکت‌کننده قادر به اجرای دو یا تعداد تکرار بیشتری در ست دوم باشد) [۴۱].

هر دو تداخل به صورت دوطرفه اجرا می‌شدند. از آزمودنی‌ها خواسته شده بود که طی جلسات تمرینی در هیچ‌گونه برنامه ورزشی شرکت یا از ابزارهای ارتودیک استفاده نکنند. بعد از اتمام دوره تمرینی آزمون‌های پس‌آزمون مشابه با پیش‌آزمون مورد ارزیابی قرار گرفت. جهت حذف اثرات فیزیولوژیکی آنی آخرین جلسه تمرینی، پس‌آزمون شش روز بعد از آخرین جلسه تمرین انجام شد [۴۲].

حرکات تمرین‌شده در جدول شماره ۱ آورده شده است. گروه کنترل در هیچ‌گونه برنامه تمرینی و پروتکل درمانی در طی دوره پژوهش شرکت نکردند و تنها در آزمون‌های پیش و پس‌آزمون مورد ارزیابی قرار گرفتند. بعد از پس‌آزمون برای نفراتی از گروه کنترل که متمایل به شرکت در دوره تمرینی بودند برنامه تمرینی طرح‌ریزی و اجرا شد.

برای تحلیل آماری داده‌ها و بررسی طبیعی‌بودن توزیع داده‌ها ابتدا از آزمون شاپیروویلک استفاده شد. با توجه به نرمال‌بودن توزیع داده‌ها از تحلیل واریانس دوطرفه (۲"گروه"×۲"زمان") با اندازه‌های تکراری جهت تحلیل آماری استفاده شد. سطح معنی‌داری برابر P<۰/۰۵ بود. میزان اندازه اثر در این پژوهش با استفاده از رابطه Cohen's d به ترتیب زیر محاسبه شد [۴۴]:

در این رابطه اگر میزان اندازه اثر، ۰/۲ یا کمتر باشد نشان‌دهنده تغییرات کم، ۰/۵، تغییرات متوسط و ۰/۸، تغییرات بزرگ است. عملیات آماری در محیط نسخه ۲۱ نرم افزار SPSS انجام شد.

یافته‌ها

یافته‌ها اختلاف معناداری را در اغلب متغیرها طی پیش‌آزمون نشان نداد (P<۰/۰۵؛ جدول شماره ۲).

یافته‌ها نشان داد که اثر عامل زمان در متغیرهای فرکانس باتوان ۹۹/۵ درصد در نیروی عکس‌العمل عمودی (P=۰/۰۰۳) و تعداد هارمونی‌های ضروری در نیروی عکس‌العمل قدامی‌خلفی

جدول ۱. برنامه تمرینات اصلاحی مورد استفاده در پژوهش

حرکات	شرح
کشش آداکتورهای ران	در وضعیت نشسته هر دو زانو را خم کرده کف پاها را به یکدیگر می‌چسباند. زانوها را به سمت زمین پایین برده تا میزان کشش افزایش یابد
کشش کشنده پهن نیام	– در وضعیت نشسته اندام تحتانی را بالا آورده و به سمت داخل بدن حرکت داده می‌شد. – برای کشش آسان‌تر کشنده پهن نیام، حرکت از وضعیت ایستاده شروع شده و اندام تحتانی یک سمت به صورت قیچی‌وار از پشت اندام تحتانی سمت دیگر تا حداکثر دامنه حرکتی، حرکت کرده و بعد از عبور از آن بر روی زمین قرار داده می‌شد. سپس بدون ایجاد تیلت در مفصل ران، وزن تنه به سمت پای مقابل برده می‌شد.
کشش عضله دوسررانی	در یک وضعیت سوپاین، فرد زانوی خود را ابتدا به حالت اکستنشن برده و سپس چرخش داخلی در آن ایجاد می‌کرد.
تمرین مقاومتی عضلات آبداکتور ران	عضلات آبداکتور با سه تمرین تقویت می‌شدند: ۱. در وضعیت درازکشیده به پهلو در حالی که اندام بالایی جهت اجرای حرکت آبداکشن در برابر مقاومت استفاده می‌شد؛ ۲. در وضعیت ایستاده؛ ۳. در حرکت گام‌برداری به پهلو در حالی که ترابانـد به قسمت پایین ران متصل بود (۴۳).
تمرین مقاومتی عضلات چرخش‌دهنده خارجی ران	این تمرین بر روی عضلات چرخش‌دهنده خارجی ران در حالی که آزمودنی بر روی میز با زاویه فلکشن ران ۹۰ درجه نشسته بود، انجام گرفت.
تمرینات تقویت عضلات اینورتور پا	عضلات اینورتور (در وضعیت درازکشیده به پهلو) با استفاده از نوار مقاومتی ترابانـد طی حرکت اینورژن تقویت شد [۴۳].

(P=۰/۰۲۰) در پای چپ معنادار است. همچنین اثر عامل گروه در متغیرهای فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد (P=۰/۰۰۶) و تعداد هارمونی‌های ضروری در نیروی عکس‌العمل عمودی (P=۰/۰۴۷) در پای چپ معنادار است.

اثر تعاملی زمان ـ گروه در متغیرهای فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد (P=۰/۰۰۰) و تعداد هارمونی‌های ضروری در نیروی عکس‌العمل عمودی (P=۰/۰۰۱) در پای چپ معنادار است (جدول شماره ۳). نتایج تحلیل آزمون تعقیبی توسط آزمون تی همبسته نشان داد که در گروه آزمایش تعداد هارمونی ضروری نیروی عکس‌العمل عمودی در پای چپ طی فرود در پس‌آزمون به طور معناداری بیشتر از پیش‌آزمون است (P=۰/۰۱۸؛ اندازه اثر بالا) و در سایر متغیرها اختلاف معناداری یافت نشد (P>۰/۰۵؛ جدول شماره ۳).

