Archives of
Rehabilitation

January 2021. Vol 21. Num 4

Research Paper

Designing a Gait Enhancer and Determining its Effect on Standing Ability and Gait Speed of Children With Cerebral Palsy Spastic Diplegia

Seyed Mehdi Hosseini[1], ***Saeid Fatorehchy**[2], **Seyed Ali Hosseini**[2], **Hojjat Allah Haghgoo**[2], **Samaneh Hosseinzadeh**[3]

1. Department of Mechanical Engineering, Toosi University of Technology, Tehran, Iran.
2. Department of Occupational Therapy, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.
3. Department of Biostatics, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Hosseini SM, Fatorehchy S, Hosseini SA, Haghgoo HA, Hosseinzadeh S. [Designing a Gait Enhancer and Determining its Effect on Standing Ability and Gait Speed of Children With Cerebral Palsy Spastic Diplegia (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2021; 21(4):436-453. https://doi.org/10.32598/RJ.21.4.542.1

https://doi.org/10.32598/RJ.21.4.542.1

CC BY NC

Received: 04 Mar 2019
Accepted: 20 Jan 2020
Available Online: 01 Jan 2021

Keywords:
Cerebral palsy, Gait training, Standing ability, Gait speed

ABSTRACT

Objective This study aimed to design a "gait enhancer" and investigate its effect on standing ability and gait speed of children with cerebral palsy spastic diplegia.

Materials & Methods A new gate trainer was designed based on Theo Johnson mechanism. Johnson's two separate movement chains were placed on either side of the gate trainer body and attached to the lower limbs by a foot plate. To investigate the effect of the designed device, a single-item experimental study with baseline design, treatment and maintenance (ABA) was performed on four children with available spastic diplegia cerebral palsy. These children received routine occupational therapy sessions.

Results The designed "gait enhancer" increased standing ability and gait speed scores in all subjects. Non-overlapping measures also indicated the improvement in both variables. Measured by Cohen's d, the effect size for standing ability were 1.95, 2.29, 1.83, and 2.3 for the child No. 1, 2, 3, and 4, respectively. Regarding walking speed, the effect size for these children, No. 1 to 4, were 1.13, 3.37, 2.15, and 2.21, respectively. Cohen's d values were greater than 0.8, indicating the considerable effect of the intervention. Hedges' g was also calculated due to the small sample size, which was greater than 0.8 for all subjects in standing ability and gait speed.

Conclusion Following the use of Gait Enhancer along with conventional occupational therapy, we observed an increase in the ability to stand and walk at children with cerebral palsy. Findings showed that the change in standing ability and walking speed occurred more during the period of using the designed device than other stages, which could be a consequence of using Gait Enhancer along with routine occupational therapy sessions at this stage of the study. However, it should be noted that this study was only a single case study and to prove the effectiveness of this tool in children with cerebral palsy, it is necessary to conduct clinical trial studies.

Extended Abstract

Introduction

Cerebral palsy, with a prevalence of 2-2.5 in 1000 live births [1], is the most common physical disability in childhood. This problem in the developing brain leads to a group of non-progressive disorders. Deficiency in the proper functioning of the muscular system impairs the control of selective movements and muscle tone [2]. The limitations caused by cerebral palsy are often associated with impaired gait speed and endurance and limitations on crossing obstacles [3]. Children with cerebral palsy are less active than their peers [4]. Lack of proper

* *Corresponding Author:*
Saeid Fatorehchy, PhD.
Address: Department of Occupational Therapy, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.
Tel: +98 (21) 22180037
E-Mail: saeidfatorehchy@yahoo.com

mobility and high dependence postpones their growth and social interactions [5, 6]. For these children and their families, improving the walking ability is the ultimate goal of rehabilitation [7] because walking plays an undeniable role in daily living activities and improving bone density and cardiopulmonary function [8].

Various studies on children with cerebral palsy have indicated a clear relationship between the severity of cerebral palsy and walking ability [9]. The severity of cerebral palsy is divided into 5 levels based on the Gross Motor Function Classification System (GMFCS) [10, 11]. Many children with cerebral palsy, especially spastic diplegia, have serious problems due to poor control of the trunk, abnormal muscle tone, and lack of coordination in the lower limbs [12]. According to the GMFCS, children at level III need to use a hand-held mobility device such as a cane to walk [13]. Half of the parents of these children admitted that the use of these devices had a good effect on their child's mobility [14]. In a study on adults with cerebral palsy, it was found that 35% of these people, despite the use of assistive devices, experienced a decrease in walking ability. In 9% of cases, this ability was completely lost over time [13]. Decreased endurance and muscle strength seem to be the main reason for this problem [15]. Gait trainers and support walkers are the most used tools by this group, and this issue has been addressed in the International Classification of Functioning, Disability, and Health [16]. However, these devices are often not used to train walking but increase the child's activity and participation [17]. Therefore, existing gait trainers are not used as tools to improve gait [17]. Although the role of gate trainers in increasing children's ability to travel further distances has been confirmed in some studies, more research is needed to investigate the overall impact of these tools [18]. Therefore, proper tools should be designed that can improve the gait of children with cerebral palsy.

Materials and Methods

The device designed in this study, "gait enhancer" was made according to Theo Jansen's mechanism. The schematic view of this mechanism is shown in Figure 1. It is known among robot designers for its adjustable design, optimal energy consumption, and fast walking pattern [19]. The device was made of a 3-mm steel sheet and aluminum bars (Figure 2). In this study, an experimental single-subject approach with an ABA design was used. This type of research is powerful for clinical decision-making [20]. Because of the novelty of the study and the uncertainty of the appropriate effect of the designed tool, 4 children with spastic diplegia were selected from rehabilitation centers affiliated to Iran Medical Council in Tehran in 2018. The inclusion criteria for them were as follows: having cerebral palsy spastic diplegia, being 6-10 years old, walking independently with a walker, understanding and following simple verbal instructions based on the SPARCLE Questionnaire [21], being at level III based on GMFCS for cerebral palsy, having family consent to participate in the study, and lacking orthopedic surgery or Botox injections in the past year. The exclusion criteria were as follows: Having uncontrolled seizures, having dislocation or partial dislocation of the hip joint, and suffering from shortness of more than 2 cm in one of the lower limbs. The mean age of the participants was 7 years and 9 months, and they were all boys.

The baseline period was 4 weeks and the intervention and follow-up periods were 8 weeks. All participants had 3 routine occupational therapy sessions per week during the study. During the intervention period, besides routine occupational therapy, they practiced with the "gait enhancer" for 30 minutes 3 times per week. In most studies related to children's gait training tools, 30-40 minutes of walking with the device have been applied [8]. The gross motor function and gait speed in children were assessed with the gross motor function measure-66 (GMFM-66) and 10-m walk test, respectively. All assessments were performed without placing the child in the device. The GMFM-66 has five dimensions of lying and rolling, sitting, crawling and kneeling, standing and walking, running, and jumping [22]. In this study, only the standing dimension was investigated. The assessments were performed by a senior occupational therapist, who was blind to the study process. The 10-m walk test is a valid test for children with cerebral palsy [23]. This test is a suitable tool for measuring the results of treatment after therapeutic intervention [24]. The person is asked to travel 10 m with or without an assistive device and at a maximum selected speed [25].

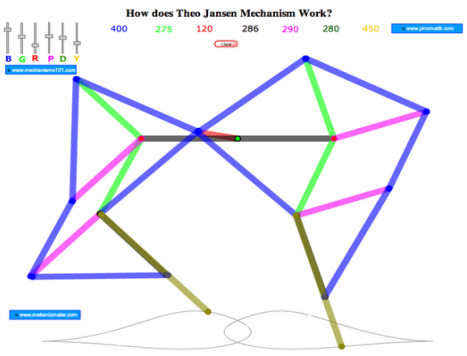
Results

The results of single-case studies are reported and analyzed mostly in the form of graphs [26]. In this study, for each variable, graph analysis and calculation of non-overlapping indices (PND, PAND, NAP, PEM, IRD, Phi, Tau-U) were performed. The intervention effect was calculated by using Cohen's d and Hedges' g:

$$Cohen's\ d = (M2 - M1) / SDpooled$$

Standing ability

The assessment of children's ability to stand based on the GMFM-66 is shown in Figure 3. Based on the visual analy-



Archives of Rehabilitation

Figure 1. Schematic diagram of the Theo Jansen linkage mechanism

sis of the change process, the scores related to the standing ability in the intervention phase had an upward trend in all four children compared to the baseline scores. The standing ability of child No.1 increased by 20.5% in the intervention phase and 2.6% in the follow-up phase. In child No.2, the increase was 25% in the intervention phase and 2.7% in the follow-up phase. In child No.3, the increase was 17.9% in the intervention phase and 2.6% in the follow-up phase. In child No.4, the increase was 20.5% in the intervention phase and 7.7% in the follow-up phase.

To accurately examine the observed changes and conduct a pairwise comparison of the results between baseline and intervention phases, non-overlapping parameters were calculated. The results are given in Table 1. Comparing the baseline and intervention phases, these values were slightly lower in the third child than in the other children, but in the other three children, the obtained values indicate a further increase in scores in the intervention phase. These differences were significant. The effect size of the intervention using Cohen's d and Hedges' g are presented in Table 2.

