

Review Paper: Literature Review of the Effect of Ankle-Foot Orthosis on Gait Parameters After Stroke

Elnaz Esfandiari¹, *Mokhtar Arazpour², Hassan Saeedi¹, Amir Ahmadi³

1. Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

2. Department of Orthotics and Prosthetics, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.

3. Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.



Citation Esfandiari E, Arazpour M, Saeedi H, Ahmadi A. [Literature Review of the Effect of Ankle-Foot Orthosis on Gait Parameters After Stroke (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2017; 18(2):164-179. <http://dx.doi.org/10.21859/jrehab-1802160>

doi : <http://dx.doi.org/10.21859/jrehab-1802160>

Received: 20 Oct. 2016

Accepted: 07 Mar. 2017

ABSTRACT

Objective Stroke occurs when the supply of blood to the brain is either interrupted or reduced. The clinical presentation varies from minor neurological symptoms to severe deficits, depending on the location and the size of the brain lesion. Hemiparesis is one of the most striking features in the acute phase. Many other deficits may also be present, including postural imbalance. All persistent neurological deficits may cause more or less severe activity limitations in several domains of human functioning. Regaining walking ability is a major goal during the rehabilitation of stroke patients. Therefore, using orthoses can be beneficial for them. Ankle-Foot Orthoses (AFOs) is one of the most common therapeutic approaches to control foot drop among stroke patients. AFOs prevent drooping or other unintended movements of the foot and ankle by providing stability in optimum conditions. It also helps in regaining normal walking posture in stroke patients. The aim of this review was to evaluate the efficiency of the AFOs on balance and examine the effectiveness of temporal spatial and kinetic gait kinematics in stroke patients with foot drop.

Materials & Methods Science Direct, Springer, Google Scholar, PubMed, Ovid databases were searched for articles published between 1996 and 2016 of studies on patients with drop foot wearing the AFOs. After reviewing and categorizing the articles, they were analyzed based on spatiotemporal parameters, gait kinetics, gait kinematics and stability. A total of 21 articles were selected for final evaluation.

Results Twenty-one articles were analyzed in relation to the effect of the AFOs on gait parameters in stroke patients. Spatiotemporal parameters were evaluated in 14 articles, and kinetics and kinematics parameters were analyzed in seven articles. AFOs have a significant impact on the length and width of the steps but had no significant effect on speed, cadence, symmetry of gait and balance. Also, AFOs improved kinetic parameters of gait, ankle kinematics and kinematics of the knee in the static phase but had no significant effect on knee joint kinematics and kinematics of the hip joint in the frontal and sagittal. There are a few studies with regard to the effects of AFOs on the moment of inertia and joints power, but the results of the present study showed no significant difference in these parameters.

Conclusion This study showed that the AFOs based on the models (static or dynamic) had a paradoxical effect on balance, kinetic and kinematic parameters of gait in the stroke patients. AFOs had a significant improvement in balance, kinetic and kinematic parameters of gait compared to those without orthosis situation in the stroke patients. According to the result of this study, depending on the patient's needs and situation, the best and the most suitable ankle foot orthoses should be designed and custom mold- ed for them.

Keywords:

Stroke, Drop foot,
Ankle foot orthoses,
Gait parameters

* Corresponding Author:

Mokhtar Arazpour, PhD

Address: Department of Orthotics and Prosthetics, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.

Tel: +98 (21) 22180010

E-Mail: m.arazpour@yahoo.com

مقاله مروری: بررسی تأثیر ارتزهای معج-پا-پایی بر متغیرهای راه رفتن و تعادل افراد سکنه مغزی

الناز اسفندیاری^۱، مختار عراض پور^۲، حسن سعیدی^۱، امیر احمدی^۲

۱- گروه ارتوپدی فنی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی ایران، تهران، ایران.

۲- گروه ارتز و پروتز، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران.

۳- گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی ایران، تهران، ایران.

حکمه

تاریخ دریافت: ۲۹ مهر ۱۳۹۵
تاریخ پذیرش: ۱۷ اسفند ۱۳۹۵

هدف: سکنه مغزی به دنبال قطع یا اختلال خون‌رسانی به قسمتی از مغز ایجاد می‌شود. عوارض ناشی از سکنه مغزی، می‌تواند از عوارض جزئی همانند علائم عصبی تا اختلالات خیلی شدید بسته به محل و شدت آسیب‌دهدگی متفاوت باشد. همی‌پارزی یکی از شایع‌ترین اختلالات در افراد دچار سکنه مغزی در فاز حاد این عارضه است. برخی اختلالات دیگر نیز همچون اختلالات تعادلی و وضعیتی نیز ممکن است به دنبال سکنه مغزی مشاهده شود. تمامی اختلالات نورولوژیکی ناشی از سکنه مغزی ممکن است سبب محدودیت دامنه حرکتی افراد از رنج کم تا زیاد شود. بازپایی توانایی راه رفتن یکی از مهم‌ترین اهداف توان‌بخشی افراد دچار سکنه مغزی است. از این رو استفاده از وسایل کمکی همچون ارتزهای می‌تواند برای این افراد مفید واقع شود. یکی از متداول‌ترین روش‌های درمانی برای کنترل عارضه دراپ‌فوت ناشی از سکنه مغزی استفاده از ارتزهای معج-پا-پایی است. ارتز معج-پا-پایی با فراهم کردن ثبات معج و قرار دادن پا در وضعیت مطلوب از افتادگی پا و سایر حرکات ناخواسته جلوگیری می‌کند و باعث می‌شود تا راه رفتن علای شود. هدف مطالعه مروری حاضر ارزیابی تأثیر گذاری ارتزهای معج-پا-پایی بر تعادل و مؤلفه‌های زمانی مکانی، کینماتیک و کینماتیک راه رفتن افراد با عارضه دراپ‌فوت ناشی از سکنه مغزی است.

روش بررسی: جست‌وجو در پایگاه‌های اطلاعاتی گوگل، اشپرینگر، ساینس‌دایرکت، پابمد و اوید برای یافتن مطالعات در بازه زمانی ۱۹۹۶ تا ۲۰۱۶ که تأثیر ارتزهای معج-پا-پایی را در افتادگی معج سنجیدند انجام شده است. پس از بررسی و طبقه‌بندی مقالات به دست آمده مقالات موجود بر اساس متغیرهای زمانی مکانی، راه رفتن، کینماتیک و تعادل تحلیل شدند در نهایت ۲۱ مطالعه جهت ارزیابی نهایی انتخاب شدند.

یافته‌ها: ۲۱ مقاله درباره تأثیر ارتز معج-پا-پایی بر متغیرهای راه رفتن افراد دراپ‌فوت ناشی از سکنه مغزی تجزیه و تحلیل شده است. متغیر زمانی مکانی در ۱۴ مقاله و مؤلفه‌های کینماتیک و کینماتیک در هفت مقاله ارزیابی شده است. ارتز معج-پا-پایی تأثیر معناداری بر طول و عرض گام داشته است. ولی بر سرعت گام، فریگی راه رفتن و تعادل افراد تأثیر معنادار نداشته است. همچنین استفاده از ارتز معج-پا-پایی سبب بهبود مؤلفه‌های کینماتیک راه رفتن، کینماتیک معج پا و کینماتیک زانو در فاز ایستایی می‌شود. ولی بر کینماتیک مفصل زانو در فاز نوسانی و کینماتیک مفصل هیپ در صفحه فرونتال و ساجیتال تأثیر چندانی نداشته است. درباره تأثیر ارتز بر ممان اینرسی و باور مفصل مطالعات فیزیکی وجود داشته ولی نتیجه حاکی از نبود تفاوت معنادار در این مؤلفه‌ها بود.

نتیجه‌گیری: این مطالعه نشان داد مدل‌های مختلف ارتز معج-پا-پایی استاتیک یا دینامیک بسته به جنس و طراحی‌شان، تأثیرهای متنوعی بر تعادل، مؤلفه‌های کینماتیک و متغیرهای راه رفتن افراد سکنه مغزی می‌کنند. استفاده از ارتزهای معج-پا-پایی در مقایسه با وضعیت بدون ارتز سبب راه رفتن مناسب‌تر افراد با عارضه افتادگی معج پا می‌شود. با توجه به نتایج این مطالعه، بسته به نیاز و شرایط هر بیمار باید بهترین و مناسب‌ترین ارتز معج-پا-پایی به صورت انحصاری و با در نظر گرفتن شرایط هر فرد برای او طراحی و ساخته شود.

کلیدواژه‌ها:

سکنه مغزی، افتادگی معج، ارتزهای معج-پا-پایی، متغیرهای راه رفتن

مقدمه

مغزی می‌میرند، توانایی‌هایی که توسط این ناحیه کنترل می‌شوند، مانند کنترل عضلات، دچار اختلال می‌شوند. قربانیان سکنه مغزی به تعدادی از ناتوانی‌های نورولوژیکی مانند همی‌پارزی، اختلال ارتباطی، اختلال شناختی و اختلال در درک بصری فضایی دچار می‌شوند [۱، ۲]. در بیشتر مواقع توانایی راه رفتن به دنبال سکنه مغزی به دلیل ضعف عضلانی، اسپاستیسیتی، تن غیرعادی عضلانی، به خطر افتادن کنترل حسی حرکتی، نداشتن

سکنه مغزی^۱ یکی از علل اصلی ناتوانی و مرگ در سراسر جهان است. این عارضه نوعی اختلال نورولوژیکی به علت ضعیف شدن جریان خون به مغز است و باعث مرگ سلول‌های مغزی در اثر دریافت نکردن اکسیژن می‌شود [۱]. هنگامی که سلول‌های

1. Stroke

* نویسنده مسئول:

دکتر مختار عراض پور

نشانی: تهران، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، گروه ارتز و پروتز.

تلفن: ۰۱۰-۲۲۱۸۰۰۰۱ (۲۱) ۰۹۸+

رایانامه: m.arazpour@yahoo.com

عادی راه برود [۱۰]. امروزه انواع مختلفی از ارتزهای مچ پا-پایی بر حسب نیاز بیمار استفاده می‌شوند. مطالعات بیومکانیکی اخیر بر روی عملکرد ارتزها نشان داده است که ارتزهای مچ پا-پایی موجب کاهش انحرافات رانرفتن و افزایش تعادل و تقارن در حین رانرفتن می‌شوند [۱۱]. همچنین در فاز نوسان رانرفتن، موجب افزایش کلیبرنس^{۱۲} می‌شوند [۱۱].

تاکنون چندین مطالعه مروری در زمینه تأثیر انواع مختلف ارتزهای مچ پا-پایی بر رانرفتن افراد دراپ‌فوت ناشی از سکتة مغزی انجام شده است. لیونگ در سال ۲۰۱۳ به بررسی تأثیر ارتزهای مچ پا-پایی بر فعالیت عضلانی افراد دراپ‌فوت پرداخت که نتیجه نهایی حاصل از مطالعه او نشان داد که هنوز شواهد کافی برای ارائه نظر قطعی درباره تأثیر ارتز مچ پا-پایی بر فعالیت عضلات کاف موجود نیست [۱۲]. اسپیکر در سال ۲۰۱۴ و تیسل در سال ۲۰۰۱ تنها به بررسی تأثیر ارتز مچ پا-پایی بر تعادل افراد دراپ‌فوت پرداختند و بیان کردند که اگرچه ارتز سبب بهبود تعادل فرد می‌شود، نمی‌توان نتیجه قطعی در این باره ارائه داد و بسته به نوع ارتز و شدت ناتوانی فرد نتایج متفاوتی حاصل می‌شود [۱۳، ۱۴]. میلز در سال ۲۰۰۹ به بررسی تأثیر ارتز بر متغیرهای کینتیکی^{۱۳} رانرفتن افراد دراپ‌فوت پرداخت و نشان داد ارتزهایی که برای هر شخص به صورت انحصاری طراحی و ساخته شده‌اند، تأثیرگذارترند [۱۵]. پادپلا در سال ۲۰۱۴ بیان کرد که استفاده از ارتز سبب بهبود برخی متغیرهای رانرفتن نظیر سرعت رانرفتن و کادنس می‌شود، ولی نمی‌توان درباره تأثیر آن بر قرینگی رانرفتن و تعادل افراد نظر قطعی ارائه داد [۱۶].