یافته‌های این پژوهش در اثر عامل زمان، اثر عامل گروه و اثر تعاملی زمان ـ گروه در متغیرهای فرکانس باتوان ۹۹/۵ درصد، میانه فرکانس و پهنای باندو تعداد هارمونی ضروری نیروی عکس‌العمل در تمام راستاها (عمودی، قدامی‌خلفی، داخلی‌خارجی) در پای راست هیچ اختلاف معناداری را نشان نداد (P>۰/۰۵؛ جدول شماره ۴). همچنین نتایج تحلیل آزمون تعقیبی توسط آزمون تی همبسته هیچ اختلاف معناداری را در متغیرهای نیروی عکس‌العمل بین دو گروه طی فرود در پیش‌آزمون و پس‌آزمون نشان نداد (P>۰/۰۵؛ جدول شماره ۴).

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی اثرات یک دور تمرینات اصلاحی شامل دو هفته برنامه تمرینات کششی و به دنبال آن ۱۴ هفته برنامه تمرینات مقاومتی با ترابانـد بر روی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل در سه بُعد در سالمندان دارای ژنووالگوم طی حرکت فرود دو پاست. نتایج نشان داد اثر عامل زمان در متغیرهای فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در نیروی عکس‌العمل عمودی و تعداد هارمونی‌های ضروری در نیروی عکس‌العمل قدامی‌خلفی در پای چپ معنادار است. بر اساس نتایج پژوهش حاضر، برنامه تمرینات اصلاحی باعث بهبود نسبی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود در گروه آزمایش شد.

یافته‌ها نشان داد که اثر عامل زمان در متغیرهای فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در نیروی عکس‌العمل عمودی و تعداد هارمونی‌های ضروری در نیروی عکس‌العمل قدامی‌خلفی در پای چپ معنادار است. در گروه آزمایش تعداد هارمونی ضروری نیروی عکس‌العمل عمودی در پای چپ طی فرود در پس‌آزمون به طور معناداری بیشتر از پیش‌آزمون است.

فرود به عنوان یک حرکت به طور معمول در فعالیت‌های ورزشی برای ورزشکاران و یا در زندگی روزمره برای سایر افراد یا سالمندان رخ می‌دهد، که باعث ایجاد نیروهای برخوردی بسیار قوی در اندام تحتانی در هنگام تماس با زمین می‌شود [۴۵]. با این حال افزایش میزان فرکانس باعث افزایش ناپایداری و لغزش در الگوی حرکتی می‌شود [۳۶]. سیگنال نیروی عکس‌العمل زمین با فرکانس‌های مختلف به وسیله گیرنده‌های مکانیکی در سطح پوست دریافت می‌شود و به سیستم عصبی مرکزی انتقال می‌یابد و پاسخ آن به شکل فرکانس به پا انتقال می‌یابد؛ در نتیجه، فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین ممکن است تاحدودی

جدول ۲. مقایسه محتوای فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود در دو گروه طی پیش‌آزمون

سمت	راستا	متغیر	گروه کنترل	گروه آزمایش	سطح معناداری
راست	عمودی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۶/۶۱±۱۵/۶۲	۱۴/۷۶±۱۴/۹۸	۰/۷۶۱
		میانه فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰
		پهنای باند	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰
		تعداد هارمونی ضروری	۱۲/۹۲±۶/۱۴	۱۴/۳۸±۹/۰۴	۰/۶۳۴
	قدامی‌خلفی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۲۵/۶۱±۱۹/۵۰	۲۵/۷۶±۱۵/۹۱	۰/۹۸۳
		میانه فرکانس	۲/۰۷±۰/۲۷	۲/۰۰±۰/۰۰	۰/۳۲۷
		پهنای باند	۱/۰۷±۰/۲۷	۱/۰۰±۰/۰۰	۰/۳۳۷
		تعداد هارمونی ضروری	۱۰/۹۲±۷/۵۳	۱۶/۳۰±۸/۵۰	۱/۰۰۰
	داخلی‌خارجی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۲۵/۱۵±۱۶/۱۳	۲۲/۶۱±۳/۰۹	۰/۵۸۳
		میانه فرکانس	۲/۷۶±۱/۵۸	۴/۰۷±۵/۲۶	۰/۴۰۶
		پهنای باند	۱/۶۱±۱/۵۵	۳/۰۷±۵/۲۶	۰/۳۵۴
		تعداد هارمونی ضروری	۱۴/۳۰±۶/۷۸	۲۰/۸۴±۱۲/۰۸	۰/۱۰۵
چپ	عمودی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۳/۳۰±۶/۷۱	۴۷/۶۹±۲۲/۶۹	۰/۰۰۰
		میانه فرکانس	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰
		پهنای باند	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰
		تعداد هارمونی ضروری	۱۸/۰۷±۱۴/۵۴	۲/۸۴±۳/۴۱	۰/۰۰۳
	قدامی‌خلفی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۲۴/۰۷±۱۳/۳۹	۲۱/۳۰±۱۳/۴۸	۰/۶۰۴
		میانه فرکانس	۲/۳۸±۱/۴۴	۲/۰۰±۰/۰۰	۰/۳۴۷
		پهنای باند	۱/۰۷±۰/۲۷	۱/۰۰±۰/۰۰	۰/۳۳۷
		تعداد هارمونی ضروری	۱۴/۷۶±۶/۸۹	۱۸/۵۳±۹/۵۱	۰/۲۵۹
	داخلی‌خارجی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۲۲/۹۲±۴/۶۹	۲۵/۳۸±۸/۵۱	۰/۳۷۰
		میانه فرکانس	۲/۵۳±۱/۳۳	۲/۶۱±۱/۵۰	۰/۸۹۱
		پهنای باند	۱/۵۳±۱/۳۳	۱/۶۱±۱/۵۰	۰/۸۹۱
		تعداد هارمونی ضروری	۲۰/۹۲±۱۳/۹۶	۸۴۱۶±۷/۸۹	۰/۳۶۸

