Archives of
Rehabilitation

Autumn 2025. Vol 26. Num 3

Research Paper

The Effect of Spandex Anti-friction Pad on Satisfaction, Pain, Balance, and Walking in Unilateral Transtibial Amputees: A Pilot Study

Erfan Abolhasani[1], ***Gholamreza Aminian**[2], **Roshanak Baghaei Roodsari**[2], **Zahra Jiryaei Sharahi**[3]

1. Karaj Red Crescent Society Rehabilitation Center, Alborz Province Red Crescent Society, Karaj, Iran.
2. Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.
3. Department of Orthotics and Prosthetics, Iran-Helal Institute of Applied Science and Technology, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Abolhasani E, Aminian Gh, Baghaei Roodsari R, Jiryaei Sharahi Z. The Effect of Spandex Anti-friction Pad on Satisfaction, Pain, Balance, and Walking in Unilateral Transtibial Amputees: A Pilot Study. Archives of Rehabilitation. 2025; 26(3):344-359. https://doi.org/10.32598/RJ.26.3.1705.1

https://doi.org/10.32598/RJ.26.3.1705.1

ABSTRACT

Objective In transtibial hybrid sockets, a small amount of weight is tolerated by the patellar tendon. The spandex anti-friction pad is designed with two fabric layers that minimize the friction between them; therefore, its use may reduce the pressure on the patellar tendon in transtibial amputees. In this study, we aim to evaluate the effect of using spandex anti-friction pad within a transtibial hybrid socket on the standing and walking duration, satisfaction, and pain in the patellar tendon of unilateral transtibial amputees (UTTAs).

Materials & Methods In this pilot study, 16 eligible UTTAs using the hybrid sockets were selected using a convenience sampling method. The duration of standing on the prosthetic leg (using the one-leg standing balance test [OLSTP]), the duration of walking on the treadmill, pain (using the VAS), and satisfaction with the prosthetic leg (using the orthotics and prosthetics user's survey [OPUS]) were examined. Then, the participants used the anti-friction pad within their prosthetic sockets for one week. After that, the post-test assessments were conducted. The paired t-test was used for comparing variables with normal distribution (OPUS score and duration of walking on the treadmill) and the Wilcoxon test was used for those with abnormal distribution (VAS and OLSTP scores). The SPSS software, version 26 was used to analyze the data.

Results The participants showed a significant reduction in VAS score ($P<0.001$) and a significant increase in the OPUS score ($P<0.001$) after using the anti-friction pad. Moreover, the results showed a significant effect on increasing the OLSTP score ($P<0.001$) and the duration of walking on the treadmill ($P<0.001$).

Conclusion The use of spandex anti-friction pad, for reducing the pressure and friction between the socket and the stump, may reduce pain and increase the satisfaction and comfort of transtibial prosthesis users. It can also help them walk greater distances and stand on their prosthetic leg longer. However, to confirm these findings, further studies are needed.

Keywords Pain, Transtibial prosthesis, Transtibial amputee, Anti-friction pad

Received: 23 Sep 2024
Accepted: 11 May 2025
Available Online: 01 Oct 2025

**** Corresponding Author:***
Gholamreza Aminian, PhD.
Address: Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.
Tel: +98 (21) 22180010
E-Mail: gholamrezaaminian@yahoo.com

Copyright © 2025 The Author(s);
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-By-NC: https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

English Version

Introduction

The transtibial amputation is the most common type of lower limb amputation, whose rate is increasing due to vascular diseases such as diabetes and trauma [1]. The ratio of transtibial amputation to transfemoral amputation is 2:1 [2]. The risk of creating ulcers and amputations in individuals with diabetes is significantly higher than in non-diabetic individuals. It is estimated that, every 20 seconds, an amputation is performed on a diabetic person somewhere in the world [3]. Amputation creates permanent disability, and the amputee requires a prosthesis for stability, mobility, and performing daily living activities [4].

Socket suspension is an important factor that can affect the mobility and walking of an amputee. The suspension system is an important component of the transtibial prosthesis, responsible for holding the prosthesis on the residual limb during the swing phase of gait. Considering the importance of the prosthetic suspension systems in the rehabilitation process, selecting an appropriate suspension system based on the functional needs and expectations of amputees is a significant step [5, 6]. There are some complications caused by a weak suspension system, including pain, skin ulcers, and abnormal walking due to piston movement (the vertical movement between the socket and the residual limb during the stance and swing phases of gait). This may lead to reduced satisfaction and comfort for the amputee [11-14]. These complications can lead to a decrease in the walking ability of amputees. This factor has always been an important factor for the rehabilitation team in assessing an individual's potential for walking with a prosthetic leg [15, 16]. To address these issues, the interface between the prosthetic socket and the residual limb, which is made from various materials such as silicone, has been introduced as a gel liner. The gel liner is an expensive commercial product and is difficult for people in developing countries to buy [5].

Silicone has various properties and can be used to make silicone liners for prostheses. It exhibits the highest friction with the skin compared to other materials [17]. This increased level of friction is important for improving the suspension of silicone gel liners, which makes greater adherence of the liner to the skin over the entire residual limb. However, in individuals using gel liner with pin suspension systems, it has been reported that friction increases in the anterior knee region, especially at the patellar tendon, during walking and when a high degree of knee flexion is required, such as prolonged sitting [18]. This friction may lead to some changes in skin, as tissues try to protect themselves from further damage [19, 20]. This problem can also cause increased wear and tear of the gel liner in the patellar tendon area, which can overshadow the benefits of the gel liner [5, 11, 17]. Excessive and prolonged friction, along with relatively high localized pressure between the skin of the residual limb and the gel liner in the patellar tendon can eventually cause hole in this area that are subjected to excessive friction [6]. It seems that the discomfort experienced by individuals from this friction is due to the mismatch between the skin movements of the residual limb and the gel liner [17]. This problem in the patellar tendon area is more common among transtibial amputees using hybrid sockets, because the concept of hybrid socket in below-the-knee prosthetics basically arises from integrating the patellar tendon bearing (PTB) and total surface bearing (TSB) designs. Actually, there is greater weight bearing and friction with the gel liner in PTB design compared to TSB design due to the greater load-bearing and involvement of the patellar tendon [5].

It seems that a spandex anti-friction pad may be a solution to reduce friction between the skin and the gel liner in the patellar tendon and may reduce the pain at this common weight-bearing site. It may help to enhance the ability to walk and satisfaction with the prosthesis in users [21]. To our knowledge, there is no study on the use of spandex anti-friction pads for reducing pain and friction in the patellar tendon of amputees. Therefore, this study aimed to investigate the effect of two-layer spandex anti-friction pads on the pain, standing capability, and walking ability of unilateral transtibial amputees (UTTAs) who had experienced pain, dissatisfaction, and friction in their patellar tendon during daily activities. The structure, materials, and design of this pad are similar to those used in the pad made by the GlideWear™ Company. It should be noted that the area for the pad use is localized, and the overall adherence of the liner to the stump for suspension is not affected.

Materials and Methods

Participants

The present study is a quasi-experimental study with a pre-test-post-test design conducted from July to December 2023 in Karaj, Iran. The study population consisted of individuals with unilateral transtibial amputations at K2 and K3 functional levels presented to the Orthotics and Prosthetics Center of the Red Crescent in Karaj and

Archives of
Rehabilitation

Figure 1. The image showing how to use the anti-friction pad [21]

Tehran, Iran. Of these, 16 people were selected. The inclusion criteria were unilateral transtibial amputation due to trauma, age 18-60 years, having amputation for at least six months, sensory integrity in the stump, experience of using PTB and TSB hybrid sockets, experience of using gel liners and shuttle locks, and having complaints of pain in the patellar tendon due to friction with the gel liner. The contact sensitivity to the gel liner, skin damage for reasons other than friction, and the presence of open wounds or amputations in the upper limb were the exclusion criteria. In this study, G*Power software was used to determine the sample size, considering α=0.05, β=0.2, P0=0.8, and P1=0.9. Participants used prostheses with a proper fit and intact gel liner suitable for the residual limb. Similar prosthetic components were used for all individuals, and the proper alignment for each individual was set according to the bench alignment settings and finally adjusted by an experienced orthotics/prosthetics specialist.