تاپسون در سال ۲۰۱۳ به بررسی تأثیر ارتزهای مچ پا-پایی بر رانرفتن افراد دراپ‌فوت پرداخت، اما مطالعه او تنها شامل مقالات مرتبط نوشته‌شده در سال‌های ۲۰۱۱ تا ۲۰۱۳ می‌شود [۱۷]. علام نیز در سال ۲۰۱۴، مطالعه‌ای مروری مبنی بر انتخاب ارتز مناسب برای رانرفتن افراد دراپ‌فوت انجام داد و بیان کرد که ارتز مناسب برای افراد دراپ‌فوت باید کارآمد و سبک باشد و تا جایی که ممکن است امکان حرکت آزادانه مچ فراهم باشد [۱۸]. تاکنون بیشتر مطالعات مروری انجام‌شده درباره این موضوع تنها به بررسی یکی از مؤلفه‌های رانرفتن نظیر کینتیک و کینماتیک^{۱۴} یا متغیرهای زمانی مکانی^{۱۵} به صورت مجزا پرداخته‌اند و جدیدترین مطالعات مروری انجام‌شده در این زمینه نیز به بررسی مقالات منتشرشده در بازه زمانی ۲۰۱۱-۲۰۱۳ پرداخته‌اند و اخیراً در این زمینه مطالعه مروری انجام نشده است. همچنین برخی از مطالعات به بررسی تأثیر ارتز مچ پا-پایی بر رانرفتن افراد دراپ‌فوت بدون در نظر گرفتن این موضوع که دراپ‌فوت هر فرد ناشی از چه اختلالی است، پرداخته‌اند؛ حال آنکه ممکن

عملکردهای شناختی و نیز کاهش دامنه حرکتی، دچار اختلال می‌شود [۳]. یکی از اختلالات اصلی حرکتی در این افراد، دراپ‌فوت^۲ در فاز ایستایی^۳ و نوسان^۴ است [۴].

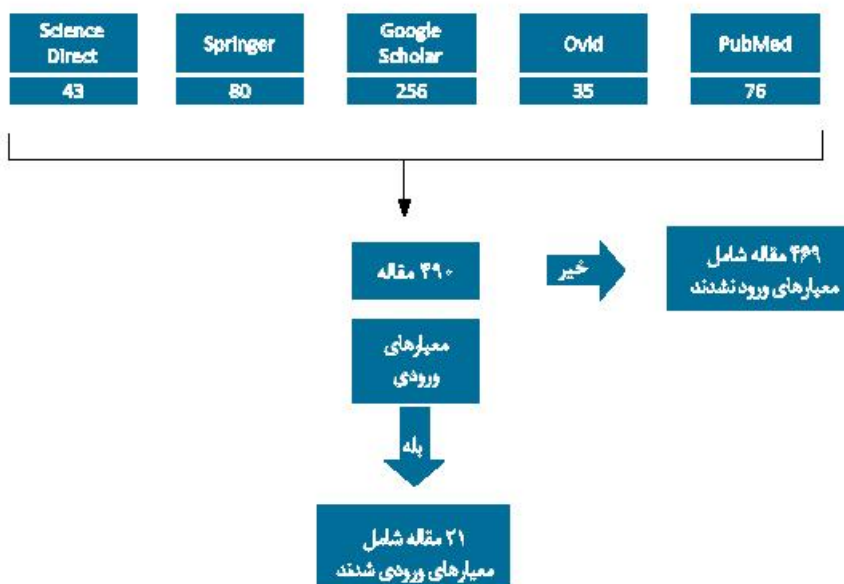
عارضه دراپ‌فوت یا افتادگی مچ پا وضعیتی است که در آن به علت ضعف یا فلج عضله تیبیالیس قدامی یا سایر عضلاتی که از عصب پرونتال مشترک^۵ منشأ می‌گیرند، فرد نمی‌تواند عملکرد دورسی فلکشن پا را به شکل مطلوب انجام دهد [۵]. دراپ‌فوت می‌تواند یک‌طرفه یا دوطرفه باشد. گاهی همراه با این عارضه علائمی همچون درد، ضعف و کرختی^۶ نیز مشاهده می‌شود [۴]. تشخیص این عارضه با انجام آزمون فیزیکی به راحتی ممکن است، اما استفاده از روش‌های تصویربرداری و انجام الکترومیوگرافی نیز به بررسی دقیق‌تر این عارضه کمک می‌کند [۶].

افراد دچار دراپ‌فوت زمان رانرفتن دچار مشکلاتی نظیر کشیده شدن ناحیه جلویی پا^۷ و برخورد شدید و ناگهانی پا به زمین^۸ می‌شوند [۷، ۸]. اختلالات حسی و حرکتی ایجادشده به دنبال دراپ‌فوت، سبب ایجاد مشکلاتی در زمان رانرفتن و دویدن می‌شود که از جمله این مکانیسم‌های جبرانی می‌توان به مولردی همچون افزایش فلکشن مفاصل هیپ و زانو به منظور ممانعت از کشیدگی انگشتان روی زمین در فاز نوسان حرکت اشاره کرد که این رانرفتن غیرطبیعی ایجادشده را استپیج گیت^۹ می‌نامند [۸]. معمولاً افراد با عارضه دراپ‌فوت به منظور جلوگیری از کشیده شدن ناحیه جلویی پا در فاز نوسان حرکت از مکانیزم‌های جبرانی رانرفتن شامل رانرفتن دایره‌وار^{۱۰} یا بلند کردن بیشتر لگن برای جبران افتادگی مچ پا استفاده می‌کنند [۱۰].

امروزه روش‌های درمانی مختلفی برای کنترل دراپ‌فوت وجود دارد که با در نظر گرفتن علت وقوع این عارضه روش درمانی مناسب اتخاذ می‌شود. از جمله درمان‌های موجود برای اصلاح دراپ‌فوت می‌توان به فیزیوتراپی، تحریک الکتریکی، آموزش نحوه صحیح رانرفتن و استفاده از ارتزها اشاره کرد [۸]. یکی از متداول‌ترین روش‌های درمانی استفاده از ارتزهای مچ پا-پایی^{۱۱} است. ارتز مچ پا-پایی وسیله‌ای مکانیکی طبی است که موجب نگهداری مچ و پا در وضعیت مطلوب، کاهش اسپاسم عضلات مچ و پا، جلوگیری یا اصلاح تغییر شکل‌های ناحیه مچ پا-پا و در نهایت بهبود عملکرد آن می‌شود [۴]. ارتز مچ پا-پایی با فراهم کردن ثبات مچ و قرار دادن پا در وضعیت مطلوب، از افتادگی پا و سایر حرکات ناخواسته جلوگیری می‌کند و باعث می‌شود فرد،

2. Drop foot
3. Stance phase
4. swing
5. Common Pronal
6. Numbness
7. Foot Drag
8. Foot slap
9. Steppage gait
10. Circumferential
11. Ankle Foot Orthoses (AFO)

12. Clearance
13. Kinetic
14. Kinematic
15. Spatio-temporal parameters



تصویر ۱. روش انجام جستوجو بر اساس روش پریسما

مطالعه

راهرفتن، مؤلفه‌های کینتیک و کینماتیک راهرفتن، سرعت راهرفتن، کادنس^{۱۷}، طول گام^{۱۸}، عرض گام^{۱۹}، تعادل، ارتز معج-پا-پایی استاتیک و دینامیک.

شایان ذکر است آن دسته از مطالعاتی که شامل سایر روش‌های درمانی غیرارتزی برای افراد دراپ‌فوت یا شامل عارضه‌ای به جز دراپ‌فوت ناشی از سگته مغزی بوده باشند، در این مطالعه وارد نشده‌اند. **تصویر شماره ۱** به شکل خلاصه روش انجام مطالعه را نشان می‌دهد.

منابع اطلاعاتی

این تحقیق بر اساس جستوجوی الکترونیکی در پایگاه‌های اطلاعاتی بین‌المللی گوگل، اشپرینگر، ساینس‌دایرکت، پایمد و اوپد^{۲۰} در فاصله زمانی سال‌های ۱۹۹۶ تا ۲۰۱۶ صورت گرفت. استراتژی مطالعه مروری حاضر، بر اساس بررسی مقالات مرتبط با عنوان مطالعه است که معیارهای ورود را نیز داشته باشند. در این مطالعه تنها از مقالاتی که به زبان انگلیسی نوشته شده باشند و در نشریات معتبر علمی به چاپ رسیده باشند استفاده شده است.

استراتژی جستوجو

مقاله حاضر شامل مطالعات انجام شده از سال‌های ۱۹۹۶ تا ۲۰۱۶ است. کلیدواژه‌های مدنظر که به صورت مستقل و با ترکیب با هم به کار رفتند شامل این اصطلاحات بودند: متغیرهای راهرفتن مانند مؤلفه‌های زمانی مکانی (سرعت راهرفتن، کادنس،

است تأثیر ارتز بر راهرفتن فرد دراپ‌فوت ناشی از سگته مغزی کاملاً متفاوت با تأثیر آن بر راهرفتن سایر افراد دراپ‌فوت ناشی از علل دیگر همانند فلج مغزی، اختلالات نوروماسکولار، آسیب‌های تروماتیک و غیره باشد.

