Archive of SID.ir

Archives of
Rehabilitation

Spring 2024. Vol 25. Num 1

Research Paper

Design and Evaluation of Dynamic Movement Orthosis on Functional Parameters in a Child With Spastic Diplegia Cerebral Palsy

Sedigheh Sadat Mirbagheri[1], Gholamreza Aminian[1], *Mahmood Bahramizadeh[1], Hamid Dalvand[2], Farzam Farahmand[3], Mohsen Vahedi[4]

1. Department of Orthotic and Prosthetic, School of Rehabilitation Sciences, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.
2. Department of Occupational Therapy, School of Rehabilitation, Tehran University, Tehran, Iran.
3. Department of Mechanical Engineering, Faculty of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran.
4. Department of Biostatistics and Epidemiology, School of Social Health, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Mirbagheri SS, Aminian GH, Bahramizadeh M, Dalvand H, Farahmand F, Vahedi M. Design and Evaluation of Dynamic Movement Orthosis on Functional Parameters in a Child With Spastic Diplegia Cerebral Palsy. Archives of Rehabilitation. 2024; 25(1):158-179. https://doi.org/10.32598/RJ.25.1.1064.1

https://doi.org/10.32598/RJ.25.1.1064.1

ABSTRACT

Objective Cerebral palsy (CP) is the most prevalent motor disability during childhood, characterized by a range of movement and posture disorders that result in activity limitations. In children with CP, abnormal walking patterns are observed due to spasticity and contractures in the lower limb muscles. Also, an excessive flexion gait pattern of the knee presents in 66% of spastic diplegic CP children aged from 5 to 21 years. Accordingly, reducing excessive knee flexion during walking may decrease secondary compensations and enhance walking performance and quality of life. This study aims to design and evaluate a novel dynamic orthosis along with its impact on functional parameters of walking and occupation performance in a child with spastic diplegia CP.

Materials & Methods This research was a fundamental and applied study of the design and fabrication. The study plan is a single subject, interaction design, conducted in two stages and implemented as A-B-BC-A. After the initial orthosis design, a second and final iteration was developed to address the limitations observed in the preliminary design. The study participant included an 8-year-old boy with spastic diplegic CP, classified as level II (according to the gross motor function classification system expanded and revised), exhibiting a crouch gait pattern. Functional variables, such as speed, balance in walking, spasticity, and occupation performance, were assessed in the study phases.

Results The advantages and disadvantages of the final design were identified. Changes were made regarding manufacturing in less time, the ability to adjust the circumferential measures, ease of wearing and removing, and issues related to toileting. In comparing the baseline with intervention phases one and two regarding balance, the intervention demonstrated effectiveness (percentage of non-overlapping data [PND]=70%). According to PND values, functional speed in the second intervention phase showed significant results (PND=75%). The hamstring muscle spasticity graph analysis during intervention phases exhibited a reduction of 1 or 2 units. The occupational performance score and satisfaction with the child's performance increased significantly after the intervention phases.

Conclusion According to the mechanism of dynamic movement orthoses, as long as they are worn during the day, they are effective in modulating the tonicity of spastic muscles by exerting pressure on hypertonic muscles. This modulation improves balance, movement speed, and overall task performance. Consequently, these findings suggest that dynamic orthotic interventions may enhance functional outcomes and occupational performance, and satisfaction in children with spastic diplegic CP.

Keywords Cerebral palsy, Orthosis, Dynamic orthosis, Pressure suit, Walking

Received: 24 Jun 2023
Accepted: 23 Oct 2023
Available Online: 01 Apr 2024

Corresponding Author:
Mahmood Bahramizadeh, PhD.
Address: Department of Orthotic and Prosthetic, School of Rehabilitation Sciences, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.
Tel: +98 (912) 2483320
E-Mail: ma.bahramizadeh@uswr.ac.ir

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

English Version

Introduction

Cerebral palfsy (CP) is the most common cause of motor disability in childhood [1]; its prevalence has been reported from 1.5 to 4 per 1000 live births worldwide [2] and 2.06 per 1000 births in Iran [3]. Three-fourths (77.4%) of children with CP are spastic type [2]. Spasticity with muscle weakness limits the ability to move in these children. Among the most common walking patterns in children with CP is the crouch walking pattern using the Roda criteria [7], the excessive knee flexion pattern (66%), and excessive hip flexion and adduction (57%) [8]. Walking with knee flexion leads to increased joint stress in the tibiofemoral and patellofemoral joints [9], patella fracture stress [10], pain, and muscle fatigue [11].

Using orthotic methods is necessary to limit the excessive flexion of the lower limb joints during walking. Limitation of joint flexion reduces secondary adaptations and improves walking performance and quality of life. Using neurophysiological principles, Lycra dynamic orthoses have recently been developed as a therapeutic modality for children with CP [16]. Lycra orthoses are not directly comparable to ankle foot orthoses (AFO). These orthoses are flexible, synthetic, neoprene, and Lycra garments. They are designed to be customized based on the measurements of the child's body and can include any part of the body affected by spasticity. The action mechanism of these elastic orthoses is such that increasing the pressure on specific muscle groups may increase proprioceptiveness and facilitate joint movements [22]. Also, by raising awareness of the body position, these elastic orthoses are effective in biomechanics and body alignment [20].

Watson et al. suggested that dynamic movement orthoses may help support unstable body areas and increase sensory feedback in neurological conditions with prolonged stretching of shortened muscles and modulation of redundant and inefficient movements [23]. In examining the effect of various orthoses on walking with a crouch pattern, most studies have examined rigid orthoses, such as floor reaction AFO. Although they have shown improvements in knee kinematics, no evidence exists about the comfort and acceptance of these orthoses. A high percentage of not using these orthoses has been reported due to their design and application, lack of comfort, inability to wear orthoses with desired shoes, and participation in various formal and informal activities as they are rigid and bulky [26]. However, descriptive evidence maintains the acceptance and comfort of dynamic orthoses for children with CP [27].

So far, no study has investigated the effect of reinforced soft orthoses in the knee and wrist area in this category of children with CP. This study was conducted to design a dynamic movement orthosis with an additional structure in the knee and wrist to improve the biomechanical alignment of the lower limb joints.

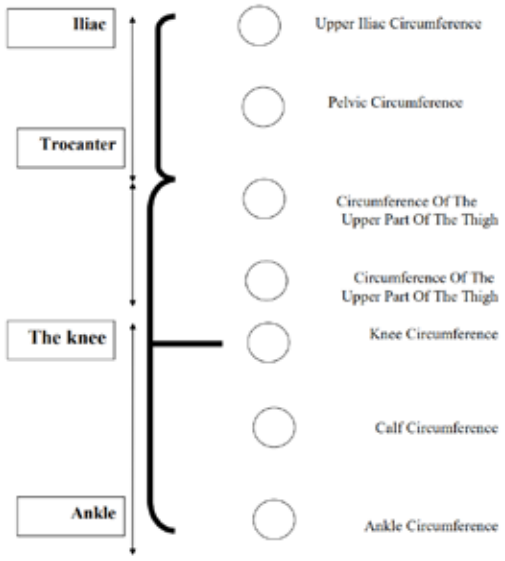
Materials and Methods

This research was a fundamental and applied study of the design and construction of the single subject design. The interaction design (A-B-BC-A) type of study was conducted in two design and evaluation stages. This study was conducted in Hamedan City, Iran, in 2022 in the Tavana Occupational Therapy Clinic. The preparation of materials and fabrication of orthosis was conducted by Teb Va Sanat Orthopedic Equipment Company in Tehran City, Iran, supervised by orthotics and prosthetics researchers of the research team.

In the first stage, according to the mechanism, thigh, and fitness of the orthosis (which are among the effective factors of the orthosis), the initial plan was an orthosis containing the lower limb (pants) made of neoprene (Ancient Eagle.CR30.SBR70) by measuring specific areas on the limb (Figure 1) [28]. To improve the biomechanical alignment of the lower limb in CP children with crouch patterns and to increase stability in the sagittal plane in the knee region, reinforcement pieces were considered in the initial orthosis in the knee area. Also, to correct the biomechanical alignment of the lower limb in the closed chain of motion, an ankle piece, like ankle supports with spring reinforcement pieces and a stabilizing elastic piece tied around the ankle in the shape of "8" was used (Figure 2). The reason for choosing the spring as a reinforcement piece in the knee joint is the dynamic nature of the orthosis. In other words, the purpose of designing such an orthosis for children with CP was to use soft materials for ease of wearing compared to hard orthoses and allow joint movement. However, due to the time-consuming manufacturing process and the difficulty of wearing or removing the orthosis with the addition of spring pieces in the knee area, despite the installation of side zippers in the torso and legs, after checking on a sample with the desired criteria of the study, the second design was considered to optimize this design.

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir



Archives of
Rehabilitation

Figure 1. The method of measurement

In the second design, to reduce the time of the manufacturing process, the ability to adjust the orthosis to individual sizes was provided by changing the type of elastic material and inserting straps in the thigh and leg area. The elastic material used in the second design was another type of neoprene with the adhesive property of a rough strap. Each part of the orthosis had goals. According to hip joint flexion in children with crouch patterns, the lumbar part was inserted by the related part of the body to correct the alignment of the body and hip joint by applying pressure and tension to this area. Straps in the thigh area to apply pressure on the spastic muscles, especially the adductor muscles, and the strap in the leg area under the patella were installed to apply extensor torque on the knee, similar to the one in floor reaction AFO. Four springs were placed around each knee joint, which could be separated in this study to compare the state without orthosis spring and the state of Buffner. Two springs and a supporting elastic in the wrist area were also installed around the wrist joint to create stability and maintain better alignment in the biomechanical closed chain. The pattern was designed to correspond to two sizes for 6- to 12-year-old children. This orthosis was designed using the advanced Marvelous software for clothing design (Figure 3).

Advantages of the new design

The advantages of the new design are as follows: The capability to measure in two sizes for children 6 to 12 years old, which are different in terms of the height of the lower limbs, and shortening the custom manufacturing process; the capability to adjust the environmental pressure through the thigh and leg straps and solve the problem of the tight or loose orthosis in the previous design; facilitation in putting on and taking off and making it easier to go to the bathroom compared to the previous design and design of jumpsuit clothes. After the second design was prepared, the second phase began.

The second stage included evaluation and validation of the final orthosis with single case experimental design and interaction design (A-B-BC-A) for the study sample. The study participants included a child with spastic diplegia CP [29] aged 6 to 12 years, level one or two of the gross motor function classification system expanded and revised (GMFCS E&R) and crouch walking pattern, who did not need external aids, such as a walker, to walk [29, 30]. The subject could walk at least 10 m without support [18]. The inclusion criteria were appropriate cooperation from the child and family [31], no history of orthopedic surgery in the last 9 months [18, 31, 32], and no history of epilepsy and respiratory diseases [20]. Meanwhile, the exclusion criteria were passing less than 9 months from the last botulinum toxin injection and the presence of proven deformity in the lower limb. The evaluations began after obtaining written and oral consent from the child's family.

The basic phase (A1) was the control period. In each phase, the participant was subjected to the usual occupational therapy treatments three times a week, and the values of the functional tests: The 10-m walking test (10MWT), time up and go (TUG), and modified Ashworth scale (MAS). To evaluate right and left hamstring spasticity, the Canadian occupational performance

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

Figure 2. Basic design

measure (COPM) was conducted twice a week for one month (4 weeks). The results of the evaluations were recorded by a senior expert in occupational therapy who was present in the study process. After the basic phase, the intended design had two phases of intervention: The first intervention included dynamic movement orthosis (B), and the second was dynamic movement orthosis with knee springs and wristbands (BC), which were randomly selected. The method of wearing the orthosis in the intervention phases was such that to prevent the effect of wearing shoes and orthoses, it was worn for at least 5 h at home and at a time other than sleeping and without shoes or sandals. The post-intervention phase (A2) included the follow-up phase, which was also 4 weeks long, and similar to the baseline phase, the child underwent occupational therapy exercises. Also, the performance tests were conducted twice a week.