Measures

The visual analog scale (VAS) was used to measure the pain. It was a 10-cm line printed on a piece of paper with markers with endpoints representing “no pain” and “worst pain” or “unbearable pain”. The person places a mark on the line to indicate their pain intensity.

The orthotics and prosthetics user’s survey (OPUS) questionnaire was utilized to assess the patient satisfaction with the prosthesis. It has 21 items rated on a six-point Likert scale: 5 (strongly agree), 4 (agree), 3 (neither agree nor disagree), 2 (disagree), 1 (strongly disagree), and 0 (do not know/not applicable). We used the first 11 items to assess the satisfaction; therefore, the total score ranged from 11 to 55. Participants were first asked to walk for three minutes with their prostheses along a predetermined parallel path in the training hall at their chosen speed. Then, the OPUS was completed by them.

Archives of
Rehabilitation

Figure 2. Two layers of breathable fabric slowly slide together, absorbing friction and reducing shear forces to prevent tissue damage in high-risk areas
Note: These two layers of fabric are permeable to heat and moisture [21]

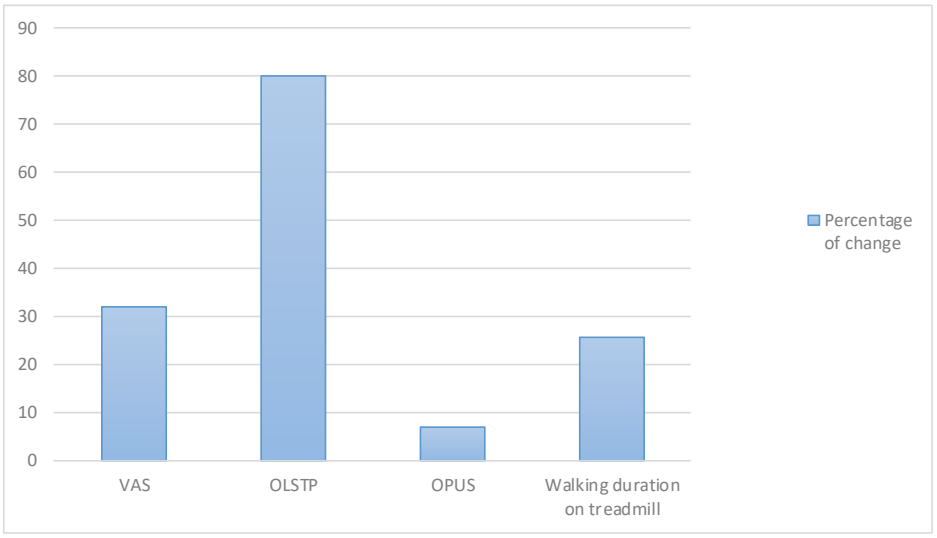


Figure 3. Percentage of changes in the study variables after the anti-friction pad use

Archives of Rehabilitation

Also, their walking time on a treadmill at 4 kilometers per hour was recorded (in seconds) by using a stopwatch. In this regard, after a 10-minute rest interval, they were instructed to start walking on the treadmill at the mentioned speed. The duration that each participant was able to walk on the treadmill was recorded with the stopwatch.

After resting for 10 minutes, they performed the one-leg standing balance test (OLSTP). In this test, they were asked to stand on their prosthetic leg (keeping the healthy leg bent at the knee beside the prosthetic leg), and the standing duration was recorded by a stopwatch. To prevent test learning by the participants, each test was conducted only once. The tests were performed next to a wall to prevent falls and several foam mats were placed around the participants.

In the next stage, anti-friction pads were prepared according to the size of the patella tendon for each participant and placed on the skin of the residual limb, and the gel liner was pulled over the skin. The application of the anti-friction pad was in accordance with the instructions available on the official website of Tamarack® Habilitation Technologies Inc. (Figure 1). The anti-friction pad of this study consists of two layers of spandex fabric similar to the original sample, with a coefficient of friction between the two layers close to zero. Based on the manufacturer's instructions, the fabric consisted of 15% spandex or Lycra and 85% Nylon. As a result, the shear and friction forces in the area may be affected by using the smooth sliding property of these two layers over each other (Figure 2). For adaptation, each participant used the anti-friction pad along with their prosthesis for one week Then, we asked them to return again for the final evaluation and all assessments were repeated and data was recorded.

Data analysis

For data analysis, SPSS software, version 26 was used. The Kolmogorov-Smirnov test was employed to assess the normal distribution of statistical data. For analyzing data with a normal distribution (satisfaction and walking time), the paired t-test was used, while for data with abnormal distribution (pain and duration of standing on the prosthetic leg), the Wilcoxon test was used to evaluate the differences between pre-test and post-test phases. The significance level was set at 0.05.

Results

In this study, 11 men and 5 women participated with a mean age of 54.94 years, a weight of 83.19 kg, and a height of 170.25 cm. Table 1 presents the participants' information. Table 2 presents the results of the comparison using a paired t-test for two variables: satisfaction (OPUS score) and treadmill walking time before and after using the anti-friction pad. The satisfaction of participants and the duration of walking on the treadmill significantly increased after using the pad ($P<0.001$). The results of the Wilcoxon test (Table 3) revealed that pain significantly decreased and the standing duration on the prosthetic leg increased significantly after using the anti-friction pad ($P<0.001$). The percentage of changes for each variable based on its initial score is illustrated in Figure 3. As can be seen, the variable of standing duration on the prosthetic leg showed the highest change after using the anti-friction pad in this study, while the satisfaction variable showed only slight changes.

Table 1. Demographic and clinical characteristics of participants

Variables		Mean±SD/No.
Age (y)		54.94±9.17
Height (cm)		170.25±11.1
Weight (kg)		83.19±14.28
Pre-test VAS score		4.63±1.08
Duration of gel liner use (y)		3.65±2.35
Time passed since amputation (y)		5.78±3.55
BMI (kg/m^2)		28.67±4.39
Age group (y)	35-45	2
	46-55	5
	56-65	9
Gender	Female	5
	Male	11
Side of amputation	Left	7
	Right	9

Archives of Rehabilitation

Discussion

This study examined the effectiveness of a two-layer anti-friction pad in reducing the friction in the patellar tendon of residual limb in UTTAs. The results showed that, after one week of using this pad, a significant decrease in pain (VAS score) and an increase in satisfaction with the prosthesis (OPUS score) were observed in the areas that were exposed to greater friction and pressure. Also, the duration of walking at a speed of 4 kilometers per hour on a treadmill and the duration of standing on the prosthetic leg (OLSTP score) significantly increased.

The anti-friction pad use had a significant impact on pain reduction in our study. The results of a similar study on the impact of a four-week walking training program showed that static weight-bearing was significantly related to walking speed, and pain had a significant role in walking speed during transtibial amputee rehabilitation. The study suggested that static weight-bearing can be a predictor of walking speed, which may be changed through pain reduction [26]. This implies that pain reduction can be an important factor related to functional activities and the ability to walk in people with transtibial amputation. Pain can manifest in various ways,

Table 2. Mean OPUS score and treadmill walking duration before and after using the anti-friction pad

Variables	Time	Mean±SD	t	P
OPUS	Pre-test	40.38±2.5	5.86	<0.001
	Post-test	43.25±2.23		
Duration of treadmill walking (s)	Pre-test	167.06±85.44	-6.88	<0.001
	Post-test	209.94±96.92		

Archives of Rehabilitation

Table 3. Mean VAS and OLSTP scores before and after using the anti-friction pad

Variables	Time	Mean±SD	Mode	Z	P
VAS	Pre-test	4.6	4	-3.61	<0.001
	Post-test	3.13	3		
OLSTP (s)	Pre-test	1.4	1.3	-3.51	<0.001
	Post-test	2.52	1.9		

Archives of Rehabilitation

such as residual limb pain, phantom pain, and back pain, which can affect the individual's daily activities [27].

The current study showed that the use of an anti-friction pad significantly increased UTTAs' satisfaction with the prosthesis after one week. Although the rate of increase was not high, it can be stated that the reduction of friction and pain in the patellar tendon area after using the anti-friction pad had a positive impact on the satisfaction of UTTAs in this study. These factors were then very important for the amputee. It should be noted that the UTTAs used this device for only one week; therefore, its effect on satisfaction was not high. Skin friction is an important issue that 41% of UTTAs may experience. In hybrid sockets and other patellar tendon weight-bearing sockets, the concentration of pressure at a single point and the friction and wear of the stump against the socket in the patellar tendon area are important issues [29]. Therefore, reduced friction might be effective in increasing the satisfaction of prosthetic users in our study.