Walking ability

The results of the 10-m walk test are shown in Figure 4 for all four children. The visual analysis of the graphs shows

Archives of Rehabilitation

Figure 2. The designed "gait enhancer" device

the downward trend of the scores in the intervention phase. The downward trend was stopped in the follow-up phase. In Child No.1, the test duration was reduced from 11 to 8.9 s after the intervention, but after removing the intervention effect, this time was extended by 0.5 s. In child No.2, there was a decrease of 3.6 s in the test duration following the intervention and remained constant in the follow-up phase. In child No.3 and No.4, the test times were reduced by 6 and 3.7 s, respectively, in the intervention phase. In the follow-up phase for child No.3, there was a reduction in duration by 1 s, but for child No.4, the travel time increased by 0.2 s. Therefore, in all children, gait speed increased significantly after the intervention, but in the follow-up phase, only the third child showed a slight increase in gait speed. For the pairwise comparison of the phases, non-overlapping indices were calculated (Table 3). The obtained values indicate an increase in gait speed in all children. The increase was lower in the fourth child than in other children. Non-overlapping measures indicated a significant reduction in the time recorded for traveling the test distance for all children. The effect size of the intervention using Cohen's d and Hedges' g are reported in Table 4. The results showed a significant difference in the intervention phase compared to baseline and follow-up phases. Therefore, the use of the designed device along with conventional occupational therapy was effective in increasing the gait speed of children.

Table 1. Non-overlapping measures related to the standing ability scores between baseline and intervention phases

Child	PND (%)	PAND	NAP	PEM (%)	IRD (%)	Phi	TAUnovlap	Tau-U
1	100	1	1	100	100	1	1	0.92
2	100	1	1	100	100	1	1	0.92
3	83	0.87	0.96	100	67	0.67	0.92	0.83
4	100	1	1	100	100	1	1	0.92

Archives of Rehabilitation

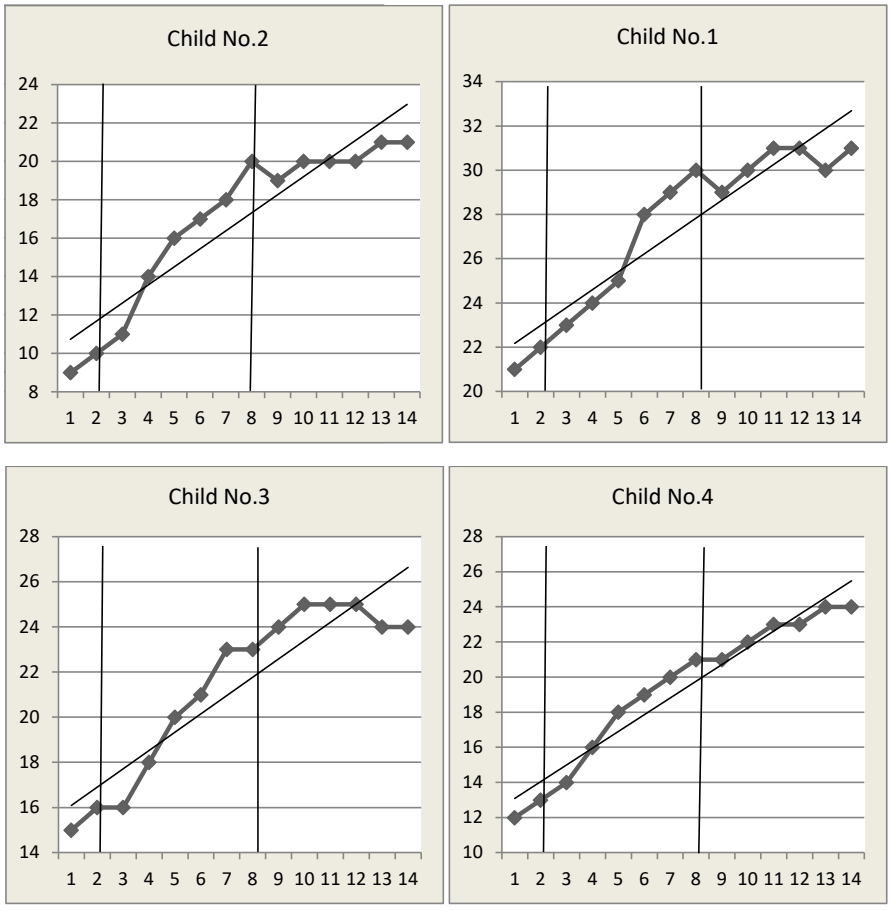


Figure 3. The standing ability scores of children with spastic diplegia based on the Gross Motor Function Measure-66

Archives of Rehabilitation

Discussion and Conclusion

The results showed the effectiveness of using the designed device in improving the standing ability of four children with spastic diplegia. This result is consistent with other study results [27, 28]. Schindl et al. investigated the effect of gait training on a treadmill in improving cerebral palsy children's standing ability. Their results showed that, although this type of intervention increased the standing ability, the rate of progress was much higher in children who could walk with weight support than in children without this ability [29]. The children in our study were all able to walk with assistive devices; hence, their results are consistent with our results. Provost et al. obtained similar results to Schindl et al. following gait training in children with cerebral palsy [30]. Because of the continuous weight-bearing exercise on the lower limbs using the gait trainer and the apparent effect of this type of exercise on increasing muscle strength and standing on the legs, an increase in the ability to stand in these children was expected [31]. By concentrating on the walking, the standing duration on two legs decreases, while its duration on one leg increases. This finding can also justify the improved standing ability in children [22]. In children No.3 and No.4, the standing duration was significantly prolonged after the intervention.

In this study, gait speed was measured using a 10-m walk test, and the results showed the desired effect of gait training with the "gait enhancer" device along with occupational

Table 2. The effect size of the intervention in improving the standing ability

Effect Size	Child 1	Child 2	Child 3	Child 4
Cohen's d	1.95	2.29	1.83	2.3
Hedges' g	1.7	1.99	1.59	2

Archives of Rehabilitation

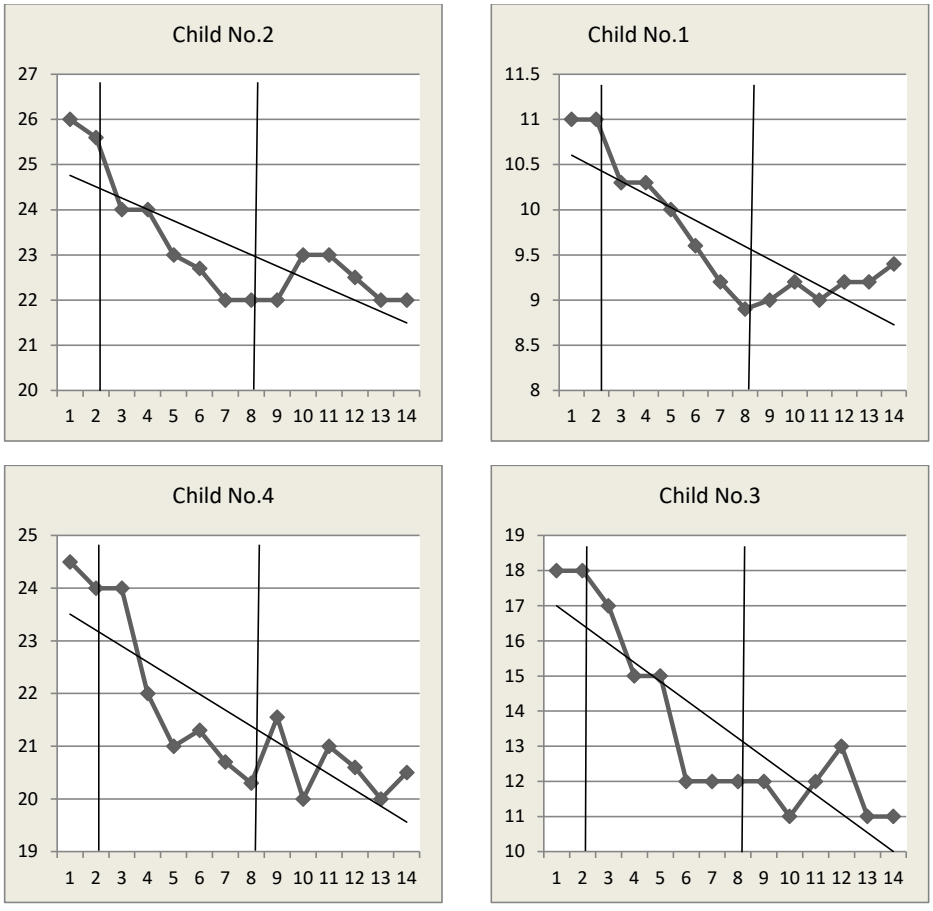


Figure 4. The recorded time (s) for children with spastic diplegia in the 10-m walk test

Archives of
Rehabilitation

therapy. Many studies have examined gait speed with the 10-m walk test. The results of some of these studies are consistent with the results of the present study [32-34]. This similarity may be because of the reduced time it took to stand on two legs following gait training with the designed device. These assistive tools reduce the standing duration on both feet while walking by increasing the swing time in the lower limbs and, hence, increase gait speed [35, 36]. Dodd et al. also reported improvement in gait speed after the intervention [8]. Willoughby et al. in a clinical trial, compared two ways of walking on the ground and a treadmill. Their results showed no significant differences between the two groups. Therefore, both methods increased gait speed to the same extent [37]. Fatorehchy et al. in a pilot study, examined the effect of aquatic therapy in children with cerebral palsy. The results showed improved gait balance and walking capacity in children [38]. In another study, they found an improvement in gait endurance after using gait enhancer in children with cerebral palsy [39]. Therefore, increased balance and endurance of walking can be a reason for increased gait speed in these children.