هدف از مطالعه حاضر، بررسی تأثیر ارتز بر تعادل و متغیرهای راهرفتن افراد دراپ‌فوت ناشی از سگته مغزی از طریق مروری بر مطالعات قبلی است که در این زمینه انجام شده است و در نهایت رسیدن به پاسخ این سوالات: آیا ارتزهای معج-پایی بر کینماتیک، کینتیک و متغیرهای فضایی زمانی راهرفتن افراد دراپ‌فوت ناشی از سگته مغزی مؤثر است یا خیر؟ آیا ارتزهای معج-پایی بر تعادل افراد دراپ‌فوت ناشی از سگته مغزی تأثیر می‌گذارند؟ آیا می‌توان به طور قطع بیان کرد که کدام یک از ارتزهای دینامیک و پاستاتیک بهترین گزینه درمانی برای بیماران دراپ‌فوت ناشی از سگته مغزی هستند یا خیر؟

روش بررسی

معیارهای واجد شرایط بودن برنامه

روش‌های استفاده شده برای انجام مطالعه مروری حاضر بر اساس روش پریسما^{۱۶} است [۱۹]. این مطالعه شامل تحقیقات انجام شده در فاصله زمانی سال‌های ۱۹۹۶ تا ۲۰۱۶ است. کلیدواژه‌های مدنظر که به صورت مستقل یا در ترکیب با هم به کار رفتند شامل این اصطلاحات بودند: متغیرهای راهرفتن، ارتز معج-پایی، دراپ‌فوت. همچنین این موارد به دنبال کلیدواژه‌های اصلی برای جستوجوی دقیق‌تر به کار برده شده‌اند: متغیرهای زمانی مکانی

17. Cadence

18. Step length

19. Step width

20. ScenceDirect, Springer, Google Scholar, Pubmed, Ovid

16. Preferred Reporting Item For Systematic Reviews And Meta-Analyses (PRISMA)

جدول ۱. مطالعه‌ای که به بررسی انواع اثرهای مع پایهای بر منتهی‌های مکانی زمینی، کینتیک، کیمیایک و تعامل افراد در محیط نطفی فر ساخته زمینی پرداخته‌اند

نویسنده	اوقات مورد مطالعه	اصیلت	نظاف چسبیت	تاریخچه دامیه	تجزیه اثر قابل	مداخله اثری	متغیر	کنترل	پایه‌های اصلی
بوردت (۲۰۱۳) (۲۰۰۵)	انواع درایبوت صنای پایی	انواع درایبوت	۱۶ ۱۰ ۹	۱۳۷۵ ۲۰۰۳ ۲۰۰۵	بدان نشده	اثر مع پایهای بر استروپ	انواعی منتهی‌های فضایی مکانی رابطه کینتیک، تعامل مع و بازو میب	پارتنه (بدون اثر) اثری	بررسی اثر استروپ‌های نیش، انزوان و انزوان‌های استروپی کنترل می‌کند اثر سبب کاهش پایتیر فلکانس مع در اثر پوسان و افزایش طول گم دست در کمر می‌خیزد اما در سایر موقعیتهای رابطه مکانی تحت استروپی جدول نمی‌خیزد مشاهده کودکان ثابت مستقل در مع یک و در فضاهای کیمیایک مستقل در مطالعه مایه‌های (۲۰۰۱)
چنن (۲۰۰۹)	فرد درایبوت نطفی فر سکه	رابطه	۱	بدان نشده	بدان نشده	اثر مع پایهای بر کینتیک کرمی، مستقل اثر	انگوری رابطون	پارتنه (بدون اثر)	اثر مع پایهای با غلظت پایتیر فلکانس در مع حالت ایستاده پایتیر فلکانس مناسب مع و فلکانس مستقل ژاندر رابطون مسلوب‌تری نسبت به اثر مع پایهای پایتیر فلکانس استروپی ایستاده می‌کند [۲۲]
فلاندر (۲۰۱۳)	انواع درایبوت صنای پایی	رابطه	۲	بدان نشده	بدان نشده	اثر مع پایهای با غلظت پایتیر فلکانس در مع اثر مع پایهای پایتیر فلکانس استروپی	انگوری رابطون	پارتنه (بدون اثر)	تفاوت مستقل در پیشرفت رابطون اثر انواعی سرعت رابطون کاهش طول گم دست زمان حاصل روز یک طرفه در اثر استروپی [۲۳]
محل (۲۰۱۳)	انواع درایبوت صنای پایی	رابطه	۱۰ ۴ ۳	بدان نشده	-	اثر مع پایهای تغییرزی	تغیلات در زمان رابطون	پارتنه (بدون اثر)	انواعی تعامل فرد و منتهی‌های رابطون مع پایهای انواعی سرعت و مسافت راه رفت [۲۴]
محل (۲۰۱۳)	فرد درایبوت نطفی فر سکه	رابطه	۵ ۱۰	بدان نشده ۲۰۰۱ ۲۰۱۰	-	تغیلات زمینی مکانی طول گم دست سرعت کاهش تعامل رابطون	پارتنه (بدون اثر)	انواعی تغییرزی مکانی طول گم دست انواعی منتهی‌های فضایی مکانی رابطون	
طوبین (۲۰۱۳)	فرد درایبوت نطفی فر سکه	رابطه	۱	۲ ۲۰۰۳ سکه	۲ ۳	اثر مع پایهای استروپیک اثر مع پایهای تغییرزی	انواعی منتهی‌های فضایی مکانی رابطون	پارتنه (بدون اثر)	انواعی تغییرزی مکانی طول گم دست در کمر با اثر تغییرزی نسبت به استروپیک تغییرزی مکانی طول گم دست رابطون فرد با اثر تغییرزی نسبت به وضعیت بدون اثر تغییرزی نسبت اثر تغییرزی
مسه (۲۰۰۶)	انواع درایبوت صنای پایی	رابطه	۱۹	بدان نشده	بدان نشده	اثر مع پایهای و صنای کلان کاهش	تغیلات زمینی مکانی طول گم دست کینتیک میان ۲، ۱۰ و ۱۵ دقیقه در کمر ۵ تعامل مع و بازو و صیب	پارتنه (بدون اثر)	تغیلات مکانی تغیلات مکانی تغیلات مکانی تغیلات مکانی تغیلات مکانی تغیلات مکانی

نویسنده	آهواز مورد مطالعه	حالت	نظاک چشمیت	تاریخچه شایعه	تجزیه اوزن قبل	مطالعه اوزنی	متغیر	کسری	یافته‌های اصلی
سپهر نوریان (۲۰۱۱)	۸ فرد در باجهوت تلفی از سکنه	دمازدن	۸ فرد	حاصل از ۵۰ سکنه از اهواز متعلق به بهدیه استغلاف	تجزیه اوزن قبل بهدیه استغلاف از اوزن متعلق به سنت ۲	از اوزن مع باجهوت مرسوم در ۲ ژانیه مطولت ۱- در اوزن درجه نورسی تاکسون ۲- در اوزن درجه پاتل تاکسون ۳- نورسل	متغیر زبانی، مکتوب، طول کلمه و سرمخت کفشی کپی‌تیک مسان خارجی زانو و زنج بار کله‌ای کرنه‌تیکرک ژانیه زانو	افراد سالم	بهبود تغییراتی از نظر مکتوب نسبت به حالت مطولت تفاوت مطولت تلفظی در اوزن متغیر و اما در مطالعه ۲ حالت باجهوت کفشی تاکسون زانو در زمان بار کله‌ای و اوزن زبانی مسان آن با کفشی مع در اوزن درجه پاتل تاکسون اوزن زانو در بار کله‌ای با کفشی مع در اوزن تاکسون اوزن زانو مسان زانو در هر سه وضعیت نسبت به حالت مطولت اوزن ژانیه نورسل و پاتل تاکسون (۲۰۱۱)
کریم (۲۰۱۳)	افراد در باجهوت تلفی از سکنه	دمازدن	۸ نفر ۵ مرد ۳ زن	۱ سال	۲۰ ۵	اوزن مع باجهوت مرسوم پاتل تاکسونی تلفظی کفشی پاتل تاکسون	متغیر زبانی، مکتوب، طول کلمه و سرمخت کفشی کپی‌تیک متغیرهای نورسی، مکتوب، اسل زبانی کرنه‌تیکرک ژانیه مطولت مع زانو و جسم	کفشی	بهبود تغییراتی از نظر مکتوب نسبت به حالت مطولت اوزن تفاوت مطولت تلفظی در حالت زبانی و اوزن زبانی و اما اوزن تفاوت مطولت تلفظی در حالت زبانی و اوزن زبانی و اما اوزن کفشی (۲۰۱۳)
مورگان (۲۰۱۱)	افراد در باجهوت تلفی از سکنه	دمازدن از راه	۹ نفر ۳ مرد ۶ زن	۱ سال	۱۷ ۱	اوزن مع باجهوت مرسوم پاتل تاکسونی تلفظی کفشی پاتل تاکسون	متغیر زبانی، مکتوب، طول کلمه و سرمخت کفشی سوزان سوزان	پارینه (پارینه اوزن)	بهبود تغییراتی از نظر مکتوب نسبت به حالت مطولت اوزن تفاوت مطولت تلفظی در حالت زبانی و اوزن زبانی و اما اوزن تفاوت مطولت تلفظی در حالت زبانی و اوزن زبانی و اما اوزن کفشی (۲۰۱۱)
پارک (۲۰۰۹)	افراد در باجهوت جسم پارازی	دمازدن	۱۷ نفر ۱۰ مرد ۷ زن	از آوریل ۲۰۰۶ ۲۰۰۷ می	۵ ۰	اوزن مع باجهوت تلفظی اوزن مع باجهوت تلفظی	متغیر زبانی، مکتوب، طول کلمه و سرمخت کفشی تفاوت مطولت تلفظی	کفشی	بهبود تغییراتی از نظر مکتوب نسبت به حالت مطولت اوزن تفاوت مطولت تلفظی در حالت زبانی و اوزن زبانی و اما اوزن تفاوت مطولت تلفظی در حالت زبانی و اوزن زبانی و اما اوزن کفشی (۲۰۰۹)
سیوز (۲۰۰۹)	افراد در باجهوت تلفی از سکنه	دمازدن	۲۰ نفر	۱۷ مرد ۳ زن	۵ ۰	اوزن مع باجهوت تلفظی اوزن مع باجهوت تلفظی	متغیر زبانی، مکتوب، طول کلمه و سرمخت کفشی تفاوت مطولت تلفظی	کفشی	بهبود تغییراتی از نظر مکتوب نسبت به حالت مطولت اوزن تفاوت مطولت تلفظی در حالت زبانی و اوزن زبانی و اما اوزن تفاوت مطولت تلفظی در حالت زبانی و اوزن زبانی و اما اوزن کفشی (۲۰۰۹)
زاک (۲۰۰۸)	افراد در باجهوت تلفی از سکنه	دمازدن	۳۰ نفر	۱۷ مرد ۱۳ زن	۵ ۰	اوزن مع باجهوت مرسوم تلفظی اوزن مع باجهوت مرسوم تلفظی	متغیر زبانی، مکتوب، طول کلمه و سرمخت کفشی تفاوت مطولت تلفظی	پارینه اوزن	بهبود تغییراتی از نظر مکتوب نسبت به حالت مطولت اوزن تفاوت مطولت تلفظی در حالت زبانی و اوزن زبانی و اما اوزن تفاوت مطولت تلفظی در حالت زبانی و اوزن زبانی و اما اوزن کفشی (۲۰۰۸)

نوع سگه مغزی	انواع مورد مطالعه	فصلت	نمونه جمعیت	در پیچیده ساده	تعداد افراد	تعداد افراد	در پیچیده ساده	تعداد افراد	نوع سگه مغزی
کتابخانه (۲۰۱۶)	انواع در پیچیدگی نالی از سگه	دانشگاه	۵ مرد	بدون سگه	۵ مرد	بدون سگه	بدون سگه	۵ مرد	کتابخانه (۲۰۱۶)
ایراندو (۲۰۱۱)	انواع در پیچیدگی نالی از سگه	دانشگاه	۱۵ نفر ۷ مرد ۸ زن	مهاجر ۲ ماه بعد از سگه	۱۵ نفر ۷ مرد ۸ زن	مهاجر ۲ ماه بعد از سگه	مهاجر ۲ ماه بعد از سگه	۱۵ نفر ۷ مرد ۸ زن	ایراندو (۲۰۱۱)
چشمپوشی (۲۰۱۱)	در پیچیدگی	دانشگاه	۲۵ مرد	بدون سگه	۲۵ مرد	بدون سگه	بدون سگه	۲۵ مرد	چشمپوشی (۲۰۱۱)