In another similar study, the effects of reduced contact pressure and tactile sensitivity on long-term treadmill walking were examined. The results showed that the plantar flexor muscles in the contralateral limb experienced fatigue, which may affect the ability of individuals to walk with the prosthetic leg. The inability to complete weight-bearing on the prosthetic side may lead to a shift of weight towards the sound side, resulting in increased discomfort in this side over time [30]. Accordingly, it can be said that by increasing the comfort and reducing the friction in the sockets of participants in our study, the pad caused less pressure on the sound side in addition to the prosthetic side.

In our study, the duration of standing on the prosthetic leg showed the highest percentage of change after the use of the anti-friction pad, compared to other study variables (an 80% increase compared to the pre-test duration). It can be said that the pad increased the weight-bearing capacity of the prosthetic leg, indicating a significant reduction in pressure and friction between the socket and residual limb at weight-bearing areas, as well as increased socket comfort, which in turn increased the duration of standing on the prosthetic leg. Therefore, the pad may help provide smoother walking for prosthetic users; however, laboratory studies with motion analysis cameras are needed to confirm this finding.

There was a lack of similar studies using anti-friction pads for comparison due to the novelty of this study. Other limitations included the small sample size and lack of access to the users of specific prosthetic sockets, including hybrid sockets with gel liner. Additionally, the participants had a mean age of about 50, which can affect the results regarding the standing and walking duration. Another limitation of this study was the lack of complete control over confounding factors such as the users' skills in using different types of prostheses, which may affect the socket comfort. The participants in this study already had prostheses and it was not possible to fabricate a completely new prosthesis for them. The features of these previously made prostheses may affect the findings. To mitigate this effect, each individual was assessed before and after receiving the spandex anti-friction pad. It is recommended that this study be repeated in other regions of the transtibial residual limb, such as the popliteal area and distal limb, and even in the ischial area of people with transfemoral amputations. Additionally, further studies should be conducted on a higher number of amputees over a longer period to assess the effect of the anti-friction pad on other related variables such as functional performance and activities of daily living.

Conclusion

The use of a spandex anti-friction pad, aiming to reduce pressure and friction between the socket and stump, may reduce pain in the patella tendon area of UTTAs and increase their satisfaction with the prosthetic leg. It can also help them walk greater distances and stand on their prosthetic leg longer. However, to confirm these findings, further studies are needed.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the Ethics Committee of the University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran (Code: IR.USWR.REC.1402.140). Written informed consent was obtained from all participants after explaining the study objectives to them. All ethical issues, such as confidentiality of patient information, participants' right to leave the study at any time, not charging them for the anti-friction pad, and ensuring compensation for any potential damages, were considered.

Funding

This study was extracted from the master's thesis of the Erfan Abolhosseni, approved by the Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran. This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for profit sectors.

Authors' contributions

Conceptualization, and investigation: Erfan Abolhasani and Roshanak Baghaei; Methodology: Gholamreza Aminian; Validation and data analysis: Zahra Jiryaei; Resources and writing: Erfan Abolhasani; Review, editing, and supervision: Gholamreza Aminian.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

The authors would like to thank all participants for their cooperation in this study and also the Red Crescent Society of Karaj and all the prosthetists for their assistance in this study.

مقاله پژوهشی

تأثیر پد ضداصطکاک اسپندکس بر رضایتمندی، درد، تعادل و توانایی راه رفتن در افراد آمپوته زیر زانوی یک‌طرفه: مطالعه پایلوت

عرفان ابوالحسنی[۱]، *غلامرضا امینیان[۲]، روشنک بقایی رودسری[۲]، زهرا جیریایی شراهی[۳]

۱. مرکز توانبخشی جمعیت هلال احمر کرج، جمعیت هلال احمر استان البرز، کرج، ایران.
۲. گروه ارتوز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، تهران، ایران.
۳. گروه ارتوز و پروتز، مؤسسه علمی کاربردی هلال احمر، تهران، ایران.

Use your device to scan and read the article online

Citation Abolhasani E, Aminian Gh, Baghaei Roodsari R, Jiryaei Sharahi Z. The Effect of Spandex Anti-friction Pad on Satisfaction, Pain, Pain and Ability of Standing and Walking in Unilateral, and Walking in Unilateral Transtibial Amputees (UTTAs): A Pilot Study. Archives of Rehabilitation. 2025; 26(3):344-359. https://doi.org/10.32598/RJ.26.3.1705.1

https://doi.org/10.32598/RJ.26.3.1705.1

چکیده

هدف در سوکت هیبرید زیرزانو کماکان بخش کمی از وزن توسط تاندون پتلا تحمل می‌شود. پد ضداصطکاک متشکل از ۲ لایه پارچه است که ضریب اصطکاک بین آن دو نزدیک به صفر است و می‌تواند تا حدودی فشارهای روی ناحیه کشکک را کاهش دهد. در این مطالعه تلاش شده تا تأثیر استفاده از پد ضداصطکاک اسپندکس همراه با سوکت هیبرید زیر زانو را بر میزان توانایی راه رفتن، رضایتمندی، تعادل و کاهش درد در ناحیه اطراف کشکک و تاندون پاتلار بررسی شود.

روش بررسی ۱۶ نفر آمپوته زیرزانو که از سوکت طرح هیبریدی استفاده می‌کردند و با معیارهای مطالعه مطابقت داشتند، به‌صورت دردسترس وارد مطالعه شدند. متغیرهای مطالعه شامل مدت‌زمان ایستادن روی پای پروتزی، مدت‌زمان راه رفتن روی تردمیل با سرعت ۴ کیلومتر بر ساعت، میزان درد (با مقیاس VAS) و رضایتمندی (OPUS) بررسی شدند. سپس شرکت‌کنندگان به مدت ۱ هفته از پد اسپندکس در سوکت پروتزی خود استفاده کردند. پس از ۱ هفته متغیرهای مطالعه مجدداً ارزیابی شدند. جهت آزمون نرمال بودن توزیع داده‌های آماری از آزمون کولموگروف اسمیرنف استفاده شد. برای آنالیز داده‌هایی که از توزیع نرمال تبعیت می‌کردند (رضایتمندی و مدت‌زمان راه رفتن روی تردمیل) از تی زوجی و برای داده‌هایی که فاقد توزیع نرمال بودند (درد و مدت‌زمان ایستادن روی پای پروتزی) آزمون ویلکاکسون استفاده شد. جهت آنالیز داده‌ها از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ استفاده شد.

یافته‌ها در این مطالعه، تفاوت معناداری در متغیرهای موردمطالعه یعنی افزایش رضایتمندی($P<۰/۰۰۱$)، کاهش معنادار درد پوست ناحیه تاندون پتلا ($P<۰/۰۰۱$)، توانایی ایستادن روی یک پا ($P<۰/۰۰۱$) و تأثیر قابل‌توجهی در توانایی راه رفتن روی تردمیل ($P<۰/۰۰۱$)، بعد از ۱ هفته استفاده از پد ضداصطکاک اسپندکس نسبت به قبل از استفاده مشاهده شد.

نتیجه‌گیری نتایج مطالعه حاضر نشان داد استفاده از پد ضداصطکاک اسپندکس با هدف کاهش فشار و اصطکاک بین سوکت و استمپ در ناحیه تاندون پاتلار، موجب کاهش درد در این ناحیه و افزایش رضایتمندی و راحتی کاربران پروتز زیرزانو که در این ناحیه دچار مشکل هستند، می‌شود. ازاین‌رو به نظر می‌رسد با کمک پد ضداصطکاک اسپندکس کاربران پروتز زیرزانو قادر باشند مسافت بیشتری راه بروند و سطح عملکرد آن‌ها افزایش یابد، اما برای اثبات این امر نیاز به بررسی بر روی کاربران بیشتری است.

