MEJDS. 2020; 10:54.

Published online 2020 May. **Research Article**

Auditory Stimulus on Anticipatory Postural Adjustments in Patients with Multiple Sclerosis

*Osuli Odlo H[1], Moradi H[1]

Author Address
1. MSc, Department of Motor Behavior, University of Tehran, Tehran, Iran.
***Corresponding Author Email:** Hamed.osuli1992@gmail.com

Received: 2018 November 26; **Accepted:** 2018 December 6

Abstract

Background & Objective: Impaired balance and gait pattern are a major features of multiple sclerosis (MS) disease. Studies of postural adjustments in patients with MS have shown decreased magnitude and increased latency of muscle activations in anticipatory postural adjustments (APAs) during voluntary load release tasks and also in response to external perturbations (i.e. pendulum impact). Upright posture is an essential feature of human beings that enables functional activities and movements, but is known to be inherently unstable as center of mass of the body is located high with the relatively small base of support. To avoid losing balance, therefore, postural components must be controlled effectively in concert, when performing a purposeful movement. One of the strategies applied by the central nervous system to maintain balance and upright posture is an APA, which occurs during voluntary step initiation. The aim of this study was to compare the influence of an auditory stimulus (AS) on anticipatory postural adjustments in multiple sclerosis patients during a choice step reaction task.

Methods: The present study was a semi-experimental study. For the purpose of the study, 14 male people (mean age: 32.4±2.32 years) with MS from the members of the Tehran Multiple Sclerosis Association, were selected using purposeful and available sampling method. Each of the subjects performed a block of 20 trials of the choice reaction time (CRT) task on the force plate. The electromyography signals of the lower limb muscles recorded using an electromyography device during the assignment. Participants stepped forward in response to a visual imperative stimulus of an arrow (with the left or right foot in accordance the arrow direction). The AS was presented randomly and simultaneously with the visual stimulus. The distribution of each direction in the presence or absence of audio stimuli counterbalanced (for each five attempts). Electromyography (EMG) activity of muscles was recorded from four right and left lower extremity muscles: medial gastrocnemius (GASM), tibialis anterior (TA). The RT was determined as the time at which the vertical force under either foot exceeded a threshold of 5% body weight from the baseline set as half body weight. Foot–lift time was detected as the time at which the vertical force under either foot became zero. Integrals of anticipatory and compensatory EMG activity were derived using average trials for each subject. Integrals of the EMG activities (*IntEMGi*) were calculated for four different epochs, each of 150 ms duration in relation to T0. The time windows for the four epochs were: 1) from −250 ms to −100 ms (anticipatory adjustments, APA1); 2) −100 ms to +50 ms (anticipatory adjustments, APA2); 3) +50 ms to 200 ms (compensatory reactions, CPA1); and 4), +200 ms to 350 ms (late compensatory reactions, CPA2). The reaction time was calculated using vertical ground reaction forces (vGRF).

Results: The results of the multidisciplinary t-test showed that the response time was faster in the presence of auditory stimuli in multiple sclerosis patients (p = 0.024). Also, the rate of predictive status adjustments in the presence of auditory stimuli was higher than in the absence of this stimulus (p <0.001).

Conclusion: Findings from this study provide a background for the development of perturbation–based training programs aimed at balance improvement and fall prevention by restoring mechanisms underlying balance impairments.

Keywords: Auditory stimulus, Postural adjustment, Multiple sclerosis.

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.57.6]

Copyright © 2016, MEJDS. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cited.

مجله مطالعات ناتوانی ۱۳۹۹؛ (۱۰):۵۴.

انتشار برخط اردیبهشت ۱۳۹۹ مقاله پژوهشی اصیل

اثر محرک‌های شنیداری در تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانهٔ بیماران مالتیپل اسکلروزیس

*حامد اصولی اودلو،[۱] حامد مرادی[۲]

توضیحات نویسندگان

۱. کارشناسی‌ارشد رفتارحرکتی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

***رایانامهٔ نویسندهٔ مسئول:** Hamed.osuli1992@gmail.com

دریافت مقاله: ۵ آذر ۱۳۹۷؛ **پذیرش مقاله:** ۱۵ آذر ۱۳۹۷

چکیده

زمینه و هدف: مطالعات تنظیمات وضعیتی در بیماران مبتلا به مالتیپل اسکلروزیس، نشان‌دهندهٔ کاهش اندازه و افزایش تأخیر در فعالیت عضلات در تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه است. هدف از این مطالعه، اثر محرک‌های شنیداری در تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانهٔ بیماران مالتیپل اسکلروزیس، در طول یک تکلیف زمان واکنش انتخابی بود.

روش بررسی: پژوهش حاضر از نوع مطالعات نیمه‌تجربی، شامل طرح درون‌گروهی برای بررسی اثرات محرک‌های شنیداری و دیداری بر روی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانهٔ بیماران مالتیپل اسکلروزیس در طول یک تکلیف زمان واکنش انتخابی بود. بدین منظور، از بین بیماران مرد عضو انجمن مالتیپل اسکلروزیس شهر تهران، ۱۴ نفر، با میانگین سنی ۲/۳۲±۳۲/۴ سال، به روش هدفمند و در دسترس انتخاب شدند. آزمودنی‌ها زمان واکنش انتخابی (گام‌برداری) را در پاسخ به هرکدام از محرک‌ها در حضور یا حضورنداشتن محرک‌های شنیداری، به‌سرعت و با دقت بر روی صفحهٔ نیروسنج اجرا کردند. در طول تکلیف، سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی عضلات اندام تحتانی، با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی، ثبت شد. شروع گام‌برداری با پای چپ یا راست، مطابق با جهت نمایش‌داده‌شده بر روی صفحهٔ مانیتور بود. میزان توزیع هرکدام از جهت‌ها در حضور یا حضورنداشتن محرک‌های شنیداری هم‌سان (برای هرکدام ۵ کوشش) بود. سرعت پاسخ به محرک از طریق نیروی عکس‌العمل زمین و تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه از فعالیت الکتریکی ثبت‌شده از عضلات اندام تحتانی استخراج شد. برای تحلیل داده‌ها از آزمون تحلیل واریانس مکرر و t هم‌بسته در نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۲۰ و با سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج آزمون t هم‌بسته نشان داد که زمان واکنش در حضور محرک‌های شنیداری در بیماران مالتیپل اسکلروزیس سریع‌تر بود (p=۰/۰۲۴). همچنین میزان تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه در حضور محرک‌های شنیداری، بیشتر از وضعیت حضورنداشتن این محرک بود (p<۰/۰۰۱).

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد محرک‌های شنیداری در بیماران مالتیپل اسکلروزیس باعث افزایش سرعت زمان واکنش انتخابی و همچنین افزایش تنظیمات وضعیتی در عضلات اندام تحتانی می‌شود.

حق انتشار محفوظ است © ۱۳۹۵، مجله مطالعات ناتوانی. این یک مقاله با دسترسی آزاد است که تحت مجوز اختیار_غیرتجاری ۴/۰ بین‌المللی (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/deed.fa) منتشر شده است که به شما اجازه می‌دهد که مواد منتشر شده در این مقاله را با شرط ارجاع مناسب به نسخهٔ اصلی، به‌طور غیرتجاری نسخه‌برداری و توزیع کنید.