کاهش زاویه قائمه دورسی تا کمتر از ۹۰ درجه و زاویه پهنی از ۱۲۰ درجه به ۱۰۰ درجه	۲۰ مرد سالم	انواعی از انواع مرکز قدرت در راه رفتن از نوع سالم با انواع در پیچیدگی	بدون از (بدون سگه)	بدون سگه	بدون سگه	بدون سگه	بدون سگه	۲۵ مرد	کتابخانه (۲۰۱۶)
تفاوت سگه مغزی در بین گروه‌های کنترل و گروه‌های مداخله در پیچیدگی	بدون از (بدون سگه)	کنترل و مداخله در پیچیدگی	بدون از (بدون سگه)	بدون سگه	بدون سگه	بدون سگه	بدون سگه	۲۵ مرد	کتابخانه (۲۰۱۶)
تفاوت سگه مغزی در بین گروه‌های کنترل و گروه‌های مداخله در پیچیدگی	بدون از (بدون سگه)	کنترل و مداخله در پیچیدگی	بدون از (بدون سگه)	بدون سگه	بدون سگه	بدون سگه	بدون سگه	۲۵ مرد	کتابخانه (۲۰۱۶)
تفاوت سگه مغزی در بین گروه‌های کنترل و گروه‌های مداخله در پیچیدگی	بدون از (بدون سگه)	کنترل و مداخله در پیچیدگی	بدون از (بدون سگه)	بدون سگه	بدون سگه	بدون سگه	بدون سگه	۲۵ مرد	کتابخانه (۲۰۱۶)
تفاوت سگه مغزی در بین گروه‌های کنترل و گروه‌های مداخله در پیچیدگی	بدون از (بدون سگه)	کنترل و مداخله در پیچیدگی	بدون از (بدون سگه)	بدون سگه	بدون سگه	بدون سگه	بدون سگه	۲۵ مرد	کتابخانه (۲۰۱۶)

1. Pneumatic AFO
2. Center Of Pressure (COP)
3. Gait Line
4. Miscoment
5. Power
6. Range Of Motion (ROM)
7. Shank to vertical angle (SVA)
8. Articulated, Plantar Flexion Stopped AFO
9. AFO with Oil Damper

است. بعد از انتخاب نهایی موارد مناسب، متن کامل مقالات بر اساس این عنوان‌ها طبقه‌بندی شدند متغیرهای زمانی مکانی راهرفتن، کینماتیک، کینماتیک و تعادل. در واقع پس از اعمال معیارهای ورود تنها ۲۱ مقاله به صورت متن کامل برای انجام این تحقیق مروری انتخاب شدند **جدول شماره ۱** چکیده‌ای از مقالات بررسی شده در مطالعه حاضر و اطلاعات حاصل از آن‌ها را نشان می‌دهد.

یافته‌ها

این تحقیق چکیده‌ای از مطالعاتی است که بر روی تأثیر ارتز مچ پا-پایی بر راهرفتن افراد دراپ‌فوت، صورت گرفته است. **جدول شماره ۲** حاوی خلاصه اطلاعات به‌دست‌آمده از مقالات موجود است. مقالات به‌دست‌آمده بر اساس چهار مشخصه مهم یعنی متغیرهای زمانی مکانی، کینماتیک و کینماتیک و تعادل تحلیل شدند از ۲۱ مقاله یافت‌شده نهایی مرتبط به موضوع مدنظر ۱۴ مقاله مربوط به متغیر زمانی مکانی و ۷ مقاله مربوط به مؤلفه‌های کینماتیک و کینماتیک شناسایی شد تأثیر ارتز مچ پا-پایی بر متغیرهای مکانی زمانی راهرفتن: از مطالعات حاضر، ۱۴ مطالعه مداخله‌ای به بررسی تأثیر ارتز مچ پا-پایی بر متغیرهای مکانی-زمانی راهرفتن پرداخته‌اند.

سرعت راهرفتن

شانزده مطالعه [۶، ۲۰، ۲۲-۲۸، ۳۰، ۳۱، ۳۳-۳۵، ۳۷، ۳۸] شامل ۲۲۶ نفر، نشان دادند که استفاده از ارتز مچ پا-پایی سبب افزایش سرعت راهرفتن افراد دراپ‌فوت ناشی از سگته می‌شود ولی تفاوت ایجادشده معنادار نیست. سیلور تورن تحقیقی بر مبنای اینکه آیا تغییر زاویه مچ ارتزهای مچ پا-پایی پلاستیکی مرسوم (پنج درجه دورسی فلکشن، نوترال و پنج درجه پلنتر فلکشن) بر راهرفتن افراد دراپ‌فوت تأثیر دارد یا نه؟ انجام داد. او ضمن بیان اینکه سرعت راهرفتن در افراد سالم ۱/۲ و در افراد دراپ‌فوت ۰/۱۶ است، بیان کرد استفاده از ارتز تأثیری بر سرعت راهرفتن فرد ندارد [۲۷]. مدل‌های مختلف ارتزهای مچ پا-پایی سبب ایجاد تغییرات متفاوتی بر میانگین سرعت راهرفتن افراد دراپ‌فوت می‌شوند که این مقادیر به طور مختصر در **جدول شماره ۲** ارائه شده است.

از میان تمامی مطالعات صورت‌گرفته در این زمینه، تنها دو مطالعه بیان کرده‌اند که استفاده از ارتز سبب ایجاد تفاوت معنادار در سرعت راهرفتن افراد دراپ‌فوت نسبت به حالت بدون ارتز می‌شود [۲۸، ۳۳]. کارس در مطالعه خود بر روی هشت نفر سرعت راهرفتن با ارتز استاتیک مرسوم را ۰/۳۶ و بدون ارتز را ۰/۲۲ بیان کرد و به تفاوت معناداری دست یافت [۲۸]. به طور کلی نتایج نشان دادند که تقریباً تمام انواع ارتزها تأثیر مثبتی بر بهبود سرعت راهرفتن بیماران سگته مغزی دارند.

طول و عرض گام، کینتیک (نیروی عکس‌العمل زمین، مرکز فشار پا و غیره و کینماتیک)، ارتزهای مچ پا-پایی استاتیک و دینامیک دراپ‌فوت ناشی از سگته مغزی و تعادل. بر اساس جستوجوی اولیه ۴۹۰ مقاله مرتبط یافت شد که پس از حذف موارد مشابه و آن دسته از مقالاتی که ظرفیت ارتباط با موضوع مورد بررسی را نداشتند، ۲۱ مقاله شامل معیارهای ورود به مطالعه می‌شدند. از این تعداد ۱۴ مقاله مربوط به متغیرهای زمانی مکانی و ۷ مقاله مربوط به مؤلفه‌های کینتیک و کینماتیک شناسایی شد. در مطالعه حاضر ارتزهای مچ پا-پایی مختلفی استفاده شده بودند که می‌توان به مواردی همچون ارتز مچ پا-پایی ایر استریپ^{۲۱} [۲۰]، ارتز پنوماتیک^{۲۲} [۲۱]، ارتز مچ پا-پایی با پلنتر فلکشن استاب و دورسی فلکشن آزاد^{۲۳} [۲۲]، ارتز مچ پا-پایی کشی نئوپرنی ایندر^{۲۴} [۲۳]، ارتز مچ پا-پایی با شل قدامی^{۲۵} و خلفی^{۲۶} [۲۴] و ارتزهای مچ پا-پایی استاتیک و دینامیک [۲۵-۳۹] اشاره کرد.

انتخاب مقالات

بعد از اتمام جستوجو، مقالات مرتبط به موضوع تحقیق بر اساس چکیده مطالب انتخاب شدند و این در صورتی امکان‌پذیر بود که شامل نکات زیر می‌شدند: مقالات روی افراد با عارضه دراپ‌فوت به دنبال اختلال آسیب‌شناختی سگته مغزی صورت گرفته باشند؛ در تمامی مطالعات باید از ارتز مچ پا-پایی به عنوان یکی از روش‌های درمان اصلی استفاده شده باشد؛ هدف اصلی مقالات انجام‌شده ترجیحاً بر اساس بررسی تأثیر ارتز مچ پا-پایی بر راهرفتن افراد دراپ‌فوت در مقایسه با حالت بدون ارتز یا با کفش به‌تنهایی بوده باشد؛ مقالات به زبان انگلیسی نوشته شده بود؛ و نوع مقالات انتخاب‌شده باید شامل یکی از موارد مطالعات موردشاهدی^{۲۷}، مطالعات کوهورت^{۲۸}، مطالعات مروری^{۲۹} و مطالعات مربوط به کارآزمایی بالینی^{۳۰} می‌شد.

جمع‌آوری اطلاعات

داده‌ها به صورت جداگانه برای توصیف منحصر به فرد هر کدام از مطالعه‌ها استخراج شدند تا بتوان ویژگی خاص هر کدام از مقالات را با هم مقایسه کرد. این موارد شامل اطلاعات کلی نظیر نام نویسندگان، داده‌های حاصل از مطالعه، نحوه آمارگیری افراد مورد مطالعه، مداخلات به کار گرفته‌شده و یافته‌های اصلی مطالعه است. یافته‌های حاصل از این مطالعه به صورت چکیده‌ای از سایر مطالعات بیان شده

21. Air-stirrup AFO
22. Pneumatic power harvesting ankle-foot orthosis
23. AFO with free dorsiflexion and plantar flexion stop
24. Elastic band orthosis (alder)
25. Anterior AFO
26. Posterior AFO
27. Single-subject studies
28. Cohort studies
29. Article reviews
30. Randomized control trial studies

جدول ۲. مطالعاتی که به بررسی تأثیر انواع ارتزهای مج-پا-پایی بر سرعت راهرفتن افراد دراپفوت ناشی از سکتة مغزی پرداخته‌اند

نویسنده	تعداد افراد	سرعت راهرفتن (یعون ارتز)	سرعت راهرفتن با مداخلات ارتزی			
			ارتز استاتیک	ارتز دینامیک	ارتز با شل قداسی	ارتز با شل خلفی
داهر	۱۰	-۱۵۸(-۲۰)	-۱۵۳(-۲۲)			
هسه	۱۹	-۱۲۲(-۱۷)	-۱۳۳(-۱۵)			
فرنسچینی	۹	۱۵۳۷(۶۸۵)	۲۱۳۶(۷۳۰)			
هپار	۵	-۱۵۳				
پارک	۱۷	۳۳۱±۲۷۰	۳۲۹±۲۳۷	۳۳۲±۲۶۹		
ونگ	۵۸	۶۲۱۸۲(۲۶۷۱)	۶۶۸۲(۳۷۳۷)			
یوکویوما	۲			-۱۸	-۱۸	
دایموند	۱	-۱۸۳	-۸۹			
بوردت	۱۹	۵۷۸(۱۹)				۶۲۱۹(۳۷۳۲)
کویایاشی	۵			-۱۵۳	-۱۵۳	
نیرامور	۱۵	۰/۳۲±۰/۲۹	۰/۳۲±۰/۲۳	۰/۳۶±۰/۳۱		
کرول	۹	-۳۶	-۳۲			

تکرار

کادنسی

۴۴±۵ میلی‌متر بیان کرد [۲۱]. پارک کادنسی را با ارتز شل قداسی ۱۷/۸±۷۲/۴، با ارتز شل خلفی ۲۱/۴±۷۲/۴ و در حالت بدون ارتز ۶۳/۹±۳۴/۹ بیان کرد [۳۱] و در نهایت داهر کادنسی را با ارتز کشی نتوپرنی (۲۴/۳۵) ۸۵/۶۱ و بدون ارتز (۲۰/۱۷۳) ۸۱/۰۷ بیان کرد [۲۳]. به طور کلی در نتایج نشان داده شد که تقریباً تمام انواع ارتزها تأثیر مثبتی بر بهبود سرعت راهرفتن بیماران سکتة مغزی دارند، اما معنادار نیست.