کلیدواژه‌ها درد، پروتز زیرزانو، قطع عضو زیر زانو، پد ضداصطکاک اسپندکس

تاریخ دریافت: ۰۲ مهر ۱۴۰۳
تاریخ پذیرش: ۲۱ اردیبهشت ۱۴۰۴
تاریخ انتشار: ۰۹ مهر ۱۴۰۴

* **نویسنده مسئول:**
دکتر غلامرضا امینیان
نشانی: تهران، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، دانشکده توانبخشی، گروه ارتوز و پروتز.
تلفن: ۲۲۱۸۰۰۱۰ (۲۱) ۹۸+
رایانامه: gholamrezaaminian@yahoo.com

Copyright © 2025 The Author(s);
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-By-NC: https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

مقدمه

از بین قطع عضوهای اندام تحتانی، شایع‌ترین آن‌ها قطع عضو زیرزانو است که به دلیل بیماری‌های عروقی، مانند دیابت و همچنین تروما در حال افزایش نیز هست [۱]. نسبت شیوع قطع عضو زیرزانو به بالای زانو ۲ به ۱ است [۲]. خطر ابتلا به زخم و قطع عضو در افراد مبتلا به دیابت نسبت به افراد غیردیابتی بسیار بیشتر است. برآورد شده است که هر ۲۰ ثانیه یک قطع عضو در افراد مبتلا به دیابت در جایی در جهان انجام می‌شود [۳]. قطع عضو منجر به معلولیت دائمی می‌شود و فرد آمپوته برای ثبات، تحرک و انجام فعالیت‌های روزمره زندگی به پروتز نیاز پیدا می‌کند [۴].

یکی از مفاهیم تأثیرگذار بر روی راه رفتن فرد قطع عضو مسئله تعلیق است. سیستم تعلیق یکی از مهم‌ترین اجزای پروتز زیرزانو برای نگهداری پروتز بر روی اندام باقی‌مانده در طی فاز معلق بودن اندام تحتانی در راه رفتن است که در سازگاری فرد دارای آمپوتاسیون نقشی اساسی دارد [۵-۸]. باتوجه‌به اهمیت سیستم تعلیق پروتز در روند بهبود توان‌بخشی پروتزی، انتخاب سیستم تعلیق مناسب براساس نیازهای عملکردی و انتظارات شخص آمپوته، قدم مهمی به شمار می‌رود [۸-۱۰]. برخی از عوارض ناشی از ضعف در سیستم تعلیق، شامل ایجاد درد، زخم پوستی و راه رفتن غیرطبیعی به دلیل حرکت پیستونی (حرکت عمودی بین سوکت و اندام باقی‌مانده در طی مراحل ایستایی و معلق بودن اندام در طی راه رفتن) است که منجر به کاهش رضایت و راحتی فرد آمپوته می‌شود [۱۱-۱۴]. درنتیجه به دنبال شکل‌گیری این عوارض، شاهد کاهش توانایی راه رفتن فرد آمپوته خواهیم بود. این ویژگی همواره به‌عنوان یک فاکتور مهم برای تیم توان‌بخشی جهت بررسی پتانسیل شخص جهت راه رفتن با پروتز اندام تحتانی مورد توجه بوده است [۱۵، ۱۶]. برای غلبه بر عوارض ذکرشده از لایه‌های بینابینی در بین سوکت سخت و اندام باقی‌مانده استفاده می‌شود از مواد مختلف، مانند سیلیکون ساخته می‌شوند و تحت عنوان ژل لاینر معرفی شده‌اند. ژل لاینر یک محصول تجاری گران‌قیمت محسوب می‌شود که دسترسی به آن و توانایی پرداخت هزینه این محصول در کشورهای درحال‌توسعه دشوار است [۵].

سیلیکون خواص مختلفی دارد که به‌عنوان یک ماده، برای ساخت پروتزهای سیلیکونی شناخته شده است؛ برای مثال، در مقایسه با دیگر موادی که در ساخت پروتزها استفاده می‌شود، بیشترین اصطکاک را با پوست دارد [۱۷]. از این افزایش میزان اصطکاک، در بهبود تعلیق ژل لاینرهای سیلیکونی استفاده شده است که باعث چسبندگی بیشتر لاینر به پوست در کل استامپ می‌شود. در بین افرادی که از سیستم تعلیق ژل لاینر و پین استفاده می‌کنند گزارش شده است که هنگام راه رفتن و تحرک، زمانی‌که به درجات بالایی از خم شدن زانو نیاز است، مانند نشستن طولانی‌مدت، اصطکاک و استرس در ناحیه قدامی زانو خصوصاً در ناحیه تاندن پاتلا افزایش می‌یابد [۱۸]. این اصطکاک منجر به تغییراتی در پوست می‌شود که در پی آن بافت‌ها سعی می‌کنند از خود در برابر آسیب بیشتر محافظت کنند [۱۹، ۲۰]. این اصطکاک در طولانی‌مدت می‌تواند منجر به آسیب پوستی و عدم تحمل پروتز توسط آمپوته شود و همچنین باعث ساییدگی و فرسودگی بیشتر ژل لاینر در ناحیه تاندون پاتلار شود که این مسئله می‌تواند مزایای ژل لاینر را تحت‌الشعاع قرار دهد [۵، ۱۱، ۱۷]. اصطکاک بیش‌ازحد و طولانی‌مدت و فشار نقطه‌ای نسبتاً زیاد بین پوست اندام باقی‌مانده و ژل لاینر در این ناحیه می‌تواند درنهایت باعث سوراخ شدن آن در محل‌هایی که تحت اصطکاک بیش‌ازحد هستند، شود [۶]. به نظر می‌رسد علت ناراحتی فرد از این اصطکاک، عدم تطابق حرکات پوستی اندام باقی‌مانده و حرکات ژل لاینر است [۱۷]. مشکل ذکرشده در ناحیه پاتلا، در آمپوته‌های زیرزانو که از سوکت‌های هیبرید استفاده می‌کنند معمولا شایع‌تر است؛ زیرا اساساً، مفهوم سوکت هیبرید یا ترکیبی پروتز زیرزانو، ادغام طرح‌های سوکت‌های وزن‌گیرنده از تاندون پاتلا[1] و طرح‌های وزن‌گیرنده از تمام سطح اندام باقی‌مانده[2] است. درواقع به‌واسطه وزن‌گیری و درگیری بیشتر ناحیه تاندون پاتلا در سوکت‌های هیبرید در مقایسه با طرح‌های سوکت‌های وزن‌گیرنده از تمام سطح اندام باقی‌مانده، تحمل وزن و اصطکاک بیشتری با ژل لاینر در این ناحیه وجود دارد [۵].

به نظر می‌رسد، راه‌حلی برای کاهش اصطکاک بین پوست و ژل لاینر و کاهش سطح درد در محل رایج اعمال وزن آن، یعنی ناحیه تاندون پاتلا و درنتیجه افزایش توانایی راه رفتن و سطح رضایتمندی از پروتز نیاز باشد [۲۱]. براساس جست‌وجوی به‌عمل‌آمده در متون، هیچ مطالعه مشابهی درباره تأثیر پد ضداصطکاک اسپندکس و موارد دیگر بر روی کاهش درد و اصطکاک در ناحیه تاندن پاتلا در فرد آمپوته انجام نشده است. بدین منظور، هدف از انجام این مطالعه بررسی تأثیر پدهای ضداصطکاک دولایه ـ که ازنظر ساختار، مواد و طرح ارائه‌شده توسط کمپانی «GlideWear™ Technology» مشابه‌اند ـ بر روی درد، توانایی ایستادن و راه رفتن افراد آمپوته زیرزانو یک‌طرفه بود [۲۲] که در ناحیه تاندون پاتلا احساس درد، نارضایتی و اصطکاک در فعالیت‌های روزمره داشتند. بایستی متذکر شد ناحیه اعمال پد ضداصطکاک منطقه‌ای بود و مزیت چسبندگی لاینر به استمپ برای کمک به تعلیق که در بالا ذکر شد را تحت‌الشعاع قرار نمی‌داد.

