

« بسمه تعالی »



شماره ثبت:
تاریخ درخواست:

دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی

معاونت آموزشی

دفتر تحصیلات تکمیلی

پیش طرح پایان نامه تحقیقاتی (بروپوزال)

(مقطع دکتری)

نام و نام خانوادگی	شماره دانشجویی	رشته	گروه	مقطع
میمنه جعفری	۹۵۱۱۸۶۰۰۵	شنوایی شناسی	شنوایی شناسی	دکتری تخصصی

مشخصات اساتید راهنما و مشاور	نام و نام خانوادگی	رتبه دانشگاهی	امضا و تاریخ
استاد راهنمای اصلی	آقای دکتر حجت الله حقگو	دانشیار	
	آقای دکتر عبدالله موسوی	دانشیار	
استاد مشاور ۱	آقای دکتر مسلم شعبانی	استادیار	
استاد مشاور ۲	آقای دکتر حسن عشیری	استاد	
استاد مشاور آمار	آقای دکتر عنایت الله بخشی	دانشیار	

عنوان پایان نامه به طور کامل (به فارسی): تاثیر توانبخشی ترکیبی مبتنی بر تحریکات درکی بینایی و گالوانیک دهلیزی بر عملکرد تعادلی و امواج مغزی مبتلایان به سکته مغزی ایسکمی نیمکره راست

عنوان پایان نامه به طور کامل (به انگلیسی):

The effect of combined rehabilitation based on visuo-perceptual and galvanic vestibular stimulation on balance function and brain waves of patients with right hemisphere ischemic stroke

دانشجو موظف است قبل از تکمیل این پرسشنامه آیین نامه تدوین رساله دکتری دانشگاه را مطالعه نموده و سپس با کمک استاد/اساتید راهنما این فرم را بصورت **قاپ شده** تکمیل و به مدیریت گروه جهت طرح در کمیته پژوهشی گروه تحویل نماید.

۱ - اطلاعات مربوط به دانشجوی دکتری

نام و نام خانوادگی: میمنه جعفری	
شماره دانشجویی: ۹۵۱۱۸۶۰۰۵	گروه: شنوایی شناسی
آدرس: اوین، بلوار دانشجو، بن بست کودکیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی	
تلفن تماس: ۰۹۱۲۲۵۲۶۳۲۶	تلفن تماس برای موارد ضروری: ۲۲۱۸۰۰۶
Email: Meymaneh.jafari@gmail.com	

۲ - اطلاعات مربوط به استاد راهنما

نام و نام خانوادگی: دکتر حجت الله حقگو	
آخرین مدرک تحصیلی: دکترای کاردرمانی	گروه: کاردرمانی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
آدرس محل کار: اوین، بلوار دانشجو، بن بست کودکیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی	
تلفن تماس: ۰۹۱۹۸۶۴۷۹۶۱	
Email: haghgooh@gmail.com	
امضاء:	

۲ - اطلاعات مربوط به استاد راهنما

نام و نام خانوادگی: دکتر عبدالله موسوی	
آخرین مدرک تحصیلی: متخصص گوش، گلو و بینی	گروه: شنوایی شناسی
آدرس محل کار: اوین، بلوار دانشجو، بن بست کودکیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی	
تلفن تماس: ۲۲۱۸۰۰۶۶	
Email: amoosavi@gmail.com	
امضاء:	

۳ - اطلاعات مربوط به استاد مشاور

نام و نام خانوادگی: دکتر مسلم شعبانی	
آخرین مدرک تحصیلی: دکتری تخصصی شنوایی شناسی	گروه: شنوایی شناسی
آدرس محل کار: اوین، بلوار دانشجو، بن بست کودکیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی	
تلفن تماس: ۲۲۱۸۰۰۶	
Email: sms_h@yahoo.com	
امضاء:	

۳ - اطلاعات مربوط به استاد مشاور ۲

نام و نام خانوادگی: دکتر حسن عشایری	
آخرین مدرک تحصیلی: متخصص مغز و اعصاب و روانپزشکی	گروه: علوم پایه
آدرس محل کار: میرداماد، خیابان شاه نظری، کوچه مددکاران، دانشکده علوم توانبخشی ایران	
تلفن تماس: ۰۹۱۲۱۷۹۲۰۰۴	
Email: Ashayeri.neuroscientist@yahoo.com	
امضاء:	

۴ - اطلاعات مربوط به استاد مشاور آمار

نام و نام خانوادگی: دکتر عنایت الله بخشی	
آخرین مدرک تحصیلی: دکترای آمار زیستی	گروه: آمار دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
آدرس محل کار: اوین، بلوار دانشجو، بن بست کودکیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی	
تلفن تماس: ۲۲۱۸۰۱۴۶	
Email: bakhshi@razi.tums.ac.ir	
امضاء:	

چکیده: سکته مغزی عارضه‌ای شایع در سالخوردگان و یکی از علت‌های اصلی ناتوانی دائمی و مرگ و میر است. صرف نظر از ناهمگونی و تنوع بالای بین فردی اثرات سکته مغزی، مشکلات تعادلی و راه رفتن یکی از مهم‌ترین درگیری‌های پس از سکته هستند که بر اساس شواهد، منجر به مشکلاتی در کنترل توانایی حرکت و ناتوانی لوکوموتور می‌شوند. بی‌ثباتی وضعیتی در بیماران با آسیب نیمکره راست برجسته‌تر است و احتمالاً به نقش فضایی آن ارتباط دارد. خودآگاهی فضایی انسان، از درک خالص عمودی اجسام به عنوان اساس توانایی برای سوگیری نسبت به جاذبه بهره می‌برد و اختلال در آن با بهبود تعادل بعد از سکته ارتباط دارد. علیرغم تعامل بینایی دهلیزی در درک عمودی، در هیچ یک از مطالعات به بررسی و توانبخشی این تعامل به طور خاص پرداخته نشده است.

استفاده از توانبخشی ترکیبی، یکی از روش‌هایی است که به دلیل اثربخشی بیشتر آن، در مطالعات مختلف پیشنهاد شده است. این روش با بهره‌گیری از چندین عامل شامل عناصر دهلیزی، بینایی، حسی‌پیکری و کنترل تنه، موجب بهبود توانایی عملکردی می‌شود. با این وجود، مطالعات اندکی بهبود توانایی عملکردی (تعادل و راه رفتن) در این روش را بررسی کرده‌اند.

با در نظر گرفتن موارد فوق و نقش احتمالی تعامل بینایی دهلیزی در بهبود تعادل و ثبات وضعیتی افراد و تاثیر بر مناطق چندحسی قشر مغز، این مطالعه، با هدف بررسی تاثیر استفاده از دو تحریک درکی بینایی و گالوانیک دهلیزی بر عملکرد وضعیتی مبتلایان به سکته مغزی نیمکره راست و تغییرات احتمالی در فعالیت‌های قشری آن‌ها، طراحی شده است.

کلمات کلیدی: سکته مغزی نیمکره راست، توانبخشی ترکیبی، تحریک درکی بینایی، تحریک گالوانیک دهلیزی، فعالیت قشری

Abstract: Stroke is a common disorder in the elderly and is one of the main causes of permanent disability and mortality. Regardless of the heterogeneity and high inter-subject variability of the effects of stroke, balance and gait problems are one of the most important post-stroke conflicts Which, based on evidence, leads to difficulties in motion ability control and locomotor disability. Postural instability is more prominent in patients with right hemisphere damage and probably related to its spatial role. Human spatial orientation uses from purely objects vertical perception for lateralization to gravity and its disorder is related to balance recovery after stroke. Despite the visuo-vestibular interaction in vertical perception, in none of the studies have not been specifically the assessment and rehabilitation of this interaction.

Using of combined rehabilitation is one of the methods proposed in various studies for its more effectiveness. This method improves the functional ability by utilizing several factors including vestibular, vision, sensorimotor and trunk control. However, few studies have been conducted to improve functional ability (balance and gait) in this method.

Considering that mentioned above and the possible role of visuo-vestibular interaction in improving the balance and postural stability of individuals and the impact on supramodal regions, this study aimed to investigate the effect of using visuo-perceptual stimuli and galvanic vestibular stimulation on the postural performance of patients with right hemisphere stroke and possible changes in their cortical activities.

Keywords: right hemisphere stroke, combined rehabilitation, visuo-perceptual stimulation, galvanic vestibular stimulation, cortical activities

اطلاعات مربوط به پیش طرح رساله دکتری:

(۱) عنوان:

تاثیر توانبخشی ترکیبی مبتنی بر تحریکات درکی بینایی و گالوانیک دهلیزی بر عملکرد تعادلی و امواج مغزی مبتلایان به سکته مغزی ایسکمی نیمکره راست

(۲) بیان مسئله و ضرورت انجام تحقیق:

جمعیت ایران و جهان رو به سالمندی است، به طوری که تا سال ۲۰۵۰ حدود ۲۱/۷٪ جمعیت ایران را سالمندان تشکیل خواهند داد (۱) و سکته مغزی عارضه‌ای شایع در سالخوردگان و یکی از علت‌های اصلی ناتوانی^۱ دائمی و مرگ و میر است (۲، ۳). از میان ۱۵ میلیون نفری که سالانه دچار سکته می‌شوند، یک‌سوم آن‌ها از دنیا می‌روند و یک‌سوم با ناتوانی‌های قابل توجه زندگی می‌کنند (۴). بیشتر بیماران پس از سکته، با ترکیبی از آسیب‌های حسی، حرکتی، شناختی و عاطفی/هیجانی درگیر هستند که منجر به محدودیت‌هایی در توانایی آن‌ها برای انجام فعالیت‌های پایه‌ای زندگی روزمره^۲ (ADL) می‌شود (۵). در بین همه اثرات حسی حرکتی احتمالی سکته، آسیب به کنترل وضعیت^۳ احتمالاً بیشترین تاثیر را بر ADL و راه رفتن^۴ دارد و بهترین پیش‌بینی کننده برای دستیابی به زندگی مستقل است (۳، ۶-۹). سکته علت اصلی ناتوانی بزرگسالان است (۱۰) و با توجه به بازگشت ناپذیر بودن بسیاری از توانایی‌های از دست رفته بدنبال سکته‌های مغزی، اهمیت توانبخشی و بازتوانی جایگزینی و یا جبرانی برای دستیابی به درجاتی از استقلال در زندگی در این موارد روشن می‌گردد، بخصوص اگر در نظر بگیریم که انتظار می‌رود تا سال ۲۰۳۰ تعداد افرادی که برای اولین بار دچار سکته شوند به حدود ۲۳ میلیون نفر در جهان برسد (۱۱).

اکثر بیمارستان‌های توانبخشی واحدهای اختصاصی برای مبتلایان به سکته حاد دارند، با این وجود، بیشتر بیماران در فاز مزمن بیماری، هنوز توانایی محدودی در تعادل و راه رفتن دارند. این مسئله به نوبه خود بر میزان ترخیص و درگیری جامعه

¹ disability

² Activities of daily living

³ Postural control

⁴ gait

و منابع عمومی برای این بیماران اثر می‌گذارد. با افزایش احتمالی تعداد بیماران در دهه‌های بعد، بهبود کارایی و در دسترس بودن توانبخشی بیش از پیش الزام آور است (۱۰).

۱-۲) سکته مغزی و مشکلات تعادلی:

صرف نظر از ناهمگونی و تنوع بالای بین فردی اثرات سکته مغزی، مشکلات تعادلی و راه رفتن یکی از مهم‌ترین درگیری‌های پس از سکته هستند که بر اساس شواهد، منجر به مشکلاتی در کنترل توانایی حرکت و ناتوانی لوکوموتور می‌شوند (۳، ۱۲-۱۴). این آشفتگی‌های وضعیتی^۵ ممکن است ناشی از ضعف حرکتی، قدرت عضلانی نامتقارن، آسیب حسی، آسیب‌های درکی و تغییر در شناخت فضایی نسبت به مرجع برای طرح‌واره وضعیتی بدن^۶ باشد (۱۵). لازم به ذکر است، کنترل آگاهانه بدن، نیازمند عملکردهای شناختی مانند کشف بینایی فضایی، توانایی بازنمایی ذهنی برای تطابق وضعیتی و ایجاد طرح‌واره وضعیتی بدن است (۱۶، ۱۷). علاوه بر این، بعد از سکته، کنترل وضعیتی بیشتر از آن که مبتنی بر پیش بینی باشد، مبتنی بر حس است (۱۵)؛ چون ساختارهای مغزی متعدد مانند ساختارهای قشری (منطقه حرکتی ثانویه و منطقه پیش حرکتی)، تحت قشری (هسته‌های خاکستری مرکزی و تالاموس) و subtentorial (هسته‌های دهلیزی و مخچه) آسیب دیده اند، که برای مکانیسم‌های پیش بینی ضروری هستند (۱۸).

کنترل وضعیتی به تلفیق علایم حسی بینایی، دهلیزی و حس عمقی نیاز دارد (۱۹)؛ در گذشته گمان بر این بود که فقط ساختارهای تحت قشری، نخاعی و مخچه‌ای در کنترل وضعیتی نقش دارند (۲۰). در حالی که امروزه با استفاده از داده‌های الکتروانسفالوگرافی (EEG)^۷، درگیری و نقش قشر در کنترل وضعیتی به خوبی پذیرفته شده است (۲۱-۲۵)، البته نقش دقیق آن هنوز مشخص نیست (۲۶). گفته می‌شود حتی در تعادل پایدار^۸، احتمالاً به دلیل تخریب حلقه‌های کنترل تحت قشری، درگیری قشر با افزایش سن در کنترل وضعیتی بیشتر شود (۲۷، ۲۸). امکان تفکیک مشارکت‌های قشری هریک از حواس دهلیزی، حسی‌پیکری و حس عمقی وجود ندارد (۲۹)، که علت احتمالی آن، پیچیدگی در جداکردن قشرهای دهلیزی و حس عمقی است (۳۰). با این وجود در مطالعات با هدف شناسایی مناطق قشری درگیر در پردازش دهلیزی، بر مناطق

⁵ Postural disturbances

⁶ Postural body scheme

⁷ Electroencephalography

⁸ Stable balance

آهیانه‌ای (پاریتال) تاکید کرده‌اند (۳۱-۳۳) و در بررسی‌های اخیر اهمیت عملکردی این مناطق، در حفظ خودآگاهی^۹ فضایی نیز اثبات شده است (۳۴-۳۶). علاوه بر این، مناطق پاریتال در پردازش قشری حس عمقی نیز، نقش داشته و با کنترل وضعیتی ارتباط عملکردی دارد (۳۷).

از روش‌های الکتروفیزیولوژیک و تصویربرداری مختلفی (PET^{۱۰}، fNIRS^{۱۱}، fMRI^{۱۲}، EEG) برای بررسی نقش قشر مغز در شکل‌گیری پاسخ‌های وضعیتی استفاده شده است (۲۱، ۳۸، ۳۹). در بین روش‌های تصویربرداری متعدد، EEG تنها روش ثبت الکتروفیزیولوژیک است که تفکیک زمانی دقیق‌تری از فعالیت مغز را در پنجره‌های زمانی چند میلی ثانیه ثبت می‌کند و برای بررسی فعالیت‌های قشری وابسته به رخداد به کار می‌رود (۴۰). علاوه بر این، EEG را می‌توان طی وضعیت قائم نیز ثبت کرد که برای مطالعات بررسی کنترل قشری تعادل، مناسب است (۲۶). توان باند فرکانسی تتا (۸-۱۰ Hz) با افزایش نیازهای تعادلی در مناطق پاریتال (۲۲، ۲۵) و مناطق فرونتال (۴۱)، افزایش می‌یابد و نوسانات تتا، بازنمایی کننده ردیابی و پردازش خطا هنگام حفظ وضعیت است (۲۲، ۴۲). هرچه آزمایش تعادل سخت‌تر شود، توان باند فرکانسی آلفا (۸-۱۰ Hz) کاهش می‌یابد که انعکاسی از افزایش انتقال اطلاعات تالاموکورتیکال و عمومی شدن فعالیت قشری است (۲۵). این نوسانات بیانگر جنبه‌های توجهی کنترل تعادلی، به ویژه توجه بینایی فضایی هستند (۴۳، ۴۴). افزایش در فعالیت دلتای (۴-۲/۰ Hz) مرکزی و مرکزی-آهیانه‌ای در ارتباط با برنامه‌ریزی و اجرای حرکت اندام تحتانی مشاهده شده است (۲۸).

باید توجه داشت که تناسب امواج مغزی پس از سکنه دچار اختلال می‌شود و پارامترهای مختلف qEEG مانند قدرت کلی، قدرت نسبی دلتا و آلفا، نسبت بین فرکانس‌های آهسته‌تر و سریع‌تر (مانند DAR^{۱۳} و DTABR^{۱۴}) و شاخص‌های تقارن مغزی (مانند BSI^{۱۵} و BSI مشتق جفتی^{۱۶}) با نتایج و عوارض پس از سکنه ارتباط بالایی دارند (۴۵).

⁹ Orientation

¹⁰ Positron Emission Tomography (PET)

¹¹ Functional near-infrared spectroscopy (fNIRS)

¹² Functional Magnetic Resonance imaging (fMRI)

¹³ Delta/alpha ratio (DAR)

¹⁴ Delta+theta/alpha+beta ratio (DTABR)

¹⁵ Brain Symmetry Index (BSI)

¹⁶ Pair-derived BSI

علاوه بر منطقه قشری درگیر در سکته مغزی، بی‌ثباتی وضعیتی در بیماران با آسیب نیمکره راست^۱ (RHL) نسبت به بیماران با ضایعات نیمکره چپ^۲ (LHL) برجسته‌تر است (۴۶، ۴۷)؛ این برجستگی احتمالاً به نقش فضایی نیمکره راست ارتباط دارد و چون نیمکره راست برای ایجاد نقشه‌های درونی ضروری برای درک و پردازش پیش حرکتی اطلاعات فضایی مهم است، تحریک حسی، علاوه بر کاهش اختلال تعادل وضعیتی، منجر به بهبود علایم مختلف مربوط به شناخت فضایی و آسیب بینایی فضایی در جنبه‌های متعدد (آسیب حسی یا آسیب حرکتی) نیز می‌شود (۴۶). خودآگاهی فضایی انسان، از درک خالص عمودی^۳ اجسام به عنوان اساس توانایی برای سوگیری نسبت به جاذبه بهره می‌برد (۴۸) و اختلال در در آن با بهبود تعادل بعد از سکته ارتباط دارد (۴۹).

۲-۲) اختلالات درک عمودی، مشکلات تعادلی و سکته مغزی:

مدل‌های درونی^۴، پردازش حسی، تلفیق حسی حرکتی و کنترل حرکتی را شامل می‌شود. این مدل‌ها با ترکیب درک جاذبه‌ای دهلیزی و حسی پیکری، شیوه‌ای را برای سازماندهی و به روز رسانی حس عمودی بودن، فراهم می‌کند (۵۰). منابع ورودی متعددی برای محاسبه اطلاعات جاذبه‌ای مشارکت می‌کنند؛ حس عمود بودن، از طریق حواس مختلفی درک می‌شود: الف) درک عمودی "بینایی" (VV)^۵؛ با تاکید بر اطلاعات بینایی-دهلیزی، ب) درک عمودی "وضعیتی" (PV)^۶؛ با استفاده از اطلاعات دریافت جاذبه‌ای-سوماتواستاتیک و ج) درک عمودی "لامسه‌ای" (HV)^۷؛ به عبارتی، سه حس بینایی، اندام‌های دهلیزی و حس عمقی برای قضاوت در مورد خودآگاهی بدن نسبت به جاذبه درگیر هستند: (۵۱).

بعد از سکته، آشفتگی‌های عمود بودن در هر سه مدالیته رخ می‌دهد و این آشفتگی بین حسی^۸ نشان‌دهنده آسیب مرکزی بالاتر است (۵۲). اختلال در درک عمودی بینایی، اغلب بعد از سکته نیمکره‌ای مشاهده می‌شود (۵۳). زیربنای عصبی-تشریحی قضاوت عمودی بینایی، یک شبکه قشری گسترده است، که به صورت دوطرفه سازماندهی شده است. با در نظر

¹ Right hemisphere lesion

² Left hemisphere lesion

³ Vertical Perception

⁴ Internal models

⁵ Perception of visual verticality

⁶ Perception of postural verticality

⁷ Perception of haptic verticality

⁸ Transmodal

گرفتن نتایج مطالعات مختلف، این شبکه عمدتاً شامل قشر اکسی پیتال، تمپوروپاریتال خلفی، تمپورو-اکسی پیتال، پاریتو-اکسی پیتال، محل اتصال تمپورو-پاریتال^۱ (TPJ) (شامل جایروس تمپورال فوقانی و لوب پاریتال تحتانی)، اینسولای خلفی، cuneus، جایروس lingual، precuneus، هسته dentate شکمی، مخچه و ساقه مغز است. این مناطق نقش مهمی را در قضاوت عمود بودن ایفا می کنند (۵۴-۶۱). این مناطق مغزی، در بررسی اطلاعات دهلیزی نیز نقش دارند (۶۲). مناطق قشری تمپورو-اکسی پیتال و پاریتو-اکسی پیتال، مخچه و ساقه مغز در بازنمایی بدن^۲ (۶۳)، کنترل تعادل (۶۴) و ناوبری/جهت یابی/navigation فضای (۶۵) نقش دارند. به عبارتی با در نظر گرفتن این شبکه قشری گسترده، واضح است که زیربنای عصبی این عملکردها همگی به بازنمایی یا به روز رسانی ممتد از حس عمود بودن، نیاز دارد (۵۴).

در حس بینایی، سه نوع از اطلاعات برای درک جهت عمودی مهم هستند: چارچوب بینایی^۳ (یعنی چارچوبی متشکل از خطوط و سطوحی که به طور عادی افقی یا عمودی هستند)، قطبیت بینایی (اطلاعات بالا/پایین مشخص و ذاتی اجسام) و حرکت میدان بینایی (حرکت چرخشی) (۶۶).