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.57.6]

۱ مقدمه

اختلال کنترل تعادل، یک مشکل مهم است که توسط افراد مبتلا به مالتیپل اسکلروزیس[1] (MS) تجربه می‌شود (۱)؛ حتی در مراحل اولیهٔ بیماری، این بیماران تحت‌تأثیر اختلالات بصری، ویستیبولار، حس پیکری و... قرار می‌گیرند که همراه با ضعف عضلات به نقص در تعادل و کنترل قامت منجر می‌شود (۲). ناتوانی در حفظ تعادل، ساده‌ترین فعالیت‌های روزانهٔ بیماران مبتلا به مالتیپل اسکلروزیس را تحت‌تأثیر قرار می‌دهد تا جایی که اعمال ساده‌ای نظیر ایستادن و راه‌رفتن، نوعی چالش برای این بیماران محسوب می‌شود و موجب استفاده‌نکردن از سیستم‌های حرکتی بدن شده، باعث بروز عوارض زودرس حاصل از آن، نظیر دیمیلینیزاسیون و کاهش سرعت هدایت اعصاب محیطی خواهد شد (۳). حالت ایستاده، یک ویژگی اساسی انسان است که وی را به حرکات و فعالیت‌های کارکردی توانمند می‌کند؛ اما به‌عنوان یک حالت ناپایدار از مرکز جرم بدن که در بالا و بر روی یک پایهٔ حمایتی نسبتاً ضعیف قرار دارد، شناخته شده است. برای اجتناب از اختلال تعادل، اجزای قامتی باید به‌طور مؤثر، هنگام انجام‌دادن یک حرکت هدفمند کنترل شوند. یکی از استراتژی‌های استفاده‌شده توسط سیستم عصبی‌مرکزی برای حفظ تعادل و موقعیت درست، تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه (APA[2]) است که در طی شروع گام‌برداری داوطلبانه رخ می‌دهد (۴). به‌منظور آماده‌شدن برای گام‌برداری، تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه شامل یک توالی از فعال‌شدن عضلات است که نیروهای واکنش زمین را (GRF[3]) برای تغییر مرکز فشار (COP[4]) به عقب و به‌سمت پای نوسان و همچنین نیروهای موردنیاز برای حرکت‌دادن بدن به‌سمت جلو و به‌سمت پای اتکا را ایجاد می‌کند (۵).

توانایی کنترل تعادل ایستا و پویا به فرایندهای پیچیدهٔ یکپارچه‌سازی اطلاعات حسی[5] وابسته است و مستلزم عملکرد متقابل اطلاعات حسی است که از منابع مختلف حسی، به‌ویژه سیستم دهلیزی[6]، بینایی[7] و حس پیکری[8] می‌آید و از طریق راه‌های عصبی سطوح نخاعی و فوق نخاعی به سیستم عصبی‌مرکزی وارد می‌شود. این اطلاعات در تشکیل یک چهارچوب مرجع شرکت می‌کند و ترکیب آن‌ها استانداردی را ایجاد می‌کند که تغییرات متوالی پاسچر با آن سنجیده می‌شود و در واقع، شمای کلی بدن را می‌سازد و سیستم عصبی‌مرکزی را توانمند می‌کند که در هر لحظه از وضعیت بدن در فضا و نیز وضعیت بخش‌های بدن نسبت به هم آگاه باشد (۶).

برای حفظ ثبات قامت عضلات تنه و پاها، سیستم عصبی‌مرکزی از دو مکانیسم اصلی استفاده می‌کند: تنظیمات وضعیتی جبرانی[9] (CPA) و تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه (APA). تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه یک مکانیسم ضروری توازن است که آمادگی کافی برای پیشگیری از وقوع اختلال را پیش از انجام‌دادن کار یا در برخورد با محیط خارجی تضمین می‌کند (۷). تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه زمانی به وجود می‌آید که آشفتگی ایجادشده قابل‌پیش‌بینی باشد و به‌وسیلهٔ مکانیسم‌های پیش‌خوراندی[10] کنترل می‌شود (۸). این در حالی است که تنظیمات وضعیتی جبرانی توسط سیگنال‌های بازخورد حسی[11] آغاز شده، به‌عنوان مکانیسم بازگرداندن موقعیت مرکز ثقل بدن بعد از وقوع اختلال عمل می‌کند (۹) . تنظیمات وضعیتی جبرانی در هر دو حالتِ قابل‌پیش‌بینی‌بودن یا نبودن آشفتگی، تولید می‌شود (۱۰).

عوامل زیادی، مانند نوع آشفتگی ایجادشده، سطحی که شخص روی آن ایستاده و وضعیت ایستا و پویا، بر تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه تأثیر می‌گذارد (۱۱). همچنین، ویژگی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه با توجه به فضای تحریک‌کننده متفاوت است. تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه می‌تواند توسط یک محرک آکوستیک یا یک محرک بینایی ایجاد شود (۱۲). تحقیقات نشان داده است که توجه هدایت‌شده به‌سوی محرک، شروع تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه را تعدیل می‌کند (۷ و ۱۳).

مطالعات اخیر نشان داده است که منابع شناختی بالاتر برای حفظ تعادل و ادغام سیستم‌های عملکردی درگیر در پردازش‌های حسی‌حرکتی، به‌ویژه در محیط‌های چالش‌برانگیز، ضروری است. تعدیل پردازش اطلاعات حسی مرتبط با توجه، به عملکرد حرکتی بهتر در حرکات داوطلبانه در پاسخ به محرک‌های بصری منجر می‌شود. همچنین، تعدیل پردازش اطلاعات حسی دربارهٔ توجه، برای اطلاعات بصری و شنوایی و لمسی مشاهده شده است (۱۴). تارد، دوجاردین، بوریز، درامبور و دلوال در تحقیقی نشان دادند که هدایت توجه به محرک شنیداری که ۱/۴ ثانیه قبل از محرک دیداری اصلی ارائه شده، به تغییر در انتشار و آزادسازی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و تعدیل آن‌ها منجر می‌شود (۱۵). در مطالعهٔ دیگری، ثابت شد که هنگام شروع گام‌برداری توسط علامت اصلی «رو» (برای مثال در یک تکلیف زمان واکنش)، ارائهٔ یک محرک غیرقابل‌پیش‌بینی شدید، هم‌زمان یا دقیقاً قبل از ارائهٔ علامت اصلی، ممکن است باعث فعال‌شدن فازهای اولیهٔ تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه شود. همچنین، اثر شدت‌های مختلف محرک شنوایی بر انتشار تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه متفاوت است و محرک‌های با شدت بیشتر، به تولید تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانهٔ بزرگ‌تر منجر شدند. انتشار اولیهٔ تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه توسط محرک‌های کم‌شدت یا شدید، نشان‌دهندهٔ دخالت مکانیسم‌های مختلف در راه‌اندازی این تنظیمات است (۱۲).