1. Patellar Tendon Bearing (PTB)
2. Total Surface Bearing (TSB)

روش‌ها

شرکت‌کنندگان

مطالعه حاضر یک مطالعه شبه‌تجربی قبل و بعد در یک گروه است که از تیر ماه سال ۱۴۰۲ تا آذر ماه سال ۱۴۰۲ (معادل جولای ۲۰۲۳ تا دسامبر ۲۰۲۳) در شهر کرج در کشور ایران انجام شد. جمعیت موردمطالعه، افراد دچار قطع عضو زیرزانوی یک‌طرفه با سطح عملکردی K2 و K3 بودند که به مرکز ارتوز و پروتز هلال احمر کرج و تهران مراجعه کرده بودند. درمجموع ۱۶ نفر در مطالعه شرکت کردند. معیارهای ورود به مطالعه: آمپوته یک‌طرفه زیرزانوی ناشی از تروما [۲۳، ۲۴]، سن ۱۸ تا ۶۰ سال، گذشت حداقل ۶ ماه از قطع عضو [۲۴]، یکپارچگی حسی در استمپ، تجربه استفاده از سوکت هیبرید PTB و TSB [۲۵]، تجربه استفاده از ژل لاینر و شاتل لاک [۲۵] و شکایت از درد در ناحیه پاتلا ناشی از اصطکاک با ژل لاینر. همچنین معیارهایی همچون وجود حساسیت تماسی به ژل لاینر، آسیب پوستی به هر دلیلی به غیر از اصطکاک و وجود زخم باز [۲۴] و آمپوتاسیون در اندام فوقانی [۲۵] شرایط عدم ورود به مطالعه بودند. در این مطالعه از نرم افزار جی‌پاور جهت تعیین حجم نمونه استفاده شد (α=۰/۰۵ و β=۰/۲ و نیز P=۰۰/۸ و P1۰۰/۹) و حجم نمونه برابر با ۱۶ نفر تعیین شد. افراد شرکت‌کننده از پروتزی با فیت مناسب و ژل لاینر سالم و متناسب با اندام باقی‌مانده، استفاده می‌کردند. برای همه افراد از قطعات مشابه پروتزی و تنظیم راستای مطلوب هر فرد و مطابق با تنظیم الایمنت پایه در همه ارزیابی‌ها استفاده شد که توسط کارشناس مجرب ارتوز و پروتز تنظیم می‌شد.

روش بررسی

جهت اندازه‌گیری درد از مقیاس آنالوگ بصری[3] (VAS) [۲۶، ۲۷] که نشان‌دهنده یک خط ۱۰ سانتی‌متری چاپ‌شده بر روی یک تکه کاغذ با نشانگرهایی در هر انتها است، استفاده شد. یک انتها وضعیت «بدون درد» و انتهای دیگر «بدترین درد» یا «درد غیرقابل‌وصف» را نشان می‌دهد. شخص یک علامت ضربدر روی خط برای نشان دادن شدت درد خود می‌گذارد.

جهت سنجش رضایتمندی از پرسش‌نامه OPUS[4] [۲۸] استفاده شد. در پرسش‌نامه OPUS امتیازبندی پاسخ‌ها براساس ۲۱ پرسش ۶ گزینه‌ای، شامل کاملاً موافق نمره ۵، موافق نمره ۴، نه مخالف /نه موافق نمره ۳، مخالف نمره ۲، کاملاً مخالف نمره ۱ و نمی‌دانم / کاربرد ندارد نمره صفر بود. گزینه نمی‌دانم /کاربردی ندارد، به‌عنوان فاقد اطلاعات در نظر گرفته شد و در نمره‌دهی لحاظ نمی شد. در آزمون از ۱۱ سؤال اول پرسش‌نامه که مربوط به رضایت از پروتز بود، استفاده شد؛ بنابراین امتیاز خام رضایتمندی از وسیله بین ۱۱(حداقل امتیاز) تا ۵۵ (حداکثر امتیاز) محاسبه شد [۲۹]. از افراد خواسته شد تا ابتدا با پروتز زیرزانوی خود در مسیر مشخص پارالل در سالن تمرین به‌مدت ۳ دقیقه و با سرعت انتخابی خود راه بروند. سپس سؤالات پرسش‌نامه OPUS از آن‌ها پرسیده می‌شد.

پس از حداقل ۱۰ دقیقه استراحت، مدت‌زمان ایستادن بر روی پای پروتزی توسط آزمون ایستادن روی یک پا روی پروتز[5] (OLSTP) [۳۰-۳۲] اندازه‌گیری شد. براین‌اساس از شرکت‌کننده خواسته می‌شد روی سمت پروتزی خود بایستد (پای سالم را با زانوی خم در کنار پای پروتزی بالا نگه دارد) که مدت زمانش توسط کرونومتر ثبت می‌شد. جهت جلوگیری از یادگیری آزمون توسط شرکت‌کنندگان هر آزمون تنها یک بار گرفته شد. برای حفظ ایمنی شرکت‌کنندگان انجام آزمون در کنار دیوار انجام شد تا مانع از زمین افتادن افراد شود. همچنین چندین زیرانداز فومی در اطراف شرکت‌کننده قرار داده شد. پس از حداقل ۱۰ دقیقه استراحت، از آن‌ها خواسته می‌شد روی تردمیل با سرعت ۴ کیلومتر بر ساعت شروع به راه رفتن کنند. مدت‌زمانی که هر شرکت‌کننده قادر بود در تردمیل راه برود با کرنومتر ثبت شد [۳۳].

در مرحله بعد پدهای ضداصطکاک متناسب با ابعاد فرد شرکت‌کننده و بخش دچار مشکلات پوستی، تهیه و روی پوست اندام باقی‌مانده منطقه کشکک قرار داده شد و ژل لاینر روی پوست کشیده شد. نحوه استفاده از پد ضداصطکاک مطابق با دستورالعمل موجود در تارنمای رسمی[6] [۲۲] شرکت Tama-rack® Habilitation Technologies بود **(تصویر شماره ۱)**. پد ضداصطکاک متشکل از ۲ لایه پارچه اسپندکس مشابه نمونه خارجی بود که ضریب اصطکاک بین آن دو نزدیک به صفر است. پارچه در نظر گرفته‌شده برای این منظور براساس دستور العمل شرکت مذکور متشکل از ۱۵ درصد اسپندکس یا لایکرا و ۸۵ درصد نایلون است. لغزش ۲ لایه روی یکدیگر، نیروهای اصطکاکی و برشی در ناحیه زیر پد را می‌تواند تحت تأثیر قرار دهد **(تصویر شماره ۲)**. هر شرکت‌کننده به مدت ۱ هفته به‌منظور تطابق از پد ضداصطکاک به همراه پروتز خود استفاده کرد. سپس از شرکت‌کنندگان خواسته شد مجدداً برای ارزیابی نهایی مراجعه کنند و تمام ارزیابی‌های مذکور مجدداً انجام و داده‌ها ثبت شد.

آنالیز داده‌ها

جهت تجزیه‌وتحلیل اطلاعات از نرم‌افزار آماری SPSS نسخه ۲۶ استفاده شد. از آزمون کولموگروف اسمیرنف[7]، جهت تطبیق توزیع داده‌های آماری با منحنی توزیع نرمال استفاده شد. برای آنالیز داده‌هایی که از توزیع نرمال تبعیت می‌کردند (رضایتمندی

3. Visual Analogue Scale (VAS)
4. Orthotics Prosthetics Users Survey (OPUS)
5. one-leg standing test on prosthesis (OLSTP)
6. Https://tamarakhti.com/glidewear -technology-2/.
7. Kolmogorov-Smirnov

توانبخشی

تصویر ۱. دستورالعمل استفاده از پد ضداصطکاک: متناسب با محل در معرض اصطکاک، یک پد با ابعاد مناسب انتخاب و روی پوست قرار داده شد. سپس ژل لاینر به سمت بالا چرخانده شد تا روی پد قرار بگیرد [۲۱].

و مدت‌زمان راه رفتن روی تردمیل) از تی زوجی[8] و برای داده‌هایی که نرمال نبودند (درد و مدت‌زمان ایستادن روی پای پروتزی) آزمون ویلکاکسون[9] جهت بررسی تفاوت‌های قبل و بعد از مطالعه با سطح معنی‌داری ۹۵ درصد بهره گرفته شد.