Figure 4. Springs installed in the knee and wrist area

Figure 3. The final design of orthosis from the side view of the dynamic movement

Results

Among dynamic orthoses (garments), this dynamic movement orthosis was the first and only orthosis that used dynamic reinforcement pieces in the knee and ankle joints. The springs used are made of steel wire with a thickness of 12 mm. Also, these springs are doubled springs with a width of one centimeter that have been rolled (Figure 4).

The study participant was an 8-year-old boy with Gross motor function classification system Expanded & Revised (GMFCS E&R), height of 135 cm, and weight of 50 kg. The participant's walking speed and balance with 10MWT and TUG scales and right and left hamstring spasticity changes with an MAS were evaluated. At the end of each phase, the COPM was used to check the occupational performance and satisfaction with the child's occupational performance. Figures 5, 6, and 7 depict the speed, balance, and spasticity of the hamstring muscles of the right and left leg of the child. The interpretation of the effectiveness of the provided interventions based on the data non-overlapping statistics is as follows: Percentage of non-overlapping data (PND) of 90%, very effective interventions; PND of 70%-90%, effective interventions; PND of 50%-70%, ambiguity in treatment effectiveness; PND of 50% or less, ineffective treatment. In the interpretation of the effectiveness of the interventions, the Cohen d and the Hedges g effect size indices were also examined. According to a study, values less than 0.87 indicate small effect sizes, between 0.87 and 2.67 medium, and above 2.67 large [33].

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

Table 1. Analysis of 10MWT figure in the research phases of the participant

Indicators	A1→B	A1→BC	A1→A2	B→BC	B→A2	BC→A2
PND above	62%	75%	50%	38%	38%	0
Cohen d	1.81	2.18	1.94	0.52	0.52	0.28
Hedges g	1.72	2.05	1.83	0.49	0.49	0.27

PND: Percentage of non-overlapping data; 10MWT: 10-meter walking test.

Archives of Rehabilitation

According to Figure 5, in the visual analysis of the movement speed, the maximum movement speed in the base phase is about 1.2 m/s, which did not change in the first B. Still, in the second BC, a slight increase in speed was visible, and the follow-up phase was associated with a decrease and an increase. Table 1 presents the PND index values and the speed variable's effect size. Comparing the phases of the study based on the PND index, from the base phase to intervention B, ambiguity exists in the effectiveness of the intervention (PND=62%), but from the base phase to BC, the intervention was effective (PND=75%). The effectiveness is not observed compared to the other phases (PND 50%) (Table 1).

In the visual analysis of the balance figure, the decreasing trend of time was observed while walking, which remains constant in the follow-up phase (Figure 6). According to Table 2, the value of the PND index compared to the basic phases of the first and second intervention and follow-up in the functional balance variable shows the effectiveness of the intervention (PND=100% and PND=88%). No intervention effectiveness is observed in the rest of the phases (PND>50%). In examining the effect size indices of the Cohen d and the Hedges g in the basic phase to the first and second intervention and the follow-up phase, the average effect size values were above 0.87 and below 2.67 (Table 2).

According to Figure 7, the visual analysis of the right and left hamstring spasticity showed a decreasing trend of spasticity in the first and second intervention phases and an increase in the follow-up phase.

Table 3 presents parents' satisfaction ratings with their child's occupational performance in 4 activities parents desire. In all 4 activities mentioned in the Table, the child's occupational performance score and satisfaction have increased. This increase from the base phase to the second intervention and the follow-up phase has clinical significance because the difference between the average occupational performance and satisfaction with occupational performance in the base phase and the BC phase (second intervention) is more than 2.5 points [34].

Discussion

The mechanisms responsible for changes in motion control by Lycra orthoses and similar orthoses are neurophysiological and biomechanical. Proprioception, deep pressure, vibration, surface contact, and correcting the biomechanical alignment of the body increase proprioceptive feedback that improves posture and body awareness, muscle activity, and movement control [16]. One of the advantages of using this type of dynamic orthoses compared to hard orthoses is the neurophysiological mechanism of these orthoses. Despite being soft, these orthoses may be worn more often than hard orthoses due to their acceptance and comfort by children [27].

According to the PND Table results, functional speed improvement was observed in the second intervention phase. Still, ambiguity was observed in the effectiveness

Table 2. Analysis of TUG figure in the phases of research in the child participant

Indicators	A1→B	A1→BC	A1→A2	B→BC	B→A2	BC→A2
PND below	88%	100%	100%	25%	12%	0
Cohen d	1.77	1.93	2.03	0.23	0.22	0.07
Hedges g	1.68	1.82	1.92	0.21	0.21	0.07

PND: Percentage of non-overlapping data; TUG: Time up and go.

Archives of Rehabilitation

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

Table 3. Rating of participating children's parents to performance goals before and after each phase

Phase	Phase A1		Phase BC		Phase B		Phase A2	
Statistics (total score) Priorities of Occupational Performance	Occupational Performance	Satisfaction	Occupational Performance	Satisfaction	Occupational Performance	Satisfaction	Occupational Performance	Satisfaction
Running	6	6	8	7	8	9	8	9
Climbing the stairs	2	2	5	6	7	7	7	7
Hop	1	1	2	1	3	2	3	2
Going down the stairs	2	3	5	6	6	7	6	7
Total marks in each work activity / the number= Sum	11/4= 2.75	12/4= 3	20/4= 5	20/4= 5	24/4= 6	25/4= 6.25	24/4= 6	25/4= 6.25

Archives of Rehabilitation

of the other phases. Also, no effect was observed in the comparison of the two phases of the intervention. Interestingly, neither dynamic orthosis showed a difference in the speed variable during walking, which is also clear in the visual analysis of the Figure. In the follow-up phase, according to the figures and tables, ambiguity exists in the durability of the work. One study [29] evaluated a dynamic elastomeric fabric orthosis on the functional speed of children with spastic diplegia CP through 10 MWT. The study results show an increase in speed in 5 of the 8 samples included in the study. The design of this study was a single case experimental design and A-B-A. The reason why the speed increased in some phases of the intervention and changes in the speed were observed in some phases may be due to two reasons: No control was observed over the activities performed by the participant during the intervention period, and no standard time existed to wear orthoses in children, and follow-up on wearing orthoses during the day was conducted by asking parents.

In examining the variable of balance while walking, compared to the basic phase with the first and second intervention phases (either dynamic orthosis or dynamic orthosis with spring and wristband), the effectiveness of the intervention existed, and reducing time meant improving balance in the studied sample. Comparing the baseline phase with the follow-up, the orthosis's effectiveness exists and indicates the durability of the effect in the follow-up phase. Among the studies that evaluated the impact of suites, two evaluated balance after using orthoses similar to Lycra, although the balance evaluation tool in these studies is different. Flanagan et al. [19] assessed the effect of Lycra garments covering the whole body on children's CP balance using the Bruininks-Oseretsky test of motor proficiency. Flanagan's study is consistent with the present study regarding increasing balance after using dynamic orthoses. Also, Hosseini et al. [35] evaluated dynamic neoprene orthosis on postural control using a force plate and functional balance via Berg's balance scale. Based on this balance scale, an increase in the functional balance of 5 children participating in the study was reported after 6 weeks of using the dynamic orthosis.

In children with spastic diplegia CP, the lower limb muscles are involved in spasticity. The possible mechanism of dynamic orthoses may cause adjustment of the tone of the spastic muscles via pressure or stretching on the spastic muscles and also by changing the biomechanical direction of the lower limb; therefore, in examining the spasticity of the hamstring muscle, after the amount of spasticity remains constant in the baseline phase, in the intervention phases in the right and left leg, a decrease was observed in hamstring spasticity, which in the follow-up phase, the spasticity value reached either the initial value in the baseline phase or one unit less than the baseline phase.

Accordingly, as long as the orthosis is worn, the muscle tone may decrease, and this problem can improve functional variables, such as the speed and balance discussed in the above sections.

The increased occupational performance scores and satisfaction with the child's occupational performance in the intervention phases showed clinical significance. Previous studies also showed increased occupational performance [19, 36]. In another study, Flanagan et al. examined occupational performance using Theratog.

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

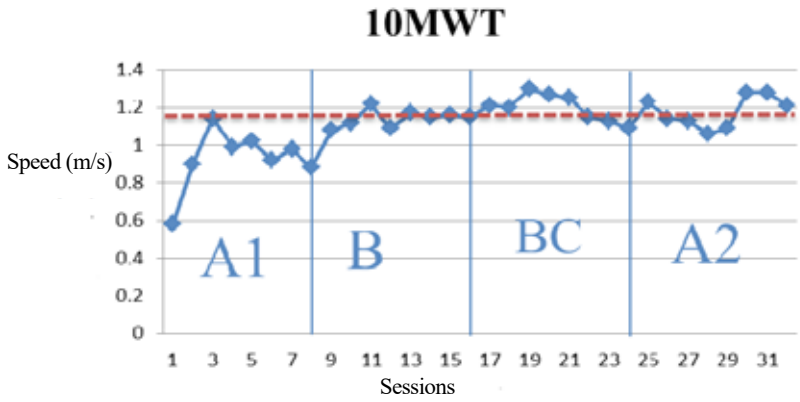


Figure 5. Movement speed figure in the studied sample

Archives of
Rehabilitation

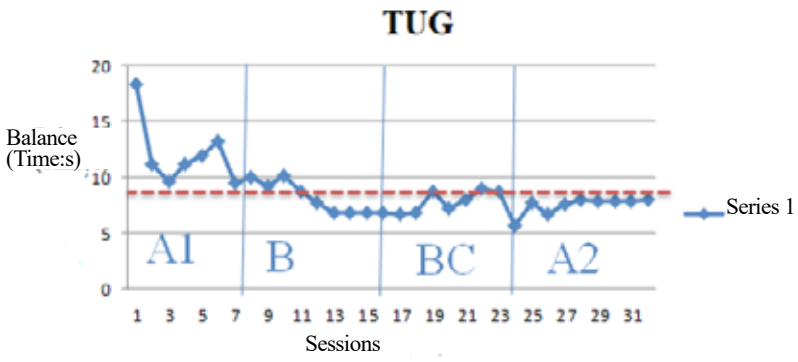


Figure 6. Functional balance figure in the studied sample

Archives of
Rehabilitation

After two months of using the orthosis, the satisfaction with occupational performance was significant [24]. In another study, significant results were reported in the COPM criterion in the immediate effect and 2 months and 4 months after the intervention [36].

A study examined the safety level and the amount of pressure exerted by a Lycra orthosis on the hypertonic arm muscles of children with CP. Safety was measured by the number and severity of adverse events, including skin problems and pressure, which may occur while wearing these garments. In this study, wearing time

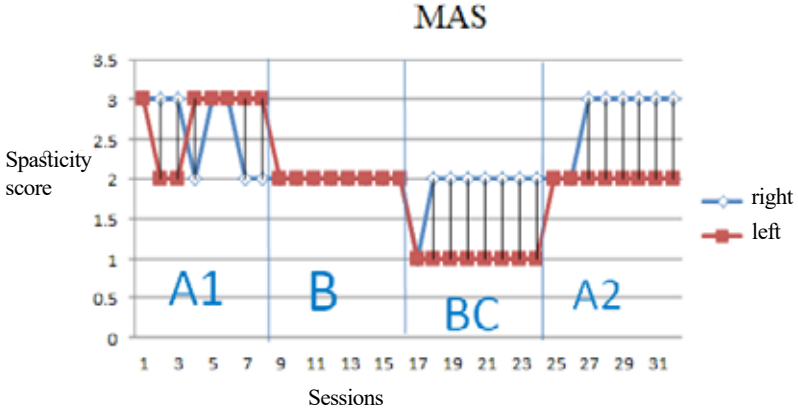


Figure 7. Spasticity of the right and left hamstring muscles in the studied sample

Archives of
Rehabilitation

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

and possible adverse events were recorded daily by the child's parents. The study results stated that the orthosis's daily wearing time was good, and the rate of adverse events was very low [37]. In this study, the time the child wore the orthosis in each evaluation session was reported by the child's parents, and the adverse effects caused by the orthosis were not reported either.