دستگاه دهلیزی نقش مهمی را در شناخت بدن، مانند بازنمایی بدن و خودآگاهی از بدن^۴ دارد (۶۷، ۶۸). این دستگاه امکان بازشناسی موقعیت در فضا، درک حرکت خود^۵ نسبت به فضای خارجی و ردیابی حرکات در فضا را فراهم می کند؛ مانند نوعی دستگاه مدیریت سیگنال حسی، که تغییر در ارتباط بین بدن و محیط خارجی را ردیابی می کند (۶۹). با این هدف، دستگاه دهلیزی اطلاعات مربوط به دستگاه‌های حسی مختلف را ترکیب کرده (به ویژه ورودی‌های بینایی، شنوایی، حسی پیکری و حس عمقی) و خروجی‌هایی را به مناطق مغزی مختلف می فرستد (۷۰). این دستگاه در شبکه‌ای از ساقه مغز، مناطق مخچه‌ای، تالاموسی و قشری محصور شده است که در پردازش، تلفیق و درک اطلاعات جاذبه‌ای نقش دارند (۳۱، ۷۱، ۷۲).

سیگنال‌های دهلیزی به وسیله سه مجرای نیم‌دایره‌ای برای حرکت سر چرخشی در سه صفحه مختلف و با دو ارگان اتولیتی (ساکول و اتریکول) برای شتاب‌های نوسانی ایجاد می‌شود، که امکان شتاب‌های با مرکزیت سر و احساس محور نیروی

¹ Temporo-parietal joint

² Body representation

³ Visual frame

⁴ Body self-consciousness

⁵ Self-motion

جاذبه‌ای در فضای سه بعدی را فراهم می‌کند (۷۳). ارگان‌های اتولیتی به حس شتاب نوسانی و زاویه انحراف سر نسبت به میدان جاذبه‌ای حساس هستند (۷۳). ورودی اتولیت‌ها احتمالاً در حل کردن ابهام نوسان منحرف شده، نقش دارند (۷۴). اهمیت کلی ارگان‌های اتولیتی برای دستگاه دهلیزی در مقایسه با مجاری نیم‌دایره‌ای با این واقعیت بیان می‌شود که، حدود ۷۰ درصد کل سلول‌های حسی دستگاه دهلیزی و حدود ۶۰ درصد آوران‌ها، اطلاعات اتولیتی را پردازش می‌کنند (۷۵). پروسه‌های دهلیزی در مسیرهای دهلیزی تالاموکورتیکال شامل هسته‌های دهلیزی در ساقه مغز، هسته‌های تالاموسی، مخچه و "قشر دهلیزی" قشر رخ می‌دهند (۳۱، ۷۲، ۷۶، ۷۷). دستگاه دهلیزی مرکزی شامل ساختارهای تحت قشری و قشری است.

بنابراین می‌توان گفت، هر دو دستگاه بینایی و دهلیزی در درک عمودی نقش دارند؛ برای مثال، حرکت چرخشی میدان بینایی^۱ (به عنوان یکی از منابع اطلاعاتی مهم برای درک جاذبه (۶۶)) در اطراف یک نقطه ثابت (برای مثال حرکت چرخشی نقاط منسجم (RCDM)^۲)، بر درک عمودی در افراد سالم تاثیر می‌گذارد (۶۶، ۷۸، ۷۹). علاوه بر آن، تحریک گالوانیک دهلیزی (GVS)^۳ با تحریک آوران‌های اتولیتی و مجاری نیم‌دایره‌ای، منجر به بهبود درک دهلیزی می‌شود (۸۰). نظریه‌های مختلفی در مورد محل اثر اصلی تحریک گالوانیک بر دستگاه دهلیزی (ارگان‌های اتولیتی یا مجاری نیم‌دایره‌ای) وجود دارد (۸۱-۸۳)، اما مطالعات مختلف بر نقش آن در تغییر درک عمودی اشاره کرده‌اند (۸۴).

۲-۳) ارزیابی عملکرد تعادلی در مبتلایان به سکته مغزی:

برای هر یک از اختلالات تعادلی که پیش از این به آن اشاره شد، ابزارهای اندازه‌گیری و دستگاه‌های ارزیابی متعددی وجود دارد و با توجه به حوزه وسیع و پیچیده تاثیرات و عوارض اختلالات تعادلی، طراحی برنامه توانبخشی جامع مستلزم ارزیابی دقیق تمام عوارض و اختلالات تعادلی و تاثیرات منفی ثانویه آن است، به کارگیری ابزاری ساده و مناسب و اندازه‌گیری‌های جامع، ضروری است.

¹ Rotating visual motion

² Rotational coherent dot movement

³ Galvanic vestibular stimulation

آزمون‌های عملکردی زیادی برای ارزیابی تعادل وجود دارد که شامل آزمون تعادلی ستاره (SEBT)^۱، آزمون دوی رفت و برگشت سریع^۲، پرش به شکل ۸^۳، پرش از سمتی به سمت دیگر^۴، پرش چابکانه^۵، مقیاس تعادلی برگ (BBS)^۶، آزمون زمان‌بندی برخاستن و حرکت کردن (TUG)^۷، شاخص پویای گام (DGI)^۸، شاخص جابجایی هایسر^۹، پرسشنامه سرگیجه معلولان (DHI)^{۱۰} و اعتماد به نفس در تعادل ویژه فعالیت^{۱۱} است (۸۵-۹۳). تمامی ابزارهای تعادل نامبرده، بیشتر برای غربالگری مشکلات تعادلی استفاده می‌شوند و نمی‌توانند برای تشخیص علت‌های زمینه‌ساز اختلال تعادل به درمان‌گر کمک کنند و در هدایت فرآیند درمان هدفمند موثر نیستند (۹۴). ابزار ارزیابی دستگاه‌های تعادلی (BESTest)^{۱۲} بر اساس نظریه کنترل حرکتی برنشتاین پایه ریزی شده است و علاوه بر این که نمره تعادلی را می‌سنجد، اختلالات عصبی منجر به عدم تعادل در بیمار را نیز مشخص می‌کند (۹۵). با توجه به این که سکتة مغزی مناطق مختلفی از مغز را درگیر می‌کند و تابلوی بالینی هریک از بیماران متفاوت است، آزمون BESTest، با بررسی شش حوزه متفاوت، امکان تشخیص اختصاصی حوزه مربوط به اختلال در برنامه‌ریزی فرآیند درمان را به‌طور ویژه به پزشکان و درمانگران می‌دهد (۹۴).

علاوه بر این، با در نظر گرفتن این که اختلالات تعادلی و راه رفتن از مهم‌ترین عوامل خطر سقوط در سالمندان است (۹۶)، بنابراین باید خطر سقوط را نیز در عملکرد تعادلی در نظر گرفت (۹۷). از ابزارهای یک و چند موضوعی در ارزیابی خطر افتادن استفاده می‌شود؛ اگرچه ابزارهای یک موضوعی، از اعتبار کمتری برخوردار هستند (۹۸). در نظر گرفتن ویژگی چندعاملی سقوط، مطالعات پیشین استفاده از ابزارهایی را توصیه کرده اند که چندین عامل را در نظر می‌گیرند (۹۹). بیشتر این ابزارها، فقط یکی از عوامل خطر مهم برای سقوط، شامل قدرت عضلانی، تعادل، توانایی حرکت عملکردی و راه رفتن را بررسی می‌کنند. برای مثال، آزمون‌های نشستن-ایستادن^{۱۳}، ارزیابی TUG و DGI به ترتیب قدرت عضلانی، توانایی

¹ Star Excursion Balance Test (SEBT)

² Shuttle run

³ Finger of 8 hop

⁴ Side to Side hop

⁵ Agility hop

⁶ Berg balance scale (BBS)

⁷ Timed Up and Go Test (TUG)

⁸ Dynamic Gait Index (DGI)

⁹ Hauser Ambulation Index

¹⁰ Dizziness Handicap Inventory (DHI)

¹¹ Activities-Specific balance confidence

¹² Balance Evaluation System Test (BESTest)

¹³ Chair-standing test

حرکت عملکردی و راه رفتن را بررسی می کنند (۱۰۰-۱۰۳). با این وجود، ابزار ارزیابی انجام حرکت هدف دار تینتی (Tinetti POMA)^۱، شامل مانورهای مختلفی است که به عملکردهای اسکلتی عضلانی، تعادل، کنترل وضعیتی و راه رفتن نیاز دارند. به دلیل کاربرد آسان، استفاده از تجهیزات ساده و نیاز آموزشی اندک، از POMA برای ارزیابی خطر سقوط استفاده می شود (۱۰۴). بنابراین به نظر منطقی می رسد که از این آزمون برای تشخیص افراد در خطر سقوط، بدون خطر سقوط و دلایل احتمالی سقوط در افراد مبتلا به سکته مغزی استفاده شود.

تخمین عمودی بینایی (SVV)^۲، شایعترین آزمون استفاده شده برای ارزیابی درک عمودی در مطالعات پژوهشی و بالینی است (۱۰۵). این اندازه گیری، اطلاعاتی را درباره مشارکت دهلیزی در شناخت فضایی فراهم می کند (۱۰۵). با افزایش دانش درباره اختلالات فضایی در بیماری های نورولوژیک، به ویژه بعد از سکته، به تدریج این ارزیابی بخشی از ارزیابی های مرسوم بعد از سکته ساقه مغز (۱۰۶-۱۰۹) یا سکته نیمکره ای (۴۹، ۱۱۰، ۱۱۱) شده است، تا فهم بهتری از تغییر مدل درونی عمود بودن، به عنوان یکی از علل اختلالات تعادلی پس از سکته به دست آید (۱۰۵).

پیش از این اشاره شد که اختلالات تعادلی، علت اصلی ناتوانی لوکوموتور بعد از سکته هستند (۱۶). بیماران مبتلا به سکته نیمکره ای یک طرفه، نوسان وضعیتی بیشتر^۳، توزیع وزنی نامتقارن^۴، کاهش توانایی تغییر وزن^۵ و کاهش آمادگی ایستادن^۶ را نشان می دهند (۱۱۲، ۱۱۳) برای تعادل ایستادن عملکردی، وجود سه پیش نیاز در هر فرد ضروری است: حفظ وضعیت ایستاده (الف) در شرایط ایستا، (ب) هنگام بروز آشفتگی های درونی مرتبط با حرکت اندام ها و (ج) هنگام بروز آشفتگی های خارجی. با استفاده از فن آوری صفحه نیرو و وضعیت نگاری، شیوه ای برای کمی کردن ارزیابی ها، آموزش و توانبخشی افراد برای دستیابی به این توانایی ها را ایجاد می کند (۱۴، ۱۱۴). اندازه گیری های صفحه نیرو شامل پارامترهایی مانند مرکز فشار (CoP)^۷، مرکز جاذبه^۸، مرکز جرم^۹، محدوده ثبات (LoS)^{۱۰} و مشتقاتی از این موارد است (۵-۳). پارامترهای مختلف

¹ Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment (POMA)

² Subjective visual vertical (SVV)

³ Postural sway

⁴ Asymmetric weight distribution

⁵ Impaired weight shifting ability

⁶ Decreased stance capability

⁷ Center of Pressure

⁸ Center of Gravity

⁹ Center of mass

¹⁰ Limit of Stability

CoP از داده‌های جابجایی CoP مشتق می‌شود. که در مطالعات مختلف شامل دامنه RMS (انحراف معیار جابجایی CoP)، سرعت جابجایی CoP (کمی کردن میانگین نرخ تغییر نوسان)، متوسط تغییر پذیری جابجایی در زمان، میانگین فرکانس بر اساس دامنه و سرعت CoP، دامنه قله تا قله (تفاوت بین مقادیر حداقل و حداکثر جابجایی CoP)، میانگین مسیر نوسان و سطح نوسان (برای اندازه گیری نوسان وضعیتی) است (۱۱۵، ۱۱۶). انتخاب پارامترهای CoP همچنان مورد بحث است (۱۱۵).

۴-۲) توانبخشی در مبتلایان سکته مغزی:

توانبخشی مرسوم برای بهبود تعادل و توانایی عملکردی شامل فیزیوتراپی برای تسهیل تون عضلانی^۱، قدرت بخشیدن^۲، آینه درمانی^۳ و آموزش‌های مبتنی بر آزمایش و تکلیف^۴ است (۱۱۷، ۱۰). از آن‌جا که فقط ۷٪ بیماران ترخیص شده از مراکز توانبخشی به هر ۴ معیار مربوط به فعالیت در جامعه (معیار استقلال عملکرد/ FIM^۵ بیشتر از ۵، درجه تحرک عملی / FAC^۶ برابر با ۶، سرعت^۷ بیشتر از ۴۸ متر در دقیقه و تحمل^۸ بیشتر از ۵۰۰ متر حرکت) دست می‌یابند (۹)، شاید بتوان گفت در روش‌های توانبخشی جاری مبتنی بر فیزیوتراپی، بیشترین تاکید بر افزایش قدرت عضلانی است و تمام جنبه‌های کنترل وضعیتی به اندازه کافی مورد توجه و بازتوانی قرار نمی‌گیرد که احتمالاً منجر به خطر سقوط‌های^۹ بعدی و عوارض آن می‌شود.

استفاده از توانبخشی ترکیبی، یکی از روش‌هایی است که به دلیل اثربخشی بیشتر آن، در مطالعات مختلف پیشنهاد شده است. این روش با بهره‌گیری از چندین عامل شامل عناصر دهلیزی، بینایی، حسی‌پیکری و کنترل تنه، موجب بهبود توانایی عملکردی می‌شود. با این وجود، مطالعات اندکی بهبود توانایی عملکردی (تعادل و راه رفتن^{۱۰}) در این روش را

¹ Tone facilitation

² strengthening

³ Mirror therapy

⁴ Task-oriented training

⁵ Functional Independence Measure

⁶ Functional Ambulation Classification

⁷ Velocity

⁸ Endurance

⁹ Fallings

¹⁰ Gait

بررسی کرده‌اند (۱۱۷). کشمکش مهم آینده، یافتن ترکیبی مناسب از روش‌های درمانی مختلف، با هدف افزایش قدرت و مدت اثر آن‌ها است (۱۱۸).

از لحاظ نظری، کاربرد ترکیبی روش‌های درمانی مختلف، در مقایسه با کاربرد یک روش درمانی منفرد، می‌تواند سه نتیجه مختلف را به‌همراه داشته باشد: بهبود بیشتر، بی‌تاثیر بودن و بدتر شدن علائم (۱۱۸). تحریکات حسی، ساختارهای قشری چندحسی^۱ مختلفی را فعال می‌کند که مسئول ترکیب اطلاعات مربوط به حواس مختلف و مجزا برای ایجاد بازنمایی بدن در فضا هستند. در این مناطق چندحسی، ورودی‌های دهلیزی، شنوایی، حس عمقی گردن و بینایی ترکیب می‌شوند تا نمای فضایی رده بالا از موقعیت بدن در ارتباط با محیط ایجاد شود (۴۶). برای مثال، یک پدیده ساده مانند تحریک اپتوکینتیک (OKN)^۲ فقط محدود به حس بینایی نمی‌شود و به مناطق دیگری مانند دستگاه‌های دهلیزی و حس عمقی نیز گسترش می‌یابد (۱۱۹) و تاییدی بر این فرضیه است که پیامد وضعیتی تحریکات حسی، حاصل درگیری مناطق چندحسی است. سازوکار زمینه ساز این پیامدهای وضعیتی هنوز به‌طور کامل مشخص نشده است و احتمالاً به دلیل فعالیت‌های حسی-حرکتی و اثر بالانورد^۳ بازنمایی بدن و فضا است. این گمان وجود دارد که تحریکات حسی، ساختارهای درگیر در بازنمایی بدن در فضا را فعال می‌کند. علاوه بر این با تحلیل نتایج به‌دست آمده از مطالعاتی که از تحریک‌های متفاوت در کنار هم استفاده می‌کنند، مشخص شده است که برخی بیماران فقط به یک نوع از تحریک‌های حسی پاسخ می‌دهند و نه به هر دو. این ناهمگونی، احتمالاً نشان‌دهنده استقلال عملکردی جزئی بین مسیرهای عصبی تحریک‌های مختلف است، اما شبکه‌های مرکزی تحریک شده با دو ورودی حسی، حتی اگر در مناطق چندحسی قرار گرفته باشند، احتمالاً مشابه هستند (۴۶). همان‌طور که اشاره شد، علائم گسترده و وسیع بیماران با مشکلات تعادلی در بیشتر از یک زیرگروه (دهلیزی، شنوایی، حس عمقی و بینایی) قرار می‌گیرند و به نظر می‌رسد که مداخلات مختلف، بر زیرگروه‌های متفاوتی از این اختلالات اثر می‌گذارند (۱۲۰).

¹ supramodal

² Optokinetic

³ Bottom-up

محققین بسیاری به این موضوع پرداخته اند که کاربردهای ترکیبی مختلف (به صورت همزمان یا متوالی) می‌تواند اثرات درمانی مداخلات متنوع را افزایش دهد (۱۲۱-۱۲۳). برای مثال، سوالی توسط Kerkhoff (۲۰۰۱) در درمان غفلت^۱ بشکل زیر مطرح شده که "چه‌طور می‌توان روش‌های درمانی مختلف را با هم ترکیب کرد تا به حداکثر نتیجه برای یک بیمار دست یابیم؟" (۱۲۱). با بررسی نتایج مطالعات مختلف، شاید بتوان گفت، ترکیب دو یا چند روش درمانی و به کار بردن آن‌ها به‌طور همزمان (ترجیحا در جلسات متعدد و به صورت تکرارشونده) راه حل امیدوار کننده‌ای برای درمان و توانبخشی است (۱۲۰).

با در نظر گرفتن موارد فوق و نقش احتمالی تحریک‌های حسی‌دهلیزی و بینایی در بهبود تعادل و ثبات وضعیتی افراد و تاثیر بر مناطق چندحسی قشر مغز، این مطالعه، با هدف بررسی تاثیر استفاده از دو تحریک درکی بینایی و گالوانیک دهلیزی بر عملکرد تعادلی (با استفاده از دو ابزار BESTest و Tinetti POMA) و وضعیتی (با استفاده از پوسچروگرافی و SVV) مبتلایان به سکته مغزی نیمکره راست و تغییرات احتمالی در فعالیت‌های قشری آن‌ها (با استفاده از qEEG)، طراحی شده است.

۳) بررسی و نقد مطالعات انجام شده:

در این بخش مطالعات مرتبط با موضوع پژوهش حاضر در هریک از زمینه‌های ارزیابی مشکلات تعادلی در مبتلایان به سکته مغزی، اختلالات درک عمودی در آن‌ها، نقش تحریکات بینایی در درک عمودی، تاثیر تحریکات دهلیزی در درک عمودی و استفاده از روش‌های مختلف توانبخشی در سکته مغزی مورد بررسی قرار می‌گیرد. (۱-۳) **مروری بر روش‌های ارزیابی مشکلات تعادلی در مبتلایان به سکته مغزی:**

در مطالعات مختلف، از روش‌های متفاوتی برای بررسی مشکلات تعادلی در مبتلایان به سکته مغزی استفاده می‌شود. در این بخش مروری خواهیم داشت بر مطالعاتی که از روش‌های مورد هدف پژوهش حاضر برای ارزیابی استفاده کرده‌اند.

¹ Neglect

به دلیل جامع بودن موضوعات به کار رفته در ابزار BESTest، این آزمون در کشورهای مختلفی روی بیماران متفاوت بررسی شده است. Leddy و همکاران (۲۰۱۱) روی بیماران پارکینسون در ایالات متحده آمریکا (۱۲۴)، Rodrigues و همکاران (۲۰۱۴) در بیماران فلج یک‌طرفه^۱ در کشور برزیل (۱۲۵) و Chinsongkram و همکاران (۲۰۱۴) روی بیماران سکته مغزی حاد در کشور ژاپن (۱۲۶) این آزمون را بررسی کردند. در ایران نیز، روایی و پایایی این ابزار توسط کمالیان لاری و همکاران (۲۰۱۸) با آلفای کرونباخ محاسبه شده در تمامی حوزه‌ها بین ۰/۷۱ تا ۰/۹۳ یعنی بیشتر از حداقل مقدار قابل قبول (۰/۷۰) به دست آمده است (۹۵).

همان‌طور که اشاره شد، ارزیابی خطر سقوط با استفاده از ابزارهای چندموضوعی یا عملکردی انجام می‌شود (۹۷). ارزیابی همان‌طور که اشاره شد، ارزیابی خطر سقوط با استفاده از ابزارهای چندموضوعی یا عملکردی انجام می‌شود (۹۷). ارزیابی Tinetti POMA، برای پیش‌بینی خطر سقوط در جمعیت‌های مختلف استفاده شده است. روایی و پایایی این ابزار توسط صفوی و همکاران (۲۰۰۸) در ۱۰۰ سالمند بررسی شده است (۱۲۷). Yücel و همکاران (۲۰۱۲) این ارزیابی را روی سالمندان در کشور ترکیه انجام دادند (۱۲۸). Fallah و همکارانش (۲۰۱۳)، پایایی و روایی این آزمون را در بیماران مبتلا به سکته مغزی به دست آوردند و آلفای کرونباخ آن در محدوده ۰/۷۵ تا ۰/۹۷ قرار داشت (۹۷) Schülein و همکاران (۲۰۱۷) این ارزیابی را در کشور آلمان اعتبارسنجی کرده و پایایی آن را در افراد هنجار بررسی کردند (۱۲۹). Park و همکاران (۲۰۱۸) در کشور کره جنوبی این ارزیابی را در بیماران مبتلا به پارکینسون اعتبارسنجی کردند (۱۳۰).

آزمون درک عمودی بینایی مشارکت درک جاذبه‌ای دهلیزی را برای ایجاد و به روز رسانی حس عمود بودن ارزیابی می‌کند (۱۳۱). بنابراین آزمون عمودی بینایی، مرجعی برای بررسی عملکرد ارگان اتولیتی دهلیز در نظر گرفته می‌شود (۶۰، ۱۰۵، ۱۳۲). علائم اختلال در خودآگاهی فضایی بعد از آسیب به سیستم عصبی مرکزی مشاهده می‌شود (۴۸). در مطالعات مختلفی به بررسی تاثیر آسیب‌های مرکزی بر درک عمودی پرداخته شده است؛ از جمله مطالعاتی که Dieterich و Brandt (۱۹۹۳) در اختلالات ساقه مغز (۱۳۳) و تالاموس (۱۳۴)، Brandt و همکارانش (۱۹۹۴) در آسیب‌های پاریتو-اینسولار (۱۰۷) و Kerkhoff و همکارانش در بررسی‌های متعدد بر آسیب‌های پاریتال (۱۳۵، ۱۳۶)، انجام دادند. که نتایج این مطالعات نشان دهنده نتایج ناهنجار آزمون SVV در صفحه roll بود. جهت انحراف در ضایعات ساقه مغز همان سویه و در آسیب‌های supratentorial، دگرسو به دست آمد؛ به عبارت دقیق‌تر در بیماران با آسیب‌های نیمکره راست،

¹ hemiparesis

انحراف پادساعتگرد و در صدمات نیمکره چپ، ساعتگرد بود (۱۳۳، ۱۳۵، ۱۳۷-۱۳۹). علاوه بر این در مطالعات بالینی متعددی در بیماران با آسیب نیمکره راست، نتایج ناهنجار قابل توجهی در SVV نشان داده شد (۴۸).