طول گام سمت مبتلا

سیلور تورن در مطالعه خود طول گام سمت مبتلا در افراد دراپفوت را ۲۵ درصد قد افراد دانست و نسبت طول گام سمت درگیر به سالم را در افراد دراپفوت ۱/۲۵ و در افراد سالم ۱ دانست [۲۷]. در کل دوازده مطالعه به بررسی تأثیر ارتزهای مج-پا-پایی بر طول گام راهرفتن افراد دراپفوت ناشی از سکتة پرداخته‌اند که از این میان ۹ مطالعه [۲۵-۲۸، ۳۱، ۳۳، ۳۴] با ۲۵-۲۸، ۳۱، ۳۳، ۳۴ نفر، افزایش معنادار طول گام را زמן استفاده از ارتز نشان داده‌اند و در سه مطالعه [۶، ۲۰، ۲۲] با ۲۲ نفر تفاوت معناداری مشاهده نشد. یکی از این سه مطالعه، مطالعه بوردت بود که طول گام سمت مبتلا و سالم را به ترتیب با ارتز ایر استیروپ (۹/۲۱) ۳۳/۱۶، (۱۴/۲) ۲۹/۳۰ و در حالت بدون ارتز (۹/۴) ۳۰/۱۷ و (۹/۹) ۲۷/۲ بیان

۹ مطالعه [۶، ۲۱-۲۳، ۲۵-۲۸، ۳۱، ۳۳] شامل ۱۰۶ نفر، نشان داده‌اند که استفاده از ارتز مج-پا-پایی سبب افزایش کادنسی افراد دراپفوت ناشی از سکتة می‌شود، ولی تفاوت ایجادشده معنادار نیست. سیلور تورن در مطالعه خود بیان کرد که میانگین کادنسی در افراد سالم ۱۲۰ گام بر ثانیه و در افراد دراپفوت ۹۰ گام بر ثانیه است [۲۷]. در مقایسه‌های صورت گرفته بین تأثیر ارتزهای استاتیک و دینامیک بر کادنسی افراد دراپفوت نسبت به وضعیت بدون ارتز، دایموند در مطالعه خود مقدار کادنسی را با ارتز استاتیک ۹۴/۲، با ارتز دینامیک ۹۴/۹ و در حالت بدون ارتز ۹۷/۷ بیان کرد [۲۵]. ونگ نیز مقدار کادنسی را در زمان راهرفتن با ارتز استاتیک را (۲۲/۹۸) ۹۰/۳۱ و در وضعیت بدون ارتز (۱۹/۰۶) ۸۸/۶۲ بیان کرد [۳۸]. هسه و کارس [۲۵، ۲۸] نیز به ترتیب میانگین کادنسی را با ارتز استاتیک [۱۶] ۶۳ و ۵۶ و در وضعیت بدون ارتز [۱۷] ۶۲ و ۴۵ گزارش کردند.

از میان سایر مطالعاتی که به بررسی برخی مدل‌های دیگر ارتزهای مج-پا-پایی پرداخته‌اند، می‌توان به مطالعه یوکویوما اشاره کرد که میانگین کادنسی را با ارتز اوپل دمپر ۸۰/۲ و با ارتز پلنتار فکشن استاپ ۷۶/۵ بیان کرده است [۲۲]. چین در مطالعه موردشاهدی خود مقدار کادنسی با ارتز پتوماتیک را

جدول ۳. مطالعاتی که به بررسی تأثیر انواع ارتزهای موج پا-پایی بر طول گام سمت میشلای افراد درآپفوت ناشی از سکته مغزی پرداخته‌اند

نویسنده	تعداد افراد	طول گام (بدون ارتز)	ارتز استاتیک	ارتز دینامیک	ارتز پا شل قدیمی	ارتز پا شل خلفی	ارتز با خاصیت فلکشن روان	ارتز پلنتار فلکشن استاپ	ارتز ایراستیروپ
داهر	۱۰	۲۶/۵۴ (۸/۲۶)	۲۶/۶۱ (۸/۲۸)						
هسه	۱۹	۰/۱۶۲(-۰/۱۱۷)	۰/۱۶۵(-۰/۱۱۸)						
کروز	۹	۰/۲۹	۰/۲۶						
پارک	۱۷	۵۶/۶۵±۳۲/۷	۶۷/۱۶±۱۷/۹						
ونگ	۵۸	۳۲/۳۹(۱۷/۲۷)	۳۳/۵۸(۱۲/۱۹)						
دایموند	۱	۰/۵۱	۰/۵۸	۰/۶۳					

تولید شده

زمان پشتیبانی دوپایی^{۳۲}

دو مطالعه [۳۱، ۳۸] شامل ۷۵ نفر نشان دادند که ارتز تفاوت معناداری بر زمان پشتیبانی دو پایی ایجاد نمی‌کند. پارک زمان پشتیبانی دوپایی را به ترتیب با ارتز شل قدیمی ۱۴/۵±۴۹/۲، با ارتز شل خلفی ۱۸/۶±۴۶/۷ و در حالت بدون ارتز ۱۸/۹±۳۳/۲ بیان کرد [۳۱]. ونگ زمان پشتیبانی دوپایی سمت درگیر را با ارتز استاتیک (۰/۱۳۵) و بدون ارتز (۰/۱۵۴) نشان داد [۳۸].

زمان فاز ایستایی^{۳۳}

ونگ در مطالعه خود که شامل ۵۸ نفر بود، زمان فاز ایستایی سمت مبتلا و سالم را با ارتز به ترتیب (۰/۱۹۲) و (۰/۱۴۹) و بدون ارتز (۰/۱۳۸) و (۰/۱۴۷) بیان کرد و نتیجه گرفت که هیچ تفاوت معناداری در زمان فاز ایستایی در پای مبتلا و سالم وجود ندارد [۳۸]. این در حالی است که دو مطالعه شامل ۴۱ نفر [۲۵، ۳۳] افزایش معنادار زمان فاز ایستایی با ارتز را نشان دادند. دایموند زمان فاز ایستایی را با ارتز استاتیک، دینامیک و بی‌ارتز به ترتیب ۶۰، ۶۰ و ۵۷ درصد سیکل راهرفتن بیان کرد [۲۵].

قرینگی راهرفتن

نتیجه دو مطالعه [۲۸، ۳۲] شامل ۲۸ نفر، تأثیر نداشتن ارتز بر قرینگی راهرفتن در فاز ایستایی را نشان دادند. کارس در مطالعه خود نسبت قرینگی گام بدون ارتز را ۰/۱۶۵ و با ارتز را ۰/۱۷۴ بیان کرد [۲۸]. سیمونز نیز تفاوت معناداری در قرینگی راهرفتن افراد درآپفوت با ارتز دینامیک و استاتیک مشاهده نکرد [۳۲]. اما هسه در مطالعه خود قرینگی راهرفتن را در فاز ایستایی و نوسانی با ارتز استاتیک به ترتیب (۰/۱۱۲) و (۰/۱۸۹)، (۰/۱۱۴) و (۰/۱۸۱) و بدون ارتز (۰/۱۸۷) و (۰/۱۱۲) بیان کرد و نشان داد که ارتز سبب افزایش قرینگی در

کرد [۲۰]. یوکویوما نیز طول گام سمت مبتلا و سالم را به ترتیب با ارتز اوپل دمپر ۴۱/۱۵، ۳۲/۸ و در حالت بدون ارتز ۴۲/۳ و ۳۶/۴۵ بیان کرد [۲۲]. نتایج سایر مطالعات به طور مختصر در جدول شماره ۳ بیان شده است. نتایج نشان داد که تقریباً تمام انواع ارتزها تأثیر مثبتی بر بهبود طول گام بیماران سکته مغزی دارند.

عرض گام

سه مطالعه [۶، ۳۷، ۳۸] شامل ۶۸ نفر افزایش معنادار عرض گام سمت مبتلا را زمان راهرفتن با ارتز نشان داده‌اند. کروز در مطالعه خود بزرگی میانگین عرض گام را با ارتز و بی‌ارتز به ترتیب ۰/۱۲ و ۰/۱۳ بیان کرد [۳۷]. ونگ عرض گام را با ارتز (۴/۹۷) و در حالت بدون ارتز (۴/۷) بیان کرد [۳۸]. مطالعه موردشاهدی نولان نیز افزایش معنادار عرض گام سمت سالم را زمان راهرفتن با ارتز نشان داده است [۶].

زمان پشتیبانی تک‌پایی^{۳۱}

چهار مطالعه [۲۲، ۲۳، ۳۱، ۳۸] شامل ۸۷ نفر افزایش زمان پشتیبانی تک‌پایی با ارتز را نشان دادند. یوکویوما زمان پشتیبانی تک‌پایی سمت درگیر و سالم را با ارتز اوپل دمپر به ترتیب ۲۳/۹ و ۳۷/۶۵ و با ارتز پلنتار فلکشن استاپ ۳۴/۴۵ و ۳۷/۸۹ نشان داد [۲۲]. داهر نیز زمان پشتیبانی تک‌پایی سمت درگیر و سالم را با ارتز کشی شوپرنی به ترتیب (۶/۱۹) و (۱۰/۴۲) و بدون ارتز (۷/۴۱) و (۷/۴۱) نشان داد [۲۳]. پارک زمان پشتیبانی تک‌پایی را به ترتیب با ارتز شل قدیمی ۱۰/۸±۲/۵ و با ارتز شل خلفی ۱۵/۳±۲۴/۵ و در حالت بدون ارتز ۱۸/۹±۳۵/۶ بیان کرد [۳۱]. ونگ زمان پشتیبانی تک‌پایی سمت درگیر و سالم را با ارتز استاتیک را به ترتیب (۰/۱۱۰) و (۰/۱۴۰)، (۰/۱۱۹) و (۰/۱۵۳) و بدون ارتز (۰/۱۰۸) و (۰/۱۱۵) نشان داد [۳۸].

32. Double Umb Stance (DLS)
33. Stance Time Duration

31. Single Umb Stance (SLS)

فاز نوسانی راهرفتن افراد دراپ‌فوت می‌شود [۲۶].

آزمون سنجشی تعادل پریگ^{۳۴} و تاگ^{۳۵}

کاهش نرخ بارگذاری سمت سالم و تغییر نکردن نرخ بارگذاری سمت مبتلا با ارتز را بیان کرد و به نتیجه‌های مشابه با مطالعه مروری میلز [۱۵] دست یافت. او در این مطالعه نرخ بارگذاری سمت مبتلا و سالم را با ارتز استاتیک به ترتیب $(۰/۴)/۱/۶۲$ ، $(۰/۱۵)/۱/۹۳$ و در حالت بدون ارتز $(۰/۱۵)/۱/۶$ ، $(۰/۳)/۱/۴۸$ بیان کرد [۲۶].

کینماتیک

زاویه مچ در ابتدای فاز ایستایی: پنج مطالعه [۲۰، ۲۲، ۲۶، ۳۱، ۳۷] شامل ۳۹ [۳۹] شامل ۷۱ نفر نتیجه‌های مشابه با مطالعه مروری تاپسون [۱۷] داشتند. این مطالعات نشان دادند که استفاده از ارتز سبب افزایش معنادار زاویه مچ در شروع فاز ایستایی می‌شود.