یافته‌ها

در این مطالعه ۱۱ مرد و ۵ زن با میانگین سنی ۵۴/۹۴ سال، وزن ۸۳/۱۹ کیلوگرم و قد ۱۷۰/۲۵ سانتی‌متر شرکت کردند که در **جدول شماره ۱** اطلاعات شرکت‌کنندگان شامل درد اولیه، مدت‌زمان استفاده از لاینر و مدت‌زمانی که از قطع عضو گذشته ارائه شده است.

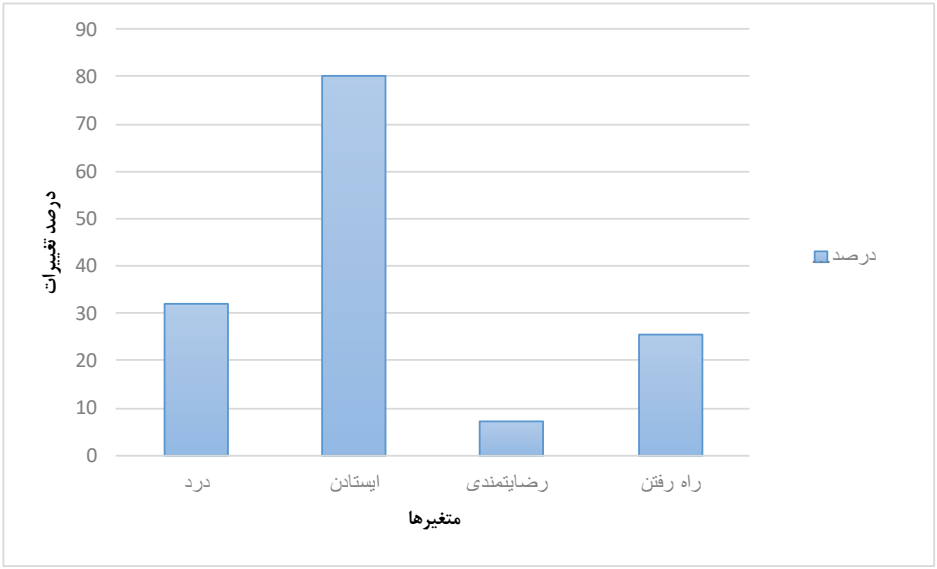
8. Paired Samples t Test
9. Wilcoxon signed-rank test

جدول شماره ۲ میانگین و انحراف‌معیار و نتایج مقایسه قبل و بعد از مطالعه برای ۲ متغیر رضایتمندی (براساس نمرات پرسش‌نامه OPUS) و مدت‌زمان راه رفتن روی تردمیل را با استفاده از آزمون تی زوجی نشان می‌دهد. بعد از استفاده از پد ضداصطکاک، رضایتمندی به‌طور معناداری افزایش و مدت‌زمان راه رفتن روی تردمیل (برحسب ثانیه) نیز افزایش یافت ($P<۰/۰۰۱$).

همچنین نتایج مربوط به متغیر درد و زمان ایستادن با استفاده از آزمون ویلکاکسون نشان داد پس از استفاده از پد ضداصطکاک درد به‌طور معناداری کاهش پیدا کرد و مدت‌زمان ایستادن روی پای پروتزی افزایش یافت ($P<۰/۰۰۱$). **جدول شماره ۳** میانگین و انحراف‌معیار و نتایج مقایسه قبل و بعد از مطالعه را نشان می‌دهد.

توانبخشی

تصویر ۲. دو لایه پارچه قابل‌تنفس روی هم به‌آرامی سر می‌خورند و اصطکاک را جذب کرده و استرس‌های برشی را کاهش می‌دهند تا از آسیب بافتی در نواحی پرخطر جلوگیری کنند. این ۲ لایه پارچه نسبت به گرما و رطوبت نفوذپذیرند[۲۱].



تصویر ۳. درصد تغییرات در هر متغیر بعد از استفاده از پد نسبت به نمره اولیه

توانبخشی

درصد تغییرات هر متغیر براساس نمره اولیه آن متغیر، در تصویر شماره ۳ نشان داده شده است. همان‌طور که دیده می‌شود پارامتر ایستادن بر روی پای پروتزی بیشترین درصد تغییر را پس از مطالعه به‌طور میانگین در میان شرکت‌کنندگان نشان داده است. متغیر رضایتمندی با اینکه تغییرات معنی‌داری داشت، اما کمترین میزان تغییر را نشان داده است.

بحث

در این مطالعه اثر پد دولایه ضداصطکاک اسپندکس در کسانی که از پروتز زیرزانوی هیبرید استفاده می‌کردند، با هدف کاهش اصطکاک در ناحیه تاندون پاتلا و کشکک مورد بررسی قرار گرفت. نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد بعد از ۱ هفته استفاده از

جدول ۱. اطلاعات فردی و بالینی شرکت‌کنندگان

متغیر		میانگین±انحراف‌معیار/تعداد
سن (سال)		۵۴/۹۴±۹/۱۷
قد (سانتی‌متر)		۱۷۰/۲۵±۱۱/۱۰
وزن (کیلوگرم)		۸۳/۱۹±۱۴/۲۸
درد اولیه (نمره)		۴/۶۳±۱/۰۸
مدت‌زمانی که از لاینر استفاده می‌کنند (سال)		۳/۶۵±۲/۳۵
مدت‌زمانی که از قطع عضو آن‌ها گذشته است (سال)		۵/۷۸±۳/۵۵
شاخص توده بدن (کیلوگرم بر مترمربع)		۲۸/۶۷±۴/۳۹
بازه سنی	۴۵-۳۵	۲
	۵۵-۴۶	۵
	۶۵-۵۶	۹
جنسیت	مرد	۱۱
	زن	۵
سمت آمپوته	چپ	۷
	راست	۹

توانبخشی

جدول ۲. میانگین امتیاز رضایتمندی و مدت زمان راه رفتن روی تردمیل قبل و بعد از استفاده از پد

پارامترها	زمان	میانگین±انحراف‌معیار	آماره t	P
رضایتمندی	قبل آزمون	۴۰/۳۸±۲/۵۰	-۵/۸۶	<۰/۰۰۱
	بعد آزمون	۴۳/۲۵±۲/۲۳		
مدت‌زمان راه رفتن روی تردمیل (ثانیه)	قبل آزمون	۱۶۷/۰۶±۸۵/۴۴	-۶/۸۸	<۰/۰۰۱
	بعد آزمون	۲۰۹/۹۴±۹۶/۹۲		

توانبخشی

جدول ۳. میانگین نمره درد و مدت‌زمان ایستادن روی پای پروتزی قبل و بعد از استفاده از پد

متغیر	زمان	میانگین	میانه	آماره Z	P
درد	قبل آزمون	۴/۶۳	۴	-۳/۶۱	<۰/۰۰۱
	بعد آزمون	۳/۱۳	۳		
مدت‌زمان ایستادن روی پای پروتزی(ثانیه)	قبل آزمون	۱/۴۰	۱/۳۰	-۳/۵۱	<۰/۰۰۱
	بعد آزمون	۲/۵۲	۱/۹۰		

توانبخشی

پد اسپندکس در نقاطی از استمپ که در معرض اصطکاک و فشار بیشتر بودند، یعنی ناحیه تاندن پاتلا، کاهش معنادار درد و افزایش در رضایتمندی کاربران مشاهده شد. همچنین نتایج نشان داد مدت‌زمان راه رفتن کاربران با سرعت ۴ کیلومتر بر ساعت بر روی تردمیل و مدت‌زمان ایستادن بر روی پای پروتزی به‌طور معناداری افزایش یافت.

نتایج یک مطالعه مشابه درمورد تأثیر یک دوره آموزشی راه رفتن ۴ هفته‌ای نشان داد تحمل وزن استاتیک به‌طور قابل‌ملاحظه‌ای با سرعت راه رفتن در ارتباط است و همین‌طور درد نیز نقش مؤثری بر سرعت راه رفتن دارد که به علت ارتباط مستقیم راه رفتن با تحمل وزن استاتیک است. البته تحمل وزن استاتیک یک فاکتور پیش‌بینی‌کننده سرعت راه رفتن می‌تواند باشد که ازطریق کاهش درد تغییر می‌یابد [۲۶]. این مسئله بدین معنی است که کاهش درد، می‌تواند یک فاکتور مهم در ارتباط با فعالیت‌های عملکردی و توانایی راه رفتن شخص باشد. درد به شیوه‌های مختلفی همچون درد اندام باقی‌مانده، درد فانتوم و کمردرد نیز می‌تواند خود را نشان دهد که همه این موارد بر روی مشارکت فرد در فعالیت‌های روزمره مؤثر هستند [۲۷]. با کاهش درد تأثیر مستقیم آن بر روی رضایتمندی افراد آمپوته، قابل‌توجه بود.