Table 3. Non-overlapping measures related to the walking ability scores between baseline and intervention phases

Child	PND (%)	PAND	NAP	PEM (%)	IRD (%)	Phi	TAUnovlap	Tau-U
1	100	1	1	100	100	1	1	1
2	100	1	1	100	100	1	1	0.92
3	100	1	1	100	100	1	1	1
4	83	0.87	0.96	100	67	0.67	0.92	0.83

Archives of
Rehabilitation

Table 4. The effect size of the intervention in improving the walking ability

Effect Size	Child 1	Child 2	Child 3	Child 4
Cohen's d	1.13	3.37	2.15	2.21
Hedges' g	0.98	2.93	1.87	1.92

Archives of Rehabilitation

Although the gross motor function level of the children in the study was the same, they showed a large difference in gait performance. Therefore, only children at level III of GMFCS had to be selected for the study, and they prolonged the research process. Children have different body dimensions. This device has limited settings for a child. Another limitation of this research was the need for financial resources. In the process of designing and manufacturing the device, repeated actions were required. Moreover, difficulty in purchasing equipment and manufacturing different parts made the research process longer than initially expected. Because of the effectiveness of the designed device, it is recommended that a study be performed to increase the symmetry of lower-extremity motor function in children with hemiplegia. The use of this device in children under 6 years of age is recommended for better therapeutic results.

Using the designed gait enhancer and common occupational therapy can improve the standing ability and gait speed of children with spastic diplegia. The gait enhancer is a valuable device for gait training in these children, with no adverse effects. The difference in results between the four participating children was due to differences in lower-limb muscle strength and muscle tone. This study's results cannot be generalized to all children with cerebral palsy; hence, more research is needed.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study obtained its ethical approval from the Research Ethics Committee of the University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences (Code: IR.USWR.REC.1396.286).

Funding

This research is part of the PhD. dissertation of second author at Department of Occupational Therapy, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.

Authors' contributions

Designing of Gait Enhancer: Saeid Fatorehchy and Seyed Mehdi Hosseini; Date analysis: Samaneh Hosseinzadeh; Editing: Saeid Fatorehchy; Revision and Supervision: Hojjat Allah Haghgoo and Seyed Mehdi Hosseini.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

This Page Intentionally Left Blank

مقاله پژوهشی

طراحی و بررسی تأثیر تمرین با Gait Enhancer بر توانایی ایستادن و سرعت راه رفتن کودکان فلج مغزی

سیدمهدی حسینی[۱]، *سعید فطوره‌چی[۲]، سیدعلی حسینی[۲]، حجت‌الله حقگو[۲]، سمانه حسین‌زاده[۳]

۱. گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران.
۲. گروه کاردرمانی، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، تهران، ایران.
۳. گروه آمار زیستی، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، تهران، ایران.

تاریخ دریافت: ۱۳ اسفند ۱۳۹۷
تاریخ پذیرش: ۳۰ دی ۱۳۹۸
تاریخ انتشار: ۱۲ دی ۱۳۹۹

چکیده

اهداف این مطالعه به منظور طراحی و و بررسی تأثیر استفاده از Gait Enhancer بر توانایی ایستادن و سرعت راه رفتن کودکان فلج مغزی صورت گرفت.

روش بررسی در این پژوهش یک گیت ترینر جدید بر اساس مکانیسم تیو جانسون طراحی شد. دو زنجیره حرکتی مجزای جانسون در دو طرف بدنه گیت ترینر قرار داده شد و توسط صفحه‌ای برای قرارگیری کف پا، به اندام‌های تحتانی وصل شد. جهت بررسی تأثیر وسیله طراحی‌شده، مطالعه تجربی به صورت تک‌موردی با طرح خط پایه، درمان و نگهداری (ABA) روی چهار کودک فلج مغزی دایپلژی اسپاستیک در دسترس انجام شد. این کودکان جلسات کاردرمانی رایج را در طول مدت پژوهش دریافت می‌کردند.

یافته‌ها تحلیل چشمی روند تغییرات و شیب نمودارها، بیانگر تأثیر وسیله طراحی‌شده در افزایش توانایی ایستادن و سرعت راه رفتن در هر چهار شرکت‌کننده بود. شاخص‌های غیرهم‌پوشانی نیز همین نتایج را تأیید کردند. اندازه اثر مداخله روی افزایش توانایی ایستادن، توسط d کوهن محاسبه شد و مقادیر آن برای چهار کودک شرکت‌کننده به ترتیب ۱/۹۵، ۲/۲۹، ۱/۸۳ و ۲/۳ بود. در خصوص سرعت راه رفتن این مقادیر برابر با ۱/۱۳، ۳/۳۷، ۲/۱۵ و ۲/۲۱ به دست آمد. مقدار d کوهن در تمامی موارد بالاتر از ۰/۸ بود که بیانگر اثر مناسب مداخله است. با توجه به کوچک بودن حجم نمونه، g هدگز نیز اندازه‌گیری شد که باز هم در همه موارد بالاتر از ۰/۸ به دست آمد.

نتیجه‌گیری به دنبال استفاده از Gait Enhancer در کنار کاردرمانی رایج، شاهد افزایش توانایی ایستادن و سرعت راه رفتن در کودکان فلج مغزی بودیم. یافته‌های پژوهش نشان داد که تغییر در توانایی ایستادن و سرعت راه رفتن در طول دوره استفاده از وسیله طراحی شده نسبت به سایر مراحل به میزان بیشتری روی داد که این امر می‌تواند پیامد استفاده از Gait Enhancer همراه با جلسات کاردرمانی معمول در این مرحله از پژوهش باشد. البته باید توجه داشت که این مطالعه فقط یک پژوهش تک‌موردی بود و برای اثبات دقیق اثربخشی این ابزار در کودکان فلج مغزی، نیاز به انجام مطالعات کارآزمایی بالینی است.

کلیدواژه‌ها:
فلج مغزی، تمرین راه رفتن، توانایی ایستادن و سرعت راه رفتن

مقدمه

فلج مغزی[1] با شیوعی در حدود ۲ تا ۲/۵ در هر هزار تولد زنده [۱] به عنوان رایج‌ترین اختلال جسمی دوران کودکی شناخته می‌شود. این عارضه در مغزِ در حال رشد، منجر به گروهی از اختلالات غیرپیش‌رونده می‌شود. در این دسته از کودکان بروز مشکل در وضعیت و حرکت، باعث ایجاد محدودیت در فعالیت‌های مختلف زندگی و میزان مشارکت می‌شود. از طرف دیگر نقص در عملکرد مناسب سیستم عضلانی منجر به مواردی همچون کاهش کنترل در حرکات انتخابی و تون عضلانی غیرطبیعی می‌شود [۲]. این محدودیت‌ها در اغلب موارد با اختلال در سرعت و تحمل راه رفتن و نیز محدودیت در عبور از موانع همراه است [۳]. این کودکان نسبت به همسالان خود از تحرک کمتری برخوردارند [۴]. فقدان تحرک مناسب و وابستگی زیاد، تأثیری نامطلوب بر رشد و تکامل و تعاملات اجتماعی بر جای می‌گذارد [۶،۵]. برای این کودکان و خانواده‌هایشان، بهبود توانایی راه رفتن به عنوان هدف غایی توان‌بخشی است [۷]؛ چراکه راه رفتن

1. Cerebral Palsy (CP)

*نویسنده مسئول:
دکتر سعید فطوره‌چی
نشانی: تهران، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، گروه کاردرمانی.
تلفن: ۲۲۱۸۰۰۳۷ (۲۱) ۹۸+
رایانامه: saeidfatorehchy@yahoo.com

نقشی انکارناپذیر در انجام فعالیت‌های روزمره زندگی و بهبود تراکم استخوان و عملکرد قلبی ریوی ایفا می‌کند [۸].

مطالعات مختلف روی کودکان فلج مغزی حاکی از وجود رابطه‌ای بارز بین شدت مشکلات و میزان ناتوانی در راه رفتن است [۹]. شدت فلج مغزی بر اساس مقیاس عملکرد حرکتی درشت[۲] به ۵ سطح تقسیم می‌شود. این ابزار از قابلیت پیش‌بینی بالایی در خصوص میزان پیشرفت حرکتی کودکان فلج مغزی برخوردار است. از این رو ابزاری مناسب برای خانواده و درمانگران به منظور برنامه‌ریزی مداخلات درمانی و تخمین بهبود کودک در طول زمان است [۱۰،۱۱]. راه رفتن در بسیاری از کودکان فلج مغزی به‌خصوص نوع دایپلژی اسپاستیک[۳] به خاطر ضعف در کنترل تنه ، تون عضلانی غیر طبیعی و عدم هماهنگی حرکتی در اندام‌های تحتانی با مشکل جدی روبه‌روست [۱۲]. بر اساس سامانه طبقه‌بندی عملکرد حرکتی درشت کودکانی که در سطح سه قرار می‌گیرند، برای راه رفتن نیازمند استفاده از عصا یا واکر هستند [۱۳].

نیمی از والدین این کودکان اذعان داشته‌اند که استفاده از این ابزارها تأثیری متوسط تا زیاد روی تحرک و جابه‌جایی کودکشان داشته است [۱۴]. در مطالعه‌ای روی افراد فلج مغزی بزرگسال مشخص شد که ۳۵ درصد از این افراد، با وجود استفاده از وسایل کمکی با کاهش توانایی راه رفتن روبه‌رو شده اند و در ۹ درصد موارد این توانایی به مرور زمان، به طور کامل از دست رفته است [۱۳]. به نظر می‌رسد کاهش تحمل و قدرت عضلانی دلیل عمده این امر است [۱۵].