از جمله ارزیابی‌های دیگری که برای عملکرد وضعیتی در بیماران مبتلا به سکته مغزی انجام می‌شود، وضعیت نگاری است. در مطالعه‌ای توسط Niam و همکارانش (۱۹۹۹) روی ۳۰ بیمار مبتلا به سکته مغزی، انجام گرفت، به بررسی پارامترهای مختلف وضعیت نگاری و ارتباط آن‌ها با مقیاس تعادلی پرداخت. نتایج این مطالعه نشان داد که پارامترهایی مانند سرعت CoP، میانگین فرکانس CoP و RMS سرعت CoP ارتباط معکوس با مقیاس تعادلی دارند و هرچه نوسان اندازه‌گیری شده با حرکت CoP بیشتر شود، امتیازات تعادلی بالینی کاهش می‌یابند. البته باید در نظر داشت که نوسان وضعیتی بیمار، بخشی از کنترل مورد نیاز طی اندازه‌گیری عملکردی تعادل را منعکس می‌کند. بنابراین استفاده از هر دوی این اندازه‌گیری‌ها برای ارزیابی کامل تعادل ضروری است. علاوه بر این با بررسی مشخصات طیفی نوسان، این نتیجه به دست آمد که این داده‌ها جنبه‌های کاملاً متفاوتی از تعادل را نسبت به دیگر پارامترهای CoP بررسی می‌کنند (۱۱۵).

Navalon و همکارانش (۲۰۱۴)، عملکرد تعادلی ۱۰۸ بیمار مبتلا به آسیب مغزی اکتسابی (ABI)^۱ را با استفاده از وضعیت‌نگاری مورد بررسی قرار دادند. در این بیماران کاهش محدوده ثبات، پاسخ‌های وضعیتی ناهنجار و افزایش تاکید بر ورودی‌های بینایی متناسب با درجه آسیب تعادلی آن‌ها مشاهده شد (۱۴۰).

۳-۱) مروری بر اختلالات درک عمودی در مبتلایان به سکته مغزی:

"بی‌ثباتی وضعیتی"^۲ در بیماران با ضایعات نیمکره راست و "پاسخ‌های آپراکسی" در بین افراد با آسیب‌های نیمکره چپ شایع‌تر است (۱۴۱، ۱۴۲). نتایج مطالعات متعددی که توسط Rode (۱۹۹۷ و ۱۹۹۸)، Pérennou (۱۹۹۸ و ۲۰۰۲)، Kernath (۲۰۰۰) و Bonan (۲۰۰۶) انجام شدند نشان می‌دهد که Heminoglect و خطای عمودی ساجکتیو^۳، علت‌های مهمی برای عدم تقارن وضعیتی و بی‌ثباتی هستند (۱۶، ۵۱، ۱۱۰، ۱۴۳-۱۴۵). Kerkhoff و همکاران نیز در

¹ Acquired brain injury (ABI)

² Postural instability

³ Subjective postural error

پژوهشی (۱۹۹۷)، همبستگی بالای انحراف درک عمودی بینایی با ظرفیت اندک بیماران مبتلا به سکنه نیمکره راست با غفلت چپ را نشان دادند (۱۳۶). علاوه بر آن، Pérennou و همکاران نیز در پژوهش خود (۲۰۰۱)، از سندرم *pusher* به عنوان یکی از جدی‌ترین آسیب‌های وضعیتی پس از سکنه نام بردند (۱۴۶). Pérennou (۲۰۰۸) و Tosseel-ponche (۲۰۱۵)، این سندرم را که یک اختلال درکی مشاهده شده در سکنه حاد است را ناشی از درک عمودی اشتباه در صفحه *roll* دانستند (۱۱۱، ۱۴۷). بر اساس پژوهش Pérennou و همکاران (۲۰۱۴) نگاه کردن به *pushing* و *lateropulsion* از دریچه درک عمودی این امکان را می‌دهد که راه‌حل‌های حسی احتمالی برای مشکل حرکتی به دست آید (۱۳۱). با در نظر گرفتن موارد فوق، می‌توان این‌گونه برداشت کرد که انحراف در درک عمودی یکی از علت‌های اصلی بروز علائم مختلف سکنه مغزی (مانند بی‌ثباتی وضعیتی، غفلت و *pushing*) است.

در ۲۰ سال گذشته حدود ۸۰ مقاله در مورد درک عمودی بعد از سکنه چاپ شده و طی ۱۵ سال اخیر علاقه به بررسی درک عمودی بعد از سکنه از دو منظر پزشکی و تحقیقاتی به میزان زیادی افزایش یافته است. در مقاله‌ای مروری توسط Pérennou (۲۰۱۴)، حداقل دو دلیل برای این علاقه ذکر شده است. اول، ارتباط اختلالات وضعیتی شدید و درک عمودی غیرطبیعی و دلیل دوم این‌که سکنه مدلی برای تحلیل ایجاد حس درک عمودی و به‌روز رسانی آن توسط مغز انسان و مبانی عصبی زمینه ساز این عملکرد است (۱۳۱). در مقالات مختلف به نقش مهم درک عمودی در حفظ وضعیت قائم در انسان اشاره شده است (۱۴۸). در مطالعه ای توسط Nishida و Johnston (۱۹۹۹) نشان داده شد که حرکت بینایی چرخشی یا حرکت چرخشی نقاط منسجم (RCDM) در اطراف نقطه ثابت بر درک عمودی افراد هنجار تاثیر می‌گذارد (۱۴۹). علاوه بر این منجر به ایجاد حرکت *torsional* چشم‌ها در جهت حرکت *roll* می‌شود.

۲-۳) ارزیابی درک عمودی در مبتلایان به سکنه مغزی:

برای تعیین آسیب عملکردی صدمات قشر دهلیزی در بیماران با سکنه ایسکمی حاد به یک ارزیابی معتبر نیاز است. در مطالعه‌ای که توسط Brandt و همکاران (۱۹۹۴) انجام گرفت، از ارزیابی عمودی بینایی ساجکتیو (SVV) به عنوان شیوه‌ای برای ارزیابی عملکرد دهلیزی در ۷۱ بیمار با انفارکتوس عروق مغزی (شریان مغزی داخلی (MCA))، خلفی

¹ Medial cerebral artery

(PCA)^۱ و قدامی (ACA)^۲ به منظور ارزیابی توانایی تنظیم خط به عمودی استفاده شد. زیرا این آزمون، توان اندازه‌گیری حساس و جهت دار از اختلال عملکرد دهلیزی محیطی و مرکزی را داراست. در این مطالعه، تعامل بینایی دهلیزی با سوگیری فضایی ایستا در صفحه roll بررسی شد که اختصاص به بازنمایی درونی SVV دارد. در این مطالعه نشان داده شد که ضایعه منطقه‌ای در بخش خلفی عمق اینسولا، منجر به انحراف دگرسوی قابل توجه در SVV از ۲/۷ تا ۱۵/۴ درجه می‌شود. علاوه بر آن، انحراف SVV در مرحله حاد برجسته‌تر است (۱۰۷). اهمیت تعامل بینایی دهلیزی برای SVV (پدیده Aubert and Miller) بصورت انحراف آشکار SVV با انحراف سر به طرفین یا درک نادرست SVV با یک الگوی زمینه انحراف یافته (کج شده) یا چرخشی رخ می‌دهد (۱۵۰).

علیرغم اثرات شناخته شده حرکت roll، سرعت محرک و اندازه میدان چرخشی در افراد سالم، اطلاعات اندکی در مورد تاثیر این عوامل در بیماران با سکته های supratentorial با SVV ناهنجار وجود دارد. Reinhart و همکاران در مطالعه‌ای (۲۰۱۶) به بررسی قضاوت درکی ۲۰ بیمار با سکته نیمکره راست و ۱۰ فرد هنجار در سه وضعیت آزمایشی زمینه ثابت، با RCDM دایره ای ساعتگرد آهسته و (۳) پادساعتگرد آهسته محرک‌های زمینه SVV را مورد بررسی قرار دادند. یافته‌های آن‌ها نشان دهنده اثر مدولاتوری قوی RCDM بر SVV در بیماران با انحراف SVV ناشی از سکته نیمکره راست بود. بنابراین به نظر می‌رسد که RCDM بر بازنمایی‌های فضایی رده بالاتر مربوط به درک بینایی فضایی SVV اثر بگذارد و سازوکار احتمالی و کاربردهای بالینی آن برای درمان اختلال خودآگاهی بینایی بعد از سکته هم‌چنان مورد بحث قرار دارد (۴۸).

در ادامه به بررسی برخی از مطالعات متعدد انجام شده در خصوص تاثیر تحریکات بینایی و دهلیزی بر درک عمودی در افراد هنجار و افراد با آسیب‌های مغزی خواهیم پرداخت.

۳-۳) تاثیر تحریکات بینایی بر درک عمودی:

یکی از اولین مطالعاتی که به موضوع بررسی اختلالات سازماندهی فضایی در بیماران با آسیب مغزی پرداخته است توسط Teuber و Bender (۱۹۴۸)، در ۱۲ بیمار با صدمات مغزی در مناطق پاریتال و اکسی پیتال انجام شد (۱۵۱). همزمان

¹ Posterior cerebral artery

² Anterior cerebral artery

با آن، در گروه مطالعاتی که توسط Asch و Witkin (۱۹۴۸) در افراد هنجار انجام شد، میزان اهمیت دستگاه‌های بینایی و وضعیتی برای درک وضعیت قائم با هم مقایسه شدند. در مطالعه اول با استفاده از روش آینه، اهمیت اصلی و اولیه عوامل بینایی در درک وضعیت قائم و نقش ثانویه عوامل وضعیتی تایید شد (۱۵۲). در مطالعه دوم با قرارگیری فرد در یک اتاق کوچک کج شده، این نتیجه به دست آمد که در همه وضعیت‌های آزمایشی، وضعیت قائم درک شده با انحراف میدان اطراف متاثر می‌شود (۱۵۳). در مطالعه سوم با حذف میدان بینایی (ارزیابی در اتاق کاملاً تاریک)، نشان داده شد هنگامی که بدن در وضعیت قائم قرار دارد عوامل وضعیتی، مبنایی کافی و با ثبات برای قضاوت عمودی و افقی ایجاد می‌کنند، ولی هنگامی که بدن کج شده باشد (انحراف داشته باشد) چنین نیست. در این شرایط، با انحراف اندک سر و بدن، خطای عمودی در جهت مخالف با بدن ایجاد می‌شود و هرگاه میزان انحراف سر و بدن زیاد باشد، جابجایی خط عمودی به سمت انحراف بدن است. این اثرات با ایجاد میدان بینایی، حذف می‌شوند (۱۵۴). در مطالعه چهارم، با استفاده از روش rod in frame، نشان داده شد انحراف چارچوب باعث خطا در درک وضعیت قائم در جهت انحراف چارچوب می‌شود و هرگاه بدن نیز کج شده باشد، تاثیر چارچوب بیشتر خواهد شد (۱۵۵). نتایج این گروه مطالعات نشان داد که هرچه میدان بینایی غنی‌تر باشد، میزان تاثیر میدان بینایی روی درک وضعیت قائم، قوی‌تر و پایدارتر است.

درک فرد از فضا، نیازمند تعامل بین اثرات ناشی از دستگاه‌های بینایی، دهلیزی و حس عمقی است. Wapner و همکاران (۱۹۵۱) و Werner و همکاران (۱۹۵۱) اثبات کرده‌اند که در فرد هنجار انواعی از محرک‌ها مانند تحریک الکتریکی یک‌طرفه عضلات گردن، انحراف بدن به یک سمت، یا چرخش با صندلی Barany همگی انحرافی مشهود از عمود بودن در جهت مخالف را القا می‌کنند. به‌طور واضح، انواعی از مسیرها و سازوکارهای مختلف درگیر در درک فضایی هستند که این سازوکارها با آسیب‌هایی از بیماری ساختاری دستگاه عصبی مرکزی یا ارگان‌های حسی محیطی آشفته می‌شود (۱۵۶).

بر اساس این نظریه که سیگنال‌های عصبی مسئول رمزگذاری حرکت بینایی، سیگنال‌های گیرنده‌های جاذبه دهلیزی را در سطح دستگاه عصبی تغییر می‌دهند (تفسیری متناسب با نتایج نوروفیزیولوژیک مطالعات حیوانی)، مطالعه‌ای به منظور بررسی اثر صحنه‌های بینایی متحرک روی درک جهت جاذبه توسط Dichgans و همکاران (۱۹۷۲) انجام شد. فرضیه مطرح این بود که انحراف ایجاد شده در هر دو خودآگاهی بینایی و وضعیتی طی چرخش میدان بینایی، نشان‌دهنده تغییر در بازنمایی داخلی بردار جاذبه (به دست آمده از تحریک اتولیت‌ها و گیرنده‌های فشار) است. از آن‌جا که نمایشگر روبروی فرد،

هیچ شاخصی از جهت عمود را نشان نمی‌داد، فقط حرکت میدان بینایی با مدولاسیون اطلاعات جاذبه‌ای، می‌تواند موجب تغییر در درک عمودی ذهنی شود. یکی از نتایج مطالعه این بود که بخشی از ثبات خودآگاهی بینایی و وضعیتی نسبت به جاذبه، وابسته به حرکت موجود در میدان بینایی است. نتیجه کاربردی دیگر این مطالعه، استفاده از شبیه‌سازی تغییرات جاذبه‌ای با استفاده از میدان‌های بینایی متحرک است که در شرایط کنترل شده می‌توان از آن در شبیه‌سازی شرایط پرواز برای اهداف پژوهشی و آموزشی استفاده کرد (۱۵۰).

در مطالعه‌ای توسط Hughes و همکاران (۱۹۷۲)، تاثیر انواع و سرعت‌های مختلف زمینه گردان بر درک عمودی بودن در ۲۷۶ نفر مورد بررسی قرار گرفت. یافته کلی این بود که برآورد عمودی بودن به دور از قضاوت‌های پیش از آزمایش در جهت چرخش زمینه جابجا می‌شود. علاوه بر این، جهت حرکت محرک (خط عمودی) نیز اهمیت دارد و حداکثر جابجایی عمودی هنگامی رخ می‌دهد که خط در جهت مخالف با چرخش زمینه حرکت کند. باید در نظر داشت که زمینه‌های با تعداد تحریک کم و ناکافی هیچ اثر قابل توجهی را ایجاد نمی‌کردند. (۷۸).

اثرات نمایشگرهای بزرگ متحرک اطراف محور عمودی فرد به طور کمی توسط محققین زیادی بررسی شده است. Dichgan و همکاران (۱۹۷۱، ۱۹۷۲ و ۱۹۷۳)، مجموعه تحقیقاتی را برای بررسی اثرات سایکوفیزیک چرخش زمینه انجام دادند و بیان کردند که اثر درکی شناخته شده آن، القای حرکت مشهود بدن (self-rotation) است (۱۵۰) به این معنی که هرگاه فرد ثابت به یک میدان بزرگ متحرک متحدالشکل در یک جهت نگاه کند، ممکن است به زودی صحنه را ثابت و خودش را در حال حرکت در جهت مخالف احساس کند.

در مطالعه Held و همکاران (۱۹۷۵)، مشخصات صحنه‌های بینایی متحرک که بر خودآگاهی فضایی تاثیر می‌گذارد، مورد بررسی قرار گرفت. میدان بینایی چرخان در صفحه فرونتال، اثراتی معادل با تغییر در جهت ظاهری جاذبه القا می‌کند. میزان انحراف بینایی به عنوان تابعی از زمان شروع چرخش، سرعت چرخش و سطح و مکان شبکیه‌ای میدان تحریکی بخش اصلی انحراف در ۳۰ ثانیه اول بعد از شروع محرک رخ می‌دهد و با سرعت زاویه‌ای مستقل از سطح و مکان میدان تا حدود ۳۰ تا ۴۰ درجه چرخش در ثانیه افزایش یافته و سپس افت می‌کند (۱۵۷). این تغییرات به تعامل عوامل بینایی و غیربینایی

الفا کننده اثرات، بستگی دارد. مثلا تغییرات مرحله ای در سرعت چرخش احتمالا با اطلاعات دستگاه دهلیزی مغایرت دارد که هیچ تغییری را در حرکت بدن نشان نمی دهد.

۴-۳) تاثیر تحریکات دهلیزی بر درک عمودی:

در مورد نقش پایه‌ای دستگاه دهلیزی در رمزگذاری عصبی فضا، مطالعات زیادی انجام شده است و با توجه به نقش دستگاه دهلیزی در محاسبه عمودی ساجکتیو، فعال‌سازی آن احتمالا درک عمودی را تغییر می‌دهد (۱۵۸). در مطالعات از روش‌های مختلفی برای تحریک دستگاه دهلیزی مانند کج کردن سر، انحراف بدن یا تغییر میدان جاذبه‌ای-ماندی^۱ و کالریک استفاده شده است. تحریک گالوانیک دهلیزی نیز یکی از روش‌هایی است که برای تحریک الکتریکی دستگاه دهلیزی در نظر گرفته می‌شود (۱۵۹). در این شیوه جریان الکتریکی ملایمی بین برجستگی‌های ماستوئید ارائه می‌شود که منجر به تغییر شلیک خودبخودی الیاف عصب دهلیزی (با افزایش فرکانس در سمت کاتد و کاهش آن در سمت آند) می‌شود (۱۶۰). اثرات GVS بر عملکردهای حسی-حرکتی متنوع مانند کنترل حرکات چشم (۵و۴)، وضعیت (۱۶۱) و راه رفتن (۱۶۲) بررسی شده است. چندین مطالعه نیز به بررسی اثرات GVS در سطح درک عمودی پرداخته‌اند (۱۰، ۱۱ و ۱۲). در این مطالعات، افراد جهت صحنه بینایی را با انحراف به سمت مخالف با تحریک آندی درک کردند. یعنی هرگاه از افراد خواسته شود تا عمود بینایی ساجکتیو را نشان دهند، خطایی را به سمت آند نشان دادند. در مطالعه ای توسط Mars و همکاران (۲۰۰۱) نشان داده شد که اثر GVS (ارائه شده در دو شدت ۱/۲۵ و ۲/۵ میلی‌آمپر) بر عمود بینایی ساجکتیو می‌تواند در شرایط عدم بینایی هم مشاهده شود. در این مورد، درک اشتباه جهت عمودی احتمالا نتیجه‌ای از انحراف چارچوب مرجع جاذبه‌ای ناشی از تحریک نامتقارن دهلیزی در وضعیت قائم سر است. در تخمین عمود بینایی ساجکتیو در حس بینایی باید اثرات جانبی مربوط به تعاملات بینایی-دهلیزی سطح پایین‌تر را هم در نظر گرفت (۱۶۳). نتایج پژوهش Volkening و همکاران (۲۰۱۴) نشان داد که هنگام ارائه GVS (با افزایش شدت تدریجی در گام های ۰/۱ میلی‌آمپر

¹ inertia

تا حداکثر ۱/۵ میلی‌آمپر)، درک عمود بینایی و لامسه سابجکتیو به سمت آند تغییر می‌کند، در حالی که این تغییر با قطع تحریک به سمت کاتد تغییر جهت می‌دهد (۸۴). در مطالعه‌ای که توسط Oppenlander و همکاران (۲۰۱۵) با هدف بررسی تاثیر GVS بر درک عمود بینایی و لامسه سابجکتیو مبتلایان سکتیو مغزی نیمکره راست انجام گرفت، مشخص شد که GVS (ارائه شده در پایین‌تر از آستانه احساس) بر درک عمود بینایی و لامسه سابجکتیو پس از سکتیو به سرعت اثر می‌گذارد، بنابراین اهمیت دستگاه دهلیزی را در پیچیدگی چندحسی عمود بینایی سابجکتیو برجسته می‌کند (۱۵۸).

تحریک کالریک و گالوانیک روش‌های تحریک ورودی دهلیزی هستند. تحریک کالریک در گوش مقابل به نیمکره آسیب‌دیده موجب اثرات مثبتی در درک و آگاهی مبتلایان به سکتیو مغزی می‌شود، اما باید عوارض جانبی آن مانند سرگیجه، تهوع یا استفراغ را نیز در نظر داشت. تحریک گالوانیک دهلیزی بر خلاف تحریک کالریک، چنین عوارض جانبی را به همراه ندارد، قابل تحمل است و به آسانی می‌توان از آن استفاده کرد (۱۳۸). بنابراین GVS برای درمان تکرارشونده مناسب‌تر است و می‌توان در کنار آزمایش دیگری، از آن استفاده کرد. Volkening و همکاران (۲۰۱۸) در مطالعه‌ای تاثیر تحریک تکرارشونده گالوانیک دهلیزی بر درک عمودی ۲۴ فرد با سکتیو نیمکره راست را بررسی کردند. تحریک در ۱۰-۱۲ جلسه، طی روزها و هفته‌های مختلف ارائه گردید. درک عمودی لامسه و بینایی سابجکتیو، قبل و بلافاصله بعد از مداخله ارزیابی شد. نتایج آن‌ها تاثیر قابل توجهی بر درک عمودی را نشان نداد (۱۶۴).

در پژوهش انجام شده توسط Keywan و همکاران (۲۰۱۸)، تاثیر تحریک گالوانیک نویزی دهلیزی^۱ (nGVS) بر عملکرد درکی دهلیزی ۱۵ نفر افراد هنجار با شدت بهینه مورد بررسی قرار گرفت و نشان داده شد که nGVS می‌تواند درک حرکت دهلیزی roll را افزایش دهد (۱۶۵).