مطالعه حاضر نشان داد پد اسپندکس بعد از ۱ هفته استفاده، به‌صورت معنی‌داری باعث افزایش سطح رضایتمندی افراد شد. هرچند میزان افزایش رضایتمندی با در نظر گرفتن ابزار سنجش مورداستفاده، خیلی زیاد نبوده است، اما می‌توان اظهار کرد کاهش اصطکاک، ساییدگی و درد در ناحیه تاندن پاتلا توسط پد اسپندکس، احتمالاً تأثیر مطلوبی بر رضایت شرکت‌کنندگان در این مطالعه داشته است و می‌توان به این نتیجه رسید که این موارد عامل بسیار مهمی در بهبود رضایت فرد آمپوته بوده است. هرچند تغییرات ازنظر امتیاز پرسش‌نامه مورداستفاده زیاد نبوده است. البته بایستی در نظر داشت شرکت‌کنندگان تنها ۱ هفته از این وسیله استفاده کرده‌اند و احتمالاً تأثیر مستقیم و واضحی بر روی رضایتمندی نداشته است. سایش پوستی از مسائل مهم دیگری است که افراد آمپوته زیرزانو به میزان ۴۱ درصد با آن مواجه هستند. همچنین مهم‌ترین مسئله در سوکت‌های هیبرید و تحمل‌کننده وزن در ناحیه تاندون پاتلا، تمرکز فشار به‌صورت نقطه‌ای و اصطکاک و ساییدگی استمپ در مقابل سوکت در ناحیه پاتلا است [۲۹] که براساس مطالعه حاضر شاید کاهش اصطکاک تا حدودی موجب افزایش رضایت کاربران پروتزی شده است.

در مطالعه مشابه دیگری اثر کاهش فشار تماسی و حساسیت لمسی بر راه رفتن طولانی‌مدت روی تردمیل بررسی شده است. نتایج این مطالعه نشان داد عضلات پلانتار فلکسور سمت سالم دچار خستگی شدند که خود این عامل هم در توانایی راه رفتن شخص جدا از مشکلات سمت پروتزی مؤثر بود. بدین معنی که مشکلات ناشی از عدم توانایی برای وزن‌اندازی بر روی سمت پروتزی در طولانی‌مدت منجر به انتقال وزن به سمت سالم و افزایش ناراحتی در این سمت شده بود [۳۰]. به نظر می‌رسد براین‌اساس با افزایش راحتی و کاهش اصطکاک در افراد شرکت‌کننده در این مطالعه، علاوه بر سمت پروتزی احتمالاً ممکن است فشار کمتری به سمت سالم وارد شده باشد.

از سوی دیگر نتایج مطالعه حاضر نشان داد ایستادن بر روی پای سمت پروتزی بیشترین درصد تغییرات را در میان دیگر متغیرها داشت (۸۰ درصد تغییر نسبت به میزان اولیه). این امر نشان می‌دهد قدرت تحمل وزن روی پای پروتزی افزایش یافته است که خود نشان‌دهنده کاهش قابل‌توجه فشار و اصطکاک و افزایش راحتی انتهای استمپ است. افزایش تحمل وزن در انتهای استمپ و سوکت و افزایش مدت‌زمان ایستادن روی پای پروتزی تأثیر مستقیمی بر افزایش مدت‌زمان فاز ایستایی بر سمت پروتزی حین راه رفتن دارد و بنابراین می‌تواند منجر به راه رفتن هموارتر در کاربران پروتز شود، اما برای اثبات این موضوع نیاز به بررسی‌های آزمایشگاهی با دوربین‌های آنالیز حرکت است.

ازآنجایی‌که کارایی پد ضداصطکاک اسپندکس بر افزایش رضایتمندی و کاهش درد در این مطالعه اولیه نشان داده شد، پیشنهاد می‌شود این مطالعه بر روی مناطق دیگر اندام باقی‌مانده زیر زانو مانند ناحیه پوپلیتئال و دیستال اندام و حتی ناحیه ایسکیال قطع عضوهای بالای زانو تکرار شود. همچنین روی افراد با تعداد بیشتر و در مدت‌زمان بیشتری انجام شود و سایر متغیرهای مرتبط، مانند عملکرد و فعالیت‌های اساسی روزانه نیز بررسی شود.

نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد استفاده از پد ضداصطکاک اسپندکس با هدف کاهش فشار و اصطکاک بین سوکت و استمپ، موجب کاهش درد و افزایش رضایتمندی و راحتی کاربران پروتز زیر زانو می‌شود. ازاین‌رو به نظر می‌رسد با کمک پد ضداصطکاک اسپندکس کاربران پروتز زیر زانو قادر باشند مسافت بیشتری راه بروند و سطح عملکرد آن‌ها افزایش یابد، اما اثبات این امر نیاز به بررسی بیشتر و با تعداد کاربران بیشتر دارد.

یکی از محدودیت‌های مطالعه حاضر عدم وجود مطالعات مشابه با استفاده از پد ضداصطکاک جهت بهبود این پارامترها به دلیل جدید بودن این نوع پد ضداصطکاکی است. اما محدودیت‌های دیگر، شامل تعداد محدود شرکت‌کنندگان بود که ناشی از دسترسی محدود به کاربران پروتز با نوع خاصی از سوکت، یعنی هیبرید همراه با ژل لاینر بود. همچنین براساس جدول شماره ۱ اکثر شرکت‌کنندگان در دهه‌های ۵۰ و ۶۰ سالگی بودند که می‌تواند روی نتایج زمان ایستادن و راه رفتن مؤثر باشد. یکی دیگر از محدودیت‌های مطالعه حاضر عدم کنترل کامل عوامل مداخله‌گر بود. کاربران پروتز ممکن است انواع مختلفی از پروتزها را دریافت کرده باشند که میزان راحتی آن‌ها به عواملی، مانند مهارت پروتزیست نیز وابسته است. ازآنجایی‌که شرکت‌کنندگان مطالعه حاضر همگی از قبل پروتز داشتند و به دلیل محدودیت بودجه و زمان، امکان ساخت دوباره کامل پروتز برای آن‌ها وجود نداشت، از همان پروتز قبلی استفاده شد که ویژگی‌های آن بر روند مطالعه تأثیرگذار بوده است. البته برای کم کردن اثر این مشکل، در این آزمون هر فرد قبل و بعد از دریافت پد اسپندکس مورد آزمون و بررسی قرار گرفته است.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این مطالعه در کمیته اخلاق **دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی** تصویب و موفق به اخذ کد اخلاق IR.USWR.REC.1402.140 شد. مطالعه، پس از اخذ امضای رضایتمندی کتبی از شرکت‌کنندگان و شرح و توضیح مطالعه و همچنین اهداف مطالعه به‌طور کامل برای آنان، شروع شد. کلیه نکات اخلاقی، از قبیل محرمانه ماندن اطلاعات بیماران، اجازه خروج آن‌ها از مطالعه در هر زمان و به هر دلیل، عدم دریافت هزینه پد اسپندکس از آن‌ها و تضمین جبران خسارات احتمالی به آنان رعایت شده است.

حامی مالی

مقاله از پایان‌نامه نویسنده اول، عرفان ابوالحسنی، در مقطع کارشناسی ارشد گروه ارتوز و پروتز **دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی** شهر تهران استخراج شده است. این مطالعه هیچ‌گونه حامی مالی نداشته و کلیه هزینه‌ها توسط محقق تأمین شده است.

مشارکت نویسندگان

مفهوم‌سازی و تحقیق و بررسی: عرفان ابوالحسنی و روشنک بقایی؛ اعتبارسنجی و تحلیل: زهرا جیریایی؛ منابع و نگارش پیش‌نویس: عرفان ابوالحسنی؛ روش‌شناسی، ویراستاری و نهایی‌سازی و نظارت: غلامرضا امینیان.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

از مدیریت هلال احمر شهر کرج که ما را در انجام این مطالعه یاری کردند، تشکر می‌کنیم.