ردفرن، چامبرز، جنینگ و فورمان دربارهٔ مقایسهٔ تأثیر محرک دیداری و شنیداری و اثر آن‌ها بر کنترل تعادل بدن طی یک تکلیف زمان واکنش، تحقیقی انجام داده‌اند که نشان داد هرچه پیچیدگی تکلیف تعادلی بیشتر باشد، ارائهٔ محرک شنیداری نسبت به محرک دیداری، به ایجاد تداخل بیشتری با تکلیف زمان واکنش منجر می‌شود. این نتایج نشان می‌دهد که عناصر حسی و حرکتی کنترل قامت، تحت‌تأثیر فرایندهای توجهی مختلفی قرار دارد (۱۴).

تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه، به الگوهای مخصوص جهت‌دهی‌شده‌ای از فعالیت یا مهار عضلات قامتی در بزرگ‌سالان سالم (۱۶) و کودکان

[1]. Multiple Sclerosis
[2]. Anticipatory postural adjustments (APA)
[3] .Ground reaction force
[4]. Center of pressure
[5]. Sensory integration
[6]. Vestibular
[7]. Vision
[8]. Somatosensory
[9]. Compensatory postural adjustments (CPA)
[10]. Feed forward mechanism
[11]. Sensory feedback

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.57.6]

در حال رشد مربوط است (۱۷). همچنین نشان داده شده که افراد مبتلا به سندروم داون (۱۸)، فلج مغزی (۱۹) و بیماران پارکینسونی (۲۰)، الگوهای تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانهٔ خاص هدایت‌شده را به نمایش می‌گذارند. در افراد مبتلا به سندروم داون، تنها عضلات تنه در این تنظیمات شرکت داشتند و در افراد فلج مغزی، دامنهٔ کمتری از فعالیت عضلات تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه به نمایش گذاشته شد (۱۸). افراد سالمند با سابقهٔ سقوط، تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانهٔ آهسته و ناکارآمد را در طول مرحلهٔ قبل از عبور از موانع در پیاده‌روی نشان داده‌اند (۲۱).

در این زمینه مطالعات اندکی دربارهٔ بیماران مبتلا به MS انجام شده و نشان داده شده که افراد مبتلا به MS توانایی کمتری برای تولید الگوهای خاص جهت‌دهی‌شده از تنظیمات عضلانی در مقایسه با افراد سالم از خود نشان داده‌اند (۲۲). همچنین نشان داده شده که ناکارآمدی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه، ممکن است به سقوط این بیماران منجر شود (۲۱). به همین ترتیب ترس از افتادن با افزایش خطر سقوط در بیماران مالتیپل اسکلروزیس همراه است (۲۳). علاوه بر این، بیماران مالتیپل اسکلروزیس خستگی را یکی از دلایل اصلی سقوط می‌دانند (۲۴). الکساندر و همکاران (۲۰۱۵) تنظیمات قامتی پیش‌بینانه و جبرانی در بیماران مالتیپل اسکلروزیس را که در معرض یک آشفتگی خارجی قرار گرفتند، بررسی و بیان کردند که این بیماری به نظر نمی‌رسد بر به‌کارگیری پیش‌بینانهٔ عضلات وضعیتی تأثیر بگذارد. آن‌ها نشان دادند که وجود بینایی هنگام کنترل یک آونگ که به‌سمت آزمودنی‌ها می‌آید، در مقایسه با زمانی که بینایی در دسترس نباشد، موجب تسریع زمان شروع فعالیت عضلات و همچنین افزایش میزان جابه‌جایی مرکز فشار می‌شود. این یافته‌ها با تحقیقات پیشین هم‌خوانی دارد (۲۵ و ۲۶)؛ اما آن‌ها گزارش کردند هنگامی که بیماران مالتیپل اسکلروزیس در معرض اختلالات خارجی قرار می‌گیرند، در زمان‌بندی شروع پیش‌بینانهٔ فعالیت‌های عضلانی در مقایسه با افراد سالم تأخیر دارند (۹).

اگرچه این مطالعات، اطلاعات مهمی دربارهٔ استراتژی‌های تنظیمات وضعیتی در بیماران مالتیپل اسکلروزیس ارائه می‌دهد، هنوز پاسخ بسیاری از سؤال‌ها به‌روشنی مشخص نشده است؛ از جمله اینکه محرک‌های شنیداری و دیداری چه تأثیری بر روی انتشار APAها در این بیماران دارد. در طول زندگی روزمره، مردم اطلاعات مختلفی از مدالیته‌های حسی به‌طور هم‌زمان دریافت می‌کنند؛ برای مثال یک نفر هنگام انتظار سیگنال عبور عابر پیاده در تقاطع، ممکن است به جاده و سیگنال‌ها یا ماشین‌هایی که در حال نزدیک‌شدن هستند، توجه کند و به‌طور هم‌زمان صدای ماشین‌ها یا فردی را که با او حرف می‌زند، بشنود. در مطالعه‌ای که اخیراً بر روی اثرات محرک‌های شنیداری بر روی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه انجام شده، نشان داده شده که شدت خطای APA و همچنین نرخ گام‌برداری اشتباه در کوشش‌های همراه با محرک‌های شنیداری در سالمندان افزایش می‌یابد و همچنین زمان واکنش در حضور محرک‌های شنیداری سریع‌تر است (۲۱). گفتنی است مطالعات تنظیمات وضعیتی در بیماران مالتیپل اسکلروزیس، نشان‌دهندهٔ کاهش اندازه و افزایش تأخیر در فعالیت عضلات تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه در طول تکالیف رهاکردن وزنه (بار) و همچنین پاسخ به اغتشاشات خارجی بود (۲۶ و ۲۷)؛ بنابراین لزوم بررسی اثر محرک‌های شنیداری بر روی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و زمان واکنش به‌عنوان یکی از عامل‌های تأثیرگذار بر روی به‌کارگیری عضلات در تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه احساس می‌شود. همچنین بررسی اثر محرک‌های دیداری به‌تنهایی بر روی به‌کارگیری عضلات در تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و عملکرد آن‌ها در مقایسه با وضعیتی که هر دو محرک‌های دیداری و شنیداری ارائه شوند، می‌تواند اطلاعات مفیدی را دربارهٔ عملکرد متقابل اطلاعات حسی که از منابع مختلف حسی به سیستم عصبی‌مرکزی وارد می‌شود، به دست آورد. بنابراین هدف از مطالعهٔ حاضر، بررسی اثر محرک‌های شنیداری بر روی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه در یک تکلیف زمان واکنش انتخابی در بیماران مالتیپل اسکلروزیس بود.

۲ روش‌بررسی

پژوهش حاضر از نوع مطالعات نیمه‌تجربی، شامل طرح درون‌گروهی برای بررسی اثرات محرک‌های شنیداری و دیداری بر روی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانهٔ بیماران مالتیپل اسکلروزیس در طول یک تکلیف زمان واکنش انتخابی بود.

جامعهٔ آماری تحقیق، افراد مبتلا به بیماری مالتیپل اسکلروزیس در انجمن MS شهر تهران بودند که از این میان، ۱۴ نفر با میانگین سنی ۳۲/۴±۲/۳۲ سال به روش هدفمند و در دسترس، به‌عنوان نمونهٔ آماری انتخاب شدند و فرم رضایت‌نامهٔ کتبی را پر کردند. با توجه به اینکه طرح تحقیق درون‌گروهی است، حجم نمونه بر اساس مطالعات پیشین ۱۴ نفر در نظر گرفته شد (۱۵).