۳-۵) توانبخشی ترکیبی در سکتیو مغزی:

سوالی که اکنون وجود دارد این است که آیا روش درمانی کارا و خاصی برای بهبود انحراف درک عمودی، به عنوان روش مداخله‌ای فردی وجود دارد؟

¹ Noisy Galvanic Vestibular Stimulation

مطالعات زیادی به بررسی روش‌های توانبخشی مختلف برای بهبود علائمی مانند غفلت، **pushing** و عدم تقارن وضعیتی پرداخته‌اند. در برخی از این مطالعات از یک روش و در برخی دیگر از روش‌های ترکیبی برای توانبخشی استفاده شده است. یکی از اولین مطالعاتی که از روش ترکیبی برای بهبود علائم غفلت استفاده کرد توسط **Pizzamiglio** و همکاران (۲۰۰۴) انجام شد. آن‌ها در این مطالعه روش‌های درمانی استاندارد (**spatial scanning**) را به تحریک اپتوکینتیک ترکیب کردند. اضافه کردن تحریک اپتوکینتیک، منجر به بهبود بیشتر عملکرد بیماران نشد (۱۶۶).

در یک مطالعه موردی، **Nakamura** و همکاران (۲۰۱۴)، ترکیب چند جلسه اثرات **GVS** با فیزیوتراپی در علائم **pushing** مبتلایان سکتی مغزی را بررسی کردند. یک گروه از بیماران، به مدت ۵ جلسه در هفته تحت درمان فیزیوتراپی قرار می‌گرفتند و به گروه دیگر، قبل از جلسات فیزیوتراپی، به مدت ۲۰ دقیقه تحریک گالوانیک ارائه شد. نتایج مطالعه نشان‌دهنده بهبود بیشتری در **pushing** با استفاده از توانبخشی ترکیبی بود و استفاده از **GVS** چندجلسه‌ای در ترکیب با فیزیوتراپی، اثرات مثبتی در بهبود علائم داشت (۱۶۷).

در مطالعه دیگری اثر ترکیب تحریک شلیک ممتد تتا (**cTBS**)^۱ توام با تمرین تعقیب آرام در ۱۸ بیمار با غفلت فضایی چپ پس از سکتی نیمکره راست، توسط **Hopfner** و همکاران (۲۰۱۵) مورد بررسی قرار گرفت. هرکدام این روش‌ها به تنهایی منجر به بهبود علائم غفلت می‌شوند. **cTBS**، یک پروتکل تحریک مغناطیسی جمجمه‌ای است که اثرات مهاری بر رفتار ایجاد می‌کند که پس از پایان تحریک هم باقی می‌ماند. نتایج مطالعه نشان داد که کاربرد متوالی تحریک تتا و تمرین تعقیب آرام، بهبود خیلی بیشتری را در علائم غفلت نسبت به استفاده از تمرین تعقیب آرام به تنهایی ایجاد می‌کند (۱۱۸).

Bonan و همکاران (۲۰۱۶)، برای بررسی اثر وضعیتی استفاده از دو نوع تحریک حسی در بیماران با سکتی مغزی، پژوهشی را بر ۳۵ بیمار (۱۸ نفر آسیب نیمکره چپ و ۱۷ نفر نیمکره راست) و ۲۷ فرد هنجار انجام دادند. افراد روی یک صفحه نیرو^۲ ایستادند و تحت تحریک اپتوکینتیک و گالوانیک قرار گرفتند و متوسط وضعیت مرکز فشار (**CoP**)^۱ آن‌ها بررسی شد. نتایج نشان‌دهنده تاثیر افزایشی استفاده از دو تحریک در افراد با آسیب نیمکره راست بود (۴۶).

¹ Continuous Theta burst stimulation (cTBS)

² Force platform

در مطالعات بیان شده در مرور متون در زمینه بررسی و توانبخشی درک عمودی در مبتلایان به سکتة مغزی، در برخی مطالعات فقط به تحریک‌های بینایی و در برخی دیگر به توانبخشی‌های دهلیزی پرداخته شده است. اما علیرغم تعامل بینایی دهلیزی در درک عمودی، در هیچ یک از این مطالعات به بررسی و توانبخشی این تعامل به طور خاص پرداخته نشده است. هدف از انجام مطالعه حاضر بررسی تعامل بینایی دهلیزی در مبتلایان سکتة مغزی نیمکره راست و ارائه راهکار توانبخشی مختص این تعامل است. با توجه به اهمیت موضوع و در نظر گرفتن هر اقدامی هرچند اندک در کیفیت زندگی این بیماران، به نظر می‌رسد طراحی روش توانبخشی برای این جمعیت لازم و ضروری باشد.

۴) اهداف پژوهش:

الف) هدف کلی:

تاثیر توانبخشی ترکیبی مبتنی بر تحریکات درکی بینایی و گالوانیک دهلیزی بر عملکرد تعادلی و امواج مغزی مبتلایان به سکتة مغزی ایسکمی نیمکره راست

ب) اهداف اختصاصی:

- اهداف توصیفی:

۱. تعیین میانگین امتیاز ابزار BESTest قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی (مبتلایان به سکتة مغزی دریافت کننده توانبخشی مرسوم (گروه A)، دریافت کنندگان توانبخشی RCDM (گروه B) و دریافت کنندگان توانبخشی ترکیبی RCDM و GVS (گروه C))

۲. تعیین میانگین امتیاز ابزار Tinnety POMA قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C

۳. تعیین میانگین امتیاز کلی (CS) در وضعیت نگاری، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C

۴. تعیین دامنه حرکت در چهار جهت قدامی، خلفی، داخلی و خارجی، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C

۵. تعیین میزان انحراف (خطای ثابت) در درک عمودی بینایی، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C

۶. تعیین تغییرپذیری (خطای مطلق) درک عمودی بینایی، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C

۷. تعیین DTABR (نسبت امواج دلتا و تتا به آلفا و بتا)، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C

۸. تعیین شاخص تقارن نیمکره ای (BSI)، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C

- اهداف تحلیلی:

۱. مقایسه میانگین امتیاز ابزار BESTest قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C

۲. مقایسه میانگین امتیاز ابزار Tinnety POMA قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C

۳. مقایسه میانگین امتیاز کلی (CS) در وضعیت نگاری، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C

۴. مقایسه دامنه حرکت در چهار جهت قدامی، خلفی، داخلی و خارجی، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی

در سه گروه مورد بررسی A، B و C

۵. مقایسه میزان انحراف در درک عمودی بینایی، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد

بررسی A، B و C

۶. مقایسه تغییرپذیری درک عمودی بینایی، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی

A، B و C

۷. مقایسه DTABR، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C

۸. مقایسه شاخص تقارن نیمکره ای (BSI)، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی

A، B و C

ج) اهداف کاربردی

- ۱- طراحی برنامه توانبخشی ترکیبی با هدف بهبود درک عمودی بینایی بیماران مبتلا به سکنه مغزی نیمکره راست
- ۲- افزودن اندازه گیری درک عمودی به روند ارزیابی در بیماران مبتلا به سکنه مغزی نیمکره راست و انجام توانبخشی بدین منظور

۵) سوال ها یا فرضیه ها:

۵-۱ سوالات:

- ۱- میانگین امتیاز ابزار BESTest قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C چقدر است؟
- ۲- میانگین امتیاز ابزار Tinnety POMA قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C چقدر است؟

- ۳- میانگین امتیاز کلی (CS) در وضعیت نگاری، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C چقدر است؟
- ۴- دامنه حرکت در چهار جهت قدامی، خلفی، داخلی و خارجی، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C چقدر است؟
- ۵- میزان انحراف در درک عمودی بینایی، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C چقدر است؟
- ۶- میزان تغییرپذیری درک عمودی بینایی، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C چقدر است؟
- ۷- میزان DTABR، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C چقدر است؟
- ۸- میزان شاخص تقارن نیمکره ای (BSI)، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی A، B و C چقدر است؟

۵-۲ فرضیات:

- ۱- میانگین امتیاز ابزار BESTest قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی (A، B و C) متفاوت خواهد بود.
- ۲- میانگین امتیاز ابزار Tinnety POMA قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی (A، B و C) متفاوت خواهد بود.
- ۳- میانگین امتیاز کلی (CS) در وضعیت نگاری، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی (A، B و C) متفاوت خواهد بود.

- ۴- دامنه حرکت در چهار جهت قدامی، خلفی، داخلی و خارجی، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی (A، B و C) متفاوت خواهد بود.
- ۵- میزان انحراف در درک عمودی بینایی، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی (A، B و C) متفاوت خواهد بود.
- ۶- تغییرپذیری درک عمودی بینایی، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی (A، B و C) متفاوت خواهد بود.
- ۷- میزان DTABR، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی (A، B و C) متفاوت خواهد بود.
- ۸- میزان شاخص تقارن نیمکره ای (BSI)، قبل، بلافاصله و ۳ ماه بعد از اتمام توانبخشی در سه گروه مورد بررسی (A، B و C) متفاوت خواهد بود.

۶) عریف مفاهیم:

سکته مغزی:

سکته مغزی یکی از شایع‌ترین آسیب‌های نورولوژیک است که در آن صدمات کانونی حاد دستگاه عصبی مرکزی به دلایل عروقی بروز می‌کند، دلایلی مانند انفارکتوس مغزی، خونریزی داخل مغزی و خونریزی ساب آرنوئید (۱۶۸). مطابق با تعریف WHO، علائم این اختلالات کانونی (یا سراسری) عملکرد مغز، به سرعت پیشرفت کرده و بیشتر از ۲۴ ساعت طول می‌کشد یا منجر به مرگ می‌شود و هیچ علت دیگری به جز منشا عروقی ندارد (۱۶۹). سکته‌ها در دو نوع ایسکمی و هموراژیک بروز می‌کنند. بیشتر سکته‌ها (۸۵٪)، ایسکمیک هستند و به دنبال کاهش جریان خون موقتی یا دائمی در منطقه‌ای از عروق مغزی (عمدتاً به دلایل حوادث امبولیک یا ترومبوتیک) یا مشکلات عروق کوچک مغزی ایجاد می‌شوند (۱۷۰).

دستگاه دهلیزی:

دستگاه دهلیزی به همراه دستگاه شنوایی در لایبرنت گوش داخلی قرار گرفته است. دستگاه دهلیزی در تعادل و جهت‌یابی فضایی مشارکت دارد. این دستگاه شامل دو بخش است: مجاری نیم‌دایره‌ای (افقی، فوقانی و خلفی) که مسئول دریافت شتاب‌های چرخشی می‌باشند و ارگان‌های اتولیتی (اتریکول و ساکول) که مسئول دریافت شتاب‌های خطی هستند (۱۷۱).

تعادل:

به توانایی حفظ مرکز ثقل بدن (COG)^۱ در محدوده‌ی سطح اتکا (BOS)^۲ یا محدوده‌ی فضای ثبات (LOS)^۳، تعادل گفته می‌شود، به نحوی که فرد هم‌زمان با انجام فعالیت، خود را از زمین خوردن حفظ کند. تعادل ایستا^۴، توانایی حفظ پایداری در حالت ثابت و تعادل پویا^۵ توانایی حفظ پایداری در حال حرکت است (۱۷۲). حفظ تعادل نیازمند ترکیب اطلاعات حسی از دستگاه‌های دهلیزی، بینایی و حس عمقی است (۱۷۳). به عبارت دیگر، تعادل واژه‌ای کلی است که همچون چتری عملکردهای مختلف برای حفظ کنترل وضعیتی را در بر می‌گیرد (۱۷۴).

کنترل وضعیتی:

هدف دستگاه عصبی، برآورد خودآگاهی اجزای بدن نسبت به یکدیگر و نسبت به محیط اطراف است تا ساختار عضلانی-اسکلتی را به نحوی هدایت کند که با حفظ یا ایجاد خودآگاهی مطلوب در فضا، به ثبات وضعیتی برسد. کنترل وضعیتی بدن یک روند چندحسی است که در آن دستگاه عصبی مرکزی، اطلاعات آوران مربوط به بخش‌های مختلف را به منظور رسیدن به ثبات وضعیتی تلفیق می‌کند (۱۷۵). کنترل وضعیتی، عمل حفظ، دستیابی یا بازیابی وضعیتی تعادل طی هرگونه وضعیت یا فعالیت است. راهبردهای کنترل وضعیتی می‌توانند پیش‌بینی کننده یا واکنشی باشند و ممکن است پاسخ‌های با حمایت ثابت یا حمایت متغیر را درگیر کنند (۱۷۶).

:Pushing

¹ Center of gravity (COG)

² Base of Support (BOS)

³ Limit of stability (LOS)

⁴ Static

⁵ Dynamic

"سندرم pusher" جدی‌ترین آسیب وضعیتی پس از سکته است (۱۴۶). این سندرم یک اختلال درکی مشاهده شده در سکته حاد است، جایی که بیماران به طرف سمت متاثر تکیه می‌کنند و با تلاش فعالانه بر اصلاح این وضعیت اصرار دارند. Pushing به درک عمودی اشتباه و غفلت نیمه فضایی ارتباط دارد که در بین بیماران با آسیب‌های نیمکره راست، شایع‌تر از نیمکره چپ است (۱۱۱, ۱۴۷).

غفلت:

غفلت یک اختلال پیچیده و بحث‌برانگیز است و به عنوان کاهش یا از دست دادن توانایی برای پاسخگویی به محرک‌های حسی (بینایی، شنوایی، لامسه، بینایی) موجود در نیمه فضای طرف مقابل به سمت آسیب دیده بیمار نورولوژیک تعریف می‌شود (۱۲۱).

تحریک گالوانیک دهلیزی (GVS):

GVS روشی ساده، ایمن و ویژه برای برانگیختن رفلکس‌های دهلیزی است (۸۰). در این روش جریان الکتریکی مستقیم کوچکی (کمتر از ۵ میلی آمپر) از طریق الکترودهای قرار گرفته روی استخوان‌های ماستوئید دو طرف به صورت کاتد و آند، ارائه می‌گردد. GVS سطح شلیک آوران‌های دهلیزی را تغییر می‌دهد و باعث می‌شود نرخ شلیک در سمت کاتد، افزایش و در سمت آند، کاهش یابد (۱۷۷).

تحریک گالوانیک دهلیزی نویزی (nGVS):

nGVS شامل ارائه مقادیر جزئی از نویز سفید به دستگاه دهلیزی است. این روش بر اساس پدیده ذاتی رزنانس تصادفی^۱ است به طوری که اضافه کردن میزان مناسبی از نویز به یک سیستم غیرخطی می‌تواند پردازش سیگنال را بهبود بخشد (۱۷۸).

¹ Stochastic resonance

آزمون معاینه مختصر وضعیت شناختی (MMSE)^۱:

یک آزمون غربالگری مشکلات شناختی است. که توانایی سوگیری، حافظه (کوتاه مدت)، خواندن، نوشتن، محاسبه کردن، دیدن و ترسیم کردن، ارتباط یک شیء یا تصویر با دیگری را بررسی می‌کند (۱۷۹).

وضعیت نگاری^۲:

آزمون سیستماتیک عملکرد تعادل است. این آزمون توانایی فرد را در استفاده از ورودی‌های حسی از دستگاه دهلیزی، بینایی و حس عمقی به صورت مجزا و یکپارچه به منظور هماهنگ کردن پاسخ‌های حرکتی لازم برای حفظ تعادل می‌سنجد (۱۸۰).

آزمون سازمان یافتگی حسی (SOT)^۳:

یکی از زیرآزمون‌های وضعیت نگاری و شامل مجموعه‌ای از آزمون‌های کنترل وضعیتی است و توانایی فرد برای یکپارچه کردن ورودی‌های دهلیزی، بینایی و حس عمقی را در حفظ تعادل در ۶ وضعیت پس از حذف انتخابی ورودی بینایی یا حس عمقی، ارزیابی می‌کند (۱۷۳).

پتانسیل‌های عضلانی برانگیخته دهلیزی (VEMPs)^۴:

پتانسیل‌های با نهفتگی کوتاه هستند که با ارائه صوت بلند به دستگاه دهلیزی برانگیخته می‌شوند. VEMP گردنی (cVEMP) برای بررسی عملکرد ساکول و عصب دهلیزی تحتانی و VEMP چشمی (oVEMP) برای بررسی عملکرد اتریکول و عصب دهلیزی فوقانی به کار می‌روند (۱۸۱).

ویدئونیستاگموگرافی (VNG)^۵:

¹ Mini-mental state examination (MMSE)

² Posturography

³ Sensory organization test (SOT)

⁴ Vestibular evoked myogenic potentials (VEMPs)

⁵ Videonystagmography

روشی است که برای ارزیابی دستگاه دهلیزی گوش داخلی و عملکردهای حرکتی مرکزی به کار می‌رود. با استفاده از گاکل مادون قرمز می‌توان حرکات چشمی را در صفحه افقی و عمودی در طی تحریکات بینایی و تغییرات وضعیتی به صورت کمی ثبت نمود. VNG به صورت یک مجموعه آزمون است که شامل اندازه گیری‌های عملکرد اکولوموتور (تثبیت نگاه خیره، تعقیب آرام، ساکاد، اپتو کینتیک)، آزمون‌های وضعیتی^۱ و وضعیت دهی^۲ و آزمون کالریک است (۱۸۲).

آزمون ویدئویی تکان سر (vHIT)^۳:

ارزیابی تصویری عملکرد هریک از مجاری نیمدایره‌ای به طور مجزا با تکان دادن سر با شتاب کافی در هریک از سه صفحه است و مکمل آزمون کالریک در ویدئونیستاگموگرافی در نظر گرفته می‌شود (۱۸۳).

۷) استفاده‌کنندگان از نتیجه پایان نامه (اعم از موسسات آموزشی، پژوهشی، دستگاه‌های اجرایی

و...):

- کلینیک‌های شنوایی شناسی و تعادل که انجام ارزیابی‌های دهلیزی و توانبخشی دهلیزی را بر عهده دارند.
- متخصصین مغز و اعصاب، مراکز درمانی و انجمن سکته مغزی که مسئول ارائه خدمات به بیماران مبتلا به سکته مغزی هستند.
- پژوهشگران علوم اعصاب و علوم شناختی
- درمانگران حوزه‌های دیگر توانبخشی مانند فیزیوتراپی و کاردرمانی

۸) محور مقالاتی که از این رساله قابل استخراج است:

- بررسی اختلالات تعادلی، شناختی و وضعیتی در بیماران مبتلا به سکته مغزی
- بررسی تغییر فعالیت قشری مبتلایان به سکته مغزی پس از توانبخشی

¹ Positional

² Positioning

³ Video head impulse test

- معرفی روش توانبخشی ترکیبی تحریک درکی بینایی و گالوانیک دهلیزی و تاثیر آن بر عملکرد تعادلی و وضعیتی بیماران مبتلا به سکته مغزی

۹) جنبه جدید بودن و نوآوری طرح در چیست؟

در این مطالعه بررسی جامع دستگاه دهلیزی و عملکرد تعادلی در بیماران مبتلا به سکته مغزی انجام می‌شود و برنامه توانبخشی ترکیبی تکرارشونده طراحی و اجرا می‌گردد، که در مطالعات محدود و در جلسات توانبخشی محدود، در خارج از ایران انجام شده است. البته در این مطالعه از برنامه توانبخشی ترکیبی استفاده می‌شود که تاکنون مورد بررسی قرار نگرفته است.

۱۰) روش شناسی تحقیق:

نوع مطالعه: این مطالعه از نوع کارآزمایی بالینی است.

روش نمونه گیری:

جهت بررسی دارا بودن معیارهای ورود به مطالعه از بیماران مبتلا به سکته مغزی نیمکره راست مراجعه کننده به بخش نورولوژی بیمارستان توانبخشی رفیده و با شکایت فردی از اختلال تعادل، با روش نمونه گیری در دسترس و طبق معیارهای ورود از هر دو جنس انتخاب خواهند شد. پس از انجام ارزیابی‌های اولیه، بر اساس روش بلوک‌بندی تصادفی شش تایی به سه گروه تقسیم می‌شوند، گروه A، افرادی که تحت مداخلات توانبخشی مرسوم برای مبتلایان سکته مغزی قرار می‌گیرند، گروه B، افرادی که تحت توانبخشی RCDM و تحریک گالوانیک Sham قرار می‌گیرند و گروه C، افرادی که تحت توانبخشی ترکیبی گالوانیک و RCDM قرار می‌گیرند. لازم به ذکر است، هر سه گروه توانبخشی‌های مرسوم برای مبتلایان سکته مغزی (فیزیوتراپی، کاردرمانی و گفتاردرمانی) را دریافت می‌کنند.

جامعه و نمونه آماری:

جامعه هدف: بیماران مبتلا به سکته مغزی ایسکمی نیمکره راست

جامعه مورد مطالعه: بیماران مبتلا به سکته مغزی ایسکمی نیمکره راست مراجعه کننده به بخش نورولوژی بیمارستان

توانبخشی رفیده و بیمارستان‌های دیگر در سال ۹۸

نمونه آماری: از مراجعه کنندگان فوق با توجه به معیارهای ورود و خروج انتخاب می شوند.

حجم نمونه:

حجم نمونه با توان ۸۰ درصد و خطای از مون ۵ درصد و با استفاده از اطلاعات مطالعات مشابه طبق فرمول زیر برای هر گروه، ۱۶ نفر به دست آمد (۴۶):

$$n = \frac{\left(z_{1-\frac{\alpha}{2}} + z_{1-\beta} \right)^2 (\sigma_d^2)}{d^2} = \frac{(1.96 + 0.84)^2 (7.8)^2}{(9.3 - 3.6)^2} = 14.68 = 15$$
$$15 + 1 = 16$$

معیارهای ورود:

- محدوده سنی ۴۰ تا ۶۰ سال (۱۸۴)
- سکته ایسکمی برای اولین بار
- تایید سکته نیمکره راست با ارزیابی بالینی و تصویربرداری MRI (با توجه به محدودیت نمونه ها، امکان تعیین دقیق محل آسیب وجود ندارد)
- ابتلا به سکته مغزی در بیشتر از ۲ هفته و کمتر از ۳ ماه قبل از شروع مطالعه
- توانایی درک دستورات شفاهی
- آگاهی از خود، مکان و زمان
- مشکل در تعادل و راه رفتن
- وضعیت پزشکی پایدار

- توانایی ایستادن مستقل و بدون کمک به مدت حداقل ۳۰ ثانیه
- توانایی راه رفتن با یا بدون وسیله کمکی برای حداقل ۱۵ متر
- حدت بینایی خوب با اصلاح مناسب
- عدم ابتلا به آسیب‌های منحنی‌ای و ارتوپدی
- عدم وجود مشکلات نورولوژیک دیگر به غیر از سکتة مغزی
- عدم تفاوت طول دو پا بیشتر از ۲ سانتی متر
- عدم استفاده از داروهای تضعیف‌کننده عملکرد دهلیزی
- راست دستی
- فقدان آسیب‌های دهلیزی محیطی تایید شده با ارزیابی VNG، vHIT و VEMP
- عدم سابقه ابتلا به BPPV
- وضعیت شناختی مناسب و کسب حداقل امتیاز ۱۹ با استفاده از MMSE
- استفاده از pacemaker قلب، کاشت‌های مغزی فلزی، صرع یا حساسیت پوست پشت گوش‌ها

معیارهای خروج:

- سکتة‌های عود کننده
- استفاده از درمان تجویز نشده که بر تعادل اثر بگذارد (۲۴ ساعت قبل از ارزیابی)
- بروز سرگیجه یا ایجاد اختلال عملکرد دهلیزی محیطی
- هرگونه وضعیت و شرایط سلامتی کنترل نشده که در آن انجام ارزیابی‌ها منع شده باشد.
- عدم تمایل بیمار برای ادامه شرکت در مطالعه

روش جمع‌آوری داده‌ها:

- فرم رضایتمندی داوطلب، روش جمع‌آوری اطلاعات از طریق مصاحبه (پیوست ۱).