*سطح معناداری P<۰/۰۵

نشان‌دهنده عملکرد مؤلفه نوسانی سیستم عصبی‌حرکتی باشد [۲۹، ۳۱].

در والگوس زانو نه‌تنها قدرت عضلات چهارسرران، بلکه سایر قسمت‌های پا نیز درگیر هستند [۴۶، ۴۷]. مایکسکی و همکاران (۲۰۰۰) متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین را بین دو گروه از زنان بی‌تحرک و زنان دارای تمرینات پیشرفته مقایسه کردند. مشخص شد پس از یک دوره تمرینی کسانی که در گروه بی‌تحرک بودند، دارای توان عضلات چهارسرران پایین و همچنین دارای نرخ بارگذاری بالاتری، نسبت به افراد دارای تمرینات پیشرفته، هستند [۴۸]. مایکسکی و همکاران (۲۰۰۰) تفاوت در نرخ بارگذاری را به تفاوت‌های در قدرت ایجادشده با تمرینات قدرتی عضلات چهارسرران نسبت دادند [۴۸]. با وجود این، تا کنون مطالعه‌ای به بررسی اثر تمرینات اصلاحی بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود در افراد دارای والگوس زانو نپرداخته است. به همین دلیل امکان مقایسه مستقیم نتایج پژوهش حاضر با پژوهش‌های گذشته وجود ندارد.

با توجه به نتایج پژوهش حاضر، مشخص می‌شود که تفاوت در طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل به طور محدودی تحت

جدول ۳. مقایسه محتوای فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در دو گروه (پای چپ)

راستا	متغیر	گروه کنترل			گروه آزمایش			سطح معناداری (اندازه اثر)		
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصد تغییر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصد تغییر	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان×گروه
عمودی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۳/۶±۳۰/۷۱	۲۰/۱۹±۱۵/۴۷	۵۱/۵۰	۴۷/۲۲±۰۷/۶۹	۱۴/۵±۱۵/۶۵	۶۹/۹۳	۰/۰۰۳* (۰/۳۰۵)	۰/۰۰۶* (۰/۲۷۵)	۰/۰۰۰* (۰/۵۰۵)
	میانه‌فرکانس	۲/۰±۰۰/۰۰	۲/۰±۰۰/۰۰	۰/۰۰	۲/۰±۰۰/۰۰	۲/۰±۰۰/۰۰	۰/۰۰			
	پهنای‌باند	۱/۰±۰۰/۰۰	۱/۰±۰۰/۰۰	۰/۰۰	۱/۰±۰۰/۰۰	۱/۰±۰۰/۰۰	۰/۰۰			
	تعداد هارمونی ضروری	۱۸/۴±۰۷/۵۴	۱۳/۶±۳۰/۵۲	۲۶/۳۹	۲/۳±۸۴/۴۱	۱۷/۸±۶۹/۷۵*	۵۲۲/۸۸	۰/۰۵۹ (۰/۱۴۱)	۰/۰۴۴* (۰/۱۵۴)	۰/۰۰۱* (۰/۳۸۴)
قلمی‌خلفی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۲۴/۱۳±۰۷/۳۹	۳۰/۲۰±۰۷/۵۴	۲۴/۹۲	۲۱/۱۳±۳۰/۴۸	۲۶/۱۶±۰۷/۳۱	۲۲/۳۹	۰/۱۶۹ (۰/۰۷۷)	۰/۵۱۳ (۰/۰۱۸)	۰/۸۷۳ (۰/۰۰۱)
	میانه‌فرکانس	۲/۱±۳۸/۴۴	۲/۰±۰۰/۰۰	۱۵/۹۶	۲/۰±۰۰/۰۰	۲/۰±۰۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۳۴۷ (۰/۰۳۷)	۰/۳۴۷ (۰/۰۳۷)	۰/۳۴۷ (۰/۰۳۷)
	پهنای‌باند	۱/۰±۰۷/۲۷	۱/۱±۳۸/۳۸	۲۸/۹۷	۱/۰±۰۰/۰۰	۱/۰±۰۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۴۴۸ (۰/۰۲۴)	۰/۲۴۳ (۰/۰۵۶)	۰/۴۴۸ (۰/۰۲۴)
	تعداد هارمونی ضروری	۱۴/۶±۷۶/۸۹	۱۰/۹±۷۶/۴۱	۲۷/۱۰	۱۸/۹±۵۳/۵۱	۱۳/۶±۱۵/۸۶	۲۹/۰۳	۰/۰۲۰* (۰/۲۰۵)	۰/۲۵۶ (۰/۰۵۳)	۰/۷۱۷ (۰/۰۰۶)
داخلی‌خارجی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۲۲/۴±۹۲/۶۹	۲۹/۱۷±۳۸/۲۸	۲۸/۱۸	۳۸/۸±۳۸/۵۱	۲۳/۳±۷۶/۷۸	۳۸/۰۹	۰/۳۸۴ (۰/۰۳۲)	۰/۵۸۷ (۰/۰۱۲)	۰/۱۵۲ (۰/۰۸۳)
	میانه‌فرکانس	۲/۱±۵۳/۳۳	۲/۰±۲۳/۸۳	۱۱/۸۵	۲/۱±۶۱/۵۰	۲/۰±۰۰/۰۰	۲۳/۳۷	۰/۱۴۹ (۰/۰۸۵)	۰/۷۹۵ (۰/۰۰۳)	۰/۶۲۴ (۰/۰۱۰)
	پهنای‌باند	۱/۱±۵۳/۳۳	۱/۰±۲۳/۸۳	۱۹/۶۰	۱/۱±۶۱/۵۰	۱/۰±۰۰/۰۰	۳۷/۸۸	۰/۱۴۹ (۰/۰۸۵)	۰/۷۹۵ (۰/۰۰۳)	۰/۶۲۴ (۰/۰۱۰)
	تعداد هارمونی ضروری	۲۰/۱۳±۹۲/۹۶	۱۳/۶±۶۱/۷۸	۳۴/۹۴	۱۶/۷±۸۴/۸۹	۱۴/۵±۷۶/۵۸	۱۲/۳۵	۰/۰۸۶ (۰/۱۱۸)	۰/۰۸۶ (۰/۱۱۸)	۰/۳۲۸ (۰/۰۴۰)