شرایط ورود آزمودنی‌ها عبارت بود از: داشتن نمرهٔ بین ۰ تا ۲ در مقیاس گسترش‌یافتهٔ وضعیت ناتوانی[1] و به‌جز بیماری مالتیپل اسکلروزیس (نوع عودکننده‌ـ فروکش‌کننده)[2]، بیماری نورولوژیکی دیگری نداشته باشند، حداقل سه ماه از عود بیماری گذشته باشد، توانایی ایستادن و راه‌رفتن بدون کمک را داشته باشند، بیماری‌های قلبی‌عروقی و روماتیسمی، درد شدید در مفاصل اندام تحتانی و سابقهٔ جراحی نداشته باشند، به اختلالات بینایی، شنوایی، شکستگی یا اختلال اسکلتی مبتلا نباشند. معیار خروج آزمودنی‌ها نیز عبارت بود از: آسیب‌دیدگی در حین روند اجرا، تمایل‌نداشتن برای انجام‌دادن تحقیق، توانایی‌نداشتن در توزیع وزن برابر بر روی پاها بعد از آموزش. از آزمودنی‌ها خواسته شد با پاهای برهنه بر روی صفحهٔ نیروسنج، در حالی که هرکدام از پاها بر روی یک صفحه قرار بگیرند، بایستند. فاصلهٔ پاها از هم در حالت ایستاده، ترجیحی آزمودنی‌ها برای شروع گام‌برداری بود. در این حالت، موقعیت پاها با چسب نواری نشانه‌گذاری شد تا آزمودنی در همهٔ کوشش‌ها در یک حالت مرجع قرار بگیرد و فاصلهٔ پاها از هم در همهٔ کوشش‌ها به یک اندازه باشد (۲۸). تکلیف حرکت گام‌برداری در پاسخ به یک محرک دیداری بود. محرک دیداری با یک فلش (به‌سمت راست یا چپ) توسط صفحه‌نمایش

[1]. Expanded Disability Status Scale (EDSS)

[2]. Relapsing-remitting MS(RRMS)

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.57.6]

لپ‌تاپ که در روبه‌روی آزمودنی‌ها قرار داشت، ارائه می‌شد. همچنین محرک شنیداری در نیمی از کوشش‌ها توسط دو عدد بلندگو که در دو طرف لپ‌تاپ روبه‌روی آزمودنی‌ها قرار داشت، هم‌زمان با محرک‌های دیداری به‌صورت تصادفی ارائه می‌شد. قبل از هر کوشش، نیروی هرکدام از صفحه‌های نیروسنج به‌صورت آنلاین توسط آزمونگر نمایش داده شد و از آن‌ها خواسته شد که وزن به‌صورت یکنواخت در هر پا تقسیم شود (توزیع ۵۰درصد از وزن بدن بر روی هرکدام از صفحه‌های نیروسنج با انحراف استاندارد کمتر از ۵درصد از وزن بدن). علت اینکه توزیع برابر وزن بر روی دو پا آموزش داده شد، این است که توزیع نابرابر می‌تواند بر روی زمان واکنش و دامنهٔ APA تأثیر بگذارد؛ برای مثال وزن بیشتر بر روی پای چپ، هنگامی که پاسخ با گام‌برداری پای راست شروع می‌شود، ممکن است به زمان واکنش سریع‌تر و دامنهٔ APA کوچک‌تر منجر شود. افراد باید مطابق با جهت‌دهی فلش‌ها، یک گام با پای چپ یا راست با سرعت و دقتِ هرچه تمام‌تر به جلو بروند و پای دیگر را کنار آن جفت کنند.

هرکدام از آزمودنی‌ها یک بلوک ۲۰ کوششی از زمان واکنش انتخابی را اجرا کردند که در هرکدام از آن‌ها به‌طور تصادفی صفحهٔ مانیتور جهت چپ و راست را نمایش می‌داد و مطابق با آن گام‌برداری را با پای چپ یا راست شروع می‌کردند؛ اما در نهایت میزان توزیع هرکدام از جهت‌ها، هم‌سان (برای هرکدام ۱۰ کوشش) بود. همچنین در ۵۰درصد از کوشش‌ها به‌صورت تصادفی یک محرک شنیداری از هر دو بلندگو پخش می‌شد. به‌طور کلی توزیع محرک‌ها به‌صورت زیر بود:

الف. پنج محرک دیداری به‌سمت راست؛ ب. پنج محرک دیداری به‌سمت چپ؛ ج. پنج محرک دیداری به‌سمت راست همراه با محرک شنیداری؛ د. پنج محرک دیداری به‌سمت چپ همراه با محرک شنیداری (۵).

از یک لپ‌تاپ مدل ASUS و دو بلندگو که در سمت راست و چپ لپ‌تاپ قرار داشت، برای ارائهٔ محرک‌های شنیداری و دیداری به آزمودنی‌ها استفاده شد. لپ‌تاپ و بلندگوها روبه‌رو و در فاصلهٔ یک‌متری آزمودنی‌ها در مقابل آن‌ها قرار داده شد.

از دستگاه الکترومایوگرافی مدل Aktos هشت‌کاناله وایرلس (پهنای باند ۲۰۰۰)، ساخت شرکت Myon سوئیس که با دستگاه صفحهٔ نیروسنج هم‌زمان شده بود، برای ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی در طول اجرای حرکت، استفاده شد. از الکترودهای چسبنده، برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات درشت نئی قدامی[1] و پهن جانبی[2] ، استفاده شد. بر اساس تحقیقات پیشین، از روش‌های استاندارد آماده‌سازی پوست برای چسباندن الکترودها استفاده شد؛ سپس الکترودها به شکم عضلهٔ هریک از عضلات مذکور در هر دو پا متصل شد. داده‌های جمع‌آوری‌شده با استفاده از نرم‌افزار متلب[3] آنالیز شد. برای فیلترکردن داده‌های EMG از روش باتروورث میان‌گذر[4] با فرکانس برش ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز استفاده شد. طبق مقالهٔ نیتا کانکار و همکاران (۲۰۱۴)، APAها در پای شناور به‌صورت زیر محاسبه شد (۲۹).

زمانی‌که محرک ارائه شد، بر روی داده‌های EMG (و صفحهٔ نیروسنج) به‌عنوان زمان مرجع (T_0) مشخص شد. بر اساس T_0 داده‌ها از زمان ۶۰۰ـ میلی‌ثانیه (قبل از T_0) تا ۱۰۰۰+ میلی‌ثانیه (بعد از T_0) برای آنالیز انتخاب شدند. انتگرال فعالیت EMG عضلات در چهار بازهٔ زمانی که هرکدام ۱۵۰ میلی‌ثانیه طول می‌کشید، محاسبه شد. پنجره‌های زمانی برای چهار دوره شامل ۲۵۰ـ میلی‌ثانیه تا ۱۰۰ـ میلی‌ثانیه (APA_1)، ۱۰۰ـ میلی‌ثانیه تا ۵۰+ میلی‌ثانیه (APA_2)، ۵۰+ میلی‌ثانیه تا ۲۰۰+ میلی‌ثانیه (CPA_1) و ۲۰۰+ میلی‌ثانیه تا ۳۵۰+ میلی‌ثانیه (CPA_2) بود. انتگرال EMG هرکدام از این چهار دوره، بر اساس انتگرال EMG فعالیت خط پایه از ۶۰۰ـ میلی‌ثانیه تا ۴۵۰ـ میلی‌ثانیه نسبت به T_0 به‌صورت زیر اصلاح شد:

$$Int_{EMG_i} = \int_{tw_i} EMG - \int_{-600}^{-450} EMG$$

فرمول شمارهٔ ۱ (۲۹).