- پرسشنامه اطلاعات اولیه دموگرافیک، روش جمع‌آوری اطلاعات از طریق مصاحبه (پیوست شماره ۲).
- ابزار ارزیابی سیستم‌های تعادلی (BESTest)، روش جمع‌آوری اطلاعات از طریق مشاهده و مصاحبه و معاینه (پیوست شماره ۳).
- ابزار ارزیابی انجام حرکت هدف دار تینتی (POMA) روش جمع‌آوری اطلاعات از طریق مشاهده و مصاحبه و معاینه (پیوست شماره ۴).
- آزمون SVV با استفاده از نرم افزار و سخت افزار ساخت شرکت Synapsys
- ارزیابی وضعیت نگاری با استفاده از نرم افزار و سخت افزار ساخت شرکت Synapsys فرانسه
- ارزیابی فعالیت قشری با استفاده از qEEG^۱ با استفاده از دستگاه ANT Neuro، Enschede، ساخت کشور هلند

¹ Quantitative Electroencephalogram

متغیرها:

ابزار سنجش	واحد سنجش	مقیاس				نقش متغیر			نوع متغیر			متغیر
		نسبی	فاصله ای	رتبه ای	اسمی	زمینه ای	وابسته	مستقل	کیفی	کمی		
										گسسته	پیوسته	
پرسشنامه	عدد			*		*				*		امتیاز پرسشنامه ارزیابی سیستم های تعادلی (BESTest)
پرسشنامه	عدد			*		*				*		امتیاز پرسشنامه ارزیابی تعادل و راه رفتن POMA
دستگاه وضعیت نگاری	میلی متر عدد					*				*		آزمون وضعیت نگاری - دامنه حرکت LOS - امتیاز کلی (CS) در SOT
دستگاه SVV	درجه درجه									*		ارزیابی درک عمودی بینایی ذهنی (SVV) - خطای ثابت - خطای مطلق
دستگاه qEEG	درصد درصد	*				*				*		ثبت پاسخ های qEEG - DTABR - BSI
پرونده بیمار	ماه				*		*			*		مدت زمان ابتلا به سکتة مغزی
	A,B,C				*		*	*				گروه های توانبخشی
شناسنامه	سال				*						*	سن
	زن/مرد				*	*			*			جنس

تعریف متغیرها:

امتیاز ابزار ارزیابی دستگاه‌های تعادلی (BESTest): Balance Evaluation System Test

تعریف نظری: این پرسشنامه یک آزمون بالینی کنترل تعادل است که براساس مفهوم برنشتاین که کنترل وضعیتی را حاصل مجموعه‌ای از دستگاه‌های تعادلی می‌داند، طراحی شده‌است. به طور کلی ۲۷ موضوع دارد و ۶ زیرمجموعه تعادل را به صورت مجزا ارزیابی می‌کند (۹۴).

تعریف عملی: نمره‌ای که آزمون شوندگان در هر زیرمجموعه به دست می‌آورند، نشان دهنده میزان مشکل آن‌ها در آن زیرمجموعه است و نمره کل، وضعیت کلی تعادل را نشان می‌دهد.

امتیاز ابزار ارزیابی انجام حرکت هدف دار تینتی (Tinetti POMA): Tinetti Performance Oriented

Mobility Assessment

تعریف نظری: آزمونی ساده برای بررسی راه رفتن و توانایی حفظ تعادل است. این آزمون برای تخمین میزان احتمال افتادن و بیشتر در سالمندان انجام می‌شود. آزمونگر در هر فعالیت با توجه به نحوه اتمام آن نمره‌ای از ۰ تا ۲ به فرد می‌دهد. نمره صفر نشان دهنده انجام حرکت به صورت خیلی ضعیف و نمره ۲ نشانگر انجام فعالیت به شکل مستقل و خوب است (۱۸۵، ۱۸۶).

تعریف عملی: نمره‌ای که آزمون شوندگان از این مقیاس به دست می‌آورند، وضعیت تعادل و راه رفتن آن‌ها را نشان می‌دهد.

دامنه حرکت محدوده ثبات (LOS):

تعریف نظری: بیشترین فاصله ای که فرد می‌تواند به طور عمودی و آگاهانه مرکز جاذبه خود را جا به جا کند و بدن خود را در یک جهت بدون از دست دادن تعادل، گام برداشتن و گرفتن تکیه گاه کج کند (۱۸۷).

تعریف عملی: با جا به جایی بدن در چهار جهت قدامی، خلفی، داخلی و خارجی، بیشترین فاصله‌ای که فرد می‌تواند بدون از دست دادن تعادل خود، بدن را کج کند.

امتیاز کلی (CS)^۲ در SOT:

تعریف نظری: اندازه گیری SOT به یک امتیاز کلی به نام CS می‌انجامد که نشان‌دهنده هماهنگی کلی دستگاه‌های دهلیزی، بینایی و حس عمقی در حفظ وضعیت در حال ایستادن است (۱۷۳).

تعریف عملی: مجموع نتایج حاصل از ۶ وضعیت ارزیابی شده در SOT

ارزیابی درک عمودی بینایی ذهنی (SVV): Subjective Visual Vertical

تعریف نظری: ابزاری برای اندازه گیری اختلال عملکرد ارگان‌های اتولیتی دستگاه دهلیزی است. در این آزمون با تلاش برای هم راستا کردن خط عمودی با محور جاذبه، درک عمودی ارزیابی می‌شود (۱۸۸).

تعریف عملی: در این آزمون، آزمون شونده تلاش می‌کند تا خط عمودی را با محور جاذبه هم راستا کند. دو نوع خطای ثابت و خطای مطلق مشخص کننده اختلال در درک عمودی است.

Quantitative Electroencephalogram :qEEG

تعریف نظری: EEG یک روش جامع برای مطالعه فعالیت مغزی در شرایط فیزیولوژیک و پاتولوژیک است و با استفاده از الکترودهای قرار گرفته روی جمجمه، فعالیت الکتریکی لایه سطحی مغز را ثبت می‌کند. با کمی کردن این پاسخها، qEEG به دست می‌آید (۱۸۹).

تعریف عملی: در این مطالعه از پارامترهای DTABR (نسبت دلتا + تتا به آلفا + بتا) و شاخص تقارن مغز (BSI) برای بررسی فعالیت مغزی استفاده می‌شود.

² Composite score

روش اجرا:

پس از دریافت کد اخلاق از کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه بهزیستی و علوم توانبخشی و ثبت مطالعه در مرکز ثبت کارآزمایی بالینی، کسب کد و دریافت گواهی نامه جهت ارائه به بیمارستان توانبخشی رفیده و سایر مراکز درمانی، مبتلایان به سکته مغزی که طبق معیارهای ورود و خروج، شرایط ورود به مطالعه را دارا باشند، وارد مطالعه می‌شوند. در این بررسی، وضعیت تعادلی مبتلایان به سکته مغزی با آزمون‌های Tinetti، BESTest و وضعیت نگاری ارزیابی می‌شود. همچنین برای تعیین عملکرد درک عمودی و بررسی فعالیت قشری، از آزمون‌های SVV و qEEG به ترتیب استفاده می‌شود.

بررسی‌های مورد هدف این مطالعه به دلیل زمان بر بودن و خستگی احتمالی افراد شرکت کننده در مطالعه، (حداکثر در ۳ جلسه انجام خواهد شد. تمام آزمون‌های مورد بررسی و مداخلات توانبخشی در بیمارستان توانبخشی رفیده وابسته به دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی انجام می‌شود. در اولین جلسه، در مورد مراحل انجام آزمون‌ها به طور کلی، توضیحاتی توسط مجری ارائه می‌گردد.

پس از انجام ارزیابی‌ها و تقسیم بندی افراد به سه گروه A، B و C، افراد حاضر در مطالعه مطابق با گروهی که در آن قرار گرفتند، وارد مرحله توانبخشی می‌شوند. افراد حاضر در گروه‌های B و C، خدمات توانبخشی را طی ۲۰ جلسه و سه بار در هفته به صورت جلسات ۴۵ دقیقه ای زیر نظر محقق دریافت می‌کنند (مدت زمان مداخله از مطالعات مشابه برگرفته شده است (۱۹۰)). در این مطالعه از افراد حاضر در گروه A که تحت توانبخشی مرسوم قرار دارند به عنوان گروه شاهد برای مقایسه نتایج استفاده می‌شود.

نتایج آزمون‌های دهلیزی، آزمون‌های تعادلی و بررسی عملکرد قشر در گروه آزمون، قبل و بعد از مداخله (ماه سوم و ماه ششم بعد از ارزیابی اولیه) محاسبه شده و سپس نتایج آزمون‌ها بین سه گروه A، B و C نیز مقایسه می‌شود تا اثر بهبود تعادلی و اثر مداخلات همزمان نیز مدنظر قرار داده شده باشد.

در شکل ۱، روش کار به صورت خلاصه بیان شده است و در ادامه با جزئیات کامل به آن پرداخته می‌شود.



شکل ۱. روند انجام پژوهش

۱- مرحله ارزیابی:

الف) تکمیل پرسشنامه دموگرافیک:

مشخصات فردی، ویژگی‌های بیماری و مشکلات مربوط به وضعیت تعادلی به وسیله پرسشنامه تکمیل می‌شود. این پرسشنامه توسط فرد شرکت‌کننده در مطالعه در محل انجام آزمون و در حضور مجری تکمیل می‌گردد. در مورد هریک از سوالات پرسشنامه که ابهام وجود داشته باشد، توضیحات لازم توسط مجری ارائه خواهد شد.

به منظور جمع‌آوری اطلاعات اولیه، مطالعه شامل تعیین جنس، سن، وضعیت تاهل، سطح تحصیلات، مدت زمان ابتلا به سکتة مغزی، ابتلا به سایر بیماری‌های نورولوژی، ارتوپدی و روماتولوژی، وسایل کمکی مورد استفاده و تعداد افتادن‌ها در یک سال گذشته می‌باشد.

ب) ابزار ارزیابی دستگاه‌های تعادلی (BESTest):

از ابزار ارزیابی سیستم‌های تعادلی (BESTest، هوراک و همکاران ۱۹۹۹) به منظور شناسایی دستگاه‌های زمینه‌ساز اختلال تعادل به کار گرفته می‌شود (۱۹۱). این پرسشنامه یکی از جامع‌ترین و در دسترس‌ترین ابزارهای ارزیابی تعادل در جامعه است که در حالت کلی ۲۷ موضوع دارد، اما چون برخی از آن‌ها برای دو سمت بدن مورد ارزیابی قرار می‌گیرد در مجموع ۳۶ مورد در ۶ حیطه ارزیابی می‌شود که شامل: محدودیت‌های بیومکانیکی^۳، محدوده ثبات/قائم بودن^۴، تغییر وضعیت‌های پیش بینی‌کنندگی^۵، واکنشی^۶، جهت‌یابی حسی^۷ و ثبات در راه رفتن^۸ است. این پرسشنامه دارای مقیاس رتبه‌ای ۳ نمره‌ای می‌باشد. نمره صفر نمایانگر ضعیف‌ترین حالت و نمره‌ی سه بیانگر قوی‌ترین وضعیت در حوزه مذکور می‌باشد. در سال ۱۳۹۶ این آزمون توسط کمالیان مورد روایی و پایایی قرار گرفته است (۹۵).

³ Biomechanical constraints

⁴ Stability Limits/Verticality

⁵ Transitions/Anticipatory

⁶ Reactive

⁷ Sensory Orientation

⁸ Stability in gait

ج) ابزار ارزیابی انجام حرکت هدف‌دار تینتی (Tinetti POMA):

وضعیت تعادلی، ایستادن و راه رفتن با کمک ابزار استاندارد بررسی انجام حرکت هدف‌دار تینتی (POMA) بررسی می‌شود. این ابزار به منظور سنجش وضعیت تعادل و راه رفتن بیماران طراحی شده و متشکل از دو بخش آزمون تعادل و آزمون مربوط به نحوه ایستادن و راه رفتن است. آزمون تعادلی از ۹ جزء و آزمون مربوط به نحوه ایستادن و راه رفتن نیز از ۷ جزء تشکیل شده است. هر جزء امتیاز متفاوتی دارد و از صفر تا حداکثر ۲ امتیاز را به خود اختصاص می‌دهد. بخش اول در کل شامل ۱۶ امتیاز و بخش دوم در مجموع شامل ۱۲ امتیاز است. افرادی که نمره مجموع آن‌ها ۱۹ و کمتر از آن است، در معرض خطر زیاد سقوط و یا در گروه پرخطر قرار دارد. افرادی که نمره مجموع آن‌ها، بین ۱۹ تا ۲۴ است در خطر متوسط برای سقوط و افرادی که بالای ۲۴ امتیاز به دست آورند، در گروه کم‌خطر برای سقوط جای می‌گیرند. وسایل مورد نیاز برای انجام آزمون یک صندلی، کرومومتر و مسیر پنج متری برای راه رفتن است.

د) ارزیابی عمودی بینایی ذهنی (SVV):

در این مطالعه ارزیابی SVV در مبتلایان سکنه مغزی، مطابق با اصول پیشنهادی توسط Pénennou و Piscicelli (۲۰۱۷) انجام خواهد شد. با توجه به این اصول و به منظور پیشگیری خطاهای ناشی از دخالت آزمون‌گر، استفاده از دستگاه‌های ارزیابی SVV توصیه شده است. این ارزیابی در اتاق کاملاً تاریک و در وضعیت نشسته و در دو وضعیت بدنی ثبت می‌شود. در آزمایش‌ها، سر و بدن در وضعیت آزاد قرار می‌گیرد و ثبت نتایج همراه با کج شدن احتمالی سر یا بدن خواهد بود. محرک یک خط عمودی روشن است که روی نمایشگر در مقابل فرد نشان داده می‌شود و حداکثر زاویه انحراف اولیه در محدوده ۲۵ تا ۳۵ درجه تنظیم می‌شود. برای ارزیابی از فرد خواسته می‌شود تا محرک بینایی را به صورت عمودی تنظیم کند. شیوه پاسخ شفاهی، روش مناسبی برای ارزیابی مبتلایان به سکنه همراه با اختلالات حرکتی و مشکلاتی مانند آپراکسی، یادگیری یا اجرایی است. تعداد دفعات ارائه تحریک، زوج است تا تعادل بین انحراف اولیه به سمت چپ و به سمت راست برقرار باشد. در این مطالعه ۶ مرتبه ارزیابی انجام می‌شود. دو معیار برای ارزیابی نتایج SVV در نظر گرفته می‌شود: (الف) میزان و جهت انحراف از خط عمود (خطای ثابت)، که بر اساس میانگین انحراف از خط عمود در دفعات مختلف ارزیابی به دست می‌آید و (ب) میانگین خطای مطلق یا عدم قطعیت/uncertainty که حداکثر خطا بدون در نظر

گرفتن جهت است. مقادیر هنجار برای خطای ثابت بین $2/5$ و $2/5$ است و برای خطای مطلق، 3 درجه در نظر گرفته می‌شود. برای بررسی‌های بعد از توانبخشی از معیار تغییر برابر یا بیشتر از 2 درجه، برای تفسیر تغییر در درک VV استفاده می‌شود (۱۰۵).

ه) انجام وضعیت نگاری:

در این آزمون وضعیت تعادلی فرد مورد بررسی قرار می‌گیرد. قبل از انجام آزمون در مورد نحوه اجرای آن به فرد توضیح داده خواهد شد. ابتدا قد فرد با متر اندازه‌گیری می‌شود. فرد روی صفحه دستگاه در محل مشخص شده با پای برهنه می‌ایستد. اندازه کف پای فرد با توجه به محل قرارگیری در مکان مشخص روی صفحه دستگاه، اندازه‌گیری می‌شود. سپس فرد بدون اتکا یا گرفتن چیزی می‌ایستد. ابتدا فشار کف پا سنجیده و محاسبه می‌شود. سپس محدوده ثبات حرکات رو به جلو، عقب و طرفین سنجیده می‌شود. بدین منظور فرد باید بدون گرفتن یا اتکا به جایی، بدن خود را در جهت‌های بیان شده تا جایی که نیفتد، جا به جا کند. آزمون SOT در 6 وضعیت (ایستاده روی صفحه با چشمان باز، ایستاده روی صفحه با تحریک بینایی و ایستاده روی صفحه با چشمان بسته، ایستاده روی صفحه پوشیده با اسفنج با چشمان باز، ایستاده روی صفحه پوشیده با اسفنج با تحریک بینایی و ایستاده روی صفحه پوشیده با اسفنج با چشمان بسته) انجام و میزان نوسانات حرکت فرد در جهات مختلف توسط حس‌گرهای موجود در صفحه زیر پای فرد، ثبت و محاسبه می‌شود. در نهایت، امتیاز کلی محاسبه می‌گردد.

و) بررسی عملکرد قشری با qEEG:

EEG با 32 الکتروود جمجمه‌ای، مطابق با سیستم $20-10$ بین‌المللی، از طریق الکترودهای قرار گرفته روی کلاه (ANT Neuro، Enschede، ساخت کشور هلند) ثبت می‌شود. سی و سومین الکتروود در فاصله 10 درصدی سمت قدامی Fz (به نام الکتروود زمین، در موقعیت AFz) به عنوان مرجع استفاده می‌شود. نرخ نمونه‌گیری 2500 Hz خواهد

بود و امپدانس‌های الکتروودی پایین‌تر از ۵ کیلو اهم نگه داشته می‌شود. نویز مسیر الکتریکی^۹ با فیلترهای بانگذر کاهش می‌یابد و آرته‌فکت‌ها با روش‌های تحلیلی حذف می‌شوند.

برای تعیین فعالیت مغز در وضعیت استراحت در حالی که بیمار نشسته است و به نقطه‌ای در مقابلش نگاه می‌کند دو مرتبه EEG (هر بار به مدت ۶۰ ثانیه) ثبت می‌شود. پس از آن، هر فرد، ۴ آزمایش تعادلی را به صورت تصادفی اجرا می‌کند. سختی هریک از آزمایش‌های تعادلی در وضعیت ایستاده با چشمان باز/بسته و سطح سخت/اسفنجی تعیین می‌شود. در حالت ایستاده، پاها به اندازه عرض شانه‌ها باز خواهد بود و دست‌ها در طرفین بدن قرار می‌گیرند. این وضعیت‌های ایستاده در شرایط چشمان باز و بسته و روی سطح زمین و اسفنج انجام می‌شود. از اسفنجی با ارتفاع ۱۰ سانتی‌متر استفاده می‌شود تا اطلاعات آوران حسی‌پیکری مختل شود. برای هریک از وضعیت‌ها EEG به مدت ۶۰ ثانیه ثبت می‌شود تا در صورت تغییر وضعیت و جابجایی فرد، نتایج ثبت شده مربوط به آن دوره زمانی از تحلیل نهایی حذف شود.

برای همه وضعیت‌ها یک دوره تمرینی نیز وجود دارد که در آن ثبت انجام نمی‌شود. این دوره‌های تمرینی برای کاهش اثرات مداخله‌گر یادگیری حرکتی و آشنایی با آزمایش انجام می‌شود.

داده‌های EEG از طریق نرم افزار Asa (ANT Neuro) جمع‌آوری می‌شود. هر trace به صورت بینایی بررسی و بخش‌های با حرکت یا آرته‌فکت الکترومیوگرافیک (EMG)^{۱۰} از تبدیل‌های نرم افزاری حذف می‌شوند. سپس معدل گیری تبدیل فوریه (FFT) در Asalab (ANT Neuro) انجام می‌شود و فرکانس‌های مورد نظر (دلتا ۴-۱ هرتز، تتا ۸-۴ هرتز، آلفا ۱۲-۸ هرتز و بتا ۳۰-۱۲ هرتز) در Microsoft Excel در تفکیک با bin ۰/۵ هرتزی تحلیل می‌شود. این تحلیل اولیه با تحلیل جزئی‌تر در MATLAB تکمیل می‌شود.

لازم به ذکر است این ارزیابی‌ها به صورت تصادفی برای افراد انجام می‌شوند. پس از آن که افراد مطالعه در همه آزمون‌ها مورد بررسی کامل قرار گرفتند، پاسخ‌ها در هریک از آزمون‌ها به طور دقیق مورد تحلیل و بررسی قرار می‌گیرد و افراد وارد مرحله توانبخشی می‌شوند.

^۹ Line noise

^{۱۰} Electromyographic

۲- مرحله توانبخشی:

روش‌های توانبخشی در این زیرمطالعه به شرح زیر است:

الف) توانبخشی RCDM:

در این روش، آزمایش SVV تحت سه وضعیت آزمایشگاهی اجرا می‌شود: (۱) با یک زمینه استاتیک از ۱۵۰ نقطه سفید که به طور تصادفی روی صفحه توزیع شده اند؛ (۲) با حرکت بینایی چرخشی ساعتگرد نقاط زمینه و (۳) با حرکت چرخشی پادساعتگرد نقاط زمینه. وضعیت استاتیک همیشه در ابتدا ارائه می‌شود، پس از آن دو وضعیت تمرینی دیگر (حرکت roll) در ترتیب تصادفی انجام خواهد شد. نمایشگر در فاصله ۵۰ سانتی متری از فرد قرار می‌گیرد. حرکت زمینه به گونه‌ای ارائه می‌شود که خط تحریکی در آزمایش SVV را نپوشاند یا روی آن قرار نگیرد. برای حرکت نقاط زمینه، سرعت آهسته انتخاب می‌شود تا مانع هرگونه احساسات خودحرکتی در بیماران شود (۱۹۲).