کروز بیشترین زاویه فلکشن مچ را با ارتز $۴/۱۶$ و بدون ارتز $۱/۹$ - بیان کرد [۳۷]. بوردت در مطالعه خود که به بررسی تأثیر ارتز ایر استیروپ پرداخته بود، مقدار زاویه مچ را در ابتدای فاز ایستایی با ارتز ایر استیروپ در سمت مبتلا و سالم به ترتیب $(۷/۱۸)/۲/۱۶$ ، $(۶/۱۶)/۹/۵$ - و در حالت بدون ارتز $(۷/۵)/۲$ - $(۸/۵)/۱۰/۴$ - بیان کرد [۲۰]. بر حسب نتایج حاصل از مطالعه یوکویوما میانگین این زاویه با ارتز اوپل دمپر و پلنتر فلکشن استاپ نیز به ترتیب $۱۰/۲$ - و $۱۲/۳$ گزارش شده است [۲۲]. با وجود این، لیرامور در مطالعه ۱۵ نفره خود، مقدار زاویه مچ در ابتدای فاز ایستایی را با ارتز استاتیک، دینامیک و بدون ارتز به ترتیب $۵/۵۹ \pm ۷/۰$ ، $۶/۱۰ \pm ۸/۵۷$ - و $۸/۱۰ \pm ۸/۹$ - بیان کرد و به تفاوت معناداری دست نیافت [۳۵].

زاویه مچ در انتهای فاز ایستایی: دو مطالعه [۲۰، ۳۷] شامل ۲۸ نفر، تفاوت معنادار نداشتن زاویه دورسی فلکشن مچ در تواف را نشان دادند. بوردت در مطالعه خود زاویه مچ در زمان تواف را با ارتز ایر استیروپ $(۷/۱۸)/۲/۱۶$ و بدون ارتز $(۷/۵)/۲$ - بیان کرد [۲۰].

زاویه مچ در فاز نوسان: نتایج حاصل از سه مطالعه [۲۴، ۲۶، ۳۱] شامل ۴۱ نفر افزایش معنادار زاویه مچ در فاز نوسانی را نشان داد. پارک و هسه در مطالعات خود به بررسی همزمان تأثیر ارتزهای مچ پا-پایی بر زاویه مچ در فاز ایستایی و نوسان پرداخته‌اند. هسه این زاویه را با ارتز در فاز ایستایی و نوسان به ترتیب $(۵/۲۷)/۶۲/۴$ ، $(۵/۱۷)/۸/۶۳$ و در حالت بدون ارتز $(۵/۴۶)/۱/۷۵$ - $(۶/۱۵۰)/۴/۳۲$ بیان کرد [۲۶]. پارک در مطالعه خود بیشترین دورسی فلکشن مچ در فاز ایستایی و نوسانی را به ترتیب با ارتز شل قدامی $(۱۱/۴)/۲/۲$ ، $(۷)/۱۰/۷$ - با ارتزش خلفی $(۱۲/۳)/۲/۹$ ، $(۱۰/۱)/۲/۹$ و بدون ارتز $(۹/۸)/۱/۸۸$ ، $(۹/۳)/۲/۹$ - بیان کرد [۳۱].

پاور مچ: دو مطالعه [۲۶، ۳۹] شامل ۲۶ نفر، نشان دادند که پاور مچ زمان استفاده از ارتز تغییر چندانی نمی‌کند و تفاوت معناداری حاصل نمی‌شود. هسه پاور مچ را با ارتز $(۰/۶۵)/۰/۷۸$ و بدون ارتز $(۰/۶۷)/۱/۸۴$ - بیان کرد [۲۶]. بررسی مؤلفه‌های

پنج مطالعه [۲۹، ۲۴، ۲۳، ۱۴، ۱۳] شامل ۸۸ نفر به بررسی تأثیر ارتز بر تعادل افراد پرداختند که همگی به نتیجه‌های مشابه با مطالعه مروری پادیل [۱۶] دست یافتند و نشان دادند که ارتز تأثیری بر افزایش تعادل افراد ندارد. هیل نشان داد که نمره آزمون تاگ با ارتز استاتیک ۱۶ و با ارتز عکس‌العملی زمین به ۲۱ می‌رسد، اما تفاوت معناداری وجود ندارد [۲۴]. این در حالی است که داهر نمره آزمون تاگ و بی‌بی‌اس را با ارتز کشی نئوپرنی به ترتیب $(۱۳/۱)/۲۰$ ، $(۶/۴)/۴۵/۳$ و بدون ارتز را $(۱۵/۲)/۲۳/۲$ و $(۷/۱)/۴۲/۷$ بیان کرد و به تفاوت معناداری بین این دو وضعیت دست یافت [۲۳]. همچنین دوگان در مطالعه ۵۱ نفری خود بیان کرد که اگرچه در تست تاگ تفاوت معناداری دیده نشد، آزمایش تعادل با ارتز معنادار بود [۲۹].

تأثیر ارتز مچ پا-پایی بر متغیرهای کینتیک و کینماتیک راهرفتن

کینتیک

نحوه جابه‌جایی مرکز فشار پا: جمشیدی [۳۶] در مطالعه خود که شامل ۲۵ نفر می‌شد، بیان کرد که تنوع زیاد در مسیر جابه‌جایی مرکز فشار پا در جهت قدامی-خلفی و نه در جهت داخلی-خارجی، یکی از علل اصلی کاهش ثبات راهرفتن افراد دراپ‌فوت می‌شود و در همین راستا بین راهرفتن افراد دراپ‌فوت با افراد سالم تفاوت معناداری وجود دارد.

بیشترین نیرو ضربه‌ای پاشنه زمان بارگذاری^{۳۶}: سیلور تورن بیشترین نیرو ضربه‌ای پاشنه زمان بارگذاری را در افراد سالم ۶۷۰ و در افراد دراپ‌فوت ۲۰۰ نیوتن بیان کرد [۲۷]. دو مطالعه [۲۶، ۲۷] شامل ۲۹ نفر، نشان دادند که ارتز مناسب سبب کاهش نیرو ضربه‌ای پاشنه در شروع فاز ایستایی می‌شود و به نتیجه‌ای مشابه با مطالعه مروری میلز [۱۵] دست یافتند.

نیروی عمودی عکس‌العمل زمین: هسه در مطالعه خود به بررسی تأثیر ارتز بر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین پرداخت که نتیجه حاصل از آن نشان داد که اگرچه ارتز سبب افزایش نیرو در سمت مبتلا می‌شود، در سمت سالم تفاوت معناداری مشاهده نمی‌شود. او در این مطالعه مقدار نیرو را در سمت مبتلا و سالم در حالت بدون ارتز به ترتیب $(۸/۱)/۴/۸$ ، $(۸/۶)/۶۴/۳$ و با ارتز استاتیک $(۱/۱۹)/۶/۹۵$ ، $(۹/۸)/۶۸$ بیان کرد [۲۶].

نرخ بارگذاری^{۳۷}: هسه در مطالعه خود که شامل ۲۱ نفر می‌شد،

34. The Berg Balance Scale(BBS)

35. Time Up& Go Test(TUG)

36. Maximum of Impact Force In Loading Response

37. Loading Rate

بیشترین ممان اکستنشن زانو: هسه در مطالعه خود نشان داد که بیشترین ممان اکستنشن زانو زمان استفاده از ارتز تغییر چندانی نمی‌کند و تفاوت معناداری حاصل نمی‌شود. او بیان کرد که مقدار ممان اکستنشن زانو با ارتز (۰/۱۵۴(۰/۳۳) و بدون ارتز (۰/۱۴۶(۰/۳۳) است [۲۶].

کینماتیک هیپ

بیشترین فلکشن هیپ و اکستنشن در ابتدای فاز ایستایی: مشابه با مطالعه مروری تاپسون، در اینجا نیز شش مطالعه [۲۰، ۲۱، ۲۲، ۲۳، ۲۴، ۲۵، ۲۶، ۲۷، ۲۸، ۲۹] شامل ۶۲ نفر به بررسی تأثیر ارتز میج پا-پایی بر بیشترین فلکشن و اکستنشن هیپ در ابتدای فاز ایستایی پرداختند و نشان دادند که ارتز تأثیری بر این متغیرها ندارد. کروز بیشترین زاویه فلکشن هیپ را با ارتز ۲۹/۶ و بدون ارتز ۲۷/۹ بیان کرد [۲۷]. هسه نیز مقدار بیشترین فلکشن هیپ در فاز ایستایی را با ارتز ۳۳/۰۳(۷/۱۲) و بدون ارتز ۳۱/۹۳(۸/۲۵) بیان کرد [۲۶]. بوردت مقدار زاویه فلکشن هیپ در ابتدای فاز ایستایی و در انتهای آن را با ارتز ایر استروپ به ترتیب ۲۱/۲(۱۰/۵)، ۲۱/۲(۸/۴) و بدون ارتز ۱۰/۷(۹/۴) و ۱۰/۷(۹/۴) بیان کرد [۲۰]. پارک بیشترین فلکشن و اکستنشن هیپ در فاز ایستایی را با ارتز های شل قدما، خلفی و بدون ارتز به ترتیب ۳۲(۱۰/۹)، ۳۲(۹/۶) و ۱۲(۱۰/۱) و ۳۳/۴(۱۰/۱) و ۱۴/۱(۱۰/۲) و ۲۹/۷(۱۱/۶) و ۱۰/۹(۷/۹) بیان کرد [۳۱].

بیشترین فلکشن هیپ در فاز نوسانی: دو مطالعه ۳۶ نفری [۳۱، ۳۲] نشان دادند که ارتز تأثیری بر بیشترین فلکشن هیپ در فاز نوسانی ندارد. پارک مقدار فلکشن هیپ در فاز نوسانی را با ارتزهای شل قدما، شل خلفی و بدون ارتز به ترتیب ۳۲/۹(۱۱/۵)، ۳۲/۹(۹/۸) و ۳۴/۸(۱۱/۵) بیان کرد [۳۱]. کینماتیک مفصل هیپ در صفحه فرونتال: کروز در مطالعه موردشاهدی خود به بررسی تأثیر ارتز میج پا-پایی بر کینماتیک مفصل هیپ در صفحه فرونتال پرداخت. نتیجه حاصل از این مطالعه تأثیر نداشتن ارتز بر کینماتیک مفصل هیپ در صفحه فرونتال را نشان داد. بر حسب نتایج حاصل از مطالعه او بیشترین زاویه ایلپستی پلویک با ارتز ۶/۵ و بدون ارتز ۸/۲ بود که در این مورد تفاوت معنادار وجود داشت، اما بیشترین زاویه دورشدن مفصل زان با ارتز ۲/۶ و بدون ارتز ۲ بود که تفاوت معناداری یافت نشد [۳۷]. پاور و ممان اینرسی هیپ: سیلور تورن بیشترین ممان فلکشن هیپ در زمان بارگذاری را در افراد سالم و دراپ‌فوت حدود ۰/۲ نیوتن متر بر کیلوگرم بیان کرد [۲۷]. هسه [۲۶] در مطالعه خود که شامل ۱۹ نفر می‌شد، به نتیجه‌ای مبنی بر تأثیر نداشتن ارتز بر بیشترین پاور مفصل هیپ در فاز نوسانی دست یافت.

بحث

هدف مطالعه حاضر بررسی تأثیر ارتزهای میج پا-پایی بر مؤلفه‌های کینتیک و کینماتیک، تعادل و در کل متغیرهای

کینتیک حاصل مطالعه برگمن نشان داد که استفاده از ارتز تفاوت معناداری در ممان و پاور مفصل میج ایجاد نمی‌کند. بررسی مؤلفه‌های کینماتیک حاصل از این مطالعه نشان داد که در زمان استفاده از ارتز زاویه میج در ابتدای فاز ایستایی از ۱۴ درجه پلنتر فلکشن به ۱/۸ درجه می‌رسد، اما ارتز تأثیر چشمگیری بر کینماتیک مفصل هیپ و زانو ندارد [۳۹].