According to the results of this study, in the reduction of spasticity in the intervention phases, improvement in occupational performance and increase in satisfaction with occupational performance may be related to the decrease of muscle tonicity during activities. These results are also consistent with the results obtained in speed and balance.

Conclusion

The design of the orthosis in two sizes for 6 to 12 years reduced the process of customizing this orthosis. The designed dynamic orthosis modulates muscle tonicity and may improve speed, balance, and occupational performance. These improvements can also be observed in the child's daily activities. Regarding the difference between orthosis with spring and wristband and orthosis without spring and wristband, no difference was found in the functional variables of this study and the period considered.

Limitations of the study include the unavailability of the Lycra material used in other studies in Iran and the use of similar material, as well as the inability to accurately control the time of wearing the orthosis at home and the small number of samples. It is suggested that this orthosis be performed in a larger sample size and with design changes in CP children with higher levels of GMFCS E&R and older ages.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

The present study was approved by the Ethics Committee of the University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences (Code: IR.USWR.REC.1399.131). Before the start of the study, oral and written informed consent was obtained from the parents of children with CP to participate in the study. The child and the family could withdraw from participating in the research at any stage. The research process had no interference with common child treatments.

Funding

This article was extracted from the PhD dissertation of Sedige Sadat Mirbagheri, approved by Department of Orthotics and Prosthetics, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences.

Authors' contributions

Conceptualization: Mahmood Bahramizadeh, Gholamreza Aminian, and Sadigheh Sadat Mirbagheri; Methodology: Gholamreza Aminian, Mohsen Vahedi, Farzam Farhamand, and Sadigheh Sadat Mirbagheri; Research and review: Sadigheh Sadat Mirbaghri; Sources: Sadigheh Sadat Mirbaghri; Data analysis: Farzam Farhamand, Mohsen Vahedi, Hamid Dalvand, and Sadigheh Sadat Mirbagheri; Finance: Sadigheh Sadat Mirbaghri; Writing and final approval: All authors.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

The authors thank Teb and Sanat Company and the sincere cooperation of the company manager, Mohsen Mirmehdi, for implementing the orthosis manufacturing process.

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

This Page Intentionally Left Blank

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

مقاله پژوهشی

طراحی و ارزیابی تأثیر ارتوز حرکتی داینامیک بر پارامترهای عملکردی در یک کودک مبتلابه فلج مغزی اسپاستیک دای‌پلژی

صدیقه سادات میرباقری[۱]، غلامرضا امینیان[۱]، *محمود بهرامی‌زاده[۱]، حمید دالوند[۲]، فرزام فرهمند[۳]، محسن واحدی[۴]

۱. گروه ارتوز و پروتز، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، تهران، ایران.
۲. گروه کاردرمانی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.
۳. گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران.
۴. گروه آمار زیستی و اپیدمیولوژی، دانشکده سلامت اجتماعی، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، تهران، ایران.

Use your device to scan and read the article online

Citation Mirbagheri SS, Aminian GH, Bahramizadeh M, Dalvand H, Farahmand F, Vahedi M. Design and Evaluation of Dynamic Movement Orthosis on Functional Parameters in a Child With Spastic Diplegia Cerebral Palsy. Archives of Rehabilitation. 2024; 25(1):158-179. https://doi.org/10.32598/RJ.25.1.1064.1

https://doi.org/10.32598/RJ.25.1.1064.1

CC BY NC

چکیده

هدف فلج مغزی شایع‌ترین ناتوانی حرکتی در دوران کودکی است که شامل مجموعه‌ای از اختلالات در تکامل حرکت و پاسچر بوده و باعث محدودیت در فعالیت می‌شود. در کودکان فلج مغزی به‌علت وجود اسپاستیسیته و کانتراکچر در عضلات اندام تحتانی الگوهای غیرطبیعی راه رفتن مشاهده می‌شود که الگوی راه رفتن با فلکشن بیش از حد زانو، ۶۶ درصد الگوی راه رفتن افراد فلج مغزی اسپاستیک ۵ تا ۲۱ سال است. بنابراین کاهش فلکشن تا حد ممکن در مفاصل اندام تحتانی در حین راه رفتن ممکن است سازگاری‌های ثانویه را کاهش داده و عملکرد راه رفتن و کیفیت زندگی را بهبود بخشد. هدف از این مطالعه، طراحی و ارزیابی ارتوز حرکتی داینامیک جدید و تأثیر آن بر پارامترهای عملکردی راه رفتن و عملکردی کاری در یک نمونه کودک فلج مغزی اسپاستیک دای‌پلژی بود.

روش بررسی این مطالعه یک مطالعه بنیادی ـ کاربردی از نوع طراحی و ساخت و از نوع مطالعات تک‌نمونه‌ای با طرح ترکیبی است که در دو مرحله و به‌صورت A-B-BC-A اجرا شد. در این مطالعه، پس از طراحی و ساخت طرح اولیه، جهت رفع نواقص موجود در نمونه اولیه، طرح دوم جایگزین و نهایی شد. نمونه موردمطالعه پسر ۸ساله مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک دای‌پلژی و سطح یک یا دو از سیستم طبقه‌بندی عملکرد حرکتی درشت، با الگوی راه رفتن کروچ بود. متغیرهای عملکردی سرعت، تعادل در حین راه رفتن، اسپاستیسیته و عملکرد کاری در فازهای مطالعه موردبررسی قرار گرفتند.

یافته‌ها مزایا و معایب طرح نهایی مشخص شد. تغییراتی در جهت ساخت در زمان کمتر، قابلیت تنظیم اندازه‌های ارتوز از نظر محیطی، راحتی پوشیدن و درآوردن و مسائل مربوط به دستشویی صورت گرفت. در مقایسه فاز پایه با فاز مداخله اول و دوم در زمینه تعادل، اثربخشی مداخله وجود داشت (۷۰ درصد <PND). با توجه به مقادیر PND، سرعت عملکردی در فاز مداخله دوم، نتایج اثربخشی را نشان داد (PND=۷۵ درصد). در تحلیل چشمی نمودار اسپاستیسیته عضله همسترینگ، در فازهای مداخله، کاهش یک یا دو واحد نشان داده شد. نمره عملکرد کاری و رضایت از عملکرد کاری کودک بعد از فازهای مداخله افزایش معنی‌داری داشت.

نتیجه‌گیری با توجه به مکانیسم ارتوزهای داینامیک حرکتی، تا زمانی که در طول روز پوشیده می‌شوند از طریق اعمال فشار بر عضلات دارای هایپرتونسیته، در تعدیل تونسیته عضلات اسپاستیک مؤثر هستند. به نظر می‌رسد این تعدیل تونوسیته عضلات به بهبود تعادل و سرعت حرکت کودک کمک کرده و به ارتقای عملکرد کاری و رضایت از عملکرد کاری کودک کمک می‌کند.

کلیدواژه‌ها فلج مغزی، ارتوز، ارتوز داینامیک، لباس‌های فشاری، راه رفتن

تاریخ دریافت: ۰۳ تیر ۱۴۰۲
تاریخ پذیرش: ۰۱ آبان ۱۴۰۲
تاریخ انتشار: ۱۳ فروردین ۱۴۰۳

* **نویسنده مسئول:**
دکتر محمود بهرامی‌زاده
نشانی: تهران، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، دانشکده علوم توانبخشی، گروه ارتوز و پروتز.
تلفن: ۲۴۸۳۳۲۰ (۹۱۲) ۹۸+
رایانامه: ma.bahramizadeh@uswr.ac.ir

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

مقدمه

اختلال فلج مغزی، شایع‌ترین ناتوانی حرکتی در دوران کودکی است که شامل مجموعه‌ای از اختلالات در تکامل حرکت و پاسچر بوده و باعث محدودیت در فعالیت می‌شود [۱]. شیوع فلج مغزی از ۱/۵ تا ۴ در هر ۱۰۰۰ تولد زنده گزارش شده است [۲] و شیوع آن در ایران ۲/۰۶ در هر ۱۰۰۰ تولد زنده است [۳]. از علائمی که غالباً در کودکان دارای فلج مغزی مشاهده می‌شود، اسپاستیسیتی[1] است که طبق تعریف لانس[2] یک اختلال حرکتی است که مشخصه آن افزایش وابسته به سرعت در رفلکس‌های کششی تونیک (تون عضلات) همراه با تشدید جهش‌های ناگهانی تاندون است، که از تحریک بیش از حد رفلکس کششی به‌عنوان بخشی از سندروم نورون محرکه فوقانی ناشی می‌شود. سه‌چهارم (۷۷/۴ درصد) فلج مغزی کودکان را فلج مغزی نوع اسپاستیک تشکیل می‌دهد [۲]. اسپاستیسیتی همراه با ضعف عضلات، توانایی حرکت را در کودکان دارای فلج مغزی محدود می‌کند. همچنین فرد مبتلا از اختلال در عملکرد حرکتی درشت مانند آسیب در حرکت و کنترل پاسچر [۵] و اختلال در راه رفتن [۶] رنج می‌برد. الگوهای غیرطبیعی راه رفتن نیز در کودکان دارای فلج مغزی اسپاستیک اساساً به‌خاطر اسپاستیسیته و کانتراکچر فلکسورهای زانو و هیپ و پلنتارفلکسورهای مچ پاست [۷]. از رایج‌ترین الگوهای راه رفتن در افراد دارای فلج مغزی اسپاستیک ۵ تا ۲۱ سال، فلکشن زانوی بیش از حد (۶۶ درصد) و زانوی سفت‌شده[3] در فاز سوئینگ (۶۳ درصد) و فلکشن و اداکشن بیش از حد هیپ (۵۷ درصد) است [۸]. همچنین الگوی راه رفتن کودکان فلج مغزی اسپاستیک دای‌پلژی با استفاده از معیار رودا[4] براساس وضعیت مچ، زانو، ران و لگن به ۵ گروه طبقه‌بندی شده است. در این میان، گروه چهارم الگوی راه رفتن کروچ[5] است که رایج‌ترین الگوی راه رفتن در کودکان دارای فلج مغزی دوطرفه است و با دورسی فلکشن مچ پا، فلکشن زانو و ران همراه است [۷]. راه رفتن با زانو در وضعیت فلکشن، به افزایش استرس مفصلی در مفاصل تیبیوفمورال و پتلوفمورال منجر می‌شود و همچنین شدت راه رفتن کروچ را افزایش می‌دهد [۹]. گشتاورهای اکستانسوری داخلی بزرگ‌تری برای حفظ یا مقابله با این پاسچر به‌ویژه در زانو نیاز است که نشان‌دهنده یک استرس عضلانی مضر است [۹]. به هر حال، استرس مکانیکی بیش از حد اطراف این مفصل، ممکن است به دفورمیتی‌های اسکلتی در حین رشد، استرس شکستگی پتلا [۱۰]، درد و خستگی عضلانی [۱۱] منجر شود. درنهایت، توانایی راه رفتن کودکانی که با الگوی کروچ راه می‌روند در طولانی‌مدت کاهش می‌یابد [۱۲].