ب) توانبخشی گالوانیک دهلیزی:

در روش تحریک گالوانیک، تحریک الکتریکی با استفاده از دستگاه ساخت سفارشی که استانداردهای لازم را دارا می‌باشد، ارائه می‌گردد. ارائه تحریک به صورت دوطرفه دوقطبی^{۱۱} خواهد بود. ابتدا محل قرارگرفتن الکترودها روی دو برجستگی ماستوئید با استفاده از ژل تمیز کننده، تمیز می‌شود تا پوسته‌ها و چربی‌های سطح پوست برداشته شود و انتقال جریان الکتریکی بهتر صورت گیرد. برای چسباندن الکترودها روی پوست از الکترودهای ECG استفاده می‌شود. سپس امپدانس الکترودها بررسی می‌شود تا کمتر از ۵ کیلو اهم باشد. در حالی که فرد نشسته و چشم‌هایش بسته است تحریک به صورت نویزی (فرکانس‌های متغیر در محدوده ۰ تا ۳۰ هرتز به طور تصادفی) و در سطح شدت بهینه، به مدت ۲۰ دقیقه در هر جلسه ارائه می‌شود.

برای تعیین سطح شدت بهینه، در حالی که فرد روی صفحه نیروی وضعیت نگاری و روی اسفنج با چشمان بسته ایستاده است نوسان بدن به مدت ۳۰ ثانیه ثبت می‌شود. این شیوه ۸ مرتبه تکرار شده و هر دفعه شدت متفاوتی از nGVS در محدوده ۰ تا ۷۰۰ میکروآمپر در یک شیوه تصادفی ارائه می‌شود. پس از تکمیل هر آزمایش، سه مولفه نشان دهنده نوسان

¹¹ Bilateral bipolar

بدن تحلیل می‌گردد: میانگین سرعت (MV) و (RMS) root mean square مرکز فشار (COP) در صفحات قدامی-خلفی (AP) و داخلی-خارجی (ML) و سطح پوش دنبال شده با حرکت CoP. نسبت هر پارامتر طی شرایط تحریکی نسبت به وضعیت baseline (یعنی صفر میکروآمپر) محاسبه می‌شود. دامنه nGVS که منجر به بیشترین کاهش در نسبت‌های هر سه پارامتر شود (یعنی افزایش کنترل وضعیتی) به عنوان شدت بهینه nGVS تعیین می‌شود (۸۱).

ترتیب و روش‌های توانبخشی ارائه شده برای هر گروه آزمون به شرح زیر خواهد بود.

الف) در گروه B، فقط تمرینات RCDM به مدت ۱۵ دقیقه، ارائه می‌شود. اما برای اجتناب از هرگونه اثر مداخله گر، تحریک گالوانیک به صورت sham به مدت ۲۰ دقیقه، قبل از توانبخشی RCDM به آن‌ها ارائه خواهد شد.

ب) در گروه C، ابتدا تحریک گالوانیک به مدت ۲۰ دقیقه ارائه خواهد شد، سپس فرد به مدت ۱۵ دقیقه تمرینات RCDM را انجام خواهد داد.

۳- مرحله پس از توانبخشی:

تمامی ارزیابی بیان شده در زیرمطالعه اول، پس از پایان جلسات توانبخشی تکرار می‌شود. به منظور بررسی اثر پایداری نتایج، مجدداً ارزیابی‌ها سه ماه بعد از آن نیز انجام خواهد شد.

در صورت تاثیرگذار بودن نتایج و بهبود وضعیت تعادلی افراد در هر یک از گروه‌ها، در صورت تمایل برای افراد سایر گروه‌ها نیز انجام خواهد شد.

روش پیش بینی شده برای تجزیه و تحلیل داده‌ها:

در بررسی داده‌های توصیفی : از شاخص‌های مرکزی و پراکندگی (میانگین و انحراف معیار) استفاده می‌شود.

در بررسی داده‌های تحلیلی:

- ۱- از آزمون آماری کولموگراف اسمیرنوف برای بررسی توزیع نرمال داده‌ها استفاده می‌شود که در صورت نرمال بودن توزیع داده‌ها، آزمون‌های پارامتریک و در غیر این صورت از معادل ناپارامتریک آن استفاده می‌شود.
- ۲- آزمون آنالیز واریانس برای مقایسه میانگین گروه‌ها و همچنین آزمون‌های مقتضی مناسب.
- ۳- آزمون همبستگی برای بررسی ارتباط بین متغیرها.
- ۴- آزمون Repeated Measure برای مقایسه بین نتایج قبل و بعد بین دو گروه مورد و کنترل (شاهد).

تجزیه و تحلیل با نرم افزار SPSS 24 صورت می‌گیرد و سطح معنی داری برای تمام آزمون‌ها ۰/۰۵ در نظر گرفته می‌شود.

۱۱) جدول زمان بندی (مراحل اجرا و پیشرفت کار):

برحسب ماه												ردیف	شرح فعالیت
۱۲	۱۱	۱۰	۹	۸	۷	۶	۵	۴	۳	۲	۱		
												۱	مرور بر مطالعات گذشته
												۲	انتخاب افراد با توجه به معیارهای ورود
												۳	ارزیابی عملکرد تعادلی، وضعیتی، درک عمودی و فعالیت قشری قبل از مداخله
												۴	گروه بندی و انجام مداخلات توانبخشی
												۵	ارزیابی عملکرد تعادلی، وضعیتی، درک عمودی و فعالیت قشری بعد از مداخله
												۶	ارزیابی عملکرد تعادلی، وضعیتی، درک عمودی و فعالیت قشری ۳ ماه بعد از مداخله
												۷	وارد کردن داده ها به نرم افزار و تحلیل داده ها
												۸	نگارش فصول پایان نامه و مقالات

۱۲) ملاحظات اخلاقی:

تمام مراحل پژوهش بر اساس کدهای اخلاق ۳۱ گانه و کدهای کارآزمایی بالینی صورت خواهد گرفت.

کسب رضایت کتبی از بیمار طبق فرم رضایت نامه آگاهانه آزمودنی و فرم کلی رضایت نامه آگاهانه کمیته اخلاق و فارغ از هرگونه اجبار، تهدید، تطمیع و اغوا انجام خواهد گرفت. در این فرم کلیه مراحل و نحوه انجام آزمون شرکت داده خواهد شد. شرکت در این طرح هیچ گونه هزینه اضافی برای افراد نداشته و اطلاعات شخصی آن ها هم به صورت محرمانه باقی خواهد ماند. بیمار قبل از پذیرفتن شرکت در آزمون در جریان کلیه مراحل انجام مطالعه و اهداف پژوهش قرار خواهد گرفت. همچنین کلیه اطلاعات مربوط به نحوه تاثیر این تحریکات، نحوه ارائه و مدت همکاری و تغییرات احساس شده در فرد و تغییرات احتمالی در اختیار بیمار قرار خواهد گرفت و هرگونه دغدغه بیمار، محترم شمرده شده و کامل و شفاف پاسخگویی داده می شود تا با آگاهی کامل و میل شخصی رضایت شرکت در پژوهش کسب شود. تمام این موارد تحت نظارت پژوهشگر با رعایت نکات اخلاقی انجام خواهد پذیرفت.

در ساخت دستگاه مورد استفاده در پژوهش، استانداردهای لازم ایمنی کاملاً رعایت شده است و روش آزمون مطابق مطالعات متعدد انسانی انجام شده، خواهد بود و علاوه بر آن پایلوتی جهت این پژوهش توسط محقق انجام خواهد شد.

در تمام مدت پژوهش هر زمان آزمودنی بر اساس اطلاعات داده شده به او خواستار عدم همکاری با طرح شود بدون هیچگونه اغوایی با دریافت اطلاعات لازم می تواند از مطالعه خارج شود و چه در ابتدا و چه در زمانی که قصد خروج از مطالعه را دارد این عدم پذیرش هیچگونه تغییری در روند خدمت رسانی کلینیک برای وی به وجود نخواهد آورد.

پژوهشگر خود را ضامن حفظ سلامت و اطلاعات بیمار می داند و پس از پایان پژوهش نیز خود را مکلف به ارائه نتایج به صورت صادقانه به بیمار و همچنین انتشار صادقانه آن ها می داند.

با توجه به مثبت بودن نتایج پژوهش، در پایان پژوهش گروه کنترل نیز در صورت موافقت مطابق با گروه های مداخله، توانبخشی را دریافت خواهند نمود.

کدهای ۳۱ گانه اخلاق:

- متعهد می‌شوم که هدف اصلی این پژوهش ارتقای سلامت انسان‌ها توأم با رعایت کرامت و حقوق ایشان باشد (کد شماره‌ی ۱).
- متعهد می‌شوم که سلامت و ایمنی فرد آزمودنی در طول و بعد از اجرای پژوهش بر تمامی مصالح دیگر اولویت داشته باشد و پژوهش توسط افرادی اجرا و طراحی گردد که تخصص و مهارت بالینی لازم را داشته باشند. نظارت پزشک دارای مهارت و دانش متناسب الزامی است (کد شماره‌ی ۲).
- متعهد می‌شوم منافع بالقوه‌ی پژوهش برای آزمودنی بیشتر از خطرهای آن باشد (کد شماره‌ی ۳).
- متعهد می‌شوم مواردی از قبیل سهولت کار، راحتی پژوهشگر، هزینه پایین‌تر یا صرفه عملی بودن آن به هیچ وجه موجب قرار دادن آزمودنی در معرض تحمیل هرگونه محدودیت اختیار اضافی به وی نشود (کد شماره‌ی ۴).
- متعهد می‌شوم قبل از آغاز پژوهش، اقدامات اولیه جهت به حداقل رساندن زیان احتمالی وارده به آزمودنی‌ها و تامین سلامت آن‌ها انجام گیرد (کد شماره‌ی ۵).
- متعهد می‌شوم در کارآزمایی بالینی دوسوکور که آزمودنی از ماهیت مداخله‌ای که برای وی تجویز شده بی اطلاع است، تدابیر لازم جهت کمک رسانی به آزمودنی در صورت لزوم و در شرایط اضطراری تدارک دیده شود (کد شماره‌ی ۶).
- متعهد می‌شوم اگر در حین اجرای پژوهش مشخص شود که خطرات شرکت در این پژوهش برای آزمودنی‌ها بیشتر از فواید بالقوه‌ی آن است، پژوهش بلافاصله متوقف شود (کد شماره‌ی ۷).
- متعهد می‌شوم طراحی و اجرای پژوهش منطبق با اصول علمی پذیرفته شده براساس دانش روز و مبتنی بر مرور کامل منابع علمی موجود و پژوهش‌های قبلی آزمایشگاهی، و در صورت لزوم، حیوانی مناسب باشد (کد شماره‌ی ۸).

- متعهد می‌شوم انتخاب آزمودنی‌های بالقوه از میان جمعیت بیماران یا هر گروه جمعیتی دیگر، منصفانه باشد، به نحوی که توزیع بارها (خطرات یا هزینه‌ها) و منافع شرکت در پژوهش، در آن جمعیت و کل جامعه، تبعیض آمیز نباشد (کد شماره‌ی ۱۲).
- متعهد می‌شوم کسب رضایت آگاهانه و آزادانه در پژوهش صورت گیرد و این رضایت به شکل کتبی باشد. در مواردی که اخذ رضایت آگاهانه‌ی کتبی غیرممکن یا قابل صرفنظر باشد، موضوع با ذکر دلایل به کمیته اخلاق منتقل شود. در صورت تایید کمیته اخلاق، اخذ رضایت کتبی قابل تعویق یا تبدیل به رضایت شفاهی یا ضمنی باشد (کد شماره‌ی ۱۳).
- متعهد می‌شوم اگر در طول اجرای پژوهش تغییری در نحوه اجرای پژوهش داده شود و یا اطلاعات جدیدی به دست آید که احتمال داشته باشد بر تصمیم آزمودنی مبنی بر ادامه شرکت در پژوهش تاثیرگذار باشد، موضوع به اطلاع کمیته اخلاق رسانده شود و در صورت موافقت کمیته با ادامه پژوهش، مراتب به اطلاع آزمودنی رسانده شود و رضایت نامه آگاهانه مجدد اخذ گردد (کد شماره‌ی ۱۴).
- متعهد می‌شوم از آگاهانه بودن رضایت اخذ شده اطمینان داشته باشم. برای این منظور، در تمامی پژوهش، فرد در نظر گرفته شده به عنوان آزمودنی را از تمامی اطلاعاتی که می‌تواند در تصمیم‌گیری او موثر باشد، به نحو مناسبی آگاه سازم. این اطلاعات مشتمل اند بر: عنوان و اهداف پژوهش، طول مدت پژوهش، روشی که قرار است به کار گرفته شود (شامل احتمال تخصیص تصادفی به گروه مورد یا شاهد)، منابع تامین بودجه، هرگونه تعارض منافع احتمالی، وابستگی سازمانی پژوهشگر و فواید و زیان‌هایی که احتمال می‌رود مطالعه در برداشته باشد. همچنین هر آزمودنی باید بداند که می‌تواند هر لحظه که بخواهد از مطالعه خارج شود و باید درباره خطرات و زیان‌های بالقوه ناشی از ترک زودرس پژوهش آگاه و پشتیبانی می‌شود. پژوهشگر به تمامی سوالات و دغدغه‌های این افراد، با حوصله و دقت پاسخ می‌دهد. این موارد در رضایتنامه آگاهانه منعکس می‌شود (کد شماره‌ی ۱۵).

- متعهد می‌شوم رضایت نامه به طور آزادانه از فرد اخذ شود و هیچ فشاری برای شرکت در آزمون به آزمودنی اعمال نگردد. از رفتارهایی که به هر نحوی متضمن تهدید، اغوا، فریب یا اجبار باشد که موجب ابطال رضایت آزمودنی می‌شود، اجتناب شود. به فرد فرصت کافی برای مشاوره با افرادی که مایل باشد (مانند اعضای فامیل یا پزشک خانواده) داده شود (کد شماره‌ی ۱۶).
- متعهد می‌شوم مسئول ارائه اطلاعات کافی و به زبان قابل فهم برای آزمودنی‌ها و اطمینان از درک اطلاعات ارائه شده و اخذ رضایت آگاهانه باشم (کد شماره‌ی ۱۷).
- متعهد می‌شوم عدم قبول شرکت در پژوهش، یا ادامه ندادن به همکاری، هیچگونه تاثیری بر خدمات درمانی که در همان بیمارستان به فرد ارائه می‌شود، نداشته باشد. این موضوع در فرآیند اخذ رضایت آگاهانه به آزمودنی اطلاع داده می‌شود (کد شماره‌ی ۱۹).
- متعهد می‌شوم در مواردی که آگاه کردن آزمودنی درباره جنبه‌ای از پژوهش باعث کاهش اعتبار پژوهش شود، ضرورت اطلاع رسانی ناکامل از طرف پژوهشگر توسط کمیته اخلاق تایید شود. بعد از رفع عامل این محدودیت، اطلاع رسانی کامل به آزمودنی انجام گیرد (کد شماره‌ی ۲۰).
- متعهد می‌شوم اگر در حین اجرای پژوهش، آزمودنی دارای ظرفیت، ظرفیت خود را از دست بدهد یا آزمودنی فاقد ظرفیت، واجد ظرفیت شود، با توجه به تغییرات حاصله، رضایت آگاهانه برای ادامه‌ی پژوهش از سرپرست قانونی یا خود فرد اخذ گردد (کد شماره‌ی ۲۴).
- متعهد می‌شوم اصل رازداری و حفظ اسرار آزمودنی‌ها و اتخاذ تدابیر مناسب برای جلوگیری از انتشار آن را در دستور کار قرار دهم و از رعایت حریم خصوصی آزمودنی‌ها در طول پژوهش اطمینان حاصل کنم و هرگونه انتشار داده‌ها یا اطلاعات به دست آمده از بیماران بر اساس رضایت آگاهانه انجام شود (کد شماره‌ی ۲۵).

- متعهد می‌شوم در صورت ایجاد هر نوع آسیب یا خسارت ناشی از شرکت در پژوهش، بر طبق قوانین مصوب جبران خسارت شود. این امر در هنگام طراحی پژوهش لحاظ می‌شود و نحوه تحقق این امر ترجیحا به صورت پوشش بیمه‌ای نامشروط باشد (کد شماره‌ی ۲۶).
- متعهد می‌شوم در پایان پژوهش، هر فردی که به عنوان آزمودنی به مطالعه وارد شده است، این حق را دارد که درباره نتیجه مطالعه آگاه شود و از مداخلات یا روش‌هایی که سودمندیشان در مطالعه نشان داده شده است، بهره مند شوند (کد شماره‌ی ۲۷).
- متعهد می‌شوم نتایج پژوهش خود را صادقانه، دقیق و کامل منتشر کنم. نتایج اعم از منفی یا مثبت و نیز منابع تامین بودجه، وابستگی سازمانی، و تعارض منافع (در صورت وجود) کاملا آشکارسازی شوند. در هنگام عقد قرارداد انجام پژوهش، هیچ‌گونه شرطی را مبنی بر حذف یا عدم انتشار یافته‌هایی که از نظر حمایت کننده پژوهش مطلوب نیست، نپذیرم (کد شماره‌ی ۲۸).
- متعهد می‌شوم نحوه‌ی گزارش نتایج پژوهش ضامن حقوق مادی و معنوی تمام اشخاص مرتبط با پژوهش، از جمله خود پژوهشگر، آزمودنی‌ها و موسسه حمایت کننده پژوهش باشد (کد شماره‌ی ۲۹).
- متعهد می‌شوم گزارش‌ها و مقالات حاصل از پژوهش‌هایی که مفاد این راهنما را نقض کرده‌اند، برای انتشار پذیرفته نشوند (کد شماره‌ی ۳۰).
- متعهد می‌شوم انجام این پژوهش با ارزش‌های دینی، اجتماعی و فرهنگی جامعه در تناقض نباشد (کد شماره‌ی ۳۱).

کدهای کارآزمایی بالینی:

- متعهد می‌شوم در طول اجرای پژوهش، هرگونه حادثه یا عارضه نامطلوب جدی قابل انتساب به پژوهش را در اولین زمان ممکن، به کمیته اخلاق در پژوهش و سایر مراجع قانونی ذیربط گزارش دهم (کد شماره‌ی ۳).
- کمیته اخلاق مسئولیت دائمی نظارت بر اجرای اخلاقی پژوهش را بر عهده دارد، لذا متعهد می‌شوم، پژوهشگر ارشد این کمیته را در مورد تمامی تغییرات دستورالعمل مطالعه و هر حادثه نامناسب جدی در طول مطالعه آگاه سازم. همچنین هر اطلاعات جدیدی که ممکن است امنیت آزمودنی یا اجرای مطالعه را تحت تاثیر قرار دهد را به اطلاع این کمیته برسانم (کد شماره‌ی ۴).
- متعهد می‌شوم کارآزمایی بالینی تنها توسط افراد دارای مجوز حرفه‌ای مرتبط و ذی‌صلاح از نظر علمی انجام گیرد (کد شماره‌ی ۵).
- متعهد می‌شوم جامعه‌ای که افراد تحت مطالعه به آن تعلق دارند بتوانند از نتایج پژوهش سود ببرند (کد شماره‌ی ۶).
- متعهد می‌شوم تمامی اقدامات احتیاطی لازم جهت حفظ حریم خصوصی آزمودنی‌ها، محرمانه ماندن اطلاعات مربوط به ایشان و همچنین کاهش تاثیر نامطلوب مطالعه بر سلامت جسمی و روانی آزمودنی‌ها به عمل آید (کد شماره‌ی ۷).
- متعهد می‌شوم در مرحله طراحی مطالعه، نحوه پیگیری آزمودنی‌ها پس از اتمام مطالعه تعیین شود و در صورت لزوم، برای دسترسی آن‌ها به بهترین روش پیشگیری، تشخیص، درمان یا سایر مراقبت‌های مناسب، تمهیدات لازم در نظر گرفته شود. دسترسی لزوماً به معنی فراهم آوردن خدمات رایگان نیست (کد شماره‌ی ۸).
- متعهد می‌شوم در صورت وقوع عوارض یا حوادث نامطلوب قابل انتساب به پژوهش، در حین و پس از مطالعه، اقدامات درمانی و مراقبتی مناسب را برای آزمودنی، بدون تحمیل هزینه به وی، فراهم آورم و تمهیدات مالی برای انجام این تعهد، نظیر بیمه کردن پژوهش در هنگام طراحی مطالعه در نظر گرفته شده باشد (کد شماره‌ی ۹).
- متعهد می‌شوم اگر در حین یا بعد از انجام پژوهش، وجود بیماری یا وضعیت مرتبط با سلامت خاصی در آزمودنی تشخیص داده شد، آزمودنی را از این موضوع آگاه سازم (کد شماره‌ی ۱۰).

- متعهد می‌شوم در صورت رضایت آزمودنی، شرکت او در کارآزمایی را به اطلاع پزشک خانواده وی برسانم (کد شماره‌ی ۱۱).
- متعهد می‌شوم کلیه اطلاعات کارآزمایی بالینی به گونه‌ای ثبت، به کارگیری و ذخیره شود که امکان شناسایی، گزارش و تفسیر دقیق آن‌ها فراهم باشد (کد شماره‌ی ۱۲).
- متعهد می‌شوم هرگونه پرداخت مالی به آزمودنی تنها در محدوده بازپرداخت هزینه‌های تحمیل شده به وی در اثر شرکت در پژوهش و قدردانی از او باشد. از هرگونه پرداخت غیرمتعارف (که احتمال داشته باشد آزادی فرد برای قبول یا تداوم مشارکت در پژوهش را خدشه دار کند) خودداری می‌کنم (کد شماره‌ی ۱۳).
- متعهد می‌شوم مطالعات دوسوکور به گونه‌ای طراحی شوند که در صورت وقوع عارضه‌ای برای هرکدام از آزمودنی‌ها که شکستن کد را ایجاب کند، فردی که امکان شکستن کد را برای آن آزمودنی دارد و نحوه انجام این کار مشخص باشد. جزئیات این موضوع در دستورالعمل کارآزمایی آورده می‌شود (کد شماره‌ی ۱۴).
- متعهد می‌شوم هیچ مداخله‌ای که هنوز بر اساس پزشکی مبتنی بر شواهد تایید نشده است، به دلایلی نظیر گیاهی یا سنتی بودن از طی تمامی مراحل استاندارد آزمون و کارآزمایی مستثنی نشده نشود (کد شماره‌ی ۱۵).
- متعهد می‌شوم چنانچه برای یک کارآزمایی بالینی فاز یک، آزمودنی زن مورد نیاز باشد، این افراد در سن بارداری نباشند یا از روش‌های قطعی پیشگیری از بارداری استفاده نکنند (کد شماره‌ی ۱۶).