*سطح معناداری P<۰/۰۵

تأثیر تمرینات اصلاحی قرار گرفته است. یکی از علل احتمالی اثرات محدود تمرینات مورد استفاده در پژوهش حاضر می‌تواند این موضوع باشد که عضلات چهارسرران در پژوهش حاضر به دلیل ماهیت اصلاحی‌بودن تمرینات مورد تمرین قرار نگرفته‌اند، با توجه به اینکه این عضلات نقش مهمی در جذب شوک و نوسانات نیروهای عکس‌العمل زمین دارند [۴۹].

اضافه‌کردن تمرینات قدرتی عضلات چهارسرران به تمرینات اصلاحی مورد استفاده در پژوهش حاضر احتمالاً طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین را بیشتر تحت تأثیر قرار دهد. با وجود این، اثبات این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر در آینده دارد. از سوی دیگر، به نظر می‌رسد که عوامل دیگر نقش مهمی در طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین می‌گذارند. در حالی که عواملی مانند سن و جنس ممکن است بر روی طیف فرکانس تأثیرگذار باشند.

تجزیه و تحلیل فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین قبلاً نشان داده است که با تغییرات مرتبط با پیری متفاوت بوده است که به احتمال زیاد به علت تغییرات در سیستم عصبی‌عضلانی بوده است [۳۰]. یک احتمال این است که طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین بیشتر به کنترل عصبی‌عضلانی بستگی دارد تا توانایی یا حداکثر قدرت عضلات. کاهش فرکانس مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نوسان کمتر را در حرکت نشان می‌دهد [۳۱، ۵۰].

این نشان می دهد که کنترل عصبی‌عضلانی احتمالاً مهم‌ترین عامل در نیروی عکس‌العمل زمین است. بر اساس این بینش، توصیه می‌شود مطالعات آینده، رابطه بین الگوهای فعال‌سازی عضلات و کینماتیک مفصلی را بررسی کنند. درنتیجه، تجزیه و تحلیل نشان داد که تمرینات اصلاحی تغییرات قابل اندازه‌گیری در متغیرهای طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل ایجاد نکرد. بنابراین احتمال دارد متغیرهای دیگر در تغییر طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در سالمندان دارای ژنووالگوم طی

جدول ۴. مقایسه محتوای فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در دو گروه (پای راست)