در الگوی کروچ، عضلات دومفصلی همچون همسترینگ دچار اسپاستیسیته و رکتوس فموریس دارای ضعف هستند. روش‌های درمانی در کودکان فلج مغزی با الگوی کروچ روش‌های جراحی و غیرجراحی است. وقتی عضله همسترینگ دچار کوتاهی استاتیک نباشد، می‌توان از روش‌های غیرجراحی همچون تزریق بوتولینوم توکسین، تقویت عضلات و ارتوز استفاده کرد [۱۳]. در یک مرور سیستماتیک در سال ۲۰۱۷، تنها دو مقاله به ارزیابی اثر ارتوزی بر الگوی راه رفتن کروچ و بیومکانیک مفاصل اندام تحتانی پرداخته‌اند [۱۴، ۱۵]. استفاده از روش‌های ارتوزی در زمانی که اسپاستیسیته عضله همسترینگ هنوز به‌صورت دایناميک است و نیاز به جراحی نیست، جهت محدود کردن فلکشن بیش از حد مفاصل اندام تحتانی در حین راه رفتن ضروری است. محدود کردن فلکشن اندام تحتانی، سازگاری‌های ثانویه را کاهش داده و عملکرد راه رفتن و کیفیت زندگی را بهبود می‌بخشد.

اخیراً با استفاده از اصول نوروفیزیولوژیکی، ارتوزهای دایناميک لیکرا[6] به‌عنوان شکلی از مداليته درمانی برای کودکان دارای فلج مغزی توسعه یافته‌اند [۱۶]. ارتوزهای دایناميک لیکرا به‌طور مستقیم قابل‌مقایسه با ارتوزهای مچ‌پایی[7] که سخت هستند، نیستند. ارتوزهای حرکتی دایناميک، گارمنت[8]هایی منعطف هستند که در اتصال با ارتوزهای سخت و در برخی موارد به‌جای آن‌ها می‌توانند استفاده شوند و هر بخش از بدن که مبتلا به اسپاستیسیته است می‌توانند دربر بگیرند. این الیاف مصنوعی مثل نئوپرن[9] و لیکرا به‌شکل لباس‌های تنگ بوده و به‌گونه‌ای طراحی شده‌اند که سفارشی‌ساز و براساس اندازه‌گیری‌های انجام‌شده از بدن کودک هستند و بدن یا اندام فردی که مبتلاست را به‌صورت محیطی می‌پوشانند. ویژگی ذاتی طرح گارمنت‌ها این است که پوشنده را قادر می‌سازد تا حرکت کند، بنابراین به ارتوزدایناميک اشاره دارد. به‌طور رایج، این انواع از ارتوزها برای کودکان دارای فلج مغزی فراهم شده و به‌عنوان راهکار تکمیلی برای درمان‌های دیگر مثل فیزیوتراپی و کاردرمانی نیز استفاده می‌شوند. اثرات مطلوب ارتوزهای دایناميک لیکرا بر بیومکانیک و راستای بدن، افزایش حس و ورودی حس عمقی در انواع مختلفی از کودکان دارای فلج مغزی گزارش شده است [۱۷-۲۰]. این ویژگی‌ها همچنین ممکن است عملکرد دست و اندام فوقانی را در کودکان فلج مغزی یک‌طرفه بهبود بخشند [۲۱]. این ارتوزهای الاستیک درواقع با افزایش فشار بر گروه‌های عضلانی معین، ممکن است حس عمقی را افزایش داده و حرکات مفصل را تسهیل کنند [۲۲] و آگاهی بدن را افزایش دهند [۲۰]. واتسون و همکاران در سال ۲۰۰۷ پیشنهاد کردند که ارتوزهای حرکتی دایناميک ممکن است در شرایط نورولوژیکی با کشش طولانی بر عضلات کوتاه‌شده و

1. Spasticity
2. Lance
3. Stiff knee
4. Roda
5. Crouch
6. Lycra
7. Ankle foot orthosis (AFO)
8. Garment
9. Neoprene

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

تعدیل حرکات اضافی و ناکارآمد، به حمایت نواحی بی‌ثبات بدن و افزایش فیدبک حسی کمک کنند [۲۳]. از دیگر مزایای استفاده از این ارتوزها، علاوه بر نرم بودن و سبک بودن آن‌ها، می‌توان به بهبود پاسچر و راستای اندام، تعدیل تون عضلات، کاهش حرکات غیرارادی، بهبود عملکرد و استقلال اشاره کرد [۲۴]. در مطالعه‌ای موردی در سال ۲۰۲۳ تأثیر مثبت استفاده از تراتاگ[10] (یکی از انواع گارمنت‌های موجود) را بر عملکرد حرکتی درشت و پاسچر یک کودک ۱۷ماهه نشان دادند [۲۵]. ارتوزهای داینامیکی که در مطالعات قبلی ذکر شده، اکثراً از جنس لیکرا و به‌صورت سوییت یا لباس سرهم بوده‌اند و مشکلاتی را در سختی پوشیدن و درآوردن، مسائل مربوط به دستشویی رفتن و گرمای ناشی از پوشیدن ارتوز به‌همراه داشته‌اند [۱۸]. در یک مطالعه به طراحی و توسعه یک ارتوز مچ‌پایی نرم برای کودکانی که از AFO ترموپلاستیک استفاده می‌کردند پرداخته شده است. اگرچه AFOهای ترموپلاستیک حمایت‌کننده‌های سودمندی هستند، درصد بالایی از عدم استفاده از این ارتوزها به‌علت طرح، کاربرد، عدم راحتی، عدم توانایی پوشیدن ارتوزها با کفش دلخواه و شرکت در فعالیت‌های مختلف رسمی و غیررسمی به‌علت سخت و حجیم بودن آن‌ها گزارش شده است. در این مطالعه ارزیابی و اعتبارسنجی AFO نرم انجام شد و این ارتوز یک ارتوز مفید و یک پیشنهاد مطلوب برای کودکان فلج مغزی گزارش شد که کودک می‌تواند در کنار استفاده از AFO ترموپلاستیک، از آن استفاده کند و حق انتخاب کفش دلخواه خود را دارد [۲۶]. در بررسی مطالعات مربوط به تأثیر انواع ارتوزها در راه رفتن کروچ، اکثر مطالعات به بررسی انواعی از ارتوزهای سخت مانند ارتوز مچ پایی فلور ری‌اکشن[11] در راه رفتن کروچ پرداخته‌اند و اگرچه بهبودی‌هایی در کینماتیک زانو نشان داده‌اند ولی درمورد راحتی و پذیرش این ارتوزها شواهدی موجود نیست. اما شواهدی توصیفی از پذیرش و راحتی ارتوزهای داینامیک و از نوع نرم، برای کودکان دارای فلج مغزی وجود دارد [۲۷]. تا کنون هیچ مطالعه‌ای اثر ارتوزهای نرم تقویت‌شده در ناحیه زانو و مچ را در این دسته از کودکان فلج مغزی بررسی نکرده است. هدف این مطالعه، طراحی یک ارتوز حرکتی داینامیک و از نوع نرم بود که با ایجاد ساختار اضافه در زانو و مچ و با بهبود راستای بیومکانیکی مفاصل اندام تحتانی به‌ویژه زانو بر متغیرهای عملکردی راه رفتن همچون اسپاستیسیته همسترینگ، سرعت و تعادل در حین راه رفتن نیز مؤثر باشد. همچنین از اهداف این مطالعه، ارزیابی ارتوز موردنظر از لحاظ عملکرد کاری و رضایت از عملکرد کاری کودک بود.

روش‌ها

این مطالعه یک مطالعه بنیادی ـ کاربردی از نوع طراحی و ساخت و از نوع مطالعات تک‌نمونه‌ای با طرح ترکیبی است که در دو مرحله و به‌صورت A-B-BC-A اجرا شد.

مرحله اول، طراحی ارتوز حرکتی و رفع نواقص اولیه و مرحله دوم، ارزیابی اثر ارتوز بر پارامترهای عملکردی راه رفتن و بررسی عملکرد کاری و رضایت از عملکرد کاری کودک توسط والدین بود. این مطالعه در شهر همدان، در سال ۱۴۰۱ و در کلینیک کاردرمانی توانا انجام شد. مراحل تهیه مواد و ساخت ارتوز توسط شرکت تجهیزات ارتوپدی طب و صنعت در تهران و زیر نظر محققان ارتز و پروتز تیم پژوهش انجام گرفت.

در این مرحله، طرح اولیه ارتوز به‌صورت یک ارتوز دربرگیرنده اندام تحتانی (شلوار) از جنس نئوپرن (Ancient Eagle.CR30. SBR70) بود که با اندازه‌گیری از نواحی مشخص بر روی اندام (تصویر شماره ۱) و مختص هر فرد ساخته شد. طرح اولیه، طرح تکمیلی و بهبودیافته از یک ارتوز نئوپرنی بود که در مطالعه‌ای قبل از این مطالعه مورد ارزیابی قرار گرفته بود [۲۸]. با توجه به نیازی که در بهبود راستای بیومکانیکی اندام تحتانی در کودکان فلج مغزی با الگوی کروچ وجود داشت و برای افزایش ثبات بهتر در صفحه ساجیتال در ناحیه زانو، در ارتوز اولیه در ناحیه زانو قطعات تقویت‌کننده در نظر گرفته شد. همچنین جهت اصلاح راستای بیومکانیکی اندام تحتانی، از اصلاح راستای مفاصل در زنجیره بسته حرکتی استفاده شد و از یک قطعه مچ‌پایی مانند حمایت‌کننده‌های مچ پا با قطعات تقویتی فنر و یک قطعه کش ثبات‌دهنده که به‌صورت ۸ به دور مچ بسته می‌شد، استفاده شد. این قطعه درواقع یک AFO نرم بود که به اصلاح زوایای مفصل مچ در صفحه ساجیتال پرداخته و باعث اصلاح زوایای بیومکانیکی در مفاصل بالاتر در زنجیره بسته حرکتی می‌شد. علت انتخاب فنر به‌عنوان قطعه تقویتی در مفصل زانو، داینامیک بودن ارتوز است. به‌عبارتی، هدف از طراحی چنین ارتوزی برای کودکان فلج مغزی، استفاده از مواد نرم جهت راحتی پوشیدن نسبت به ارتوزهای سخت و همچنین محدود نکردن مطلق حرکت در مفاصل بود. بنابراین از ۴ فنر در اطراف زانو برای ثبات مفصل در صفحه ساجیتال استفاده شد. با توجه به اینکه در الگوی راه رفتن کروچ، به‌علت اسپاستیسیته عضله همسترینگ از یک سو و ضعف عضلات اکستانسور زانو از سوی دیگر، بار زیادی بر عضلات اکستانسور وارد است که باعث می‌شود زاویه فلکشن زانو به‌تدریج در حین راه رفتن بیشتر شود، بنابراین ارتوز داینامیک از دو طریق می‌توانست به تحمل بار وارده به عضلات اکستانسور کمک کند که این عضلات کمتر دچار خستگی شوند؛ اول اینکه تنگ و فیت بودن ارتوز، خود بر اعمال گشتاور اکستانسوری بر مفصل زانو مؤثر است و از سوی دیگر فشار ناشی از ارتوز داینامیک بر عضلات اسپاستیک ممکن است بر تعدیل تون عضلات اسپاستیک ازجمله همسترینگ مؤثر باشد و بار وارده بر عضله اکستانسور زانو از این طریق نیز کمتر می‌شود. بنابراین ساختار طرح اولیه به شرح زیر نهایی شد:

10. Teratog
11. Floor reaction AFO

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

ارتوز در بالا از ایلیاک کرست آغاز شده و تا ناحیه مچ پا امتداد داشت. ناحیه مچ و پا نیز توسط یک قطعه جدا، پوشانده می‌شد. در طرح اولیه ناحیه بالای مفصل هیپ و شکم از مواد نازک‌تر از نئوپرن و با کشسانی بیشتر استفاده شد تا فشار زیادی به شکم و سیستم گوارشی اعمال نشود. زیپ‌های جانبی در ناحیه تنه و ساق جهت سهولت در پوشیدن و درآوردن تعبیه شده بود **(تصویر شماره ۲)**. چهار فنر در اطراف هر مفصل زانو و ۲ فنر اطراف هر مفصل مچ پا قرار گرفت. در ناحیه مچ پا فنرهای ثبات‌دهنده به‌همراه یک استرپ الاستیک با هدف ثبات ناحیه مچ و اصلاح زنجیره کینماتیکی بسته از ناحیه پا قرار گرفت. اندازه‌گیری‌های لازم جهت ساخت طرح اولیه و بررسی نقص‌ها و عوامل بهینه‌سازی برای یک نمونه فراهم شد.