- .1 Kiani S, Bayanzadeh M. The Iranian population is graying: are we ready? Archives of Iranian medicine. 2010;13(4):333.
- .2 Benjamin EJ, Blaha MJ, Chiuve SE, Cushman M, Das SR, Deo R, et al. Heart disease and stroke statistics-2017 update: a report from the American Heart Association. Circulation. 2017;135(10):e146-e603.
- .3 Geurts AC, de Haart M, van Nes IJ, Duysens J. A review of standing balance recovery from stroke. Gait & posture. 2005;22(3):267-81.
- .4 Ursin MH, Bergland A, Fure B, Thommessen B, Hagberg G, Øksengård AR, et al. Gait and balance one year after stroke; relationships with lesion side, subtypes of cognitive impairment and neuroimaging findings—a longitudinal, cohort study. Physiotherapy. 2019;105(2):254-61.
- .5 Morris JH, Oliver T, Kroll T, Joice S, Williams B. Physical activity participation in community dwelling stroke survivors: synergy and dissonance between motivation and capability. A qualitative study. Physiotherapy. 2017;103(3):311-21.
- .6 Mayo NE, Wood-Dauphinee S, Coˆte R, Durcan L, Carlton J. Activity, participation, and quality of life 6 months poststroke. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2002;83(8):1035-42.
- .7 Dean CM, Richards CL, Malouin F. Task-related circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke: a randomized, controlled pilot trial. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2000;81(4):409-17.
- .8 Fong KN, Chan CC, Au DK. Relationship of motor and cognitive abilities to functional performance in stroke rehabilitation. Brain Injury. 2001;15(5):443-53.
- .9 Hill K, Ellis P, Bernhardt J, Maggs P, Hull S. Balance and mobility outcomes for stroke patients: a comprehensive audit. Australian Journal of Physiotherapy. 1997;43(3):173-80.
- .10 Louie DR, Lim SB, Eng JJ. The Efficacy of Lower Extremity Mirror Therapy for Improving Balance, Gait, and Motor Function Poststroke: A Systematic Review and Meta-Analysis. Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases. 2019;28(1):107-20.
- .11 Strong K, Mathers C, Bonita R. Preventing stroke: saving lives around the world. The Lancet Neurology. 2007;6(2):182-7.
- .12 Persson CU, Hansson P-O, Sunnerhagen KS. Clinical tests performed in acute stroke identify the risk of falling during the first year: postural stroke study in Gothenburg (POSTGOT). Journal of rehabilitation medicine. 2011;43(4):348-53.
- .13 Mansfield A, Inness EL, McIlroy WE. Stroke. Handbook of clinical neurology. 2018;159:205-28.
- .14 Srivastava A, Taly AB, Gupta A, Kumar S, Murali T. Post-stroke balance training: role of force platform with visual feedback technique. Journal of the Neurological Sciences. 2009;287(1-2):89-93.
- .15 Hocherman S, Dickstein R, Hirschbiene A, Pillar T. Postural responses of normal geriatric and hemiplegic patients to a continuing perturbation. Experimental neurology. 1988;99(2):388-402.
- .16 Rode G, Tiliket C, Boisson D. Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. Scandinavian journal of rehabilitation medicine. 1997;29(1):11-6.
- .17 de Sèze M, Wiart L, Bon-Saint-Côme A, Debelleix X, de Sèze M, Joseph P-A, et al. Rehabilitation of postural disturbances of hemiplegic patients by using trunk control retraining during exploratory exercises. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2001;82(6):793-800.
- .18 Massion J, Alexandrov A, Frolov A. Why and how are posture and movement coordinated? Progress in brain research. 143: Elsevier; 2004. p. 13-27.
- .19 Maurer C, Mergner T, Bolha B, Hlavacka F. Vestibular, visual, and somatosensory contributions to human control of upright stance. Neuroscience letters. 2000;281(2-3):99-102.

- .20 Keck ME, Pijnappels M, Schubert M, Colombo G, Curt A, Dietz V. Stumbling reactions in man: influence of corticospinal input. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*.23-215:(3)109;1998 .
- .21 Mihara M, Miyai I, Hatakenaka M, Kubota K, Sakoda S. Role of the prefrontal cortex in human balance control. *Neuroimage*. 2008;43(2):329-36.
- .22 Hülzdünker T, Mierau A, Neeb C, Kleinöder H, Strüder H. Cortical processes associated with continuous balance control as revealed by EEG spectral power. *Neuroscience letters*. 2015;592:1-5.
- .23 Slobounov S, Hallett M, Cao C, Newell K. Modulation of cortical activity as a result of voluntary postural sway direction: an EEG study. *Neuroscience letters*. 2008;442(3):309-13.
- .24 Slobounov S, Hallett M, Stanhope S, Shibasaki H. Role of cerebral cortex in human postural control: an EEG study. *Clinical neurophysiology*. 2005;116(2):315-23.
- .25 Hülzdünker T, Mierau A, Strüder HK. Higher balance task demands are associated with an increase in individual alpha peak frequency. *Frontiers in human neuroscience*. 2016;9:695.
- .26 Edwards AE, Guven O, Furman MD, Arshad Q, Bronstein AM. Electroencephalographic Correlates of Continuous Postural Tasks of Increasing Difficulty. *Neuroscience*. 2018;395:35-48.
- .27 Baudry S. Aging changes the contribution of spinal and corticospinal pathways to control balance. *Exercise and sport sciences reviews*. 2016;44(3):104-9.
- .28 Ozdemir RA, Contreras-Vidal JL, Paloski WH. Cortical control of upright stance in elderly. *Mechanisms of ageing and development*. 2018;169:19-31.
- .29 Bolton DA. The role of the cerebral cortex in postural responses to externally induced perturbations. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 2015;57:142-55.
- .30 Brandt T. Vestibular cortex: its locations, functions, and disorders. *Vertigo: Springer*; 2003. p. 219-31.
- .31 Lopez C, Blanke O, Mast F. The human vestibular cortex revealed by coordinate-based activation likelihood estimation meta-analysis. *Neuroscience*. 2012;212:159-79.
- .32 Fasold O, von Brevern M, Kuhberg M, Ploner CJ, Villringer A, Lempert T, et al. Human vestibular cortex as identified with caloric stimulation in functional magnetic resonance imaging. *Neuroimage*. 2002;17(3):1384-93.
- .33 Kahane P, Hoffmann D, Minotti L, Berthoz A. Reappraisal of the human vestibular cortex by cortical electrical stimulation study. *Annals of Neurology: Official Journal of the American Neurological Association and the Child Neurology Society*. 2003;54(5):615-24.
- .34 Arshad Q, Nigmatullina Y, Bronstein AM. Handedness-related cortical modulation of the vestibular-ocular reflex. *Journal of Neuroscience*. 2013;33(7):3221-7.
- .35 Arshad Q, Nigmatullina Y, Roberts RE, Bhugubanda V, Asavarut P, Bronstein AM. Left cathodal trans-cranial direct current stimulation of the parietal cortex leads to an asymmetrical modulation of the vestibular-ocular reflex. *Brain stimulation*. 2014;7(1):85-91.
- .36 Kaski D, Quadir S, Nigmatullina Y, Malhotra PA, Bronstein AM, Seemungal BM. Temporoparietal encoding of space and time during vestibular-guided orientation. *Brain*. 2015;139(2):392-403.
- .37 Limanowski J, Blankenburg F. Integration of visual and proprioceptive limb position information in human posterior parietal, premotor, and extrastriate cortex. *Journal of Neuroscience*. 2016;36(9):2582-9.
- .38 Ouchi Y, Okada H, Yoshikawa E, Nobezawa S, Futatsubashi M. Brain activation during maintenance of standing postures in humans. *Brain*. 1999;122(2):329-38.
- .39 Jacobs J, Horak F. Cortical control of postural responses. *Journal of neural transmission*. 2007;114(10):1339.
- .40 Tse YYF, Petrofsky JS, Berk L, Daher N, Lohman E, Laymon MS, et al. Postural sway and rhythmic electroencephalography analysis of cortical activation during eight balance training tasks. *Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research*. 2013;19:175.

- .41 Varghese JP, Marlin A, Beyer KB, Staines WR, Mochizuki G, McIlroy WE. Frequency characteristics of cortical activity associated with perturbations to upright stability. *Neuroscience letters*. 2014;578:33-8.
- .42 Slobounov S, Cao C, Jaiswal N, Newell KM. Neural basis of postural instability identified by VTC and EEG. *Experimental brain research*. 2009;199(1):1-16.
- .43 Ray WJ, Cole HW. EEG alpha activity reflects attentional demands, and beta activity reflects emotional and cognitive processes. *Science*. 1985;228(4700):750-2.
- .44 Rihs TA, Michel CM, Thut G. Mechanisms of selective inhibition in visual spatial attention are indexed by α -band EEG synchronization. *European Journal of Neuroscience*. 2007;25(2):603-10.
- .45 Bentes C, Peralta AR, Viana P, Martins H, Morgado C, Casimiro C, et al. Quantitative EEG and functional outcome following acute ischemic stroke. *Clinical Neurophysiology*. 2018;12.7-1680:(8)9
- .46 Bonan I, Leblong E, Leplaideur S, Laviolle B, Ponche ST, Yelnik A. The effect of optokinetic and galvanic vestibular stimulations in reducing post-stroke postural asymmetry. *Clinical Neurophysiology*. 2016;127(1):842-7.
- .47 Pérennou DA, Amblard B, Laassel EM, Pélissier J. Hemispheric asymmetry in the visual contribution to postural control in healthy adults. *Neuroreport*. 1997;8(14):3137-41.
- .48 Reinhart S, Schaadt A, Keller I, Hildebrandt H, Kerkhoff G, Utz K. Rotational coherent dot movement normalizes spatial disorientation of the subjective visual vertical in patients with rightsided stroke. *Neuropsychologia*. 2016;92:174-80.
- .49 Bonan IV, Hubeaux K, Gellez-Leman M, Guichard J, Vicaut E, Yelnik A. Influence of subjective visual vertical misperception on balance recovery after stroke. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 2007;78(1):49-55.
- .50 Barra J, Marquer A, Joassin R, Reymond C, Metge L, Chauvineau V, et al. Humans use internal models to construct and update a sense of verticality. *Brain*. 2010;133(12):3552-63.
- .51 Perennou D, Amblard B, Leblond C, Pelissier J. Biased postural vertical in humans with hemispheric cerebral lesions. *Neuroscience letters*. 1998;252(2):75-8.
- .52 Bonan I, Leman M, Legargasson J, Guichard J, Yelnik A. Evolution of subjective visual vertical perturbation after stroke. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2006;20(4):484-91.
- .53 Yelnik AP, Lebreton FO, Bonan IV, Colle FM, Meurin FA, Guichard JP, et al. Perception of verticality after recent cerebral hemispheric stroke. *Stroke*. 2002;33(9):2247-53.
- .54 Saj A, Borel L, Honoré J. Functional neuroanatomy of vertical visual perception in humans. *Frontiers in Neurology*. 2019;10:142.
- .55 Lopez C, Mercier M, Halje P, Blanke O. Spatiotemporal dynamics of visual vertical judgments: early and late brain mechanisms as revealed by high-density electrical neuroimaging. *Neuroscience*. 2011;181:134-49.
- .56 Rousseaux M, Honoré J, Vuilleumier P, Saj A. Neuroanatomy of space, body, and posture perception in patients with right hemisphere stroke. *Neurology*. 2013;81(15):1291-7.
- .57 Rousseaux M, Braem B, Honoré J, Saj A. An anatomical and psychophysical comparison of subjective verticals in patients with right brain damage. *Cortex*. 2015;69:60-7.
- .58 Kirsch V, Keiser D, Hergenroeder T, Erat O, Ertl-Wagner B, Brandt T, et al. Structural and functional connectivity mapping of the vestibular circuitry from human brainstem to cortex. *Brain Structure and Function*. 2016;221(3):1291-308.
- .59 Bostan AC, Dum RP, Strick PL. Cerebellar networks with the cerebral cortex and basal ganglia. *Trends in cognitive sciences*. 2013;17(5):241-54.
- .60 Brandt T, Dieterich M. Vestibular syndromes in the roll plane: topographic diagnosis from brainstem to cortex. *Annals of Neurology: Official Journal of the American Neurological Association and the Child Neurology Society*. 1994;36(3):337-47.

- .61 Maffei V, Mazzarella E, Piras F, Spalletta G, Caltagirone C, Lacquaniti F, et al. Processing of visual gravitational motion in the peri-sylvian cortex: evidence from brain-damaged patients. *Cortex*. 2016;78:55-69.
- .62 Della-Justina HM, Gamba HR, Lukasova K, Nucci-da-Silva MP, Winkler AM, Amaro E. Interaction of brain areas of visual and vestibular simultaneous activity with fMRI. *Experimental brain research* . 2015;237(1):233-247.
- .63 Saj A, Cojan Y, Musel B, Honoré J, Borel L, Vuilleumier P. Functional neuro-anatomy of egocentric versus allocentric space representation. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. 2014;44(1):33-40.
- .64 Karim HT, Sparto PJ, Aizenstein HJ, Furman JM, Huppert TJ, Erickson KI, et al. Functional MR imaging of a simulated balance task. *Brain research*. 2014;1555:20-7.
- .65 Barra J, Laou L, Poline J-B, Lebihan D, Berthoz A. Does an oblique/slanted perspective during virtual navigation engage both egocentric and allocentric brain strategies? *PLoS One*. 2012;7(11):e49537.
- .66 Howard IP, Childerson L. The contribution of motion, the visual frame, and visual polarity to sensations of body tilt. *Perception*. 1994;23(7):753-62.
- .67 Ferrè ER, Vagnoni E, Haggard P. Vestibular contributions to bodily awareness. *Neuropsychologia*. 2013;51(8):1445-52.
- .68 Lopez C, Schreyer H-M, Preuss N, Mast FW. Vestibular stimulation modifies the body schema. *Neuropsychologia*. 2012;50(8):1830-7.
- .69 Ferre ER, Bottini G, Iannetti GD, Haggard P. The balance of feelings: vestibular modulation of bodily sensations. *Cortex*. 2013;49(3):748-58.
- .70 Brandt T, Dieterich M. The vestibular cortex: its locations, functions, and disorders. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 1999;871(1):293-312.
- .71 Dieterich M, Bense S, Lutz S, Drzezga A, Stephan T, Bartenstein P, et al. Dominance for vestibular cortical function in the non-dominant hemisphere. *Cerebral cortex*. 2003;13(9):994-1007.
- .72 Lopez C, Blanke O. The thalamocortical vestibular system in animals and humans. *Brain research reviews*. 2011;67(1-2):119-46.
- .73 Ertl M, Moser M, Boegle R, Conrad J, zu Eulenburg P, Dieterich M. The cortical spatiotemporal correlate of otolith stimulation: Vestibular evoked potentials by body translations. *NeuroImage*. 2017;155:50-9.
- .74 Angelaki DE, Yakusheva TA. How vestibular neurons solve the tilt/translation ambiguity. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 2009;1164(1):19-28.
- .75 Baloh RW, Honrubia V. *Clinical Neurophysiology of the Vestibular System*. 3rd ed. New York: Oxford University Press; 2001.
- .76 Khan S, Chang R. Anatomy of the vestibular system: a review. *NeuroRehabilitation*. 2013;32(3):437-43.
- .77 zu Eulenburg P, Caspers S, Roski C, Eickhoff SB. Meta-analytical definition and functional connectivity of the human vestibular cortex. *Neuroimage*. 2012;60(1):162-9.
- .78 Hughes PC, Brecher GA, Fishkin SM. Effects of rotating backgrounds upon the perception of verticality. *Perception & Psychophysics*. 1972;11(2):135-8.
- .79 Mauritz K, Dichgans J, Hufschmidt A. The angle of visual roll motion determines displacement of subjective visual vertical. *Perception & Psychophysics*. 1977;22(6):557-62.
- .80 Fitzpatrick RC, Day BL. Probing the human vestibular system with galvanic stimulation. *Journal of applied physiology*. 2004;96(6):2301-16.
- .81 Keywan A, Jahn K, Wuehr M. Noisy Galvanic Vestibular Stimulation Primarily Affects Otolith-Mediated Motion Perception. *Neuroscience*. 2019;399:161-6.

- .82 Iwasaki S, Karino S, Kamogashira T, Togo F, Fujimoto C, Yamamoto Y, et al. Effect of noisy galvanic vestibular stimulation on ocular vestibular-evoked myogenic potentials to bone-conducted vibration. *Frontiers in neurology*. 2017;8:26.
- .83 Serrador JM, Deegan BM, Geraghty MC, Wood SJ. Enhancing vestibular function in the elderly with imperceptible electrical stimulation. *Scientific reports*. 2018;8(1):336.
- .84 Volkening K, Bergmann J, Keller I, Wuehr M, Müller F, Jahn K. Verticality perception during and after galvanic vestibular stimulation. *Neuroscience letters*. 2014;581:75-9.
- .85 Glave AP, Didier JJ, Weatherwax J, Browning SJ, Fiaud V. Testing postural stability: are the star excursion balance test and biodex balance system limits of stability tests consistent? *Gait & posture*. 2016;43:225-7.
- .86 van Bloemendaal M, Kokkeler AM, van de Port IG. The shuttle walk test: a new approach to functional walking capacity measurements for patients after stroke? *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2012;93(1):163-6.
- .87 Yildiz Y, Şekir U, Hazneci B, Örs F, Saka T, Aydin T. Reliability of a functional test battery evaluating functionality, proprioception and strength of the ankle joint. *Turkish Journal of Medical Sciences*. 2009;39(1):115-23.
- .88 Stevenson TJ. Detecting change in patients with stroke using the Berg Balance Scale. *Australian Journal of Physiotherapy*. 2001;47(1):29-38.
- .89 Ng SS, Hui-Chan CW. The timed up & go test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2005;86(8):1641-7.
- .90 Jonsdottir J, Cattaneo D. Reliability and validity of the dynamic gait index in persons with chronic stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2007;88(11):1410-5.
- .91 Johnson CA, BurrIDGE JH, Strike PW, Wood DE, Swain ID. The effect of combined use of botulinum toxin type A and functional electric stimulation in the treatment of spastic drop foot after stroke: a preliminary investigation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2004;85(6):902-9.
- .92 Brown KE, Whitney SL, Marchetti GF, Wrisley DM, Furman JM. Physical therapy for central vestibular dysfunction. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2006;87(1):76-81.
- .93 Botner EM, Miller WC, Eng JJ. Measurement properties of the Activities-specific Balance Confidence Scale among individuals with stroke. *Disability and rehabilitation*. 2005;27(4):156-63.
- .94 Horak FB, Wrisley DM, Frank J. The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical therapy*. 2009;89(5):484-98.
- .95 Kamalian Lari S, Haghgoo HA, Farzad M, Hosseinzadeh S. Investigation of the validity and reliability of Balance Evaluation Systems Test (BESTest) in assessment of balance disorders in people with multiple sclerosis. *Archives of Rehabilitation*. 2018;18(4):288-95.
- .96 Rubenstein LZ. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and ageing*. 2006;35(suppl_2):ii37-ii41.
- .97 Jahantabi-Nejad S, Azad A. Predictive accuracy of performance oriented mobility assessment for falls in older adults: A systematic review. *Medical Journal of The Islamic Republic of Iran (MJIRI)*. 2019;33(1):229-34.
- .98 Diamantopoulos A, Winklhofer HM. Index construction with formative indicators: An alternative to scale development. *Journal of marketing research*. 2001;38(2):269-77.
- .99 Scott V, Votova K, Scanlan A, Close J. Multifactorial and functional mobility assessment tools for fall risk among older adults in community, home-support, long-term and acute care settings. *Age and ageing*. 2007;36(2):130-9.
- .100 Berg KO, Wood-Dauphinee SL, Williams JI, Maki B. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. *Canadian journal of public health = Revue canadienne de sante publique*:83;1992 .S7-11.

- .101 Hernandez D, Rose DJ. Predicting which older adults will or will not fall using the Fullerton Advanced Balance scale. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2008;89(12):2309-15.
- .102 Herman T, Inbar-Borovsky N, Brozgol M, Giladi N, Hausdorff JM. The Dynamic Gait Index in healthy older adults: the role of stair climbing, fear of falling and gender. *Gait & posture*. 2009;29(2):237-41.
- .103 Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1991;39(2):142-8.
- .104 Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1986;34(2):119-26.
- .105 Piscicelli C, Pérennou D. Visual verticality perception after stroke: a systematic review of methodological approaches and suggestions for standardization. *Annals of physical and rehabilitation medicine*. 2017;60(3):208-16.
- .106 Dieterich M, Brandt T. Wallenberg's syndrome: lateropulsion, cyclorotation, and subjective visual vertical in thirty-six patients. *Annals of Neurology: Official Journal of the American Neurological Association and the Child Neurology Society*. 1992;31(4):399-408.
- .107 Brandt T, Dieterich M, Danek A. Vestibular cortex lesions affect the perception of verticality. *Annals of neurology*. 1994;35(4):403-12.
- .108 Bronstein A, Perennou D, Guerraz M, Playford D, Rudge P. Dissociation of visual and haptic vertical in two patients with vestibular nuclear lesions. *Neurology*. 2003;61(9):1260-2.
- .109 Yang T-H, Oh S-Y, Kwak K, Lee J-M, Shin B-S, Jeong S-K. Topology of brainstem lesions associated with subjective visual vertical tilt. *Neurology*. 2014;82(22):1968-75.
- .110 Bonan IV, Guettard E, Leman MC, Colle FM, Yelnik AP. Subjective visual vertical perception relates to balance in acute stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2006;87(5):642-6.
- .111 Pérennou D, Mazibrada G, Chauvineau V, Greenwood R, Rothwell J, Gresty M, et al. Lateropulsion, pushing and verticality perception in hemisphere stroke: a causal relationship? *Brain*. 2008;131(9):2401-13.
- .112 Goldie P, Matyas T, Evans O, Galea M, Bach T. Maximum voluntary weight-bearing by the affected and unaffected legs in standing following stroke. *Clinical Biomechanics*. 1996;11(6):333-42.
- .113 Horak F, Esselman P, Anderson M, Lynch M. The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 1984;47(9):1020-8.
- .114 Barclay-Goddard R, Stevenson T, Poluha W, Moffatt ME, Taback SP. Force platform feedback for standing balance training after stroke. *Stroke*. 2005;36(2):412-3.
- .115 Niam S, Cheung W, Sullivan PE, Kent S, Gu X. Balance and physical impairments after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1999;80(10):1227-33.
- .116 Geurts AC, Nienhuis B, Mulder T. Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1993;74(11):1144-50.
- .117 Noh H-J, Lee S-H, Bang D-H. Three-Dimensional Balance Training Using Visual Feedback on Balance and Walking Ability in Subacute Stroke Patients: A Single-Blinded Randomized Controlled Pilot Trial. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*. 2019.
- .118 Hopfner S, Cazzoli D, Müri RM, Nef T, Mosimann UP, Bohlhalter S, et al. Enhancing treatment effects by combining continuous theta burst stimulation with smooth pursuit training. *Neuropsychologia*. 2015;74:145-51.
- .119 Brandt T, Bartenstein P, Janek A, Dieterich M. Reciprocal inhibitory visual-vestibular interaction. Visual motion stimulation deactivates the parieto-insular vestibular cortex. *Brain: a journal of neurology*. 1998;121(9):1749-58.