کینماتیک زانو

بیشترین فلکشن زانو در فاز ایستایی: سیلور تورن مقدار بیشترین فلکشن زانو در زمان بارگذاری در افراد سالم و دراپ‌فوت تقریباً ۱۸ دانست [۲۷]. هفت مطالعه [۲۰، ۲۱، ۲۲، ۲۳، ۲۴، ۲۵، ۲۶، ۲۷، ۲۸، ۲۹] شامل ۶۲ نفر، افزایش معنادار فلکشن زانو در ابتدای فاز ایستایی زمان استفاده از ارتز را نشان دادند. کروز بیشترین زاویه فلکشن زانو را با ارتز ۲۷/۷ و بدون ارتز ۳۱/۹ بیان کرد [۲۷]. از میان مطالعات صورت گرفته روی مدل‌های مختلف ارتزهای میج پا-پایی، پارک مقدار بیشترین فلکشن زانو در فاز ایستایی را با ارتز شل قدما، شل خلفی و بدون ارتز به ترتیب ۲۲/۲(۲۱/۴)، ۲۲/۲(۱۲/۳) و ۲۳/۹(۱۲/۳) بیان کرد [۳۱]. بوردت نیز مقدار این زاویه را با ارتز ایر استروپ ۱۵/۳(۷/۷) و بدون ارتز ۱۰/۴(۸/۵) بیان کرد [۲۰]. در نهایت کوباپاشی در مطالعه خود مقدار حداقل بیشترین فلکشن زانو در فاز استنس را ۲۳/۸۰ با ارتز مفصل آزاد و حداکثر آن را با حداکثر مقاومت ارتزی ۲۶/۰۹ بیان کرد [۳۴].

بیشترین اکستنشن زانو در فاز ایستایی: چهار مطالعه [۲۲، ۲۳، ۲۴، ۲۵، ۲۶، ۲۷، ۳۱] شامل ۴۶ نفر افزایش معنادار بیشترین اکستنشن زانو با ارتز در فاز ایستایی را نشان دادند. پارک در مطالعه خود، مقدار بیشترین اکستنشن زانو در فاز ایستایی را با ارتز شل قدما، شل خلفی و بدون ارتز به ترتیب ۰/۱۵(۰/۱۷)، ۰/۱۵(۰/۱۱) و ۲/۸(۰/۱۱) بیان کرد [۳۱].

بیشترین زاویه زانو در فاز نوسان: چهار مطالعه [۲۰، ۲۴، ۳۱، ۳۴] شامل ۶۰ نفر، نشان دادند که استفاده از ارتز تأثیر معناداری بر بیشترین فلکشن زانو در فاز نوسان ندارد. پارک مقدار بیشترین فلکشن و اکستنشن زانو در فاز نوسانی را با ارتز شل قدما، شل خلفی و بدون ارتز به ترتیب ۳۰(۱۰/۴)، ۳۰(۴/۷) و ۳۰/۴(۱۱/۰) بیان کرد [۳۱]. هسه بیشترین فلکشن زانو در فاز نوسان را با ارتز استاتیک ۳۹/۹۷(۱۳/۱۰) و بدون ارتز ۴۲/۲۱(۱۳/۵) بیان کرد [۲۶]. کوباپاشی مقدار حداقل بیشترین فلکشن زانو در فاز نوسان را ۲۹/۱۸ با مقاومت سطح دو ارتز و مقدار حداکثر آن را با مفصل آزاد ۳۰/۶۱ بیان کرد [۳۴]. بوردت در مطالعه خود نیز تأثیر نداشتن ارتز بر بیشترین اکستنشن زانو در فاز نوسانی را رفتن را نشان داد و مقدار آن را با ارتز ایر استروپ ۱۴/۸(۱۴/۸) و بدون ارتز ۴۱/۱(۱۰/۹) بیان کرد [۲۰]. تاپسون [۱۶] در مطالعه مروری خود به نتایجی مشابه با مطالعات مذکور دست یافته بود.

مطالعات انجام شده به نظر می‌رسد که از بین تملی مدل‌های مختلف ارتزهای مچ پا-پایی موجود، ارتزهای دینامیک به علت داشتن آزادی حرکت بیشتر مفصل مچ، سختی کمتر و سبک بودن، مقبولیت بیشتری نزد بیماران دراپ‌فوت دارند. هرچند زمانی می‌توان از آن‌ها استفاده کرد که شدت ضایعه خفیف باشد. در صورتی که شدت عارضه زیادتر باشد، ارتزهای سخت استاتیک گزینه دیگری است.

هرچند ارتز سخت مچ را در وضعیت ثابت نگه می‌دارد که حرکت پلانتار فلکشن مچ را کاملاً محدود می‌کند. ارتزهای سخت اغلب برخی از حرکات را که به لحاظ عملکردی سودمندند، محدود می‌کنند، حتی در برخی مطالعات ارتزهای سخت استاتیک باعث کاهش طول گام شده‌اند. ارتز مچ پا-پایی با لاستاپ پلانتار فلکشن و دورسی فلکشن کمی قادرند تا از طریق فراهم کردن نیروی کمکی دورسی فلکشن یا قفل کردن مچ در وضعیت مناسب، از دراپ‌فوت ممانعت کنند. بنابراین، بر خلاف ارتزهای سخت استاتیک، کل حرکات مفصل مچ را محدود نمی‌کنند. ارتز مچ پا-پایی دینامیک اوپل دمپر قادر به جذب شوک در طول تماس پاشنه و فراهم کردن دمپینگ در فاز پاسخ به بارگذاری است. بنابراین علاوه بر ممانعت از دراپ‌فوت در فاز نوسان، حرکت پلانتار فلکشن در فاز پاسخ به بارگذاری به صورت کنترل شده انجام می‌شود، اما ارتزهای دیگر به طور کامل از حرکت پلانتار فلکشن در این فاز ممانعت می‌گردند.

از ۲۱ مقاله مربوط به موضوع مورد نظر، ۴ مقاله مربوط به متغیر زمانی مکانی، ۷ مقاله مربوط به مؤلفه‌های کینتیک و کینماتیک، شناسایی شد. با توجه به نتایج مطالعات به دست آمده همچنان نیاز مبرم به انجام مطالعات بیشتر در زمینه طراحی و ساخت ارتز مچ پا-پایی که بتواند علاوه بر اثربخشی مناسب و مطلوب روی راه رفتن بیماران با عارضه افتادگی پا موجبات راحتی این افراد را نیز فراهم سازد، احساس می‌شود. بنابراین در مطالعات آینده باید بیشتر به بررسی موارد زیر پرداخته شود: بررسی تأثیر بلند مدت ارتزهای مچ پا-پایی بر متغیرهای راه رفتن افراد دراپ‌فوت ناشی از سگته؛ بررسی تأثیر ارتزهای مچ پا-پایی بر فعالیت عضلانی افراد دراپ‌فوت ناشی از سگته هنگام راه رفتن؛ بررسی مدل‌های متفاوت و با مواد سبک‌تر ارتزها بر متغیرهای راه رفتن و راحتی افراد دراپ‌فوت؛ و طراحی و ساخت ارتزهای قدرتی به منظور افزایش کارایی عملکردی افراد دراپ‌فوت.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج جمع‌بندی شده از مطالعات انجام شده، تملی انواع مختلف ارتزهای مچ پا-پایی با بهبود برخی متغیرهای راه رفتن افراد با عارضه افتادگی پا نظیر سرعت راه رفتن، کادنس، طول گام، عرض گام سبب بهبود راه رفتن افراد دراپ‌فوت ناشی از سگته مغزی می‌شوند و دستیابی آن‌ها را به راه رفتن عادی‌تر

راه رفتن در افراد دراپ‌فوت به دنبال سگته است و همچنین دستیابی به این نکته که کدامیک از ارتزهای دینامیک یا استاتیک گزینه بهتری برای درمان عارضه افتادگی پا ناشی از سگته است، نتایج حاصل از این مطالعه مروری نشان داد که تقریباً همه انواع ارتز مچ پا-پایی به دلایل زیر می‌توانند کاملاً مفید باشند و سبب بهبود راه رفتن افراد دراپ‌فوت ناشی از سگته مغزی شوند:

ارتزهای مچ پا-پایی با فراهم کردن ثبات مچ و قرار دادن پا در وضعیت مطلوب، از افتادگی پا و سایر حرکات ناخواسته در شروع فاز ایستایی، فاز نوسانی و زمان تواف جلوگیری می‌کنند [۴]. ارتزها به طور کلی سبب بهبود برخی متغیرهای زمانی مکانی نظیر طول گام سمت مبتلا و عرض گام می‌شوند و تأثیر مثبت بر راه رفتن فرد دراپ‌فوت می‌گذارند و تفاوت معناداری را ایجاد می‌کنند [۶، ۲۵-۳۳، ۳۷، ۳۸]. ارتزها به پای درگیر برای تحمل وزن کمک می‌کنند و به دنبال تأثیر بر مسیر مرکز فشار پا، حرکات زانو در فاز ایستایی را بهبود می‌بخشند [۳۶].

ارتزهای مچ-پایی سبب بهبود مؤلفه‌های کینتیک راه رفتن (خط سیر مرکز فشار پا و کاهش نیروی ضربه‌ای عمودی در سمت مبتلا و کاهش نرخ بارگذاری در سمت مبتلا) و مؤلفه‌های کینماتیک مچ پا (افزایش دورسی فلکشن مچ پا) و کینماتیک زانو (افزایش فلکشن زانو) در فاز ایستایی می‌شوند و نسبت به وضعیت بدون ارتز تفاوت معنادار و چشمگیری را ایجاد می‌کنند [۶، ۹، ۳۳، ۳۶].

درباره اثر ارتزهای مچ پا-پایی بر برخی متغیرهای راه رفتن نظیر قرینگی و تعادل نمی‌توان نظر قطعی ارائه داد و در این مورد اختلاف نظر بین مطالعات مختلف وجود دارد، اما استفاده از ارتز به طور حتم سبب بهبود برخی متغیرهای زمانی مکانی نظیر سرعت و طول گام می‌شود [۲۴، ۲۹]. ارتزها بر کینماتیک مفصل زانو در فاز نوسانی و کینماتیک مفصل هیپ چه در صفحه فرونتال و چه در صفحه ساجیتال تأثیر چندانی ندارند و تفاوت معناداری ایجاد نمی‌کنند [۳۷].

با توجه به نتایج جمع‌بندی شده حاصل از مطالعات، استفاده از ارتز سبب جبران عملکردهای از دست‌رفته و افزایش فعالیت فرد می‌شود. همچنین بر حسب نتایج به دست آمده از مطالعه حاضر، ارتز بر بیومکانیک اندام در فاز ایستایی تأثیر می‌گذارد، بدین صورت که به دنبال صاف شدن مفصل زانو، دورسی فلکشن و انتقال وزن توسط ارتز، از وقوع پلانتار فلکشن زیادی و اکستنشن زانو در زمان بارگذاری در فاز ایستایی جلوگیری می‌شود. استفاده از ارتز عضلات کلاف را پیش از انقباض در حالت کشیده قرار می‌دهد و سبب کاهش انرژی مصرفی و ایجاد اکستنشن زانو و هیپ در زمان تواف می‌شود و بدین طریق مرکز جاذبه را بالاتر می‌برد و بنابراین با تأثیر بر مؤلفه‌های کینتیک و کینماتیک، راه رفتن عادی‌تری را ایجاد می‌کند. از طرف دیگر، با توجه به

نسبت به وضعیت بدون ارتز امکان‌پذیر می‌کنند. به نظر می‌رسد در بیماری‌هایی که شدت عارضه در آن‌ها زیاد نیست، ارتزهای مچ پا-پایی دینامیک به علت ایجاد پلنتار فلکشن روان و مطلوب و با سفتی کمتر گزینه‌های مناسب‌تری در مقایسه با ارتزهای سالید پلنتار فلکشن استاپ هستند و مقبولیت این ارتزها نزد افراد دراپ‌فوت ناشی از سکته بیشتر بوده است. این در حالی است که ارتزهای سالید استاتیک ممکن است بر برخی متغیرهای کینتیک و کینماتیک راهرفتن بیماران دراپ‌فوت نظیر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، خط سیر مرکز فشار پا و نیروی ضربه‌ای عمودی و نرخ بارگذاری تأثیر بهتری گذارند و در صورت شدید بودن اسپاسیتی قدرت کنترل بیشتری دارند.