یک کودک فلج مغزی اسپاستیک دای‌پلژی[۲۹] در بازه سنی ۶ تا ۱۲ سال، سطح یک یا دو از سیستم طبقه‌بندی عملکرد حرکتی درشت[۱۲] و الگوی راه رفتن کروچ که برای راه رفتن به وسایل خارجی کمکی مانند واکر احتیاج نداشت [۲۹، ۳۰] و قادر به راه رفتن حداقل ۱۰ متر بدون حمایت بود به مطالعه وارد شد. همکاری مناسب از سوی بیمار و خانواده [۳۱]، نداشتن سابقه جراحی ارتوپدی در کمتر از ۹ ماه گذشته [۱۸، ۳۱، ۳۲] و نداشتن سابقه بیماری صرع و بیماری‌های تنفسی [۲۰] از معیارهای ورود به مطالعه و گذشت کمتر از ۹ ماه از آخرین تزریق بوتولینوم توکسین و وجود دفورمیتی ثابت‌شده در اندام تحتانی از معیارهای خروج از مطالعه بود. پس از کسب رضایت کتبی و شفاهی از خانواده کودک و اخذ کد اخلاق، بررسی‌ها انجام شد. با توجه به مکانیسم تنگ و فیت بودن ارتوز که از عوامل اثربخشی ارتوز محسوب می‌شود، در طرح اولیه اندازه‌گیری دقیق از هر فرد، پرو و تکمیل نهایی ارتوز زمان‌بر بود. همچنین اگرچه با تعبیه زیپ‌های جانبی در قسمت تنه و ساق، تا حدی سختی پوشیدن یا درآوردن ارتوز و مسئله دستشویی رفتن نسبت به لباس‌های سرهم در مطالعات آسان‌تر شده بود، اما با اضافه شدن قطعات فنر در ناحیه زانو به‌علت تنگی بیشتر، این پروسه برای کودکان یا مراقبان دشوارتر شد. بنابراین برای بهینه کردن این طرح، طرح دوم در نظر گرفته شد.

در طرح دوم، جهت کاهش زمان فرایند اندازه‌گیری، پرو و تحویل، قابلیت تنظیم ارتوز با اندازه‌های فرد با تغییر نوع ماده الاستیک و تعبیه استرپ‌هایی در ناحیه ران و ساق فراهم شد. ماده الاستیک استفاده‌شده در طرح دوم، نوع دیگری از انواع نئوپرن بود که خاصیت چسبندگی استرپ زبر روی آن وجود داشت. طرح دوم از سه بخش شامل بخش کمری، بخش پوشاننده اندام تحتانی تا بالای قوزک‌های مچ با فنرهای تعبیه‌شده در مفصل زانو و بخش حمایت‌کننده مچ پا با فنر تعبیه‌شده در این ناحیه بود.

12. Gross motor function classification system Expanded & Revised (GMFCS E&R)

هر قسمت از ارتوز دارای اهدافی بود؛ با توجه به فلکشن مفصل هیپ در کودکان با الگوی کروچ، بخش کمری در اتصال با بخش مربوط به اندام با هدف کمک به اصلاح راستای تنه و مفصل هیپ از طریق اعمال فشار و کشش به این ناحیه تعبیه شد. استرپ‌های ناحیه ران با هدف اعمال فشار بر عضلات اداکتور و استرپ ناحیه ساق در زیر پتلا جهت اعمال گشتاور اکستانسوری بر زانو مانند آنچه در ارتوز مچ پایی فلور ری‌اکشن وجود دارد، تعبیه شدند. چهار فنر در اطراف هر مفصل زانو تعبیه شد که در این مطالعه جهت مقایسه حالت بدون فنر ارتوز و حالت با فنر، قابل جدا شدن بودند. دو فنر و یک کش حمایت‌کننده در ناحیه مچ نیز در اطراف مفصل مچ جهت ایجاد ثبات و حفظ بهتر راستا در زنجیره بسته بیومکانیکی تعبیه شد. در طرح دوم، از نواحی مشخص‌شده‌ای برای کشیدن الگو استفاده شد. الگوی مربوط به دو سایز برای سن ۶ تا ۱۲ سال طراحی شد و اندازه‌های کودکان از نظر قدی و محیطی در بازه مربوط به هر کدام از این دو الگو قرار گرفت و ارتوز به‌صورت سفارشی‌ساز و در زمان کمتر و با خطای کمتر آماده شد. طراحی این ارتوز در نرم‌افزار پیشرفته طراحی لباس مارولوس[۱۳] انجام گرفت **(تصویر شماره ۳)**.

مزایای طرح جدید

قابلیت اندازه‌گیری در دو سایز جهت کودکان ۶ تا ۱۲ سال که از لحاظ ارتفاع اندام تحتانی متفاوت هستند و کوتاه شدن فرایند ساخت سفارشی؛ قابلیت تنظیم فشار محیطی از طریق استرپ‌های ناحیه ران و ساق و برطرف شدن مشکل تنگ یا گشاد بودن ارتوز در طرح قبل؛ پوشیدن و درآوردن راحت‌تر نسبت به طرح قبل و طرح لباس‌های سرهم؛ تسهیل دستشویی رفتن نسبت به طرح قبل و لباس سرهم به‌طوری که با باز کردن چسب اتصال قسمت اندام تحتانی به کمر و بدون باز کردن کل ارتوز مسئله دستشویی رفتن رفع شده است.

پس از آماده شدن طرح دوم، مراحل اجرا جهت انجام ارزیابی‌ها آغاز شد. مرحله دوم شامل ارزیابی و اعتبارسنجی ارتوز نهایی با مطالعه تک‌نمونه‌ای با طرح ترکیبی به‌صورت (A-B-BC-A) برای نمونه موردمطالعه بود.

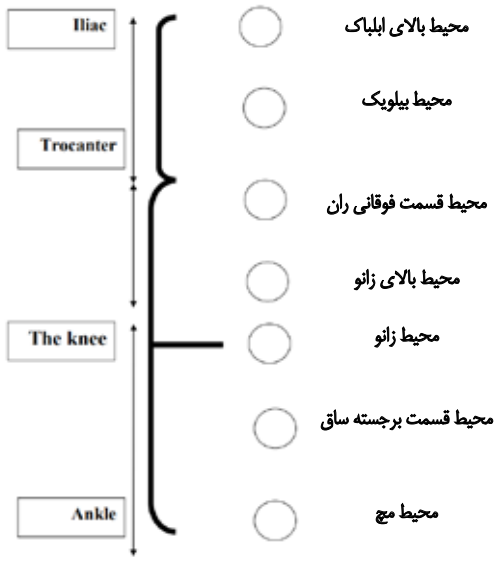
پروتکل مطالعه

فاز پایه (A1) دوره کنترل است. در هر فاز شرکت‌کننده تحت درمان‌های معمول کاردرمانی (تمرینات کاهش اسپاستیسیته، راه رفتن، تمرینات تعادلی، تمرینات هماهنگی دوطرفه، تمرینات مقاومتی و غیره) به‌صورت ۳ بار در هفته قرار می‌گرفت و آزمون‌های عملکردی ازجمله آزمون ۱۰ متر راه رفتن[۱۴]، تعادل

13. Marvelous
14. Meter walking test (10MWT)

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir



تصویر ۱. نحوه اندازه‌گیری

توانبخشی

در حین راه رفتن[15]، معیار اشورث[16] جهت ارزیابی اسپاستیسیته همسترینگ راست و چپ و مقیاس عملکرد کاری کانادایی[17] در یک دوره یک‌ماهه، (۴ هفته‌ای) و ارزیابی ۲ بار در هفته انجام شد و نتایج ارزیابی‌ها توسط کارشناس ارشد کاردرمانی که در روند مطالعه حضور داشت ثبت شد. پس از فاز پایه، طرح موردنظر دارای دو فاز مداخله بود؛ مداخله اول شامل ارتوز داینامیک حرکتی (B) و مداخله دوم ارتوز داینامیک حرکتی با فنرهای زانو و مچ‌بند (BC) بود که به‌طور تصادفی انتخاب شد. نحوه پوشیدن ارتوز در فازهای مداخله به‌صورتی بود که جهت پیشگیری از تأثیر پوشیدن کفش و ارتوزها، حداقل ۵ ساعت در منزل و در زمانی غیر از زمان خوابیدن و بدون کفش یا صندل پوشیده می‌شد. محدودیتی در ممتد بودن پوشیدن ارتوز وجود نداشت و تمام آزمون‌های عملکردی بدون کفش انجام شد. فاز پس از مداخله (A2) شامل فاز پیگیری بود که طول آن نیز ۴ هفته بود و مانند فاز پایه، کودک تحت تمرینات کاردرمانی قرار می‌گرفت. همچنین هر هفته ۲ بار آزمون‌های عملکردی انجام شد.

یافته‌ها

نتایج حاصل از مراحل طراحی ارتوز، به طراحی و ساخت ارتوز داینامیک حرکتی سفارشی‌ساز در دو سایز برای سنین ۶ تا ۱۲ سال منجر شد. در بین ارتوزهای داینامیک و به‌عبارتی گارمنت‌ها، این ارتوز داینامیک حرکتی اولین و تنها ارتوزی است که در آن از قطعات تقویت‌کننده داینامیک در مفاصل زانو و مچ استفاده شده است. فنرهای استفاده‌شده از مفتول استیل با ضخامت ۱۲ میلی‌متر هستند. همچنین این فنرها، فنرهای دوبل‌شده با عرض یک سانتی‌متر هستند که نورد شده‌اند **(تصویر شماره ۴)**.

شرکت‌کننده مطالعه، یک کودک (پسر) ۸ساله با سطح II GMFCS E&R، قد ۱۳۵ سانتی‌متر و وزن ۵۰ کیلوگرم بود. سرعت و تعادل در حین راه رفتن با مقیاس‌های 10MWT و TUG و تغییرات اسپاستیسیته عضله همسترینگ راست و چپ با معیار اشورث اصلاح‌شده، در این کودک مورد ارزیابی قرار گرفت. در پایان هر فاز نیز از مقیاس عملکرد کاری کانادایی جهت بررسی عملکرد کاری و رضایت از عملکرد کاری کودک استفاده شد. **تصاویر ۵، ۶ و ۷**، نمودار سرعت، تعادل و اسپاستیسیته عضله همسترینگ پای راست و چپ کودک را نشان می‌دهند. تفسیر

تصویر ۲. طرح اولیه

توانبخشی

15. Time up and go (TUG)
16. Modified Ashworth scale (MAS)
17. Canadian occupational performance measure (COPM)

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

تصویر ۳. طرح نهایی ارتوز حرکتی دینامیک از نمای جانبی توانبخشی

اثربخشی مداخلات ارائه‌شده براساس آماره غیرهم‌پوشانی داده‌ها به‌ترتیب ذیل است:

درصد داده‌های غیرهم‌پوش[18] **برابر با** ۹۰ درصد مداخلات بسیار اثربخش، ۷۰-۹۰ درصد مداخلات اثربخش، ۵۰-۷۰ درصد ابهام در اثربخشی درمان و کمتر از ۵۰ درصد درمان بی‌اثر را نشان می‌دهد. در تفسیر اثربخشی مداخلات نیز به بررسی شاخص‌های اندازه اثر کوهن[19] و جی هگز[20] پرداخته شد که براساس مطالعه‌ای مقادیر کمتر از ۰/۸۷ اندازه اثر کوچک، مقادیر بین ۰/۸۷ و ۲/۶۷ اندازه اثر متوسط و مقادیر بالای ۲/۶۷ اندازه اثر بزرگ را نشان می‌دهند [۳۳].