گیت ترینرها[۴] و واکرهای حمایتی بیشترین ابزارهای مورد استفاده توسط این گروه هستند و در گزارش طبقه‌بندی بین‌المللی عملکرد، ناتوانی و سلامت[۵] به این مورد پرداخته شده است [۱۶]. اما نکته‌ای که در مورد واژه گیت ترینر وجود دارد این است که این وسایل اغلب موارد برای آموزش راه رفتن به کار نمی‌روند بلکه وسایلی هستند برای افزایش فعالیت و مشارکت کودک [۱۷]. بنابراین این گیت ترینرهای موجود، به عنوان ابزارهایی برای ارتقا و بهبود راه رفتن به کار نمی‌روند [۱۷]. با وجود اینکه نقش گیت ترینرها در افزایش توانایی کودکان در قدم برداشتن و پیمودن مسیر بیشتر، در برخی از مطالعات تأیید شده، اما نیاز به تحقیقات تجربی بیشتر برای بررسی تأثیر همه‌جانبه این ابزارها احساس می‌شود [۱۸]. درواقع ابزارهایی که تاکنون برای کمک به راه رفتن در قالب واکرهای حمایتی ساخته شده‌اند، نتوانسته‌اند میزان توانایی کودکان در پیمودن مسیر بدون استفاده از ابزار را افزایش دهند و کودک برای حرکت همیشه وابسته به واکر بوده است؛ بنابراین نیاز به طراحی و به‌کارگیری ابزاری است که بتواند توانمندی حرکتی این کودکان را ارتقا دهد؛ طوری که پس از بهره‌گیری از ابزار، میزان وابستگی افراد به استفاده از واکرها برای جابه‌جایی کاهش یابد؛ بنابراین در این پژوهش به دنبال ساخت ابزاری هستیم تا بیشتر از اینکه وسیله‌ای کمکی و جبرانی باشد، به عنوان ابزاری درمانی به کار رود. در این مطالعه از یک گیت ترینر جدید استفاده شد. این دستگاه با تکیه بر مکانیسم جانسون[۶] [۱۹] طراحی شده است که در حین جلسات درمانی روی کودکان فلج مغزی، امکان تسهیل حرکت و هدایت اندام‌های تحتانی را در مسیر حرکتی مطلوب فراهم می‌کند. نام این دستگاه Gait Enhancer است.

روش بررسی

وسیله طراحی‌شده در این مطالعه با تکیه بر مکانیسم جانسون طراحی شد. طرح شماتیک زنجیره حرکتی جانسون در تصویر شماره ۱ به نمایش درآمده است. این مکانیسم به خاطر طرح قابل تنظیم، مصرف بهینه انرژی و داشتن الگوی راه رفتن به‌سرعت در بین مهندسین طراح ربات جای خود را باز کرده است [۱۹]. این وسیله از جنس ورق فولادی ۳ میلی‌متری و شمش آلومینیومی ساخته شد (تصویر شماره ۲) و اجزای تشکیل‌دهنده آن به شرح زیر است (تصویر شماره ۳):

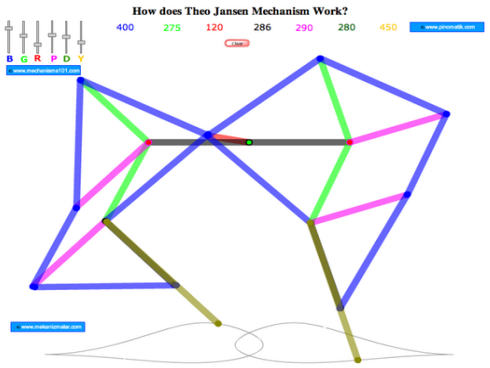
۱. زنجیره حرکتی: دو زنجیره حرکتی جانسون به شکل قابل تنظیم و جداگانه در دو طرف یک بدنه فلزی قرار داده شد. این دو مکانیسم از طریق یک کفی به ناحیه کف پای کودک قابل اتصال است. هر دو زنجیره به گونه‌ای طراحی شدند که برای ایجاد طول گام‌های مطلوب، قابل تنظیم باشند. این دو زنجیره، حرکت اندام‌های تحتانی را در صفحه ساژیتال و در الگوی حرکتی صحیح هدایت و تسهیل می‌کنند. ابداکشن و اداکشن جزئی در مفصل ران امکان‌پذیر است.

۲. کمربند لگنی و شل‌های رانی: از افتادن کودک در حین تمرین جلوگیری می‌کنند و ثبات لازم برای ایستادن مناسب را تامین می‌کنند.

۳. کابل‌های ساده: از کابل‌های ساده برای انتقال نیروی پیش‌رانه از ناحیه کمربند لگنی به جعبه دنده‌ها و به چرخ عقب استفاده شد.

روش استفاده از وسیله: کودک به حالت ایستاده درون ابزار قرار می‌گیرد و برای نگهداری کودک از شل‌های لگنی و رانی استفاده می‌شود. پاهای کودک روی صفحات انتهایی قرار داده می‌شود. فرد می‌تواند دست‌های خود را جهت راحتی بیشتر روی قالب بیرونی بدنه ابزار بگذارد.

2. Gross motor function classification system (GMFCS)
3. Spastic diplegia
4. Gait trainer
5. ICF
6. Theo Jansen mechanism



تصویر ۱. نمای شماتیک از زنجیره حرکتی جانسون

توانبخشی

روش‌های تجزیه و تحلیل آماری وسیله طراحی‌شده

در این بررسی از مطالعه تک‌نمونه‌ای تجربی با طرح ABA استفاده شد. این نوع پژوهش ابزار قدرتمندی برای تصمیم‌گیری بالینی در اختیار درمانگران قرار می‌دهد [۲۰]. با توجه به جدید بودن پژوهش و عدم اطمینان از تأثیر مناسب ابزار مداخله، چهار کودک دایپلژی اسپاستیک از مراجعین مراکز توان‌بخشی خصوصی، زیر نظر سازمان نظام پزشکی تهران در سال ۱۳۹۷ که تحت کاردرمانی رایج قرار داشتند، در این پژوهش شرکت کردند. ملاک‌های ورود عبارت بودند از: تشخیص فلج مغزی از نوع دایپلژی اسپاستیک، محدوده سنی ۶ تا ۱۰ سال، توانایی راه رفتن مستقل با واکر، توانایی فهم و پیروی از دستورات کلامی ساده بر اساس پرسش‌نامه اسپارکل[۷] [۲۱]، سطح سه از GMFCS، رضایت خانواده برای شرکت در مطالعه، عدم جراحی ارتوپدی و یا تزریق بوتاکس در یک سال گذشته. ملاک‌های خروج عبارت بودند از: تشنج کنترل‌نشده، دررفتگی یا نیمه‌دررفتگی مفصل ران و کوتاهی بیشتر از ۲ سانتی‌متر در یکی از اندام‌های تحتانی. میانگین سنی شرکت‌کنندگان ۷ سال و نُه ماه بود و همگی پسر بودند.

دوره پایه چهار هفته و دوره مداخله و پیگیری شامل هشت هفته بود. همه شرکت‌کنندگان در طول مطالعه، سه جلسه کاردرمانی رایج در هفته داشتند. در دوره مداخله در کنار کادرمانی رایج، به مدت ۳۰ دقیقه و سه‌بار در هفته تمرین با گیت ترینر داشتند. در بیشتر مطالعات مرتبط با ابزارهای تمرین راه رفتن کودکان، از ۳۰ تا ۴۰ دقیقه راه رفتن با دستگاه استفاده شده است [۸]. کودک در این مرحله داخل دستگاه قرار داده می‌شد و از ناحیه لگن و کف پا داخل دستگاه نگهداری می‌شد.کاردرمانی رایج این کودکان با تکیه بر تکنیک‌های بوبت و رود و آموزش راه رفتن با واکرهای ساده بود.

ابزارهای ارزیابی

ارزیابی عملکرد حرکتی درشت و سرعت راه رفتن در کودکان به ترتیب با ابزارهای تخمین عملکرد حرکتی درشت (GMFM-66) و 10- Meter walk test بررسی شد. تمامی ارزیابی‌ها بدون استفاده از دستگاه صورت گرفت. GMFM-66 ابزاری بالینی است که برای سنجش میزان توانمندی حرکات درشت کودک به کار می‌رود. از آنجا که توانمندی کودک در طول رشد افزایش می‌یابد، این ابزار در سنجش توانمندی درشت کودک در طول زمان و به دنبال انجام مداخلات درمانی به کار می‌رود. در پنج حیطه طاقباز و غلتیدن (A)، نشستن (B)، چهاردست و پا رفتن و دو زانو (C)، ایستادن (D) و راه رفتن و دویدن و پریدن (E) کودک را ارزیابی می‌کند. نمره هر یک از آیتم‌ها از صفر تا ۳ بسته به میزان موفقیت فرد در انجام تکلیف، متفاوت است [۲۲]. البته در این مطالعه فقط حیطه ایستادن (D) از GMFM-66 مورد ارزیابی قرار گرفت. ارزیابی‌ها توسط یک کارشناس ارشد کاردرمانی که از مراحل پژوهش بی‌اطلاع بود، صورت گرفت. 10-Mtere walk test برای کودکان فلج مغزی به عنوان آزمونی دارای اعتبار شناخته شده است [۲۳]. این میزان از راه رفتن به عنوان حداقل مسافت لازم برای جابه‌جایی‌های عملکردی شناخته می‌شود. این آزمون، ابزاری مناسب جهت سنجش نتایج درمانی پس از اجرای مداخله‌های درمانی است [۲۴]. از فرد خواسته می‌شود با یا بدون وسیله کمکی با بیشترین