راستا	متغیر	گروه کنترل			گروه آزمایش			سطح معناداری (اندازه اثر)		
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصد تغییر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصد تغییر	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان×گروه
عمودی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۶/۱۵±۶۱/۶۲	۱۶/۱۶±۳۸/۵۶	۱/۳۸	۱۴/۱۴±۷۶/۹۸	۱۱/۲±۸۴/۳۷	۱۹/۷۸	۰/۶۱۳ (۰/۰۱۱)	۰/۴۷۵ (۰/۰۲۱)	۰/۶۶۶ (۰/۰۰۸)
	میانه‌فرکانس	۲/۰±۰۰/۰۰	۲/۰±۰۷/۲۷	۳/۵	۲/۰±۰۰/۰۰	۲/۰±۰۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۳۲۷ (۰/۰۴۰)	۰/۳۲۷ (۰/۰۴۰)	۰/۳۲۷ (۰/۰۴۰)
	پهنای باند	۱/۰±۰۰/۰۰	۱/۰±۰۷/۲۷	۷	۱/۰±۰۰/۰۰	۱/۰±۰۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۳۲۷ (۰/۰۴۰)	۰/۳۲۷ (۰/۰۴۰)	۰/۳۲۷ (۰/۰۴۰)
	تعداد هارمونی ضروری	۱۲/۶±۹۲/۱۴	۱۳/۱۴±۴۶/۹۰	۴/۱۷	۱۴/۹±۳۸/۰۴	۱۸/۶±۲۳/۳۰	۲۶/۷۷	۰/۴۱۹ (۰/۰۲۷)	۰/۲۶۸ (۰/۰۵۱)	۰/۵۴۱ (۰/۰۱۶)
قدامی‌خلفی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۲۵/۱۹±۶۱/۵۰	۲۶/۱۸±۹۲/۷۳	۵/۱۱	۲۵/۱۵±۷۶/۹۱	۱۷/۴±۷۶/۹۵	۳۱/۰۵	۰/۴۳۰ (۰/۰۲۶)	۰/۳۴۱ (۰/۰۳۸)	۰/۲۷۵ (۰/۰۴۹)
	میانه‌فرکانس	۲/۰±۰۷/۲۷	۲/۰±۰۰/۰۰	۷	۲/۰±۰۰/۰۰	۲/۰±۰۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۳۲۷ (۰/۰۴۰)	۰/۳۲۷ (۰/۰۴۰)	۰/۳۲۷ (۰/۰۴۰)
	پهنای باند	۱/۰±۰۷/۲۷	۱/۰±۰۰/۰۰	۷	۱/۰±۰۰/۰۰	۱/۰±۰۰/۰۰	۰/۰۰	۰/۳۲۷ (۰/۰۴۰)	۰/۳۲۷ (۰/۰۴۰)	۰/۳۲۷ (۰/۰۴۰)
	تعداد هارمونی ضروری	۱۰/۷±۹۲/۵۳	۱۲/۷±۲۳/۹۷	۱۱/۹۹	۱۶/۸±۳۰/۵۰	۱۷/۴±۳۸/۳۶	۶/۶۲	۰/۶۱۲ (۰/۰۱۱)	۰/۰۰۴ (۰/۲۹۵)	۰/۹۶۱ (۰/۰۰)
داخلی‌خارجی	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۲۵/۱۶±۱۵/۱۳	۲۱/۴±۹۲/۰۰	۱۲/۸۴	۲۲/۳±۶۱/۰۹	۲۲/۶±۰۰/۰۵	۲/۶۹	۰/۴۰۶ (۰/۰۲۹)	۰/۵۲ (۰/۰۰۹)	۰/۵۷۰ (۰/۰۱۴)
	میانه‌فرکانس	۲/۱±۷۶/۵۸	۲/۰±۲۳/۸۳	۱۹/۲۰	۴/۵±۰۷/۲۶	۲/۰±۰۰/۰۰	۵۰/۸۵	۰/۱۰۵ (۰/۱۰۶)	۰/۴۸۹ (۰/۰۲۰)	۰/۳۳۲ (۰/۰۳۹)
	پهنای باند	۱/۱±۶۱/۵۵	۱/۰±۳۸/۹۶	۱۴/۲۸	۳/۵±۰۷/۲۶	۱/۰±۰۰/۰۰	۶۷/۴۲	۰/۱۵۲ (۰/۰۸۴)	۰/۴۸۹ (۰/۰۲۰)	۰/۲۴۸ (۰/۰۵۵)
	تعداد هارمونی ضروری	۱۴/۶±۳۰/۷۸	۱۸/۳±۲۳/۵۶	۲۷/۴۸	۲۰/۱۲±۸۴/۰۸	۲۰/۱۰±۸۴/۰۱	۰/۰۰	۰/۴۴۹ (۰/۰۲۴)	۰/۰۵۷ (۰/۱۴۳)	۰/۴۴۹ (۰/۰۲۴)

*سطح معناداری P<۰/۰۵

حرکت فرود دو پا نقش داشته باشند. به طور ویژه، بررسی نقش کنترل عصبی‌عضلانی اندام طی فرود ضروری است.

با دردسترس نبودن مطالعات طولی مناسب، اثر واقعی تمرینات اصلاحی بر متغیرهای طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین هنوز مشخص نیست. هرچند مطالعات اندکی وجود دارد، همه آن‌ها یک روند افزایشی در گشتاور اداکشن زانو پس از یک برنامه تمرینی پیدا کرده‌اند [۵۱، ۵۲]. واضح است که تحقیقات بیشتری در این زمینه نیاز است. یافته‌های پژوهش حاضر نیز درمجموع اثر معناداری را در نتیجه استف اده از تمرینات اصلاحی روی متغیرهای طیف فرکانس نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (به جز تعداد هارمونی‌های ضروری در راستای عمودی) طی حرکت فرود نشان نداد.

یافته‌های پژوهش حاضر در دو محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین در دو راستای داخلی‌خارجی و قدامی‌خلفی به لحاظ آماری اختلاف معناداری را بین قبل و بعد از دوره تمرینی نشان نداد. آیدیا و همکاران (۲۰۱۳) گزارش دادند که یک برنامه تمرینی فرود دو هفته‌ای باعث کاهش ۱۹درصدی در اوج نیروی فرود می‌شود [۵۳].

تمرینات عصبی‌عضلانی که شامل تمرین ناحیه تنه بود، باعث کاهش گشتاور آبداکشن زانو و تمایل به فروپاشی والگوس در هنگام فرود داشت [۵۴]. عضلات تنه قبل از فعالیت عضلات اندام تحتانی فعال می‌شوند و موقعیت و حرکت تنه در هنگام فرود، تأثیر قابل توجهی بر نیروی عکس‌العمل زمین دارد [۵۵]. به عنوان مثال، با حرکت رو به جلو تنه طی فرود، اوج نیروی عکس‌العمل عمودی کاهش می‌یابد [۵۶].