References

[1] Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, Travison TG, Brookmeyer R. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2008; 89(3):422-9. [DOI:10.1016/j.apmr.2007.11.005] [PMID]

[2] Marino M, Pattni S, Greenberg M, Miller A, Hocker E, Ritter S, et al. Access to prosthetic devices in developing countries: Pathways and challenges. Paper presented at: 2015 IEEE Global Humanitarian Technology Conference (GHTC); 2015 October 8; Seattle, USA. [DOI:10.1109/GHTC.2015.7343953]

[3] Modares Sabzevari MH, Anbarian M, Safari MR, Tabatabai SF, Razi M J. [Biomechanical analysis of the effect of solid ankle cushion heel and dynamic feet during running of individuals with unilateral transtibial amputations (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2022; 23(1):126-39. [DOI:10.32598/RJ.23.1.3317.1]

[4] Bacarin TA, Sacco IC, Hennig EM. Plantar pressure distribution patterns during gait in diabetic neuropathy patients with a history of foot ulcers. Clinics. 2009; 64(2):113-20. [DOI:10.1590/S1807-59322009000200008] [PMID]

[5] Baars EC, Geertzen JH. Literature review of the possible advantages of silicon liner socket use in trans-tibial prostheses. Prosthetics and Orthotics International. 2005; 29(1):27-37. [DOI:10.1080/17461550500069612] [PMID]

[6] Gholizadeh H, Abu Osman NA, Eshraghi A, Ali S, Razak NA. Transtibial prosthesis suspension systems: Systematic review of literature. Clinical Biomechanics. 2014; 29(1):87-97. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2013.10.013] [PMID]

[7] Gholizadeh H, Abu Osman NA, Eshraghi A, Ali S, Yahyavi ES. Satisfaction and problems experienced with transfemoral suspension systems: A comparison between common suction socket and seal-in liner. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2013; 94(8):1584-9. [DOI:10.1016/j.apmr.2012.12.007] [PMID]

[8] Kapp S. Suspension systems for prostheses. Clinical Orthopaedics and Related Research. 1999; (361):55-62. [DOI:10.1097/00003086-199904000-00008] [PMID]

[9] Schaffalitzky E, Gallagher P, Maclachlan M, Wegener ST. Developing consensus on important factors associated with lower limb prosthetic prescription and use. Disability and Rehabilitation. 2012; 34(24):2085-94. [DOI:10.3109/09638288.2012.671885] [PMID]

[10] Van de Weg FB, Van der Windt DA. A questionnaire survey of the effect of different interface types on patient satisfaction and perceived problems among trans-tibial amputees. Prosthetics and Orthotics International. 2005; 29(3):231-9. [DOI:10.1080/03093640500199679] [PMID]

[11] Gholizadeh H, Osman NA, Kamyab M, Eshraghi A, Abas WA, Azam MN. Transtibial prosthetic socket pistoning: static evaluation of seal-in(®) x5 and dermo(®) liner using motion analysis system. Clinical Biomechanics. 2012; 27(1):34-9. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2011.07.004] [PMID]

[12] Goswami J, Lynn R, Street G, Harlander M. Walking in a vacuum-assisted socket shifts the stump fluid balance. Prosthetics and Orthotics International. 2003; 27(2):107-13. [DOI:10.1080/03093640308726666] [PMID]

[13] McCurdie I, Hanspal R, Nieveen R. ICEROSS--A consensus view: a questionnaire survey of the use of ICEROSS in the United Kingdom. Prosthetics and Orthotics International. 1997; 21(2):124-8. [DOI:10.3109/03093649709164540] [PMID]

[14] Kristinsson O. The ICEROSS concept: A discussion of a philosophy. Prosthetics and Orthotics International. 1993; 17(1):49-55. [DOI:10.3109/03093649309164354] [PMID]

[15] Newton RL, Morgan D, Schreiber MH. Radiological evaluation of prosthetic fit in below-the-knee amputees. Skeletal Radiology. 1988; 17(4):276-80. [DOI:10.1007/BF00401811] [PMID]

[16] Batten HR, McPhail SM, Mandrusiak AM, Varghese PN, Kuys SS. Gait speed as an indicator of prosthetic walking potential following lower limb amputation. Prosthetics and Orthotics International. 2019; 43(2):196-203. [DOI:10.1177/0309364618792723] [PMID]

[17] Zarezadeh F, Arazpour M, Bahramizadeh M, Mardani MA. [Comparing the effect of new silicone foot prosthesis and conventional foot prosthesis on plantar pressure in diabetic patients with transmetatarsal amputation (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2019; 20(2):124-35. [DOI:10.32598/rj.20.2.124]

[18] Hachisuka K, Nakamura T, Ohmine S, Shitama H, Shinkoda K. Hygiene problems of residual limb and silicone liners in transtibial amputees wearing the total surface bearing socket. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2001; 82(9):1286-90. [DOI:10.1053/apmr.2001.25154] [PMID]

[19] Baars ECT, Dijkstra PU, Geertzen JH. Skin problems of the stump and hand function in lower limb amputees: A historic cohort study. Prosthetics and Orthotics International. 2008; 32(2):179-85. [DOI:10.1080/03093640802016456] [PMID]

[20] Bui KM, Raugi GJ, Nguyen VQ, Reiber GE. Skin problems in individuals with lower-limb loss: Literature review and proposed classification system. Journal of Rehabilitation Research and Development. 2009; 46(9):1085-90. [DOI:10.1682/JRRD.2009.04.0052] [PMID]

[21] Lee Childers W, Wurdeman SR. Transtibial Amputation: Prosthetic Management. In: Krajbich JI, Pinzur MS, Potter BK, Stevens PM, editors. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies. Philadelphia: Wolters Kluwer Health; 2018. [Link]

[22] Tamarack Habilitation Technologies, Inc. How GlideWear™ Works. Minnesota: Tamarack Habilitation Technologies, Inc; 2025. [Link]

[23] Highsmith JM. Skin Problems in the Amputee. In: Krajbich JI, Pinzur MS, Potter BK, Stevens PM, editors. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies. Philadelphia: Wolters Kluwer Health; 2018. [Link]

[24] Li S, Melton DH, Li S. Tactile, thermal, and electrical thresholds in patients with and without phantom limb pain after traumatic lower limb amputation. Journal of Pain Research. 2015; 8:169-74. [DOI:10.2147/JPR.S77412] [PMID]

[25] Kark L, Simmons A. Patient satisfaction following lower-limb amputation: The role of gait deviation. Prosthetics and Orthotics International. 2011; 35(2):225-33. [DOI:10.1177/0309364611406169] [PMID]

[26] Jones ME, Bashford GM, Bliokas VV. Weight-bearing, pain and walking velocity during primary transtibial amputee rehabilitation. Clinical Rehabilitation. 2001; 15(2):172-6. [DOI:10.1191/026921501676151107] [PMID]

[27] Morgan SJ, Friedly JL, Amtmann D, Salem R, Hafner BJ. Cross-sectional assessment of factors related to pain intensity and pain interference in lower limb prosthesis users. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2017; 98(1):105-113. [DOI:10.1016/j.apmr.2016.09.118] [PMID]

[28] Baghbanbashi A, Farahmand B, Azadinia F, Jalali M. Evaluation of user's satisfaction with orthotic and prosthetic devices and services in orthotics and prosthetics center of Iran University of Medical Sciences. Canadian Prosthetics & Orthotics Journal. 2022; 5(1):37981. [DOI:10.33137/cpoj.v5i1.37981] [PMID]

[29] Chatterjee S, Majumder S, RoyChowdhury A, Pal S. Problems with use of trans-tibial prosthesis. Journal of Medical Imaging and Health Informatics. 2016; 6(2):269-84. [DOI:10.1166/jmihi.2016.1686]

[30] Yeung LF, Leung AK, Zhang M, Lee WC. Effects of long-distance walking on socket-limb interface pressure, tactile sensitivity and subjective perceptions of trans-tibial amputees. Disability and Rehabilitation. 2013; 35(11):888-93. [DOI:10.3109/09638288.2012.712197] [PMID]