با توجه به **تصویر شماره ۵**، در تحلیل چشمی نمودار سرعت حرکت، ماکزیمم سرعت حرکت در فاز پایه حدود ۱/۲ متر بر ثانیه است که در فاز مداخله اول (B) تغییری نداشته، اما در فاز مداخله دوم (BC)، روند افزایش ناچیز سرعت قابل‌مشاهده است و در فاز پیگیری با کاهش و افزایش همراه است.

جدول شماره ۱ مقادیر شاخص‌های PND و اندازه اثر در متغیر سرعت را نشان می‌دهد. در مقایسه فازهای مطالعه براساس شاخص PND، از فاز پایه به مداخله B، در اثربخشی مداخله ابهام وجود دارد (PND=۶۲ درصد) و از فاز پایه به BC مداخله اثربخش بوده است (PND=۷۵ درصد). در مقایسه بقیه فازها، تأثیرگذاری مشاهده نمی‌شود (PND <۵۰ درصد). از فاز B به BC مقدار PND برابر ۳۸ درصد است که با توجه به تحلیل

18. Percentage of non-overlapping data (PND)
19. Cohen's d
20. Hedges' g

تصویر ۴. فنرهای تعبیه‌شده در ناحیه زانو و مچ توانبخشی

چشمی نمودار مربوطه، نشان می‌دهد تغییری در اثرگذاری بین دو مداخله وجود ندارد و میزان اثرگذاری بین دو مداخله یکسان است. در بررسی شاخص‌های اندازه اثر، در مقایسه فاز پایه به فاز BC، B و A2، اندازه اثر متوسط مشاهده می‌شود (۲/۶۷> مقدار شاخص >۰/۸۷) **(جدول شماره ۱)**.

در تحلیل چشمی نمودار تعادل در حین راه رفتن، روند کاهشی زمان مشاهده می‌شود که در فاز پیگیری ثابت مانده است **(تصویر شماره ۶)**. با توجه به **جدول شماره ۲**، مقدار شاخص PND در مقایسه فازهای پایه به مداخله اول و دوم و پیگیری در متغیر تعادل عملکردی، نشان‌دهنده تأثیرگذاری مداخله است (PND=۱۰۰ درصد و PND=۸۸ درصد) و در باقی فازها تأثیرگذاری مداخله وجود ندارد (PND <۵۰ درصد). از فاز B به BC مقدار PND برابر ۲۳ درصد است که با توجه به تحلیل چشمی از نمودار نشان‌دهنده عدم تغییر بین این دو فاز است و هر دو به یک میزان تأثیرگذاری داشته‌اند.

در بررسی شاخص‌های اندازه اثر کوهن و جی هگز، در فاز پایه به مداخله اول و دوم، اندازه اثر متوسط (مقادیر بالای ۰/۸۷ و کمتر از ۲/۶۷) و در فاز پایه به فاز پیگیری نیز اندازه اثر متوسط مشاهده می‌شود که مبین تفاوت قابل‌توجه نمرات تعادل بین فاز پایه و مداخله اول، فاز پایه و مداخله دوم و همین‌طور فاز پایه و پیگیری است **(جدول شماره ۲)**.

با توجه به **تصویر شماره ۷**، تحلیل چشمی نمودار اسپاستیسیته عضله همسترینگ راست روند کاهش اسپاستیسیته را در فاز مداخله اول و دوم نشان می‌دهد (مقدار اسپاستیسیته در فاز پایه ۳ بوده که در فازهای مداخله به ۲ رسیده است) که در فاز پیگیری مجدداً افزایش اسپاستیسیته به اندازه فاز پایه مشاهده می‌شود. در پای چپ نیز روند کاهشی اسپاستیسیته در فازهای مداخله مشاهده می‌شود (مقدار اسپاستیسیته فاز پایه ۳ که در فاز مداخله اول به ۲ و در فاز مداخله دوم به ۱ رسیده است). در فاز پیگیری افزایش اسپاستیسیته مشاهده می‌شود، اگرچه نسبت

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

جدول ۱. تحلیل نمودار 10MWT در فازهای تحقیق در کودک شرکت‌کننده

شاخص‌ها	A1→B	A1→BC	A1→A2	B→BC	B→A2	BC→A2
درصد داده‌های غیرهم‌پوش	۶۲	۷۵	۵۰	۳۸	۳۸	۰
اندازه اثر کوهن	۱/۸۱	۲/۱۸	۱/۹۴	۰/۵۲	۰/۵۲	۰/۲۸
جی هگز	۱/۷۲	۲/۰۵	۱/۸۳	۰/۴۹	۰/۴۹	۰/۲۷

توانبخشی

جدول ۲. تحلیل نمودار TUG در فازهای تحقیق در کودک شرکت‌کننده

شاخص‌ها	A1→B	A1→BC	A1→A2	B→BC	B→A2	BC→A2
درصد داده‌های غیرهم‌پوش	۸۸	۱۰۰	۱۰۰	۲۵	۱۲	۰
اندازه اثر کوهن	۱/۷۷	۱/۹۳	۲/۰۳	۰/۲۳	۰/۲۲	۰/۰۷
جی هگز	۱/۶۸	۱/۸۲	۱/۹۲	۰/۲۱	۰/۲۱	۰/۰۷

توانبخشی

به فاز پایه نیز یک واحد کمتر است که نشان می‌دهد کاهش اسپاستیسیته در فاز پیگیری ثابت مانده است.

در جدول شماره ۳ رتبه‌دهی والدین از عملکرد کاری و رضایت از عملکرد کاری کودک در ۴ فعالیت موردنظر والدین آورده شده است. در تمامی ۴ فعالیت ذکرشده، نمره عملکرد کاری و رضایت از عملکرد کاری کودک افزایش داشته است که این افزایش، از فاز پایه به مداخله دوم و فاز پیگیری معنی‌دار است؛ چراکه اختلاف میانگین عملکرد کاری و رضایت از عملکرد کاری در فاز پایه و فاز BC (مداخله دوم) بیشتر از ۲/۵ امتیاز است [۳۴].

بحث

تحقیقات در زمینه نحوه کارکرد ارتوزهای داینامیک محدود است. مکانیسم مسئول برای تغییرات در کنترل حرکت توسط ارتوزهای لیکرا و ارتوزهای مشابه، نوروفیزیولوژیکی و بیومکانیکی هستند. حس عمقی، فشار عمیق، ویبریشن و تماس سطحی و اصلاح راستای بیومکانیکی اندام، به افزایش فیدبک حس عمقی منجر شده که وضعیت‌دهی به اندام و آگاهی از بدن را بهبود می‌بخشد و باعث بهبود فعالیت عضلانی شده و درنهایت کنترل حرکت را نیز بهبود می‌بخشد [۱۶]. یکی از مزایای استفاده از این نوع از ارتوزهای داینامیک نسبت به ارتوزهای سخت، مکانیسم نوروفیزیولوژیکی این ارتوزهاست. این ارتوزها با وجود نرم بودن و از نوع لباس بودن به‌علت پذیرش و راحتی بیشتر از سوی کودکان ممکن است نسبت به ارتوزهای سخت بیشتر پوشیده شوند [۲۷]. از مزایای ارتوز این مطالعه، ساخت سفارشی و قابلیت تنظیم در دو سایز، دربر گرفتن اندام تحتانی و سرهم نبودن لباس و دستشویی رفتن راحت‌تر بدون درآوردن کل لباس است. اما یکی از معایبی که در این ارتوز و ارتوزهای مطالعات دیگر نیز وجود دارد، گرم بودن این ارتوزها در حین استفاده است و البته پوشیدن هر ارتوزی با افزایش دما مواجه است. گرما ممکن است عاملی برای تعدیل تون عضلات اسپاستیک باشد [۳۱].

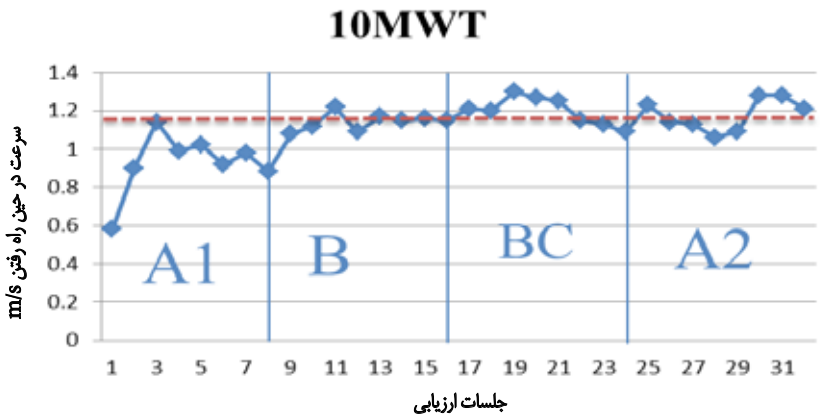
جدول ۳. رتبه‌دهی والدین کودک شرکت‌کننده به اهداف عملکردی قبل و بعد از هر فاز

فاز	فاز A1		فاز BC		فاز B		فاز A2	
آماره (نمره کل) / اولویت‌های عملکرد کاری	عملکرد کاری	رضایت از عملکرد کاری	عملکرد کاری	رضایت از عملکرد کاری	عملکرد کاری	رضایت از عملکرد کاری	عملکرد کاری	رضایت از عملکرد کاری
دویدن	۶	۶	۸	۷	۸	۹	۸	۹
از پله بالا رفتن	۲	۲	۵	۶	۷	۷	۷	۷
لی‌لی کردن	۱	۱	۲	۱	۳	۲	۳	۲
از پله پایین رفتن	۲	۳	۵	۶	۶	۷	۶	۷
مجموع نمرات در هر فعالیت کاری تقسیم بر تعداد = جمع‌بندی	۱۱/۴= ۲/۷۵	۱۲/۴= ۳	۲۰/۴= ۵	۲۰/۴= ۵	۲۴/۴= ۶	۲۵/۴= ۶/۲۵	۲۴/۴= ۶	۲۵/۴= ۶/۲۵

توانبخشی

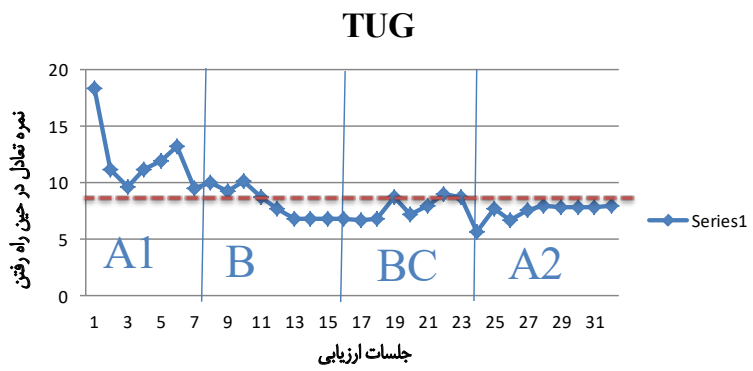
Archive of SID.ir

Archive of SID.ir



تصویر ۵. نمودار سرعت حرکت در نمونه موردمطالعه

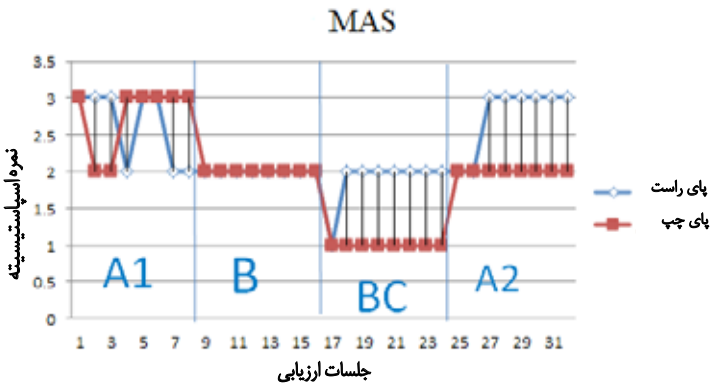
توانبخشی



تصویر ۶. نمودار تعادل عملکردی در نمونه موردمطالعه

توانبخشی

با توجه به پروتکل مطالعه، ۴ هفته اول فاز پیگیری بود که در این فاز، بیمار فقط تمرینات معمول کاردرمانی را دریافت می‌کرد. فاز دوم، فاز مداخله اول بود که به‌مدت ۴ هفته ارتوز حرکتی داینامیک، روزانه پوشیده می‌شد. فاز سوم شامل مداخله دوم با ارتوز حرکتی داینامیک با قطعات فنر و مچبند بود و فاز آخر هم فاز پیگیری بود. با توجه به نتایج مربوط به PND، بهبود سرعت عملکردی در فاز مداخله دوم مشاهده شد، اما در بقیه فازها در اثربخشی ابهام وجود داشت. همچنین در مقایسه دو فاز مداخله، اثرگذاری مشاهده نشد. بنابراین هر دو ارتوز داینامیک در متغیر سرعت در حین راه رفتن، تفاوتی را نشان ندادند که در