یافته‌های ما نیز ممکن است با تغییرات در تنش تنه در موقعیت فرود بعد از تمرینات اصلاحی که عامل تعیین‌کننده نیروی عکس‌العمل زمین است قرار گرفته باشند [۵۷]. احتمالاً

یکی از دلایل عدم تغییر طیفِ اغلب محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین بعد از دوره تمرینی در پژوهش حاضر این مورد باشد که برنامه تمرینی پژوهش حاضر گروه عضلات ناحیه تنه را شامل نشده بود. اثبات هرچه بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه دارد.

نتیجه‌گیری نهایی

تمرینات مورد استفاده در پژوهش حاضر نشان داد که در گروه تجربی تعداد هارمونی ضروری نیروی عکس‌العمل عمودی در پای چپ طی فرود در پس‌آزمون به طور معناداری بیشتر از پیش‌آزمون است. با وجود این، محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین در دو راستای داخلی‌خارجی و قدامی‌خلفی بعد از تمرینات اصلاحی دچار تغییر نشد. پژوهش حاضر دارای محدودیت‌های بود که از آن جمله می‌توان به نبود نمونه زن اشاره کرد. همچنین نبود ثبت فعالیت عضلانی از دیگر محدودیت‌های دیگر این پژوهش بود.

ثبت فعالیت عضلانی امکان تفسیر بهتر نتایج را میسر می‌کند. محدودیت‌های دیگر این پژوهش حاضر عبارت بودند از محدودبودن آزمودنی‌ها به مردان سالمند و عدم اندازه‌گیری فعالیت الکترومایوگرافی عضلات. با توجه به ساختار بیومکانیکی متفاوت بین زنان و مردان، و نیز تأثیر سن بر چگونگی پاسخ به تمرین ممکن است هر یک از گروه‌ها نتایج متفاوتی را در پاسخ به استفاده از این تمرینات اصلاحی نشان دهند. پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آینده پژوهشگران فعالیت الکتریکی عضلات را نیز در سالمندان زن و مرد دارای استئوآرتریت زانو قبل و بعد از یک دوره تمرینات اصلاحی به طور اختصاصی ارزیابی کنند. با توجه به نتایج پژوهش حاضر پیشنهاد می‌شود سالمندان با انجام تمرینات اصلاحی از شدت آسیب‌های ناشی از طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی حرکاتی همچون فرود بکاهند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

طرح پژوهش در کمیته اخلاق در مطالعات پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اردبیل (IR.ARUMS.REC.1395.77) مورد تأیید قرار گرفت و در سایت کارآزمایی بالینی ایران ثبت شد (IRCT2016110230657N1). برای رعایت ملاحظات اخلاقی، ضمن آشنایی آزمودنی‌ها با تمام مراحل اجرای پژوهش از قبیل برنامه‌های تمرینی و ارزیابی‌های آزمایشگاهی، آن‌ها می‌توانستند در صورت تمایل در هر مرحله‌ای از مطالعه خارج شوند. به علاوه در تمام مراحل آزمایشگاهی و تمرین یک فرد مجرب جهت پیشگیری از افتادن یا آسیب‌دیدگی احتمالی در کنار آزمودنی‌ها قرار داشت.

حامی مالی

این پژوهش هیچ گونه حمایت مالی از نهادهای دولتی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

بنابر اظهار نویسندگان همه آنها در این پژوهش سهم یکسانی داشته اند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان هیچ گونه تعارض منافعی بین آنها وجود ندارد.

References

[1] Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. New England Journal of Medicine. 1988; 319(26):1701-7. [DOI:10.1056/NEJM198812293192604] [PMID]

[2] van Schoor NM, Smit JH, Pluijm SM, Jonker C, Lips P. Different cognitive functions in relation to falls among older persons: Immediate memory as an independent risk factor for falls. Journal of Clinical Epidemiology. 2002; 55(9):855-62. [DOI:10.1016/S0895-4356(02)00438-9]

[3] Safavi Bayat Z, Zorriasatain F. [Determining risk factors associated with falling among elderly at residential care facilities in Tehran (Persian)]. The Journal of Qazvin University of Medical Sciences. 2008; 11(4):66-70. http://journal.qums.ac.ir/article-1-34-en.html

[4] Allcock L, Rowan E, Steen I, Wesnes K, Kenny R, Burn D. Impaired attention predicts falling in Parkinson's disease. Parkinsonism & Related Disorders. 2009; 15(2):110-5. [DOI:10.1016/j.parkreldis.2008.03.010] [PMID]

[5] Tinetti ME. Preventing falls in elderly persons. New England Journal of Medicine. 2003; 348:42-9. [DOI:10.1056/NEJMcp020719] [PMID]

[6] Ozcan A, Donat H, Gelecek N, Ozdirenc M, Karadibak D. The relationship between risk factors for falling and the quality of life in older adults. BMC Public Health. 2005; 5:90. [DOI:10.1186/1471-2458-5-90] [PMID] [PMCID]

[7] Nagamatsu LS, Hsu CL, Handy TC, Liu-Ambrose T. Functional neural correlates of reduced physiological falls risk. Behavioral and Brain Functions. 2011; 7:37. [DOI:10.1186/1744-9081-7-37] [PMID] [PMCID]

[8] Mirzaei M, Shams Ghahfarokhi M. [Demography of elder population in Iran over the period 1956 To 2006 (Persian)]. Salmand: Iranian Journal of Ageing. 2007; 2(3):326-31. http://salmandj.uswr.ac.ir/article-1-43-en.html

[9] Reelick MF, van Iersel MB, Kessels RPC, Olde Rikkert MGM. The influence of fear of falling on gait and balance in older people. Age and Ageing. 2009; 38(4):435-40. [DOI:10.1093/ageing/afp066] [PMID]