7. SPARCLE

تصویر ۲. مکانیسم تقویت کننده راه رفتن

توانبخشی

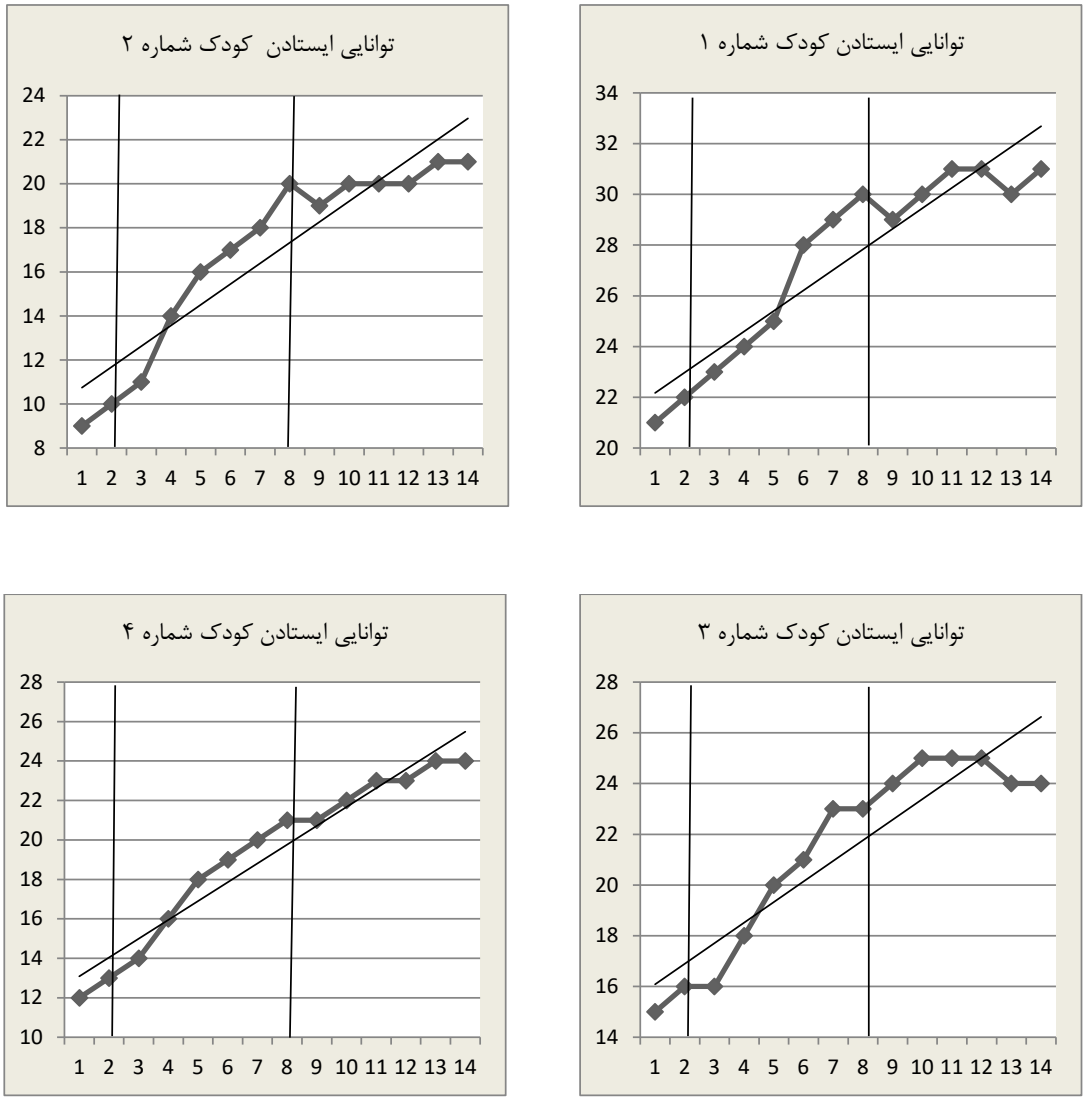
تصویر ۳. اجزای مختلف دستگاه

توانبخشی

سرعت انتخابی مسیر ۱۰متری را طی کند. برای حذف شتاب افزایشی و کاهشی در ابتدا و انتهای مسیر، مدت‌زمان لازم برای پیمودن ۶ متر میانی مسیر محاسبه می‌شود. برای این کار از مارکرهایی در فاصله ۲متری و ۸متری از خط شروع استفاده می‌شود و مدت‌زمان طی‌شده بین این دو مارکر توسط کرونومتر محاسبه می‌شود. سپس سرعت فرد بر اساس ثانیه گزارش می‌شود [۲۵].

یافته‌ها

نتایج حاصل از مطالعات تک‌موردی در اکثر موارد به صورت نمودار گزارش و تحلیل می‌شود [۲۶]. در این مطالعه برای هریک از متغیرها، تحلیل نمودار و محاسبه شاخص‌های غیرهم‌پوشانی (Tau-U, Phi, IRD, PEM, NAP, PAND, PND) انجام شده است. اندازه اثر مداخله توسط d کوهن و g هدگز محاسبه گردیده



تصویر ٤. نمودار نمرات ایستادن بر اساس GMFM-66 در هر چهار کودک دایپژی اسپاستیک

توانبخشی

جدول ۱. شاخص‌های غیرهم‌پوشانی مربوط به نمرات ایستادن بین فاز پایه و مداخله

نفرات	(%) PND	PAND	NAP	(%) PEM	(%) IRD	Phi	Tau novlap	Tau-U
نفر اول	۱۰۰	۱	۱	۱۰۰	۱۰۰	۱	۱	۰/۹۲
نفر دوم	۱۰۰	۱	۱	۱۰۰	۱۰۰	۱	۱	۰/۹۲
نفر سوم	۸۳	۰/۸۷	۰/۹۶	۱۰۰	۶۷	۰/۶۷	۰/۹۲	۰/۸۳
نفر چهارم	۱۰۰	۱	۱	۱۰۰	۱۰۰	۱	۱	۰/۹۲

توانبخشی

است (فرمول شماره ۱).

۱.

$$Cohen's\ d = (M2 - M1) / SDpooled$$

نتایج ارزیابی توانایی ایستادن کودکان بر اساس GMFM-66 در تصویر شماره ۴ نمایش داده شده است. بر اساس تحلیل چشمی روند تغییرات، مشخص می‌شود که نمرات مربوط به توانایی ایستادن در مرحله مداخله نسبت به مرحله پایه در هر چهار کودک روند صعودی دارد. با تحلیلی دقیق بر نمودارها مشخص می‌شود که توانایی ایستادن کودک شماره یک در مرحله مداخله به اندازه ۸ واحد و در مرحله پیگیری تنها یک واحد بیشتر شده است؛ بنابراین حیطه ایستادن از عملکرد حرکتی درشت در این کودک در فاز مداخله ۲۰/۵ و در فاز پیگیری ۲/۶ درصد افزایش داشته است. میزان تغییرات در کودک دوم ۲۵ درصد در فاز مداخله و ۲/۷ درصد در فاز پیگیری است. در کودک شماره سه نیز بهبود توانایی ایستادن در مرحله مداخله ۱۷/۹ و ۲/۶ درصد در پیگیری مشاهده می‌شود. بهبود توانایی ایستادن در کودک شماره چهار در فاز مداخله و پیگیری به ترتیب ۲۰/۵ و ۷/۷ درصد بود. تحلیل چشمی نمودارها حاکی از تغییر معنی‌دار در توانایی ایستادن کودکان و ثبات در نتایج به‌دست‌آمده پس از مداخله است.

به منظور بررسی دقیق تغییرات مشاهده‌شده و مقایسه فازها به صورت زوجی بین پایه و مداخله، شاخص‌های غیرهم‌پوشانی محاسبه شده‌اند. این شاخص‌ها در جدول شماره ۱ آورده شده‌اند.

با بررسی شاخص‌ها ملاحظه می‌شود که در مقایسه فازهای پایه و مداخله، این مقادیر در کودک سوم نسبت به سایر کودکان، کمی ضعیف است، ولی در سه کودک دیگر مقادیر به‌دست‌آمده، حاکی از افزایش بیشتر نمرات در فاز مداخله است. مقایسه شاخص‌های non- overlap در فازهای مداخله و پایه، تغییر معنی‌دار نشان می‌دهد. محاسبه اندازه اثر مداخله از طریق اندازه‌گیری d کوهن و g هدگز بین فازهای پایه و مداخله صورت گرفت که مقادیر آن در جدول شماره ۲ گزارش شده است. اندازه‌های اثر به‌دست‌آمده بیانگر تغییر معنی‌دار در توانایی ایستادن کودکان است.