تصویر ۷. نمودار اسپاستیسیته عضله همسترینگ راست و چپ در نمونه موردمطالعه

توانبخشی

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

تحلیل چشمی نمودار نیز مشخص است. در فاز پیگیری، ابهام در ماندگاری اثر وجود داشت. تغییرات افزایشی و کاهشی در فاز پیگیری مشاهده شد. در مطالعه‌ای در سال ۲۰۰۹ [۲۹] که به ارزیابی اثر یک ارتوز الاستومری داینامیک[۲۱] بر سرعت عملکردی کودکان فلج مغزی اسپاستیک دای‌پلژی از طریق 10MWT پرداخته بود، نتایج مطالعه افزایش سرعت در ۵ نمونه از ۸ نمونه واردشده به مطالعه را نشان داد. طرح این مطالعه نیز تک‌نمونه‌ای و به‌صورت A-B-A بود. اینکه سرعت در برخی فازهای مداخله افزایش یافته و در برخی فازها، تغییرات در سرعت مشاهده می‌شود، ممکن است به دو دلیل باشد: اول اینکه کنترلی بر فعالیت‌های انجام‌شده توسط شرکت‌کننده در دوره مداخله وجود نداشت و دوم اینکه زمان استانداردی برای پوشیدن ارتوز در کودکان وجود نداشت و پیگیری پوشیدن ارتوزها در طول روز از طریق پرسش از والدین انجام می‌شد و ممکن بود در بعضی روزها ارتوز پوشیده نشود.

در این مطالعه، داده محاسبه‌شده در تعادل عملکردی، زمان محاسبه‌شده در یک مسیر رفت و برگشتی بود که از حالت نشسته بر روی یک صندلی به همان حالت برمی‌گشت. در مقایسه فاز پایه با فاز مداخله اول و دوم (یا ارتوز داینامیک یا ارتوز داینامیک با فنر و مچبند) اثربخشی مداخله وجود داشت و کاهش زمان به معنی بهبود تعادل عملکردی در نمونه موردمطالعه است. در مقایسه فاز پایه با پیگیری نیز اثربخشی ارتوز وجود دارد و می‌تواند نشانی از ماندگاری اثر در فاز پیگیری باشد. در تحلیل چشمی نمودار نیز مشخص است که اثربخشی مداخلات در فازهای قبلی در فاز پیگیری ثابت باقی مانده است. در بین مطالعاتی که به ارزیابی اثر سوییت‌ها پرداخته‌اند، دو مطالعه تعادل بعد از استفاده از ارتوزهای مشابه لیکرا را ارزیابی کرده‌اند که اگرچه ابزار ارزیابی تعادل در این مطالعات متفاوت است، اما نتایج این مطالعات با مطالعه حاضر در بهبود تعادل هم‌خوانی دارد. فلانگان و همکاران در سال ۲۰۰۹ [۱۹] به ارزیابی اثر لیکراگارمنت[۲۲] پوشاننده کل بدن بر تعادل کودکان دارای فلج مغزی با استفاده از آزمون تعادل عملکردی برونینسکی[۲۳] پرداختند. در این مطالعه میانگین نمره تست تعادل عملکردی برونینسکی در فاز مقدماتی ۲۲/۴ بوده که پس از ۱۲ هفته به میزان ۳۳/۶ افزایش یافته است. بنابراین بررسی خرده‌آزمون تعادل در آزمون برونینسکی با یک افزایش ۱۵ درصد معنی‌دار در نظر گرفته شده است. همچنین در این مطالعه، تعادل پس از ۲ ماه، ۵۸ درصد و پس از ۴ ماه، ۷۶ درصد بهبود یافته است. مطالعه فلانگان با مطالعه حاضر از جهت افزایش تعادل بعد از استفاده از ارتوزهای داینامیک هم‌خوانی دارد. همچنین حسینی و همکاران [۳۵] در مطالعه‌ای در سال ۲۰۱۵ به ارزیابی ارتوز داینامیک نئوپرنی بر کنترل پاسچر با استفاده از یک صفحه نیرو و تعادل عملکردی با استفاده از آزمون برگ پرداختند. در بررسی کنترل پاسچر هیچ تفاوتی بین حالت‌های با ارتوز داینامیک و بدون ارتوز مشاهده نشد. در بررسی آزمون تعادل عملکردی برگ[۲۴] نیز افزایش تعادل عملکردی ۵ کودک شرکت‌کننده در مطالعه بعد از ۶ هفته استفاده از ارتوز داینامیک گزارش شد که به نظر می‌رسد ارتوزهای داینامیک در بهبود تعادل مؤثر هستند.

در کودکان مبتلا به فلج مغزی اسپاستیک دای‌پلژی، عضلات اندام تحتانی درگیر اسپاستیسیته است. مکانیسم احتمالی ارتوزهای داینامیک به این صورت است که از طریق فشار یا کشش بر عضلات اسپاستیک و همین‌طور تغییر راستای بیومکانیکی اندام تحتانی، باعث تعدیل تون عضلات اسپاستیک می‌شوند. بنابراین در بررسی اسپاستیسیته عضله همسترینگ، پس از ثابت ماندن مقدار اسپاستیسیته در فاز پایه، در فازهای مداخله در پای راست کاهش یک واحدی و در پای چپ کاهش دو واحد در اسپاستیسیته همسترینگ ایجاد شد که در فاز پیگیری مقدار اسپاستیسیته همسترینگ راست به مقدار اولیه در فاز پایه و میزان اسپاستیسیته همسترینگ چپ به یک واحد کمتر از فاز پایه رسید که نشان می‌دهد هر دو نوع ارتوز داینامیک حرکتی در زمانی که پوشیده می‌شوند در تعدیل تون عضله اسپاستیک مؤثر هستند. بنابراین به نظر می‌رسد تا زمانی که پوشیدن ارتوز ادامه داشته باشد، تون عضلات ممکن است کاهش یابد و این مسئله می‌تواند باعث بهبود متغیرهای عملکردی همچون سرعت و تعادل که در بخش‌های بالا به آن‌ها پرداخته شد، بشود.

در بررسی عملکرد کاری کودک شرکت‌کننده در مطالعه، افزایش نمرات عملکرد کاری و رضایت از عملکرد کاری کودک در فازهای مداخله، معنی‌دار بود. مطالعات قبلی نیز افزایش در عملکرد کاری را نشان دادند [۱۹، ۳۶]. در مطالعه فلانگان و همکاران در سال ۲۰۰۹ که به بررسی عملکرد کاری با استفاده از تراتاگ پرداختند، عملکرد کاری و رضایت از عملکرد کاری در ابتدای مطالعه نتایج معنی‌داری را نشان نداد و تنها پس از ۲ ماه استفاده از ارتوز، نتایج رضایت از عملکرد کاری معنی‌دار شدند [۱۹]. در مطالعه دیگری، نتایج معنی‌داری در معیار COPM، هم در اثر فوری و هم در پیگیری‌های ۲ ماه و ۴ ماه بعد از مداخله، گزارش شد. همچنین این مطالعه استفاده از معیار COPM را در این گونه مطالعات پیشنهاد کرد [۳۶]. در مطالعه‌ای در سال ۲۰۲۳، میزان ایمن بودن و همین‌طور میزان فشار وارده توسط یک ارتوز لیکرا به عضلات هایپرتون بازوی کودکان فلج مغزی را بررسی کردند. منظور از ایمن بودن، تعداد و شدت وقایع نامطلوبی ازجمله مشکلات پوستی و فشاری بود که در حین پوشیدن این گارمنت‌ها ممکن بود حاصل شود. در این مطالعه زمان پوشیدن و وقایع نامطلوب احتمالی به‌طور روزانه توسط والدین کودک

21. Dynamic elastomeric fabric orthosis
22. Lycra Garment
23. Bruininks-Oseretsky test of motor proficiency (BOTMP)
24. Berg balance scale

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

یادداشت می‌شد. نتایج مطالعه، زمان پوشیدن روزانه ارتوز را خوب و میزان وقایع نامطلوب گزارش‌شده را بسیار کم اعلام کرد [۳۷]. در این مطالعه نیز زمان پوشیدن ارتوز در هر جلسه توسط والدین کودک گزارش شد و عوارض نامطلوب ناشی از ارتوز گزارش نشد.

با توجه به نتایج این مطالعه در کاهش اسپاستیسیته در فازهای مداخله، ممکن است بهبودی در عملکرد کاری و افزایش رضایت از عملکرد کاری به کاهش تونوسیته عضلانی در حین فعالیت‌ها مرتبط باشد. این نتایج همچنین با نتایج کسب‌شده در سرعت و تعادل نیز هم‌خوانی دارد.

نتیجه‌گیری

طراحی ارتوز در دو سایز برای سن ۶ تا ۱۲ سال، فرایند سفارشی‌ساز بودن این ارتوز را کوتاه‌تر کرد. به نظر می‌رسد ارتوز داینامیک طراحی‌شده در زمان‌هایی که پوشیده می‌شود بر تعدیل تونوسیته عضله مؤثر است و باعث بهبود سرعت، تعادل و عملکرد کاری می‌شود که این پیشرفت‌ها نیز در فعالیت‌های روزمره کودک مشخص بود و والدین کودک از عملکرد کودک رضایت داشتند. درمورد تفاوت بین ارتوز با فنر و مچبند و ارتوز بدون فنر و مچبند، در متغیرهای عملکردی و در بازه زمانی در نظر گرفته‌شده در این مطالعه تفاوتی حاصل نشد. همچنین این مطالعه نشان می‌دهد هرچه ارتوز زمان بیشتری پوشیده شود، اثرات مثبت ارتوز بهتر دیده می‌شود. اما نکته قابل‌توجه این است که درمورد ماندگاری اثر ارتوز ابهاماتی وجود دارد.

از محدودیت‌های مطالعه می‌توان به عدم وجود ماده لیکرا در مطالعات دیگر در ایران و استفاده از ماده مشابه، و عدم وجود ماده‌ای که در عین ایجاد ثبات، دارای منافذی برای عبور هوا جهت حل مسئله گرما در حین پوشیدن باشد، همچنین غیرقابل‌کنترل بودن دقیق زمان پوشیدن ارتوز در منزل و کم بودن تعداد نمونه اشاره کرد. پیشنهاد می‌شود این نوع ارتوز در حجم نمونه بیشتر بررسی شود و البته بررسی بیومکانیکی زوایای مفاصل اندام تحتانی در فازهای مختلف راه رفتن صورت گیرد که توسط محققان این مقاله در حال انجام است. با توجه به تعدیل اسپاستیسیته عضله همسترینگ در این مطالعه، پیشنهاد می‌شود این ارتوز با تغییراتی در طرح، در کودکان دارای فلج مغزی با سطوح بالاتر GMFCS E&R و همین‌طور در افراد فلج مغزی سنین بالاتر نیز ارزیابی شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

مطالعه حاضر موردتأیید کمیته اخلاق دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی است (کد اخلاق : IR.USWR.REC.1399.131). قبل از شروع مطالعه، رضایت شفاهی و کتبی آگاهانه از والدین کودکان فلج مغزی جهت شرکت در مطالعه اخذ شد. کودک و خانواده مختار بودند که در هر مرحله از روند تحقیق از شرکت در پژوهش کناره‌گیری کنند. روند پژوهش هیچ‌گونه تداخلی با درمان‌های رایج کودک نداشت.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه دکترای خانم صدیقه سادات میرباقری در گروه ارتوز و پروتز دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی است.