[10] Lajoie Y, Gallagher S. Predicting falls within the elderly community: Comparison of postural sway, reaction time, the Berg balance scale and the Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale for comparing fallers and non-fallers. Archives of Gerontology and Geriatrics. 2004; 38(1):11-26. [DOI:10.1016/S0167-4943(03)00082-7]

[11] Toraman A, Yıldırım NÜ. The falling risk and physical fitness in older people. Archives of Gerontology and Geriatrics. 2010; 51(2):222-6. [DOI:10.1016/j.archger.2009.10.012] [PMID]

[12] White GR, Mencio GA. Genu valgum in children: Diagnostic and therapeutic alternatives. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. 1995; 3(5):275-83. [DOI:10.5435/00124635-199509000-00003] [PMID]

[13] Heath CH, Staheli LT. Normal limits of knee angle in white children--genu varum and genu valgum. Journal of Pediatric Orthopedics. 1993; 13(2):259-62. [PMID]

[14] Paley D, Herzenberg JE, Tetsworth K, McKie J, Bhave A. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies. The Orthopedic Clinics of North America. 1994; 25(3):425-65. [PMID]

[15] Hungerford DS, Barry M, Pickett J. Biomechanics of the patellofemoral joint. Clinical Orthopaedics and Related Research. 1979; 144:9-15. [DOI:10.1097/00003086-197910000-00003]

[16] Arendt EA, Fithian DC, Cohen E. Current concepts of lateral patella dislocation. Clinics in Sports Medicine. 2002; 21(3):499-519. [DOI:10.1016/S0278-5919(02)00031-5]

[17] Joo S, Park K, Kim B, Park H, Kim H. The 'four-in-one' procedure for habitual dislocation of the patella in children. Bone & Joint Journal. 2007; 89(12):1645-9. [DOI:10.1302/0301-620X.89B12.19398] [PMID]

[18] Deie M, Ochi M, Sumen Y, Yasumoto M, Kobayashi K, Kimura H. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament for the treatment of habitual or recurrent dislocation of the patella in children. Bone & Joint Journal. 2003; 85(6):887-90. [DOI:10.1302/0301-620X.85B6.13730]

[19] Vähäsarja V, Kinnunen P, Lanning P, Serlo W. Operative realignment of patellar malalignment in children. Journal of Pediatric Orthopaedics. 1995; 15(3):281-5. [DOI:10.1097/01241398-199505000-00002] [PMID]

[20] Mikesky AE, Topp R, Wigglesworth JK, Harsha DM, Edwards JE. Efficacy of a home-based training program for older adults using elastic tubing. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology. 1994; 69(4):316-20. [DOI:10.1007/BF00392037] [PMID]

[21] McMaster DT, Cronin J, McGuigan M. Forms of variable resistance training. Strength & Conditioning Journal. 2009; 31(1):50-64. [DOI:10.1519/SSC.0b013e318195ad32]

[22] Barrios JA, Heitkamp CA, Smith BP, Sturgeon MM, Suckow DW, Sutton CR. Three-dimensional hip and knee kinematics during walking, running, and single-limb drop landing in females with and without genu valgum. Clinical Biomechanics. 2016; 31:7-11. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2015.10.008] [PMID]

[23] Nyland J, Caborn D. Physiological coxa varus-genu valgus influences internal knee and ankle joint moments in females during crossover cutting. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2004; 12(4):285-93. [DOI:10.1007/s00167-003-0430-3] [PMID]

[24] Noehren B, Scholz J, Davis I. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. British Journal of Sports Medicine. 2010; 45(9):691-6. [DOI:10.1136/bjsm.2009.069112]

[25] Crowell HP, Davis IS. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. Clinical Biomechanics. 2011; 26(1):78-83. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.09.003] [PMID] [PMCID]

[26] Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. Spine. 1996; 21(19):2235-42. [DOI:10.1097/00007632-199610010-00011] [PMID]

[27] Giakas G, Baltzopoulos V. Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: An investigation of variability and symmetry. Gait & Posture. 1997; 5(3):189-97. [DOI:10.1016/S0966-6362(96)01083-1]

[28] Gruber AH, Brent Edwards W, Hamill J, Derrick TR, Boyer KA. A comparison of the ground reaction force frequency content during rearfoot and non-rearfoot running patterns. Gait & Posture. 2017; 56:54-9. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2017.04.037] [PMID]

[29] McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. Clinical Biomechanics. 2012; 27(10):1058-63. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2012.08.004] [PMID] [PMCID]

[30] Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. Clinical Biomechanics. 2002; 17(8):615-7. [DOI:10.1016/S0268-0033(02)00072-4]

[31] Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. Clinical Biomechanics. 2011; 26(2):207-12. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.09.021] [PMID] [PMCID]

[32] Atwater AE. Kinesiology/biomechanics: Perspectives and trends. Research Quarterly for Exercise and Sport. 1980; 51(1):193-218. [DOI:10.1080/02701367.1980.10609283] [PMID]

[33] Hamill J, McNiven SL. Reliability of selected ground reaction force parameters during walking. Human Movement Science. 1990; 9(2):117-31. [DOI:10.1016/0167-9457(90)90023-7]

[34] Magee DJ. Orthopedic physical assessment. St. Louis: Elsevier Saunders; 2014. https://books.google.com/books?id=_wcyAgAAQBAJ&dq

[35] Vanwanseele B, Parker D, Coolican M. Frontal knee alignment: Three-dimensional marker positions and clinical assessment. Clinical Orthopaedics and Related Research. 2009; 467(2):504-9. [DOI:10.1007/s11999-008-0545-4] [PMID] [PMCID]