که Int_{EMGi} برابر است با انتگرال فعالیت EMG هر عضله در بازه‌های زمانی ۱۵۰ میلی‌ثانیه (tw_i, $i=1$)

و

$$\int_{-600}^{-450} EMG$$

۱۵۰ میلی‌ثانیه از فعالیت عضلهٔ پس‌زمینه که به‌عنوان انتگرال فعالیت EMG در بازهٔ زمانی۶۰۰ـ تا ۴۰۰ـ میلی‌ثانیه نسبت به T_0 تعریف شده است. سپس انتگرال فعالیت EMG محاسبه‌شده از فرمول شمارهٔ ۱، بر اساس اوج فعالیت عضله طبق فرمول زیر نرمال می‌شود.

$$IEMG_{NORM} = \frac{Int_{EMG_i}}{IEMG_{\max}}$$

فرمول شمارهٔ ۲ (۲۹).

این محاسبات برای هرکدام از کوشش‌های با APAی صحیح انجام شد. در نهایت APA_i محاسبه‌شدهٔ آزمودنی برای کوشش‌هایی که در حضور محرک شنیداری انجام شده و کوشش‌های بدون محرک شنیداری میانگین گرفته شد.

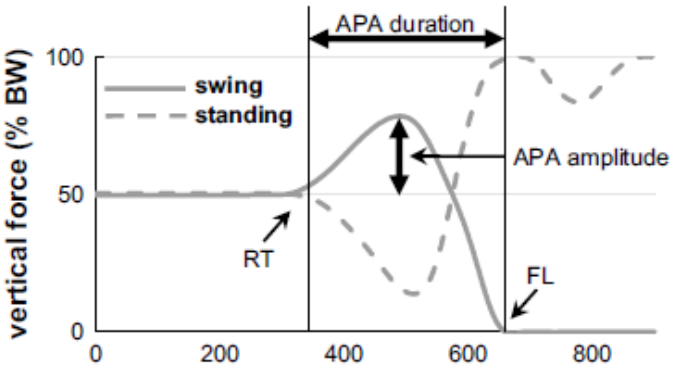
صفحهٔ نیروسنج[5]: از صفحهٔ نیروسنج سه‌محوره مدل AMTI، ساخت کشور آمریکا (۵۰×۵۰ سانتی‌متر) استفاده شد. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین[6]، بر اساس زمان با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز در طول اجرای هر کوشش نمونه‌برداری شد (۳۰). این داده با استفاده از باتروورث پایین‌گذر با فرکانس برش ۲۰ هرتز توسط نرم‌افزار متلب فیلتر شد و از آن برای محاسبهٔ زمان واکنش استفاده شد. شکل ۱ و ۲ تصویر نیروی عمودی پای شناور (خط ممتد) و پای اتکا (خط چین) را به‌صورت درصدی از وزن بدن نشان می‌دهد. زمان واکنش به‌عنوان زمانی محاسبه می‌شود که نیروی عمودی تحت هر دو پا به بیش از ۵درصد وزن بدن از خط پایه که بر اساس نیمی از وزن بدن است، برسد

1. Tibialis anterior
2. Medial Gastrocnemius
3. MATLAB
4. Lowpass Butterworth Filter
5. Force plate
6. Vertical ground reaction forces (vGRF)

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

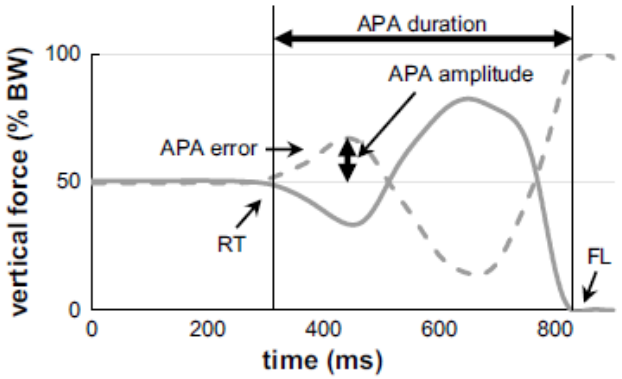
[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.57.6]

و زمان بلندکردن پا هنگامی است که نیروی عمودی تحت هر دو پا صفر شود (۵). در کوشش‌هایی که قبل از ارائهٔ محرک نیروی عمودی پای اتکا به بالای ۵درصد رسیده است، کوشش‌هایی با RT زیر ۱۰۰ و بالاتر از ۱۰۰۰ میلی‌ثانیه حذف شدند. شکل ۱ تصویر یک APA صحیح است.



شکل ۱. تصویر نیروی عمودی پای شناور (خط ممتد) و پای اتکا (خط چین) به‌صورت درصدی از وزن بدن در کوشش‌هایی با APA ی صحیح (۵).

همچنین کوشش‌هایی با APA ی اشتباه با وجود تغییر نامناسب وزن شناسایی شدند و در ادامه، باگام درست در جهت صحیح تنظیم شدند که به وجود چند APA منجر شده‌اند. دامنهٔ APA از روی میزان اوج نیروی عمودی زیر پای شناور به‌صورت درصدی از وزن بدن در دورهٔ APA برای کوشش‌های صحیح و اشتباه محاسبه شد.



شکل ۲. تصویر نیروی عمودی پای شناور (خط ممتد) و پای اتکا (خط چین) به‌صورت درصدی از وزن بدن در کوشش‌هایی با APA ی اشتباه (۵).

از آمار توصیفی، نظیر میانگین و انحراف‌معیار و آمار استنباطی، در این پژوهش استفاده شد. از آزمون شاپیرو ویلک برای اطمینان از نرمال‌بودن توزیع داده‌ها، از آمارهٔ لوین برای اطمینان از همگنی واریانس‌ها و از آزمون t هم‌بسته و از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر برای بررسی تغییرات درون‌گروهی در هرکدام از عضلات (انتشار تنظیمات وضعیتی) استفاده شد. داده‌های به‌دست‌آمده در نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۱۶ و در سطح معنی‌داری α=۰/۰۵ تحلیل شد.

۳ یافته‌ها

ویژگی‌های توصیفی، شامل سن، قد، وزن آزمودنی‌ها و شاخص تودهٔ بدنی آزمودنی‌ها، در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱. میانگین و انحراف‌معیار برای شاخص‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها

شاخص‌ها	گروه تجربی ۱۴ نفر	
	میانگین	انحراف‌معیار
سن (سال)	۳۲/۴	۲/۲۴
قد (سانتی‌متر)	۱۶۵/۳	۵/۸۸
وزن (کیلوگرم)	۶۴/۸	۷/۳

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.57.6]

نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری، برای هرکدام از عضلات پهن جانبی و درشت نئی قدامی نشان داد که اثر اصلی زمان (APA_1، APA_2، CPA_1، CPA_2) در پاسخ به محرک‌های دیداری و شنیداری معنی‌دار بود (جدول۲). با توجه به انتشارات وضعیتی پس از ارائهٔ محرک، منطقی است که با گذر زمان فعالیت الکتریکی عضلات افزایش یافت.