مشارکت نویسندگان

مفهوم‌سازی: محمود بهرامی‌زاده، غلامرضا امینیان، صدیقه سادات میرباقری؛ روش‌شناسی: غلامرضا امینیان، محسن واحدی، فرزام فرهمند، صدیقه سادات میرباقری؛ تحقیق و بررسی: صدیقه سادات میرباقری؛ منابع: صدیقه سادات میرباقری؛ تحلیل داده‌ها: فرزام فرهمند، محسن واحدی، حمید دالوند، صدیقه سادات میرباقری؛ نگارش پیش‌نویس، ویراستاری و نهایی‌سازی: همه نویسندگان؛ تأمین مالی: صدیقه سادات میرباقری.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله هیچ‌گونه تعارض منافعی ندارد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله مراتب تشکر و قدردانی خود را از شرکت طب و صنعت و همکاری صمیمانه مدیر شرکت جناب آقای مهندس میرمهدی جهت اجرای مراحل ساخت ارتوز اعلام می‌دارند.

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

References

[1] Shevell M. Cerebral palsy to cerebral palsy spectrum disorder: Time for a name change? Neurology. 2019; 92(5):233-5. [DOI:10.1212/WNL.0000000000006747] [PMID]

[2] Graham HK, Rosenbaum P, Paneth N, Dan B, Lin JP, Damiano DL, et al. Cerebral palsy. Nature Reviews. Disease Primers. 2016; 2:15082. [DOI:10.1038/nrdp.2015.82] [PMID] [PMCID]

[3] Joghataei M, Kazem M. Assessment the level of community needs in welfare services on the whole country. Tehran: University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences; 1990. [Link]

[4] Ferdjallah M, Harris GF, Smith P, Wertsch JJ. Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. Clinical Biomechanics. 2002; 17(3):203-10. [DOI:10.1016/S0268-0033(01)00121-8] [PMID]

[5] Moreau NG, Bodkin AW, Bjornson K, Hobbs A, Soileau M, Lahasky K. Effectiveness of rehabilitation interventions to improve gait speed in children with cerebral palsy: Systematic review and meta-analysis. Physical Therapy. 2016; 96(12):1938-54. [DOI:10.2522/ptj.20150401] [PMID] [PMCID]

[6] Bjornson KF, Zhou C, Stevenson RD, Christakis D. Relation of stride activity and participation in mobility-based life habits among children with cerebral palsy. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2014; 95(2):360-8. [DOI:10.1016/j.apmr.2013.10.022] [PMID] [PMCID]

[7] Rodda JM, Graham HK, Carson L, Galea MP, Wolfe R. Sagittal gait patterns in spastic diplegia. The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume. 2004; 86(2):251-8. [DOI:10.1302/0301-620X.86B2.13878] [PMID]

[8] Chambers HG. Treatment of functional limitations at the knee in ambulatory children with cerebral palsy. European Journal of Neurology. 2001; 8(Suppl 5):59-74. [DOI:10.1046/j.1468-1331.2001.00039.x] [PMID]

[9] Steele KM, Demers MS, Schwartz MH, Delp SL. Compressive tibiofemoral force during crouch gait. Gait & Posture. 2012; 35(4):556-60. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2011.11.023] [PMID] [PMCID]

[10] Perry J, Antonelli D, Ford W. Analysis of knee-joint forces during flexed-knee stance. Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume. 1975; 57(7):961-7. [DOI:10.2106/00004623-197557070-00014] [PMID]

[11] Rethlefsen SA, Nguyen DT, Wren TA, Milewski MD, Kay RM. Knee pain and patellofemoral symptoms in patients with cerebral palsy. Journal of Pediatric Orthopedics. 2015; 35(5):519-22. [DOI:10.1097/BPO.0000000000000304] [PMID]

[12] Bell KJ, Ounpuu S, DeLuca PA, Romness MJ. Natural progression of gait in children with cerebral palsy. Journal of Pediatric Orthopedics. 2002; 22(5):677-82. [DOI:10.1097/01241398-200209000-00020] [PMID]

[13] Galey SA, Lerner ZF, Bulea TC, Zimbler S, Damiano DL. Effectiveness of surgical and non-surgical management of crouch gait in cerebral palsy: A systematic review. Gait & Posture. 2017; 54:93-105. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2017.02.024] [PMID] [PMCID]

[14] Rogozinski BM, Davids JR, Davis RB 3rd, Jameson GG, Blackhurst DW. The efficacy of the floor-reaction ankle-foot orthosis in children with cerebral palsy. The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume. 2009; 91(10):2440-7. [DOI:10.2106/JBJS.H.00965] [PMID]

[15] Abd El-Kafy EM. The clinical impact of orthotic correction of lower limb rotational deformities in children with cerebral palsy: A randomized controlled trial. Clinical Rehabilitation. 2014; 28(10):1004-14. [DOI:10.1177/0269215514533710] [PMID]

[16] Hylton N, Allen C. The development and use of SPIO lycra compression bracing in children with neuromotor deficits. Pediatric Rehabilitation. 1997; 1(2):109-16. [DOI:10.3109/17518429709025853] [PMID]

[17] Harris SR. A study of a dynamic proximal stability splint in the management of children with cerebral palsy. Developmental Medicine and Child Neurology. 1996; 38(2):181-3. [PMID]

[18] Rennie DJ, Attfield SF, Morton RE, Polak FJ, Nicholson J. An evaluation of lycra garments in the lower limb using 3-D gait analysis and functional assessment (PEDI). Gait & Posture. 2000; 12(1):1-6. [DOI:10.1016/S0966-6362(00)00066-7] [PMID]

[19] Flanagan A, Krzak J, Peer M, Johnson P, Urban M. Evaluation of short-term intensive orthotic garment use in children who have cerebral palsy. Pediatric Physical Therapy. 2009; 21(2):201-4. [DOI:10.1097/PEP.0b013e3181a347ab] [PMID]

[20] Blair E, Ballantyne J, Horsman S, Chauvel P. A study of a dynamic proximal stability splint in the management of children with cerebral palsy. Developmental Medicine and Child Neurology. 1995; 37(6):544-54. [DOI:10.1111/j.1469-8749.1995.tb12041.x] [PMID]

[21] Gerard A, Toussaint-Thorin M, Mohammad Y, Letellier G, Fritot S, Masson S, et al. Propensix: Pressure garment therapy using compressive dynamic Lycra® sleeve to improve bi-manual performance in unilateral cerebral palsy: A multicenter randomized controlled trial protocol. Trials. 2022; 23(1):117. [DOI:10.1186/s13063-022-06041-1] [PMID] [PMCID]

[22] Serrao M, Casali C, Ranavolo A, Mari S, Conte C, Chini G, et al. Use of dynamic movement orthoses to improve gait stability and trunk control in ataxic patients. European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine. 2017; 53(5):735-43. [Link]

[23] Watson MJ, Crosby P, Matthews M. An evaluation of the effects of a dynamic lycra orthosis on arm function in a late stage patient with acquired brain injury. Brain Injury. 2007; 21(7):753-61. [DOI:10.1080/02699050701481613] [PMID]

[24] Attard J, Rithalia S. Physiological effects of lycra® pressure garments on children with cerebral palsy. In: Anand SC, M Kennedy JF, Miraftab M, Rajendran S, editors. edical and Healthcare Textiles: A volume in Woodhead Publishing Series in Textiles. Amsterdam: Elsevier; 2010. [DOI:10.1533/9780857090348.300]

[25] Indurkar I, Chaudhary NI, Chaudhary S, Sheikh MK, Gawande U. A case study on the use of theratogs® with conventional physiotherapy on a child with cerebral palsy, GMFCS level V. Journal of Survey in Fisheries Sciences. 2023; 10(4S):3082-7. [DOI:10.53555/sfs.v10i4S.1885]

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

[26] Civil DA. Design and development of a soft pediatric support garment for ankle-foot orthoses wearers [master thesis]. Newark: University of Delaware; 2019. [Link]

[27] Stone KA. Dynamic elastomeric fabric orthoses (defo) and physiotherapy after botulinum toxin (BT) in adults with focal spasticity: A feasibility study using mixed methods [doctoral dissertation]. Exeter: University of Exeter; 2014. [Link]

[28] Bahramizadeh M, Rassafiani M, Aminian G, Rashedi V, Farmani F, Mirbagheri SS. Effect of dynamic elastomeric fabric orthoses on postural control in children with cerebral palsy. Pediatric Physical Therapy. 2015; 27(4):349-54. [DOI:10.1097/PEP.0000000000000171] [PMID]

[29] Matthews MJ, Watson M, Richardson B. Effects of dynamic elastomeric fabric orthoses on children with cerebral palsy. Prosthetics and Orthotics International. 2009; 33(4):339-47. [DOI:10.3109/03093640903150287] [PMID]

[30] Knox V. The use of lycra garments in children with cerebral palsy: A report of a descriptive clinical trial. British Journal of Occupational Therapy. 2003; 66(2):71-7. [DOI:10.1177/030802260306600205]

[31] Kerem M, Livanelioglu A, Topcu M. Effects of Johnstone pressure splints combined with neurodevelopmental therapy on spasticity and cutaneous sensory inputs in spastic cerebral palsy. Developmental Medicine and Child Neurology. 2001; 43(5):307-13. [DOI:10.1017/S0012162201000585] [PMID]

[32] Gunel MK, Mutlu A, Tarsuslu T, Livanelioglu A. Relationship among the manual ability classification system (MACS), the gross motor function classification system (GMFCS), and the functional status (WeeFIM) in children with spastic cerebral palsy. European Journal of Pediatrics. 2009; 168(4):477-85. [DOI:10.1007/s00431-008-0775-1] [PMID]

[33] Bloom M, Fischer J, Orme JG. Evaluating practice: Guidelines for the accountable professional. Boston: Pearson/Allyn and Bacon; 2006. [Link]

[34] Law MC, Canadian Association of Occupational Therapists. Canadian occupational performance measure. Ottawa: Canadian Association of Occupational Therapists; 1998. [Link]

[35] Hosseini M, Mirbagheri SS, Bahramizadeh M, Rassaffiani M, Torkeman R. [The effect of neoprene dynamic orthosis on postural control in children with cerebral palsy (pilot study) (Persian)]. Journal of Modern Rehabilitation. 2015; 9(2):69-76. [Link]

[36] Christy JB, Chapman CG, Murphy P. The effect of intense physical therapy for children with cerebral palsy. Journal of Pediatric Rehabilitation Medicine. 2012; 5(3):159-70. [DOI:10.3233/PRM-2012-0208] [PMID]

[37] Béghin L, Mohammad Y, Fritot S, Letellier G, Masson S, Zagamé Y, et al. Safety and adherence of pressure garment therapy in children with upper limb unilateral cerebral palsy. Results from a randomized clinical trial ancillary analysis. Frontiers in Pediatrics. 2023; 11:1043350. [DOI:10.3389/fped.2023.1043350] [PMID] [PMCID]

Archive of SID.ir

Archive of SID.ir

This Page Intentionally Left Blank

Archive of SID.ir