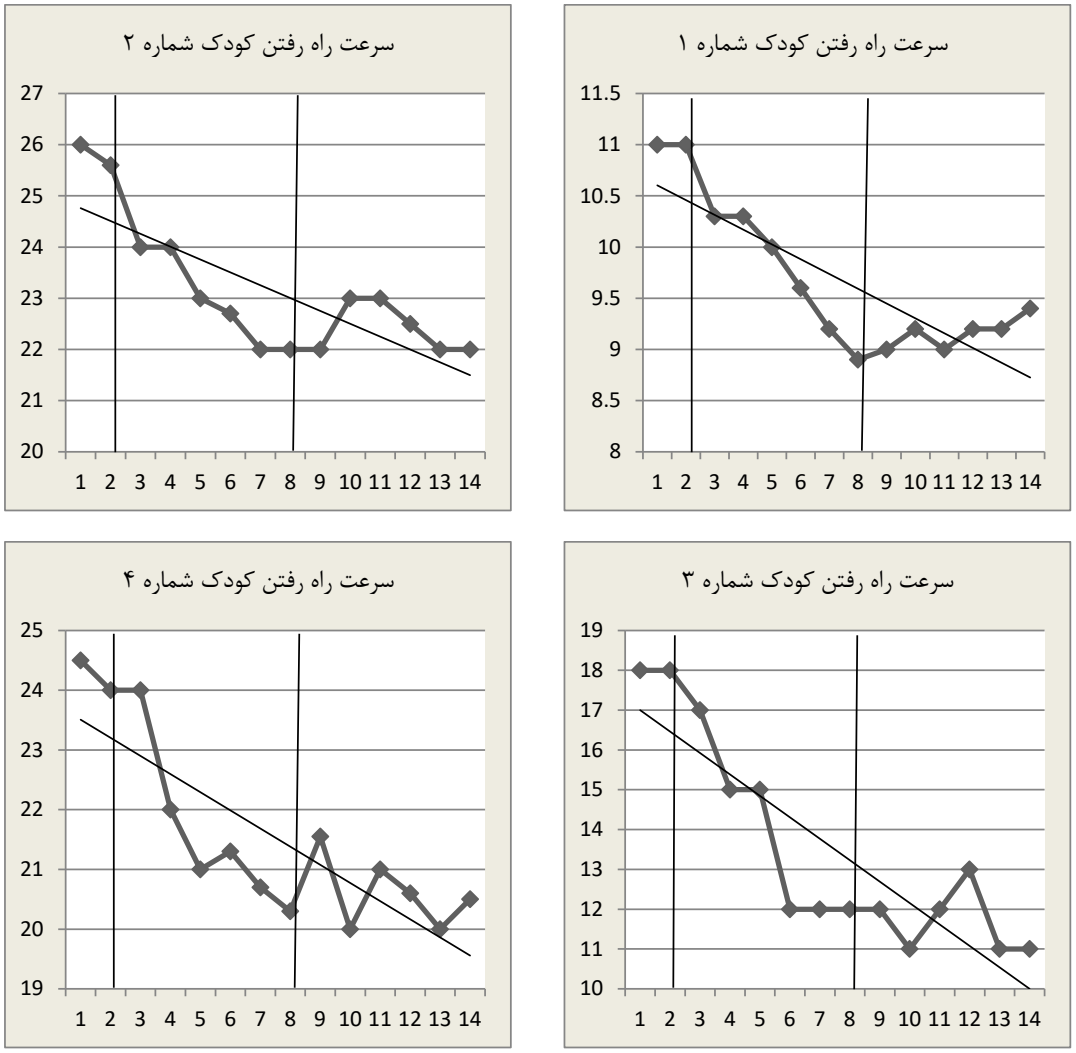
با توجه به شیب نمودارها و با نگاهی بر شاخص‌های غیرهم‌پوشانی و اندازه اثر مداخله، می‌توان چنین گفت استفاده از Gait trainer در کنار کاردرمانی رایج، در بهبود توانایی ایستادن کودکان مطالعه مؤثر بوده است.

نتایج بررسی سرعت پیمودن مسیر بر اساس 10-Meter walk test در تصویر شماره ۵ در قالب نمودار برای هر چهار کودک به نمایش درآمده است. تحلیل چشمی نمودارها بیانگر روند نزولی نمودارها در فاز مداخله است. این امر نشان‌دهنده کاهش مدت‌زمان لازم جهت انجام 10-Meter walk test است. با نگاهی بر روند نمودار در فاز پیگیری مشخص می‌شود که روند نزولی نمودار در این مرحله متوقف شده است. در کودک شماره یک پس از اعمال مداخله، مدت‌زمان لازم جهت انجام آزمون از ۱۱ ثانیه به ۸/۹ ثانیه کاهش یافته است. اما پس از برداشتن مداخله، این زمان به میزان ۰/۵ ثانیه طولانی‌تر شده است. در کودک دوم به دنبال مداخله، کاهش ۳/۶ ثانیه در مدت‌زمان انجام آزمون رخ داد و در فاز پیگیری این روند ثابت باقی ماند. در کودک سوم و چهارم در مرحله مداخله مدت‌زمان لازم جهت انجام آزمون به ترتیب به اندازه ۶ و ۳/۷ ثانیه کمتر شد. در فاز پیگیری کودک سوم، همچنان کاهش مدت‌زمان را البته به اندازه ۱ ثانیه نشان می‌دهد. ولی زمان لازم برای پیمودن مسیر در کودک چهارم ۰/۲ ثانیه بیشتر شد؛ بنابراین در همه کودکان

جدول ۲. اندازه اثر مداخله در افزایش توانایی ایستادن

اندازه اثر	کودک اول	کودک دوم	کودک سوم	کودک چهارم
Cohen's d	۱/۹۵	۲/۲۹	۱/۸۳	۲/۳
Hedges' g	۱/۷	۱/۹۹	۱/۵۹	۲

توانبخشی



تصویر ۵. نمودار مدت‌زمان پیمودن مسیر بر اساس ثانیه

توانبخشی

شرکت‌کننده در مطالعه، سرعت راه رفتن بعد از مداخله افزایش قابل ملاحظه داشته است. اما در مرحله پیگیری فقط کودک سوم، آن هم به میزان اندکی افزایش سرعت نشان می‌دهد.

در ادامه به منظور بررسی دقیق تغییرات مشاهده‌شده و مقایسه فازها به صورت زوجی، شاخص‌های غیرهم‌پوشانی محاسبه و در جدول شماره ۳ گزارش شده‌اند.

با بررسی شاخص‌ها ملاحظه می‌شود که در مقایسه فازهای پایه و مداخله، مقادیر به‌دست‌آمده حاکی از افزایش سرعت راه رفتن در همه کودکان است. البته بر اساس شاخص‌های غیرهم‌پوشانی، افزایش سرعت در کودک چهارم، نسبت به سایر کودکان به میزان کمتری روی داده است. شاخص‌های غیرهم‌پوشانی بیانگر کاهش معنی‌دار زمان لازم جهت اجرای آزمون در همه کودکان پژوهش است؛ بنابراین برای محاسبه اندازه اثر مداخله مقدار d کوهن و با عنایت به کوچک بودن حجم نمونه، g هدگز بین دو فاز پایه و مداخله محاسبه شد و مقادیر آن برای هر چهار کودک در جدول شماره ۴ به نمایش گذاشته شده است.

تحلیل چشمی روند تغییرات، تفاوت قابل ملاحظه‌ای را در فاز مداخله نسبت به پایه و پیگیری نشان می‌دهد؛ بنابراین استفاده از Gait trainer در کنار کاردرمانی رایج در افزایش سرعت راه رفتن کودکان شرکت‌کننده در این پژوهش مؤثر بوده است.

بحث

توانایی ایستادن در این پژوهش توسط حیطه ایستادن از GMFM-66 بررسی شد. نتایج مبین تأثیرگذاری استفاده از وسیله طراحی‌شده در کنار کاردرمانی رایج است. در هر چهار کودک شرکت‌کننده در مطالعه، بهبود نمرات در حیطه ایستادن گزارش شد. در این مورد با توجه به فاز پیگیری انتظار می‌رود که شیب نمودار همچنان صعودی، اما با شیب کمتری صورت گیرد. این نتایج همسو با تعداد زیادی از پژوهش‌های انجام‌شده در این خصوص است [۲۷، ۲۸]. شیندل و همکاران تأثیر gait training روی تردمیل را در بهبود توانایی

جدول ۳. شاخص‌های غیرهم‌پوشانی مربوط به مدت‌زمان طی مسیر بین فاز پایه و مداخله

نفرات	(%) PND	PAND	NAP	(%) PEM	(%) IRD	Phi	Tau novlap	Tau-U
نفر اول	۱۰۰	۱	۱	۱۰۰	۱۰۰	۱	۱	۱
نفر دوم	۱۰۰	۱	۱	۱۰۰	۱۰۰	۱	۱	۰/۹۲
نفر سوم	۱۰۰	۱	۱	۱۰۰	۱۰۰	۱	۱	۱
نفر چهارم	۸۳	۰/۸۷	۰/۹۶	۱۰۰	۶۷	۰/۶۷	۰/۹۲	۰/۸۳

توانبخشی

ایستادن در کودکان فلج مغزی بررسی کردند. نتایج مطالعه شیندل نشان داد این نوع مداخله باعث افزایش توانایی ایستادن می‌شود، اما میزان پیشرفت، در کودکانی که توانایی راه رفتن با حمایت را دارند به‌مراتب بیشتر از کودکان فاقد این توانایی است [۲۹]. کودکان شرکت‌کننده در پژوهش حاضر نیز همگی قادر به راه رفتن با وسیله کمکی بودند؛ بنابراین نتایج این پژوهش با نتیجه مطالعه شیندل همسوست. پرووست و همکاران نیز به دنبال استفاده از تمرینات راه رفتن در کودکان فلج مغزی، نتایجی مشابه با شیندلر به دست آوردند [۳۰]. با توجه به تمرین مداوم وزن‌اندازی روی اندام‌های تحتانی درون gait trainer و تأثیر واضح این نوع تمرین در افزایش قدرت عضلانی و ایستادن روی پاها، چندان دور از ذهن نیست که شاهد افزایش توانایی ایستادن در این کودکان باشیم [۳۱]. همچنین با تمرکز درمانی روی gait training، مدت‌زمان ایستادن روی دو پا کاهش و مدت ایستادن روی یک پا افزایش می‌یابد. این امر نیز می‌تواند توجیهی درافزایش توانایی ایستادن کودکان باشد؛ چراکه ارتقای توانایی ایستادن روی یک پا، به انجام بهتر بسیاری از تکالیف موجود در حیطه ایستادن از ابزار GMFM کمک می‌کند [۲۲]. بر اساس گزارش خانواده‌ها در کودک شماره سه و چهار، مدت‌زمان ایستادن مستقل پس از مداخله بطور قابل توجهی بیشتر شده بود.