[36] Barrios JA, Higginson JS, Royer TD, Davis IS. Static and dynamic correlates of the knee adduction moment in healthy knees ranging from normal to varus-aligned. Clinical Biomechanics. 2009; 24(10):850-4. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2009.07.016] [PMID] [PMCID]

[37] Schneider E, Chao E. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. Journal of Biomechanics. 1983; 16(8):591-601. [DOI:10.1016/0021-9290(83)90109-4]

[38] Andersen LL, Andersen CH, Mortensen OS, Poulsen OM, Bjørnlund IBT, Zebis MK. Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: comparison of dumbbells and elastic resistance. Physical Therapy. 2010; 90(4):538-49. [DOI:10.2522/ptj.20090167] [PMID]

[39] Pollock ML, Gaesser GA, Butcher JD, Després JP, Dishman RK, Franklin BA, et al. ACSM position stand: The recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults. Medicine & Science in Sports & Exercise. 1998; 30(6):975-91. [DOI:10.1097/00005768-199806000-00032]

[40] Page P, Ellenbecker TS. Strength band training. Champaign: Human Kinetics; 2005. https://books.google.com/books?id=cilRvOfB44YC&dq

[41] Lagally KM, Robertson RJ. Construct validity of the OMNI resistance exercise scale. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2006; 20(2):252-6. [DOI:10.1519/R-17224.1]

[42] Clarkson PM, Hubal MJ. Exercise-induced muscle damage in humans. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. 2002; 81(11):S52-S69. [DOI:10.1097/00002060-200211001-00007] [PMID]

[43] Kamonseki DH, Gonçalves GA, Liu CY, Júnior IL. Effect of stretching with and without muscle strengthening exercises for the foot and hip in patients with plantar fasciitis: A randomized controlled single-blind clinical trial. Manual Therapy. 2016; 23:76-82. [DOI:10.1016/j.math.2015.10.006]

[44] Cohen J. Statistical power analysis for the behavior science. Lawrance Eribaum Association. 1988.

[45] Choi JH, An HJ, Yoo KT. Comparison of the loading rate and lower limb angles on drop-landing between a normal foot and flatfoot. Journal of Physical Therapy Science. 2012; 24(11):1153-7. [DOI:10.1589/jpts.24.1153]

[46] Myklebust G, Engebretsen L, Brækken IH, Skjølberg A, Olsen OE, Bahr R. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: A prospective intervention study over three seasons. Clinical Journal of Sport Medicine. 2003; 13(2):71-8. [DOI:10.1097/00042752-200303000-00002] [PMID]

[47] Noyes FR, Barber-Westin SD, Fleckenstein C, Walsh C, West J. The drop-jump screening test: Difference in lower limb control by gender and effect of neuromuscular training in female athletes. The American Journal of Sports Medicine. 2005; 33(2):197-207. [DOI:10.1177/0363546504266484] [PMID]

[48] Mikesky AE, Meyer A, Thompson KL. Relationship between quadriceps strength and rate of loading during gait in women. Journal of Orthopaedic Research. 2000; 18(2):171-5. [DOI:10.1002/jor.1100180202] [PMID]

[49] Hunt MA, Hinman RS, Metcalf BR, Lim BW, Wrigley TV, Bowles KA, et al. Quadriceps strength is not related to gait impact loading in knee osteoarthritis. The Knee. 2010; 17(4):296-302. [DOI:10.1016/j.knee.2010.02.010] [PMID]

[50] White LJ, Dressendorfer RH. Exercise and multiple sclerosis. Sports Medicine. 2004; 34(15):1077-100. [DOI:10.2165/00007256-200434150-00005] [PMID]

[51] King LK, Birmingham TB, Kean CO, Jones IC, Bryant DM, Giffin JR. Resistance training for medial compartment knee osteoarthritis and malalignment. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2008; 40(8):1376-84. [DOI:10.1249/MSS.0b013e31816f1c4a] [PMID]

[52] Lim BW, Hinman RS, Wrigley TV, Sharma L, Bennell KL. Does knee malalignment mediate the effects of quadriceps strengthening on knee adduction moment, pain, and function in medial knee osteoarthritis? A randomized controlled trial. Arthritis Care & Research. 2008; 59(7):943-51. [DOI:10.1002/art.23823] [PMID]

[53] Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Short-term landing training attenuates landing impact and improves jump height in landing-to-jump movement. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2013; 27(6):1560-7. [DOI:10.1519/JSC.0b013e318271276e] [PMID]

[54] Myer GD, Ford KR, Brent JL, Hewett TE. The effects of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on

power, balance, and landing force in female athletes. Journal of Strength and Conditioning Research. 2006; 20(2):345-53. [DOI:10.1519/00124278-200605000-00019] [PMID]

[55] Sacchetti B, Scelfo B, Tempia F, Strata P. Long-term synaptic changes induced in the cerebellar cortex by fear conditioning. Neuron. 2004; 42(6):973-82. [DOI:10.1016/j.neuron.2004.05.012] [PMID]

[56] Troy Blackburn J, Padua DA. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. Journal of Athletic Training. 2009; 44(2):174-9. [DOI:10.4085/1062-6050-44.2.174] [PMID] [PMCID]

[57] Kulas AS, Schmitz RJ, Shultz SJ, Henning JM, Perrin DH. Sex-specific abdominal activation strategies during landing. Journal of Athletic Training. 2006; 41(4):381-6. [PMID] [PMCID]

This Page Intentionally Left Blank