جدول ۲. نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری برای هرکدام از عضلات تحت‌تأثیر محرک‌های شنیداری و دیداری

		درجهٔ آزادی	آمارهٔ F	مقدار احتمال
دیداری	پهن جانبی	۳	۱۳۴/۵۰۴	<۰/۰۰۱
	درشت نئی قدامی	۳	۵۲/۶۵۷	<۰/۰۰۱
شنیداری	پهن جانبی	۳	۲۰۳/۱۱۳	<۰/۰۰۱
	درشت نئی قدامی	۳	۶۹/۱۲۳	<۰/۰۰۱

نتایج آزمون t هم‌بسته برای مقایسهٔ تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و جبرانی عضلهٔ پهن جانبی در بازه‌های زمانی یکسان تحت شرایط محرک دیداری و شنیداری در جدول ۳ نشان داده شده است. همان طور که در جدول ۳ می‌توان دید، میزان فعالیت الکتریکی عضلهٔ پهن جانبی، در همهٔ بازه های زمانی به‌جز CPA_1 در زمانی که محرک شنیداری ارائه شده است، به‌طور معنی‌داری بیشتر از زمانی بوده که محرک دیداری ارائه شد.

جدول ۳. نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری برای عضلهٔ پهن جانبی تحت‌تأثیر وضعیت‌های مختلف

عضلهٔ پهن جانبی	محرک	اختلاف میانگین	آمارهٔ t	درجهٔ آزادی	معناداری دوسویه
APA_1	دیداری‌شنیداری	۰/۰۱۶	۰/۹۹۱	۱۳	۰/۳۴
APA_2	دیداری‌شنیداری	۰/۰۵	۳/۵۷۰	۱۳	۰/۰۰۳
CPA_1	دیداری‌شنیداری	۰/۱۳۳	۵/۲۴۱	۱۳	۰/۰۰۵
CPA_2	دیداری‌شنیداری	۰/۱۲۲۱	۴/۶۶۱	۹۱۳	۰/۰۰۰۵

همچنین نتایج آزمون t هم‌بسته برای مقایسهٔ تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و جبرانی عضلهٔ درشت نئی قدامی در بازه‌های زمانی یکسان تحت شرایط محرک دیداری و شنیداری، در جدول ۴ نشان داده شده است. همان طور که در جدول ۴ نشان داده شده است، میزان فعالیت الکتریکی عضلهٔ درشت نئی قدامی در همهٔ بازه‌های زمانی به‌جز CPA_1، در زمانی که محرک شنیداری ارائه شده، به‌طور معنی‌داری بیشتر از زمانی بوده که محرک دیداری ارائه شده است. نتایج آزمون t هم‌بسته برای مقایسهٔ دامنهٔ خطای APA در حضور محرک‌های شنیداری نسبت به وضعیت حضورنداشتن محرک شنیداری، نشان داد که بین این دو وضعیت تفاوت معناداری وجود نداشت ($p\geq ۰۵$).

جدول ۴. نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری برای عضلهٔ درشت نئی قدامی تحت‌تأثیر وضعیت‌های مختلف

عضلهٔ درشت نئی قدامی	محرک	اختلاف میانگین	آمارهٔ t	درجهٔ آزادی	معناداری دوسویه
APA_1	دیداری‌شنیداری	۰/۰۵۸	۳۰/۶۳۹	۱۳	۰/۰۰۰۵
APA_2	دیداری‌شنیداری	۰/۰۲۷	۲/۷۱۲	۱۳	۰/۰۱۸
CPA_1	دیداری‌شنیداری	۰/۰۲۴	۱/۶۹۱	۱۳	۰/۱۱۵
CPA_2	دیداری‌شنیداری	۰/۰۲۲	۰/۹۳۲	۱۳	۰/۳۶۸

۴ بحث

نتایج این تحقیق نشان داد که زمان واکنش انتخابی در پاسخ به یک محرک دیداری در حضور محرک‌های شنیداری، به‌طور معنی‌داری کمتر از وضعیتی بود که در آن محرک‌های شنیداری حضور نداشتند. همچنین نتایج این تحقیق نشان داد تنظیمات وضعیتی در هر دو عضلهٔ پهن جانبی و درشت نئی قدامی در هنگام حضور محرک شنیداری بیشتر از وضعیتی بود که در آن محرک‌های شنیداری حضور نداشتند.

از جمله عوامل تأثیرگذار بر تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه، خستگی، جهت حرکت، سرعت و شتاب آن است. با توجه به یکسان‌سازی جهت حرکت و وضعیت قرارگیری افراد در حین انجام‌دادن آزمایش، نمی‌توان تغییرات مشاهده‌شده در این بیماران را به این عوامل نسبت داد. از طرفی از آنجا که کوشش‌های مربوط به محرک دیداری و شنیداری به‌صورت کوشش‌های تصادفی ارائه شده بود، اثرات خستگی ناشی از کوشش‌ها در متغیرهای وابستهٔ این تحقیق کنترل شد. به‌طور کلی

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.57.6]

می‌توان بیان کرد با توجه به اینکه طرح این تحقیق درون‌گروهی است، مشکلات مربوط به تفاوت بین شرکت‌کنندگان (برای مثال قد، قدرت یا سطح مهارت، سابقهٔ سقوط و خستگی) کاهش می‌یابد. بنابراین می‌توان گفت تفاوت‌های مشاهده‌شده در این تحقیق، به حضور یا حضورنداشتن محرک‌های شنیداری مربوط است.

کاهش زمان واکنش انتخابی هم‌زمان با افزایش تنظیمات وضعیتی تحت‌تأثیر محرک‌های شنیداری، بیانگر این است که توجه هدایت‌شده به‌سوی محرک، تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه را تعدیل می‌کند. ارتباط بین توجه و کنترل قامتی، به‌خوبی شناخته نشده است و مطالعات کمی در این زمینه صورت گرفته است. تحقیقات نشان داده است که در هنگام بروز آشفتگی، تغییر در توجه به تغییر در کنترل قامت کمک می‌کند (۱۵). توجه آگاهانه نقش مهمی در تنظیماتی ایفا می‌کند که توسط شبکه‌های قشر پیش‌پیشانی[1] سازمان یافته است. تعدیل و تنظیم فعالیت مناطق حسی قبل از ارائهٔ محرک اصلی، به تسهیل و مهار پردازش اطلاعات حسی در هنگام حضور و حضورنداشتن توجه منجر می‌شود (۱۱). تعدیل پردازش اطلاعات حسی مرتبط با توجه، به عملکرد حرکتی بهتر در حرکات داوطلبانه در پاسخ به محرک‌های بصری و شنوایی و لمسی می‌انجامد (۱۴). همچنین نتایج این تحقیق، با یافته‌های تارد و همکاران هم‌راستاست. گفتنی است آن‌ها نشان دادند هدایت توجه به محرک شنیداری که ۱/۴ ثانیه قبل از محرک دیداری اصلی ارائه شده، باعث تغییر در انتشار و آزادسازی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و تعدیل آن‌ها می‌شود (۱۵). با این تفاوت که در تحقیق حاضر نشان داده شده است که هدایت توجه به محرک شنیداری هم‌زمان با محرک دیداری نیز ممکن است به تغییر در انتشار و آزادسازی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و تعدیل آن‌ها منجر شود. همچنین نتایج این تحقیق با تحقیق دلوال و همکاران که بیان کردند ارائهٔ یک محرک غیرقابل‌پیش‌بینی هم‌زمان یا درست قبل از ارائهٔ علامت اصلی، می‌تواند باعث فعال‌شدن فازهای اولیهٔ تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه شود، هم‌راستاست (۱۲).