بنابراین با توجه به این نکته که ارتزهای مچ پا-پایی با طرح‌ها و جنس‌های متفاوت تأثیرات متناقضی بر تعادل و متغیرهای راهرفتن افراد دراپ‌فوت ناشی از سکته می‌گذارد [۹] و به منظور روشن شدن تناقضات ناشی از نحوه تأثیر ارتزهای مچ پا-پایی بر مؤلفه‌های کینتیک و کینماتیک راهرفتن، نیاز به تحقیقات بیشتری در این زمینه است و کمبود مطالعات کارآزمایی تصادفی بالینی با قدرت مطلوب در این زمینه همچنان احساس می‌شود.

تشکر و قدردانی

این مقاله حامی مالی نداشته است.

References

- [1] Shamsedini AR, Holisaz MT, Keyhani MR. [Comparison of balance abilities of patients with right and left hemiplegics stroke (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2008; 8(4):35-8.
- [2] Hassan Abadi M, Hajiaghvae B, Saeedi H, Amini N. [The immediate effect of a textured insole in nonparetic lower limb symmetry of weight bearing and gait parameters in patients with chronic stroke (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2016; 17(1):64-73.
- [3] Soleimanzadeh Ardabili N, Vahdat I, Abdollahi I, Rostami M. [Evaluation of spasticity variations at the elbow joint of CVA patients according to the biomechanical indices (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2013; 14(3):96-106.
- [4] Burnidge JH, Wood DE, Taylor PN, McLellan DL. Indices to describe different muscle activation patterns, identified during treadmill walking, in people with spastic drop-foot. Medical Engineering & Physics. 2001; 23(6):427-34. doi: 10.1016/s1350-4533(01)00061-3
- [5] Deberg L, Taheri Andani M, Hosseini-pour M, Elahinia M. An SMA passive ankle foot orthosis: Design, modeling, and experimental evaluation. Smart Materials Research. 2014; 1-11. doi: 10.1155/2014/572094
- [6] Lamkin-Kennard K. Design of a pneumatically actuated robotic assist device for patients with foot drop [PhD dissertation]. Rochester: Rochester Institute of Technology, 2010.
- [7] Laufer Y, Hausdorff JM, Ring H. Effects of a foot drop neuroprosthesis on functional abilities, social participation, and gait velocity. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. 2009; 88(1):14-20. doi: 10.1097/phm.0b013e3181911246
- [8] Demneh ES. The effects of orthotics on the sensor-motor problems of the foot and ankle after stroke [PhD dissertation]. Salford: University of Salford; 2011.
- [9] Guellebastre B, Calmels P, Rougier P. Effects of rigid and dynamic ankle-foot orthoses on normal gait. Foot & Ankle International. 2009; 30(1):51-6. doi: 10.3113/foi.2009.0051
- [10] Panwalkar N, Anun AS. Role of ankle foot orthoses in the outcome of clinical tests of balance. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology. 2012; 8(4):314-20. doi: 10.3109/17483107.2012.721158
- [11] Leung J, Moseley A. Impact of ankle-foot orthoses on gait and leg muscle activity in adults with hemiplegia. Physiotherapy. 2003; 89(1):39-55. doi: 10.1016/s0031-9406(05)00668-2
- [12] Schaekers L, Meuwis L. What is the effect of an ankle-foot orthosis (AFO) on the dynamic balance and walking capacity in stroke patients [MSc. thesis]. Hasselt: University of Hasselt, 2014.
- [13] Teasell RW, McRae MP, Foley N, Bhardwaj A. Physical and functional correlations of ankle-foot orthosis use in the rehabilitation of stroke patients. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2001; 82(8):1047-9. doi: 10.1053/apmr.2001.25078
- [14] Mills K, Blanch P, Chapman AR, McPoil TG, Vicenzino B. Foot orthoses and gait: A systematic review and meta-analysis of literature pertaining to potential mechanisms. British Journal of Sports Medicine. 2009; 44(14):1035-46. doi: 10.1136/bjsm.2009.066977
- [15] Guerra Padilla M, Molina Rueda F, Alguacil Diego IM. Effect of ankle-foot orthosis on postural control after stroke: A systematic review. Neurologia (English Edition). 2014; 29(7):423-32. doi: 10.1016/j.neueng.2011.10.014
- [16] Tyson S, Sadeghi-Demneh E, Nester C. A systematic review and meta-analysis of the effect of an ankle-foot orthosis on gait biomechanics after stroke. Clinical Rehabilitation. 2013; 27(10):879-91. doi: 10.1177/0269215513486497
- [17] Alam M, Choudhury IA, Mamat AB. Mechanism and design analysis of articulated ankle foot orthoses for drop-foot. The Scientific World Journal. 2014; 1-14. doi: 10.1155/2014/867869
- [18] Moher D. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: The PRISMA statement. Annals of Internal Medicine. 2009; 151(4):264. doi: 10.7326/0003-4819-151-4-200908180-00135
- [19] Burdett RG, Borello-France D, Blatchly C, Potter C. Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with Air-Stirrup brace. Physical Therapy. 1988; 68(8):1197-203. doi: 10.1093/ptj/68.8.1197
- [20] Chin R, Hsiao-Wecksler ET, Loth E, Kogler G, Manwaning SD, Tyson SN, et al. A pneumatic power harvesting ankle-foot orthosis to prevent foot-drop. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2009; 6(1):19. doi: 10.1186/1743-0003-6-19
- [21] Yokoyama O, Sashika H, Hagiwara A, Yamamoto S, Yasui T. Kinematic effects on gait of a newly designed ankle-foot orthosis with oil damper resistance: A case series of 2 patients with hemiplegia. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2005; 86(1):162-6. doi: 10.1016/j.apmr.2003.11.026
- [22] Daher N, Lee S, Yang YJ. Effects of elastic band orthosis (aider) on balance and gait in chronic stroke patients. Physical Therapy Rehabilitation Science. 2013; 2(2):81-6. doi: 10.14474/pts.2013.2.2.81
- [23] Hale J, Seale J, Jennings J, DiBello T. An advanced ground reaction design ankle-foot orthosis to improve gait and balance in individuals with post-stroke hemiparesis. Journal of Prosthetics and Orthotics. 2013; 25(1):42-7. doi: 10.1097/jpo.0b013e31827ba11e
- [24] Diamond MF, Ottenbacher KJ. Effect of a tone-inhibiting dynamic ankle-foot orthosis on stride characteristics of an adult with hemiparesis. Physical Therapy. 1990; 70(7):423-30. doi: 10.1093/ptj/70.7.423
- [25] Hesse S. Rehabilitation of gait after stroke. Topics in Geriatric Rehabilitation. 2003; 19(2):109-26. doi: 10.1097/00013614-200304000-00005
- [26] Silver-Thorn B, Herrmann A, Current T, McGuire J. Effect of ankle orientation on heel loading and knee stability for post-stroke individuals wearing ankle-foot orthoses. Prosthetics and Orthotics International. 2011; 35(2):150-62. doi: 10.1177/0309364611399146
- [27] Case B, Bowers R, Meadows BC, Rowe P. The immediate effects of fitting and tuning solid ankle-foot orthoses in early stroke rehabilitation. Prosthetics and Orthotics International. 2015; 39(6):454-62. doi: 10.1177/0309364614538090
- [28] Doğğan A, Mengütlüoğlu M, Özgügin N. Evaluation of the effect of ankle-foot orthosis use on balance and mobility in hemi-

- paretic stroke patients. *Disability and Rehabilitation*. 2011; 33(15-16):1433-9. doi: 10.3109/09638288.2010.533243
- [29] Franceschini M, Massucci M, Ferrai L, Agosti M, Paroli C. Effects of an ankle-foot orthosis on spatiotemporal parameters and energy cost of hemiparetic gait. *Clinical Rehabilitation*. 2003; 17(4):368-72. doi: 10.1191/0269215503cr622oa
- [30] Park JH, Chun MH, Ahn JS, Yu JY, Kang SH. Comparison of gait analysis between anterior and posterior ankle foot orthosis in hemiplegic patients. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2009; 88(8):630-4. doi: 10.1097/phm.0b013e3181a9f30d
- [31] Simons CDM, van Asseldonk EHF, Kooij H van der, Geurts ACH, Buijke JH. Ankle-foot orthoses in stroke: Effects on functional balance, weight-bearing asymmetry and the contribution of each lower limb to balance control. *Clinical Biomechanics*. 2009; 24(9):769-75. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.07.006
- [32] Rao N, Chaudhuri G, Hasso D, D'Souza K, Wening J, Carlson C, et al. Gait assessment during the initial fitting of an ankle foot orthosis in individuals with stroke. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*. 2008; 3(4):201-7. doi: 10.1080/17483100801973023
- [33] Kobayashi T, Leung AKL, Akazawa Y, Hutchins SW. The effect of varying the plantarflexion resistance of an ankle-foot orthosis on knee joint kinematics in patients with stroke. *Gait & Posture*. 2013; 37(3):457-9. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.07.028
- [34] Lairamore C, Garrison MK, Bandy W, Zabel R. Comparison of tibialis anterior muscle electromyography, ankle angle, and velocity when individuals post stroke walk with different orthoses. *Prosthetics and Orthotics International*. 2011; 35(4):402-10. doi: 10.1177/0309364611417040
- [35] Jamshidi N, Rostami M, Najarian S, Bagher Menhaj M, Saadatian M, Salamia F. Differences in center of pressure trajectory between normal and stepgait. *Journal of Research in Medical Sciences*. 2010; 15(1):33-40. PMID: PMC3082780
- [36] Cruz TH, Dhaheer YY. Impact of ankle-foot-orthosis on frontal plane behaviors post-stroke. *Gait & Posture*. 2009; 30(3):312-6. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.05.018
- [37] Wang RY, Lin PY, Lee CC, Yang YR. Gait and balance performance improvements attributable to ankle? Foot orthosis in subjects with hemiparesis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2007; 86(7):556-62. doi: 10.1097/phm.0b013e31806dd0d3
- [38] Nolan KJ, Savalia KK, Yarossi M, Elovic EP. Evaluation of a dynamic ankle foot orthosis in hemiplegic gait: A case report. *Neuro Rehabilitation*. 2010; 27(4):343-50. doi: 10.3233/NRE-2010-0618
- [39] Bregman DJJ, De Groot V, Van Diggele P, Meulman H, Houdijk H, Huislaar J. Polypropylene ankle foot orthoses to overcome drop-foot gait in central neurological patients: A mechanical and functional evaluation. *Prosthetics and Orthotics International*. 2010; 34(3):293-304. doi: 10.3109/03093646.2010.495969