سرعت راه رفتن در این پژوهش با استفاده از 10-Meter walk test اندازه‌گیری شد و نتایج حاکی از تأثیرمطلوب تمرین راه رفتن با Gait Enhancer در کنار کاردرمانی بودند. حجم زیادی از پژوهش‌ها با موضوع gait training به بررسی افزایش سرعت راه رفتن با 10-Meter walk test پرداخته‌اند. نتایج این پژوهش‌ها با نتیجه مطالعه حاضر همسو بوده است [۳۲-۳۴]. در مطالعه دوود و همکاران نیز بهبود در سرعت راه رفتن پس از مداخله گزارش شده است [۸]. در توجیه این امر شاید بتوان به کاهش مدت‌زمان ایستادن روی دو پا به دنبال انجام تمرین‌های gait training داخل ابزار اشاره کرد؛ چراکه این دسته از ابزارها با افزایش زمان سوییگ در اندام‌های تحتانی، موجب کاهش زمان ایستادن روی هر دو پا حین راه رفتن می‌شوند. هر دوی این نتایج، افزایش سرعت راه رفتن را موجب می‌شوند [۳۵،۳۶]. ویلوگبی و همکاران در یک کارآزمایی بالینی روی ۲۲ کودک فلج مغزی، به مقایسه دو روش gait training روی زمین و روی تردمیل پرداختند. نتیجه این مطالعه هیچ تفاوت قابل توجهی بین دو گروه نشان نداد. بنابراین هر دو روش به میزان یکسانی باعث افزایش سرعت راه رفتن شدند [۳۷]. فطوره‌چی و همکاران در یک مطالعه مقدماتی به بررسی تأثیر تمرینات gait training داخل آب روی کودکان فلج مغزی پرداختند. نتایج حاکی از بهبود تعادل و تحمل راه رفتن در کودکان شرکت‌کننده بود [۳۸]. در پژوهشی دیگر که روی کارایی این دستگاه در افزایش تحمل راه رفتن صورت گرفت، بهبود تحمل راه رفتن پس از استفاده از دستگاه در کودکان فلج مغزی محرز شد [۳۹]؛ بنابراین افزایش تعادل و تحمل راه رفتن را می‌توان دلیلی بر افزایش سرعت راه رفتن در این کودکان دانست. در این مطالعه سرعت راه رفتن کودکان با وسایل کمکی، از نگاه خانواده نیز افزایش نشان داد.

نتیجه‌گیری

استفاده از این ابزار جدید در کنار کاردرمانی رایج، می‌تواند در افزایش توانمندی ایستادن و سرعت راه رفتن این دسته از کودکان مؤثر واقع شود. درواقع نتایج این پژوهش نشان داد که Gait Enhancer وسیله‌ای مفید و قابل استفاده در آموزش و تمرین راه رفتن کودکان فلج مغزی، البته در کنار کاردرمانی رایج است و هیچ‌گونه اثر نامطلوبی در کاربرد این وسیله روی کودکان دیده نشد. در توجیه تفاوت نتایج به‌دست‌آمده در بین چهار کودک شرکت‌کننده، شاید بتوان به تفاوت قدرت عضلانی در اندام‌های تحتانی و تون عضلانی غیر یکسان در این کودکان

جدول ٤. اندازه اثر مداخله در کاهش مدت‌زمان پیمودن مسیر آزمون

اندازه اثر	کودک اول	کودک دوم	کودک سوم	کودک چهارم
Cohen's d	۱/۱۳	۳/۳۷	۲/۱۵	۲/۲۱
Hedges' g	۰/۹۸	۲/۹۳	۱/۸۷	۱/۹۲

توانبخشی

اشاره کرد. البته میزان اشتیاق و انگیزه این کودکان در حین تمرین راه رفتن با دستگاه نیز در نتایج به‌دست‌آمده اثر گذار است. شایان توجه است که این مطالعه فقط یک پژوهش تجربی از نوع تک‌موردی روی کودکان سطح سه از مقیاس طبقه‌بندی عملکرد حرکتی درشت بود؛ بنابراین نتایج آن قابل تعمیم به همه کودکان فلج مغزی نیست و برای این منظور نیاز به انجام تحقیقات بیشتر است.

محدودیت‌های پژوهش

با اینکه سطح عملکرد حرکتی درشت کودکان شرکت‌کننده در پژوهش یکسان بود. اما در عملکرد قدم برداشتن، تفاوت زیادی با یکدیگر نشان می‌دادند. به همین جهت باید کودکانی برای پژوهش انتخاب می‌شدند که همگی در سطح سه از مقیاس عملکرد حرکتی درشت باشند و از نظر توانایی راه رفتن شبیه به هم باشند که این امر روند پژوهش را کمی طولانی کرد.کودکان دارای ابعاد بدنی مختلف هستند و این دستگاه از امکان تنظیم محدودی برای کودک برخوردار است؛ بنابراین برای کودکان با سنین بالاتر از ۱۰ سال نیاز به ساخت نمونه بزرگ‌تر از دستگاه است. در این پژوهش میزان نیروی به‌کاررفته توسط کودک در مفاصل ران اندازه‌گیری نشد. یکی از محدودیت‌های این پژوهش به منابع مالی مورد نیاز برمی‌گردد. در روند طراحی و ساخت ابزار نیاز به چندین‌بار تکرار بود. با این کار بودجه پیش‌بینی‌شده برای تکمیل کار رو به اتمام گذاشت؛ بنابراین در خرید برخی از مواد سعی شد نمونه ارزان‌تر انتخاب شود. این مشکل در انتخاب مواد، باعث افزایش وزن دستگاه و از طرفی کاهش زیبایی ظاهری آن شد. با توجه به مراحل کاری مختلف در ساخت ابزار، برای تکمیل هر قسمت از دستگاه نیاز به مراجعه به مرکزی خاص و البته خرید قطعات از فروشگاه‌های مختلف بود. این پیچیدگی در مرحله خرید وسایل و ساخت قطعات، روند انجام پژوهش را بیش از پیش‌بینی اولیه طولانی کرد. با توجه به تأثیرگذاری این دستگاه پیشنهاد می‌شود، مطالعه‌ای با هدف افزایش تقارن عملکرد حرکتی اندام‌های تحتانی در کودکان همی‌پلژی صورت گیرد. استفاده از این دستگاه در کودکان زیر ۶ سال به منظور مداخله بهنگام و حصول نتایج درمانی بهتر توصیه می‌شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این پژوهش زیر نظر کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی با کد IR.USWR.REC.1396.286 انجام شد.

حامی مالی

این پژوهش بخشی از پایان‌نامه دکترای نویسنده دوم در گروه کاردرمانی دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی انجام شده است.

مشارکت نویسندگان

طراحی و ساخت ابزار: سعید فطوره‌چی و سید مهدی حسینی؛ آنالیز آماری داده‌ها: سمانه حسین‌زاده؛ نگارش: سعید فطوره‌چی؛ ویراستاری و نظارت: حجت‌الله حقگو و سید علی حسینی.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان این مقاله تعارض منافع ندارد.

References

[1] Stanley FJ, Blair E, Alberman E. Cerebral palsies: Epidemiology and causal pathways. Cambridge: Cambridge University Press; 2000. https://www.google.com/books/edition/Cerebral_Palsies/jEc1q-CNg3IC?hl=en&gbpv=0

[2] Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D, et al. A report: The definition and classification of cerebral palsy April 2006. Developmental medicine and child neurology. Supplement. 2007; 109(suppl 109):8-14. [PMID]

[3] McNevin NH, Coraci L, Schafer J. Gait in adolescent cerebral palsy: the effect of partial unweighting. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2000; 81(4):525-8. [DOI:10.1053/mr.2000.4429]

[4] Palisano RJ, Tieman BL, Walter SD, Bartlett DJ, Rosenbaum PL, Russell D, et al. Effect of environmental setting on mobility methods of children with cerebral palsy. Developmental Medicine and Child Neurology. 2003; 45(2):113-20. [DOI:10.1111/j.1469-8749.2003.tb00914.x]

[5] Lancioni GE, Singh NN, O'Reilly MF, Sigafoos J, Didden R, Manfredi F, et al. Fostering locomotor behavior of children with developmental disabilities: An overview of studies using treadmills and walkers with microswitches. Research in Developmental Disabilities. 2009; 30(2):308-22. [DOI:10.1016/j.ridd.2008.05.002] [PMID]

[6] Mcewen IR. Assistive positioning as a control parameter of social-communicative interactions between students with profound multiple disabilities and classroom staff. Physical Therapy. 1992; 72: 634-47. [DOI:10.1093/ptj/72.9.634] [PMID]

[7] Shepherd R. Cerebral palsy. In: Shepherd R, editor. Physiotherapy in paediatrics. Oxford: Butterworth-Heinemann; 1995. https://www.google.com/books/edition/Physiotherapy_in_Paediatrics/WCt2QgAACAAJ?hl=en&kptab=overview