تحقیقات پیشین بیان کرده‌اند که فعال‌سازی عضلات در بیماران مالتیپل اسکلروزیس در مقایسه با گروه کنترل در پاسخ به اغتشاشات با تأخیر اتفاق می‌افتد (۲۷). کاهش زمان واکنش انتخابی تحت‌تأثیر محرک شنیداری، در مقایسه با حضورنداشتن این محرک بسیار درخورِ توجه است. با درنظرگرفتن کاهش زمان واکنش انتخابی در حضور محرک شنیداری و همچنین افزایش میزان تنظیمات وضعیتی، می‌توان بیان کرد که تأخیر فعال‌سازی عضلات در بیماران مالتیپل اسکلروزیس با حضور محرک‌های شنیداری تا حدود زیادی جبران‌پذیر است. نتایج این تحقیق با یافته‌های تاتسنوری و همکاران که نشان دادند محرک‌های شنیداری موجب افزایش سرعت زمان واکنش انتخابی در سالمندان و جوانان می‌شود، هم‌خوانی دارد (۵). از تفاوت‌های تحقیق حاضر با تحقیق تاتسنوری و همکاران، بررسی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه در فعالیت عضلات اندام تحتانی بود. در تحقیق حاضر، اثرات زودهنگام محرک‌های شنیداری بر روی فعالیت عضلات در بازه‌های زمانی ۲۵۰ـ میلی‌ثانیه تا ۱۰۰ـ میلی‌ثانیه (APA_1)، ۱۰۰ـ میلی‌ثانیه تا ۵۰+ میلی‌ثانیه (APA_2)، ۵۰+ میلی‌ثانیه تا ۲۰۰+ میلی‌ثانیه (CPA_1) و ۲۰۰+ میلی‌ثانیه تا ۳۵۰+ میلی‌ثانیه (CPA_2) بود. مزایای این نوع اندازه‌گیری، بررسی تنظیمات وضعیتی قبل و بعد از ارائهٔ محرک (هنگام پردازش اطلاعات در مغز) بود؛ در حالی که در تحقیق تاتسنوری، دورهٔ APA را فاصلهٔ زمانی بین زمان عکس‌العمل تا زمان بلندکردن پا، یعنی در زمان حرکت در نظر گرفتند و دامنهٔ APA را از روی میزان اوج نیروی عمودی زیر پای شناور، به‌صورت درصدی از وزن بدن در دورهٔ APA محاسبه کردند (شکل ۱ و ۲). با توجه به موارد بیان‌شده، از آنجا که APA_1 در فاصلهٔ زمانی قبل از ارائهٔ محرک محاسبه شد، منطقی است که در وضعیت حضور با حضورنداشتن محرک‌های شنیداری در این بازهٔ زمانی (۲۵۰ـ میلی‌ثانیه تا ۱۰۰ـ میلی‌ثانیه) تفاوت معنی‌داری وجود ندارد؛ اما تفاوت معنی‌دار بین تنظیمات وضعیتی در بازه‌های زمانی بعد از ارائهٔ محرک (در فاصلهٔ پردازش اطلاعات در مغز) در حضور محرک شنیداری با وضعیت حضورنداشتن محرک شنیداری نیز درخور توجه است؛ چراکه نشان‌دهندهٔ این است که امکان دارد محرک‌های شنیداری بسیار قوی باعث برهم‌خوردن تعادل در بیماران مالتیپل اسکلروزیس شود.

اما نکته‌ای که بسیار قابل‌ملاحظه است، میزان تأثیر محرک‌های شنیداری بر روی پاسخ‌های اشتباه است؛ زیرا نتایج این تحقیق نشان داد که افزایش دامنهٔ خطای APA در حضور محرک‌های شنیداری نسبت به وضعیت حضورنداشتن محرک شنیداری وجود ندارد؛ در حالی که تاتسنوری و همکاران بیان کردند که در هنگام حضور محرک‌های شنیداری، دامنهٔ خطای APA در کوشش‌های اشتباه افزایش می‌یابد. علت این امر ممکن است به‌دلیل تفاوت مدت‌زمان، فرکانس یا شدت محرک شنیداری در این تحقیق با تحقیق تاتسنوری و همکاران باشد. شدت‌های مختلف محرک شنیداری به تولید تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانهٔ متفاوتی منجر شده و هرچه محرک شدیدتر باشد، تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانهٔ بزرگ‌تری تولید می‌شود. انتشار اولیهٔ تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه توسط محرک‌های کم‌شدت یا شدید، نشان‌دهندهٔ دخالت مکانیسم‌های مختلف در راه‌اندازی این تنظیمات است (۱۲). بنابراین برای بیماران مالتیپل اسکلروزیس با هدف افزایش سرعت زمان واکنش و کاهش تأخیر فعالیت عضلانی، بدون انجام‌دادن تحقیقات کافی نباید از محرک‌های شنیداری، به‌ویژه در فضای تهدیدزا، استفاده کرد. در بعضی مواقع، شروع گام‌برداری برای جلوگیری از وضعیت تهدیدزا، معمولاً در موقعیت‌هایی رخ می‌دهد که بعضی رخدادهای هم‌زمان به پاسخ‌های ناسازگار نیاز داشته باشد. اگر ورودی‌های حسی پردازش‌شده در مغز به یک شیوهٔ منفی بر روی تنظیمات قامتی پیش‌بینانه تأثیر بگذارند، ممکن است پیامدهای نامطلوب و خطرناکی از قبیل سقوط داشته باشد (۵).

۵ نتیجه‌گیری

همان طور که بیان شد، هدایت توجه به محرک شنیداری هم‌زمان با محرک دیداری در بیماران مالتیپل اسکلروزیس ممکن است به تغییر در انتشار و آزادسازی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و تعدیل آن‌ها منجر

[1]. Prefrontal

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.57.6]

شود. از طرفی در کوشش‌های اشتباه حضور محرک‌های شنیداری بر روی دامنهٔ خطای تنظیمات قامتی تأثیری نداشت. یافته‌های این مطالعه، زمینه‌ای را برای توسعهٔ برنامه‌های آموزش مبتنی بر تحریک با هدف بهبود تعادل و جلوگیری از سقوط با بازگرداندن مکانیسم‌های زیربنایی اختلالات تعادل در بیماران مالتیپل اسکلروزیس فراهم می‌کند؛ البته با تأکید بر این مسئله که بدون انجام‌دادن تحقیقات کافی نباید از محرک‌های شنیداری، به‌ویژه در فضای تهدیدزا، برای بیماران مالتیپل اسکلروزیس، با هدف افزایش سرعت زمان واکنش و کاهش تأخیر فعالیت عضلانی استفاده کرد.