[8] Dodd KJ, Foley S. Partial body-weight-supported treadmill training can improve walking in children with cerebral palsy: A clinical controlled trial. Developmental Medicine & Child Neurology. 2007; 49(2):101-5. [DOI:10.1111/j.1469-8749.2007.00101.x] [PMID]

[9] Scrutton D, Rosenbaum PL. The locomotor devel-opment of children with cerebral palsy. In: Connolly K, Forssberg H, eds.Neurophysiology and Neuropsy-chology of Motor Development. London: Mac Keith Press; 1997. https://www.google.com/books/edition/Neurophysiology_and_Neuropsychology_of_M/gU6gkdwXR6UC?hl=en&gbpv=0&kptab=overview

[10] Rosenbaum PL, Walter SD, Hanna SE, Palisano RJ, Russell DJ, Raina P, et al. Prognosis for gross motor function in cerebral palsy: Creation of motor development curves. JAMA. 2002; 288(11):1357-63. [DOI:10.1001/jama.288.11.1357] [PMID]

[11] Wood E, Rosenbaum P. The gross motor function classification system for cerebral palsy: A study of reliability and stability over time. Developmental Medicine and Child Neurology. 2000; 42(5):292-6. [DOI:10.1017/S0012162200000529] [PMID]

[12] Liao HF, Jeny SF, Lai JS, Cheng CK, Hu MH. The relation between standing balance and walking function in children with spastic diplegic cerebral palsy. Developmental Medicine & Child Neurology. 1997; 39(2):106-12. [DOI:10.1111/j.1469-8749.1997.tb07392.x] [PMID]

[13] Andersson C, Mattsson E. Adults with cerebral palsy: A survey describing problems, needs, and resources, with special emphasis on locomotion. Developmental Medicine and Child Neurology. 2001; 43(2):76-82. [DOI:10.1111/j.1469-8749.2001.tb00719.x]

[14] Ostensjø S, Carlberg EB, Vollestad NK. The use and impact of assistive devices and other environmental modifications on everyday activities and care in young children with cerebral palsy. Disability and Rehabilitation. 2005; 27(14):849-61. [DOI:10.1080/09638280400018619] [PMID]

[15] Gorter H, Holty L, Rameckers EE, Elvers HJ, Oostendorp RA. Changes in endurance and walking ability through functional physical training in children with cerebral palsy. Pediatric Physical Therapy. 2009; 21(1):31-7. [DOI:10.1097/PEP.0b013e318196f563] [PMID]

[16] Darrah J, Hickman R, O'donnell M, Vogtle L, Wiart L. AACPDM methodology to develop systematic reviews of treatment interventions (Revision 1.2). Milwaukee, WI, USA: American Academy for Cerebral Palsy and Developmental Medicine; 2008. https://www.aacpdm.org/UserFiles/file/systematic-review-methodology.pdf

[17] Low SA, McCoy SW, Beling J, Adams J. Pediatric physical therapists' use of support walkers for children with disabilities: A nationwide survey. Pediatric Physical Therapy. 2011; 23(4):381-9. [DOI:10.1097/PEP.0b013e318235257c] [PMID]

[18] Paleg G, Livingstone R. Outcomes of gait trainer use in home and school settings for children with motor impairments: A systematic review. Clinical Rehabilitation. 2015; 29(11):1077-91. [DOI:10.1177/0269215514565947] [PMID]

[19] Nansai S, Elara MR, Iwase M. Dynamic analysis and modeling of Jansen mechanism. Procedia Engineering. 2013; 64:1562-71. [DOI:10.1016/j.proeng.2013.09.238]

[20] Reboussin DM, Morgan TM. Statistical considerations in the use and analysis of single-subject designs. Medicine and Science in Sports and Exercise. 1996; 28(5):639-44. [DOI:10.1249/00005768-199605000-00017] [PMID]

[21] Colver A. Study protocol: SPARCLE-a multi-centre European study of the relationship of environment to participation and quality of life in children with cerebral palsy. BMC Public Health. 2006; 6(1):105. [DOI:10.1186/1471-2458-6-105] [PMID] [PMCID]

[22] Alotaibi M, Long T, Kennedy E, Bavishi S. The efficacy of GMFM-88 and GMFM-66 to detect changes in gross motor function in children with cerebral palsy (CP): A literature review. Disability and Rehabilitation. 2014; 36(8):617-27. [DOI:10.3109/09638288.2013.805820] [PMID]

[23] Thompson P, Beath T, Bell J, Jacobson G, Phair T, Salbach NM, et al. Test-retest reliability of the 10-metre fast walk test and 6-minute walk test in ambulatory school-aged children with cerebral palsy. Developmental Medicine & Child Neurology. 2008; 50:370-6. [DOI:10.1111/j.1469-8749.2008.02048.x] [PMID]

[24] Watson MJ. Refining the ten-meter walking test for use with neurologically impaired people. Physiotherapy. 2002; 88(7):386-97. [DOI:10.1016/S0031-9406(05)61264-3]

[25] Begnoche DM, Pitetti KH. Effects of traditional treatment and partial body weight treadmill training on the motor skills of children with spastic cerebral palsy: A pilot study. Pediatric Physical Therapy. 2007; 19(1):11-9. [DOI:10.1097/01.pep.0000250023.06672.b6] [PMID]

[26] Zhan S, Ottenbacher KJ. Single subject research designs for disability research. Disability and Rehabilitation. 2001; 23(1):1-8. [DOI:10.1080/09638280150211202] [PMID]

[27] Meyer-Heim A, Ammann-Reiffer C, Schmartz A, Schaefer J, Sennhauser FH, Heinen F, et al. Improvement of walking abilities after robotic-assisted locomotion training in children with cerebral palsy. Archives of Disease in Childhood. 2009; 94(8):615-20. [DOI:10.1136/adc.2008.145458] [PMID]

[28] Mattern-Baxter K. Effects of partial body weight supported treadmill training on children with cerebral palsy. Pediatric Physical Therapy. 2009; 21(1):12-22. [DOI:10.1097/PEP.0b013e318196ef42] [PMID]

[29] Schindl MR, Forstner C, Kern H, Hesse S. Treadmill training with partial body weight support in nonambulatory patients with cerebral palsy. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2000; 81(3):301-6. [DOI:10.1016/S0003-9993(00)90075-3] [PMID]

[30] Provost B, Dieruf K, Burtner PA, Phillips JP, Bernitsky-Beddingfield A, Sullivan KJ, et al. Endurance and gait in children with cerebral palsy after intensive body weight supported treadmill training. Pediatric Physical Therapy. 2007; 19(1):2-10. [DOI:10.1097/01.pep.0000249418.25913.a3] [PMID]

[31] Eisenberg S, Zuk L, Carmeli E, Katz-Leurer M. Contribution of stepping while standing to function and secondary conditions among children with cerebral palsy. Pediatric Physical Therapy. 2009; 21(1):79-85. [DOI:10.1097/PEP.0b013e31818f57f2] [PMID]

[32] Banz R, Bolliger M, Colombo G, Dietz V, Lünenburger L. Computerized visual feedback: an adjunct to robotic-assisted gait training. Physical Therapy. 2008; 88(10):1135-45. [DOI:10.2522/ptj.20070203] [PMID]

[33] Cho C, Hwang W, Hwang S, Chung Y. Treadmill training with virtual reality improves gait, balance, and muscle strength in children with cerebral palsy. The Tohoku Journal of Experimental Medicine. 2016; 238(3):213-8. [DOI:10.1620/tjem.238.213] [PMID]

[34] Swe NN, Sendhilnnathan S, van Den Berg M, Barr C. Over ground walking and body weight supported walking improve mobility equally in cerebral palsy: A randomised controlled trial. Clinical Rehabilitation. 2015; 29(11):1108-16. [DOI:10.1177/0269215514566249] [PMID]

[35] Cherng RJ, Liu CF, Lau TW, Hong RB. Effect of treadmill training with body weight support on gait and gross motor function in children with spastic cerebral palsy. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. 2007; 86(7):548-55. [DOI:10.1097/PHM.0b013e31806dc302] [PMID]

[36] Wang X, Wang Y. Gait analysis of children with spastic hemiplegic cerebral palsy. Neural Regeneration Research. 2012; 7(20):1578-84. [DOI:10.3969/j.issn.1673-5374.2012.20.008] [PMID]

[37] Willoughby KL, Dodd KJ, Shields N, Foley S. Efficacy of partial body weight-supported treadmill training compared with overground walking practice for children with cerebral palsy: A randomized controlled trial. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2010; 91(3):333-9. [DOI:10.1016/j.apmr.2009.10.029] [PMID]

[38] Fatorehchy S, Hosseini SA, Rassafiani M. The effect of aquatic therapy at different levels of water depth on functional balance and walking capacity in children with cerebral. International Journal of Life Science and Pharma Research. 2019; 9(1):L52-L57. [DOI:10.22376/ijpbs/lpr.2019.9.1.L52-57]

[39] Fatorehchy S, Hosseini SA, Haghgoo HA, Hosseinzadeh S. The effect of gait enhancer mechanism on functional balance and endurance of walking in children with cerebral palsy. Medical Science. 2019; 23(99):724-31. https://www.semanticscholar.org/paper/The-effect-of-gait-enhancer-mechanism-on-functional-Fatorehchy-Hosseini/0700fe27f2052e361ae5436c82a8565e5b0c4a03

This Page Intentionally Left Blank