References

1. Cameron MH, Lord S. Postural control in multiple sclerosis: implications for fall prevention. Curr Neurol Neurosci Rep. 2010;10(5):407–12. doi: 10.1007/s11910-010-0128-0
2. Cameron MH, Horak FB, Herndon RR, Bourdette D. Imbalance in Multiple Sclerosis: A Result of Slowed Spinal Somatosensory Conduction. Somatosens Mot Res. 2008;25(2):113–22. doi: 10.1080/08990220802131127
3. Stephens J, DuShuttle D, Hatcher C, Shmunes J, Slaninka C. Use of awareness through movement improves balance and balance confidence in people with multiple sclerosis: A randomized controlled study. J Neurologic Physical Therapy. 2001;25(2):39–49.
4. Massion J. Movement, posture and equilibrium: Interaction and coordination. Prog Neurobiol. 1992;38(1):35–56. doi: 10.1016/0301-0082(92)90034-c
5. Watanabe T, Saito K, Ishida K, Tanabe S, Nojima I. Auditory stimulus has a larger effect on anticipatory postural adjustments in older than young adults during choice step reaction. Eur J Appl Physiol. 2017;117(12):2409–23. doi: 10.1007/s00421-017-3727-5
6. Seyedi M, Seidi F, Minoonejad H. An investigation of the efficiency of sensory systems involved in postural control in deaf athletes and non-Athletes. Journal of Sport Medicine. 2015;7(1):111–27. [Persian] doi: 10.22059/JSMED.2015.53806
7. Saito H, Yamanaka M, Kasahara S, Fukushima J. Relationship between improvements in motor performance and changes in anticipatory postural adjustments during whole-body reaching training. Hum Mov Sci. 2014;37:69–86. doi: 10.1016/j.humov.2014.07.001
8. Scariot V, Rios JL, Claudino R, Dos Santos EC, Angulski HBB, Dos Santos MJ. Both anticipatory and compensatory postural adjustments are adapted while catching a ball in unstable standing posture. J Bodyw Mov Ther. 2016;20 (1):90–7. doi: 10.1016/j.jbmt.2015.06.007
9. Aruin AS, Kanekar N, Lee Y-J. Anticipatory and compensatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis in response to external perturbations. Neurosci Lett. 2015;591:182–6. doi: 10.1016/j.neulet.2015.02.050
10. Kanekar N, Aruin AS. Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: effect of a single training session. J Electromyogr Kinesiol. 2015;25(2):400–5. doi: 10.1016/j.jelekin.2014.11.002
11. Tomita H, Fujiwara K. Effects of allocation of visuo-spatial attention to visual stimuli triggering unilateral arm abduction on anticipatory postural control. Clin Neurophysiol. 2008;119(9):2086–97. doi: 10.1016/j.clinph.2008.05.001
12. Delval A, Dujardin K, Tard C, Devanne H, Willart S, Bourriez J-L, et al. Anticipatory postural adjustments during step initiation: elicitation by auditory stimulation of differing intensities. Neuroscience. 2012;219:166–74. doi: 10.1016/j.neuroscience.2012.05.032
13. Ross JM, Will OJ, McGann Z, Balasubramaniam R. Auditory white noise reduces age-related fluctuations in balance. Neurosci Lett. 2016;630:216–21. doi: 10.1016/j.neulet.2016.07.060
14. Redfern MS, Chambers AJ, Jennings JR, Furman JM. Sensory and motoric influences on attention dynamics during standing balance recovery in young and older adults. Exp Brain Res. 2017;235(8):2523–31. doi: 10.1007/s00221-017-4985-5
15. Tard C, Dujardin K, Bourriez J-L, Derambure P, Defebvre L, Delval A. Stimulus-driven attention modulates the release of anticipatory postural adjustments during step initiation. Neuroscience. 2013;247:25–34. doi: 10.1016/j.neuroscience.2013.05.015
16. Aruin AS, Latash ML. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. Exp Brain Res. 1995;103(2):323–32. doi: 10.1007/bf00231718
17. Girolami GL, Shiratori T, Aruin AS. Anticipatory postural adjustments in children with typical motor development. Exp Brain Res. 2010;205(2):153–65. doi: 10.1007/s00221-010-2347-7
18. Aruin AS, Almeida GL. A coactivation strategy in anticipatory postural adjustments in persons with Down syndrome. Motor Control. 1997;1(2):178–91. doi: 10.1123/mcj.1.2.178

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.57.6]

19. Girolami GL, Shiratori T, Aruin AS. Anticipatory postural adjustments in children with hemiplegia and diplegia. J Electromyogr Kinesiol. 2011;21(6):988–97. doi: 10.1016/j.jelekin.2011.08.013
20. Tard C, Dujardin K, Bourriez J-L, Destée A, Derambure P, Defebvre L, et al. Attention modulates step initiation postural adjustments in Parkinson freezers. Parkinsonism Relat Disord. 2014;20(3):284–9. doi: 10.1016/j.parkreldis.2013.11.016
21. Uemura K, Yamada M, Nagai K, Ichihashi N. Older adults at high risk of falling need more time for anticipatory postural adjustment in the precrossing phase of obstacle negotiation. J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 2011;66(8):904–9. doi: 10.1093/gerona/glr081
22. Vuillerme N, Nougier V, Teasdale N. Effects of lower limbs muscular fatigue on anticipatory postural adjustments during arm motions in humans. J Sports Med Phys Fitness. 2002;42(3):289–94.
23. Peterson EW, Cho CC, Finlayson ML. Fear of falling and associated activity curtailment among middle aged and older adults with multiple sclerosis. Mult Scler. 2007;13(9):1168–75. doi: 10.1177/1352458507079260
24. Nilsagård Y, Denison E, Gunnarsson L-G, Boström K. Factors perceived as being related to accidental falls by persons with multiple sclerosis. Disabil Rehabil. 2009;31(16):1301–10. doi: 10.1080/09638280802532639
25. Krishnan V, Kanekar N, Aruin AS. Anticipatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis. Neurosci Lett. 2012;506(2):256–60. doi: 10.1016/j.neulet.2011.11.018
26. Krishnan V, Kanekar N, Aruin AS. Feedforward postural control in individuals with multiple sclerosis during load release. Gait Posture. 2012;36(2):225–30. doi: 10.1016/j.gaitpost.2012.02.022
27. Mehravar M, Yadollah-Pour N, Tajali S, Shaterzadeh-Yazdi M-J, Majdinasab N. The role of anticipatory postural adjustments and compensatory control of posture in balance control of patients with multiple sclerosis. J Mech Med Biol. 2015;15(05):1550087. doi: 10.1142/S0219519415500876
28. Cohen RG, Nutt JG, Horak FB. Errors in postural preparation lead to increased choice reaction times for step initiation in older adults. J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 201166(6):705–13. doi: 10.1093/gerona/glr054
29. Kanekar N, Aruin AS. The effect of aging on anticipatory postural control. Exp Brain Res. 2014;232(4):1127–36. doi: 10.1007/s00221-014-3822-3
30. Kershner AL. The effect of internal vs. external focus of attention instructions on countermovement jump variables in NCAA division I baseball players [Thesis for M.Sc. in Education]. [Lawrence, US]: University of Kansas; 2017.

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.57.6]