- .120 Saevarsson S, Halsband U, Kristjánsson Á. Designing rehabilitation programs for neglect: could 2 be more than 1+ 1? *Applied Neuropsychology*. 2011;18(2):95-106.
- .121 Kerkhoff G. Spatial hemineglect in humans. *Progress in neurobiology*. 2001;63(1):1-27.
- .122 Kerkhoff G. Modulation and rehabilitation of spatial neglect by sensory stimulation. *Progress in brain research*. 142: Elsevier; 2003. p. 257-71.
- .123 Manly T, Mattingley JB. Visuospatial and attentional disorders. *Clinical neuropsychology: A practical guide to assessment and management for clinicians*. 2004:229-52.
- .124 Leddy AL, Crouner BE, Earhart GM. Utility of the Mini-BESTest, BESTest, and BESTest sections for balance assessments in individuals with Parkinson disease. *Journal of neurologic physical therapy: JNPT*. 2011;35(2):90.
- .125 Rodrigues LC, Marques AP, Barros PB, Michaelsen SM. Reliability of the Balance Evaluation Systems Test (BESTest) and BESTest sections for adults with hemiparesis. *Brazilian journal of physical therapy*. 2014;18(3):276-81.
- .126 Chinsongkram B, Chaikere N, Saengsirisuwan V, Viriyatharakij N, Horak FB, Boonsinsukh R. Reliability and validity of the Balance Evaluation Systems Test (BESTest) in people with subacute stroke. *Physical therapy*. 2014;94(11):1632-43.
- .127 SAFAVI BZ, ZOU AF. Determining risk factors associated with falling among elderly at residential care facilities in Tehran. 2008.
- .128 Yücel SD, Şahin F, Doğu B, Şahin T, Kuran B, Gürsakal S. Reliability and validity of the Turkish version of the Performance-Oriented Mobility Assessment I. *European Review of Aging and Physical Activity*. 2012;9(2):149.
- .129 Schüle S, Pflugrad L, Petersen H, Lutz M, Volland-Schüssel K, Gaßmann K. German translation of the performance-oriented mobility assessment according to Tinetti. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*. 2017;50(6):498-505.
- .130 Park J, Koh S-B, Kim HJ, Oh E, Kim J-S, Yun JY, et al. Validity and reliability study of the Korean Tinetti mobility test for Parkinson's disease. *Journal of Movement Disorders*. 2018;11(1):24.
- .131 Pérennou D, Piscicelli C, Barbieri G, Jaeger M, Marquer A, Barra J. Measuring verticality perception after stroke: why and how? *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. 2014;44(1):25-32.
- .132 GREYSTY MA, BRONSTEIN AM, BRANDT T, DIETERICH M. Neurology of otolith function peripheral and central disorders. *Brain*. 1992;115(3):647-73.
- .133 Dieterich M, Brandt T. Ocular torsion and tilt of subjective visual vertical are sensitive brainstem signs. *Annals of neurology*. 1993;33(3):292-9.
- .134 Dieterich M, Brandt T. Thalamic infarctions: differential effects on vestibular function in the roll plane (35 patients). *Neurology*. 1993;43(9):1732-.
- .135 Kerkhoff G, Zoelch C. Disorders of visuospatial orientation in the frontal plane in patients with visual neglect following right or left parietal lesions. *Experimental Brain Research*. 1998;122(1):108-20.
- .136 Kerkhoff G. Multimodal spatial orientation deficits in left-sided visual neglect. *Neuropsychologia*. 1999;37(12):1387-405.
- .137 Funk J, Finke K, Reinhart S, Kardinal M, Utz KS, Rosenthal A, et al. Effects of feedback-based visual line-orientation discrimination training for visuospatial disorders after stroke. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2013;27(2):115-27.
- .138 Utz KS, Korluss K, Schmidt L, Rosenthal A, Oppenländer K, Keller I, et al. Minor adverse effects of galvanic vestibular stimulation in persons with stroke and healthy individuals. *Brain Injury*. 2011;25(11):1058-69.
- .139 Oppenländer K, Keller I, Karbach J, Schindler I, Kerkhoff G, Reinhart S. Subliminal galvanic-vestibular stimulation influences ego- and object-centred components of visual neglect. *Neuropsychologia*. 2015;74:170-7.

- .140 Navalon N, Verdecho I, Llorens R, Colomer C, Sanchez-Leiva C, Martinez-Crespo G, et al. Progression of posturographic findings after acquired brain injury. *Brain injury*. 2014;28(11):1417-24.
- .141 Bohannon RW, Smith MB, Larkin PA. Relationship between independent sitting balance and side of hemiparesis. *Physical therapy*. 1986;66(6):944-5.
- .142 Spinazzola L, Cubelli R, Della Sala S. Impairments of trunk movements following left or right hemisphere lesions: dissociation between apraxic errors and postural instability. *Brain*. 2003;126(12):2656-66.
- .143 Karnath H-O, Ferber S, Dichgans J. The origin of contraversive pushing: evidence for a second graviceptive system in humans. *Neurology*. 2000;55(9):1298-304.
- .144 Pérennou DA, Amblard B, Laassel EM, Benaim C, Hérisson C, Pélissier J. Understanding the pusher behavior of some stroke patients with spatial deficits: a pilot study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2002;83(4):570-5.
- .145 Gilles Rode M, Caroline Tiliket M, Philippe Charlopain M, Dominique Boisson M. Postural asymmetry reduction by vestibular caloric stimulation in left hemiparetic patients. *Scand J Rehab Med*. 1998;30:9-14.
- .146 Pérennou DA, Leblond C, Amblard B, Micallef JP, Hérisson C, Pélissier JY. Transcutaneous electric nerve stimulation reduces neglect-related postural instability after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2001;82(4):440-8.
- .147 Tasseel-Ponche S, Yelnik A, Bonan I. Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. 2015;45(4-5):32.33-7
- .148 Tani K, Matsugi A, Uehara S, Kimura D. Abnormal bias in subjective vertical perception in a post-stroke astasia patient. *Journal of physical therapy science*. 2016;28(10):2979-83.
- .149 Nishida Sy, Johnston A. Influence of motion signals on the perceived position of spatial pattern. *Nature*. 1999;397(6720):610.
- .150 Dichgans J, Held R, Young LR, Brandt T. Moving visual scenes influence the apparent direction of gravity. *Science*. 1972;178(4066):1217-9.
- .151 Bender MB, Teuber H-L. Spatial organization of visual perception following injury to the brain. *Archives of Neurology & Psychiatry*. 1948;59(1):39-62.
- .152 Asch SE, Witkin HA. Studies in space orientation: I. Perception of the upright with displaced visual fields. *Journal of Experimental Psychology*. 1948;38(3):325.
- .153 Asch SE, Witkin H. Studies in space orientation. II. Perception of the upright with displaced visual fields and with body tilted. *Journal of Experimental Psychology*. 1948;38(4):455.
- .154 Witkin H, Asch S. Studies in space orientation. III. Perception of the upright in the absence of a visual field. *Journal of Experimental Psychology*. 1948;38(5):603.
- .155 Witkin HA, Asch SE. Studies in space orientation. IV. Further experiments on perception of the upright with displaced visual fields. *Journal of Experimental Psychology*. 1948;38(6):762.
- .156 FRIEDMANN G. The judgement of the visual vertical and horizontal with peripheral and central vestibular lesions. *Brain*. 1970;93(2):313-28.
- .157 Held R, Dichgans J, Bauer J. Characteristics of moving visual scenes influencing spatial orientation. *Vision Research*. 1975;15(3):357-IN1.
- .158 Oppenländer K, Utz KS, Reinhart S, Keller I, Kerkhoff G, Schaadt A-K. Subliminal galvanic-vestibular stimulation recalibrates the distorted visual and tactile subjective vertical in right-sided stroke. *Neuropsychologia*. 2015;74:178-83.
- .159 Rizzo-Sierra CV, Gonzalez-Castaño A, Leon-Sarmiento FE. Galvanic vestibular stimulation: a novel modulatory countermeasure for vestibular-associated movement disorders. *Arquivos de neuro-psiquiatria*. 2014;72(1):72-7.

- .160 Goldberg J, Smith CE, Fernandez C. Relation between discharge regularity and responses to externally applied galvanic currents in vestibular nerve afferents of the squirrel monkey. *Journal of neurophysiology*.56-1236:(6)51;1984 .
- .161 Day B, Severac Cauquil A, Bartolomei L, Pastor M, Lyon I. Human body-segment tilts induced by galvanic stimulation: a vestibularly driven balance protection mechanism. *The Journal of physiology*. 1997;500(3):661-72.
- .162 Fitzpatrick RC, Wardman DL, Taylor JL. Effects of galvanic vestibular stimulation during human walking. *The Journal of Physiology*. 1999;517(3):931-9.
- .163 Mars F, Popov K, Vercher J-L. Supramodal effects of galvanic vestibular stimulation on the subjective vertical. *Neuroreport*. 2001;12(13):2991-4.
- .164 Volkening K, Kerkhoff G, Keller I. Effects of repetitive galvanic vestibular stimulation on spatial neglect and verticality perception—a randomised sham-controlled trial. *Neuropsychological rehabilitation*. 2018;28.96-1179:(7)
- .165 Keywan A, Wuehr M, Pradhan C, Jahn K. Noisy galvanic stimulation improves roll-tilt vestibular perception in healthy subjects. *Frontiers in neurology*. 2018;9:83.
- .166 Pizzamiglio L, Fasotti L, Jehkonen M, Antonucci G, Magnotti L, Boelen D, et al. The use of optokinetic stimulation in rehabilitation of the hemineglect disorder. *Cortex*. 2004;40(3):441-50.
- .167 Nakamura J, Kita Y, Yuda T, Ikuno K, Okada Y, Shomoto K. Effects of galvanic vestibular stimulation combined with physical therapy on pusher behavior in stroke patients: a case series. *NeuroRehabilitation*. 2014;35(1):31-7.
- .168 Sacco RL, Kasner SE, Broderick JP, Caplan LR, Connors J, Culebras A, et al. An updated definition of stroke for the 21st century: a statement for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke*. 2013;44(7):2064-89.
- .169 Aho K, Harmsen P, Hatano S, Marquardsen J, Smirnov VE, Strasser T. Cerebrovascular disease in the community: results of a WHO collaborative study. *Bulletin of the World Health Organization*. 1980;58(1):113.
- .170 Kunz A, Dirnagl U, Mergenthaler P. Acute pathophysiological processes after ischaemic and traumatic brain injury. *Best practice & research Clinical anaesthesiology*. 2010;24(4):495-509.
- .171 Baloh RW, Kerber K. Baloh and Honrubia's clinical neurophysiology of the vestibular system: Oxford university press; 2011.
- .172 Butt Z, Crawford P. Illness severity and depression in multiple sclerosis. *American Journal of Psychiatry*. 2004;161(8):1504.-
- .173 Jacobson GP. *Handbook of balance function testing*: Mosby Elsevier Health Science; 1993.
- .174 Ragnarsdóttir M. The concept of balance. *Physiotherapy*. 1996;82(6):368-75.
- .175 Chiari L, Bertani A, Cappello A. Classification of visual strategies in human postural control by stochastic parameters. *Human Movement Science*. 2000;19(6):817-42.
- .176 Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What is balance? *Clinical rehabilitation*. 2000;14(4):402-6.
- .177 Scinicariello AP, Eaton K, Inglis JT, Collins J. Enhancing human balance control with galvanic vestibular stimulation. *Biological cybernetics*. 2001;84(6):475-80.
- .178 Wuehr M, Decker J, Schniepp R. Noisy galvanic vestibular stimulation: an emerging treatment option for bilateral vestibulopathy. *Journal of neurology*. 2017;264(1):81-6.
- .179 Foroughan M, JAFARI Z, SHIRIN BP, GHAEM MFZ, RAHGOZAR M. Validation of mini-mental state examination (MMSE) in the elderly population of Tehran. 2008.
- .180 Gans R, Yellin M. *Assessment of vestibular function. Audiology diagnosis 2nd ed* NewYork: Thieme. 2007:560-3.
- .181 Nguyen KD, Welgampola MS, Carey JP. Test-retest reliability and age-related characteristics of the ocular and cervical vestibular evoked myogenic potential tests. *Otology & neurotology: official*

publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology. 2010;31(5):793.

.182 McCaslin DL, Jacobson GP, editors. Current role of the videonystagmography examination in the context of the multidimensional balance function test battery. *Seminars in Hearing*; 2009: © Thieme Medical Publishers.

.183 Halmagyi G, Chen L, MacDougall HG, Weber KP, McGarvie LA, Curthoys IS. The video head impulse test. *Frontiers in neurology*. 2017;8:258.

.184 Welgampola M, Colebatch J. Vestibulocollic reflexes: normal values and the effect of age. *Clinical Neurophysiology*. 2001;112(11):1971-9.

.185 Canbek J, Fulk G, Nof L, Echternach J. Test-retest reliability and construct validity of the tinetti performance-oriented mobility assessment in people with stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 2013;37(1):14-9.

.186 Tinetti ME, Williams TF, Mayewski R. Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *The American journal of medicine*. 1986;80.34-429:(3)

.187 Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J, Alexander N. Association between ankle muscle strength and limit of stability in older adults. *Age and ageing*. 2008;38(1):119-23.

.188 Halmagyi G, Curthoys I. Clinical testing of otolith function. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 1999;871(1):195-204.

.189 Rabiller G, He J-W, Nishijima Y, Wong A, Liu J. Perturbation of brain oscillations after ischemic stroke: a potential biomarker for post-stroke function and therapy. *International journal of molecular sciences*. 2015;16(10):25605-40.

.190 Schmidt L, Utz KS, Depper L, Adams M, Schaadt A-K, Reinhart S, et al. Now you feel both: galvanic vestibular stimulation induces lasting improvements in the rehabilitation of chronic tactile extinction. *Frontiers in human neuroscience*. 2013;7:90.

.191 Horak FB, Wrisley DM, Frank J. The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther*. 2009;89.

.192 Deutschländer A, Bense S, Stephan T, Schwaiger M, Dieterich M, Brandt T. Rollvection versus linearvection: comparison of brain activations in PET. *Human Brain Mapping*. 2004;21(3):143-53.

۱۴) آیا از سازمان های دیگر تامین اعتبار شده است؟ بلی خیر

نظر کمیته پژوهشی گروه:

کمیته تخصصی گروه					
نام و نام خانوادگی	عنوان	رتبه علمی	محل خدمت	رای داور	امضا

توضیحات

امضای مدیر گروه:	تاریخ:
------------------	--------



دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی

معاونت تحقیقات و فن آوری

فرم رضایت نامه آگاهانه آزمودنی

اینجانب میمنه جعفری مجری طرح تحقیقاتی "تاثیر توانبخشی ترکیبی مبتنی بر تحریکات درکی بینایی و گالوانیک دهلیزی بر عملکرد تعادلی و امواج مغزی مبتلایان به سکتة مغزی ایسکمی نیمکره راست" موارد ذیل را در قبال مشارکت و همکاری شما در این پروژه تحقیقاتی متعهد می شوم:

۱. هیچگونه آسیب و صدمه ای به سلامت جسمی، اخلاقی، روانی و حیثیت معنوی شما/فرد/افراد تحت ولایت/قیمومیت/سرپرستی شما وارد نشود.
۲. حریم خصوصی، هویت و مشخصات شخصی و خانوادگی شما/فرد/افراد تحت ولایت/قیمومیت/سرپرستی شما، مگر با رضایت شما، مصون از هرگونه تعرض و وهن باشد.
۳. اطلاعات شخصی اخذ شده از شما/فرد/افراد تحت ولایت/قیمومیت/سرپرستی شما کاملاً محرمانه بوده و کلیه تدابیر و اقدامات مقتضی جهت جلوگیری از افشا و یا انتشار آن ها (جز به منظور ارائه نتایج به صورت کلی و گروهی بدون ذکر نام و در قالب گزارش، مقاله و یا کتاب)، اتخاذ خواهد شد.
۴. هر زمان که مایل باشید می توانید از ادامه همکاری انصراف دهید.
۵. در صورت انصراف از ادامه همکاری، هیچگونه خسارت و زبانی در ارائه خدمات روتین نسبت به شما /فرد/ افراد تحت ولایت /قیمومیت/ سرپرستی شما وارد نشده و در صورت بروز، اینجانب مسئول آن خواهم بود.

نحوه همکاری:

روش انجام این تحقیق به این قرار است که: ابتدا عملکرد تعادلی، وضعیتی، درکی بینایی و فعالیت قشری در مبتلایان به سکتة مغزی نیمکره راست با استفاده از آزمون های Tinetti POMA، BESTest، وضعیت نگاری، SVV و qEEG ارزیابی می شود. سپس افراد در جلسات توانبخشی به منظور ارائه تحریکات بینایی درکی و گالوانیک دهلیزی شرکت می کنند. پس از پایان ۲۰ جلسه توانبخشی (۳ جلسه در هفته) مجدداً ارزیابی ها تکرار شده و نتیجه جلسات توانبخشی بررسی می شود.

بنابراین نحوه همکاری شما اینگونه خواهد بود که: ابتدا در جلسات ارزیابی (حداکثر ۳ جلسه) شرکت خواهید کرد. سپس تحریکات درکی بینایی و گالوانیک دهلیزی طی ۲۰ جلسه توانبخشی به شما ارائه خواهد شد. در پایان جلسات توانبخشی و ۳ ماه بعد از آن، مجدداً در جلسات ارزیابی شرکت خواهید کرد.

نام و امضای فردی که این فرم را تحویل می گیرد با ذکر تاریخ:

نام و نشانی و تلفن و امضای فرد پاسخگو به سوالات آزمودنی/ولی/قیم/سرپرست او:

نشانی مجری: تهران، اوین، بلوار دانشجو، بن بست کودکیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، گروه شنوایی شناسی

شماره تلفن مجری: ۰۹۱۲۲۵۲۶۳۲۶ امضا مجری طرح:

من مفاد این فرم رضایت را مطالعه کردن و مطالب آن برایم تفهیم شد؛ بنابراین شرکت داوطلبانه خود/فرد/ افراد تحت ولایت/قیمومیت/ سرپرستی خود را در این تحقیق به عنوان آزمودنی اعلام می دارم.

نام و نام خانوادگی آزمودنی/ولی/قیم/سرپرست آزمودنی:

امضا آزمودنی/ولی/قیم/سرپرست آزمودنی:

پیوست ۲. پرسشنامه اطلاعات اولیه دموگرافیک

نام و نام خانوادگی:	تاریخ:
جنسیت:	سن:
قد:	وزن:

میزان تحصیلات: شغل:

زمان ابتلا به سکته مغزی: نوع سکته مغزی:

مناطق درگیر در سکته مغزی (بر اساس نتایج MRI):

.....

.....

بیماریهای همراه: نام داروهای تجویز شده

.....:

آیا تحت عمل جراحی قرار گرفته اید: نوع جراحی:

.....

آیا تحت درمان توانبخشی هستید؟ نوع توانبخشی:

آیا مشکل بینایی دارید؟ نمره عینک:

۱- سطح اتکا

- (۳) طبیعی: هر دو پا سطح اتکایی طبیعی، بدون تغییر شکل یا درد دارند.
- (۲) یک پا تغییر شکل یا درد دارد.
- (۱) هر دو پا تغییر شکل یا درد دارند.
- (۰) هر دو پا تغییر شکل و درد دارند.

۲- راستای مرکز ثقل

- (۳) راستای طبیعی قدامی خلفی و داخلی خارجی مرکز ثقل و راستای وضعی قطعه ای طبیعی
- (۲) راستای غیرطبیعی قدامی خلفی یا داخلی خارجی مرکز ثقل یا راستای وضعی قطعه ای غیر طبیعی
- (۱) راستای غیرطبیعی قدامی خلفی یا داخلی خارجی مرکز ثقل و راستای وضعی قطعه ای غیرطبیعی
- (۰) راستای غیرطبیعی قدامی خلفی و داخلی خارجی مرکز ثقل

۳- قدرت و دامنه مچ پا

- (۳) طبیعی: قادر به ایستادن روی انگشتان پا با حداکثر ارتفاع و ایستادن روی پاشنه در حالی که پنجه پا ها بالا باشد
- (۲) نقص در یکی از پاها در عضلات خم کننده یا بازکننده مچ پا (یعنی کمتر از حداکثر ارتفاع)
- (۱) نقص در دو گروه از عضلات مچ پا (برای مثال خم کننده های هر دو مچ پا یا خم کننده ها و بازکننده های یک پا)
- (۰) نقص درخم کننده ها و بازکننده های هر دو مچ پای چپ و راست (یعنی کمتر از حداکثر ارتفاع)

۴- قدرت طرفی ران/تنه

- (۳) طبیعی: هر دو ران را برای بلند کردن پا از زمین به مدت ۱۰ ثانیه دور می کند، در حالی که تنه را عمودی نگه می دارد
- (۲) خفیف: هر دو ران را برای بلند کردن پا از زمین به مدت ۱۰ ثانیه دور می کند، اما بدون حفظ وضعیت عمودی تنه
- (۱) متوسط: فقط یکی از ران ها را برای بلند کردن پا از زمین به مدت ۱۰ ثانیه دور می کند، با تنه عمودی
- (۰) شدید: نمی تواند هیچ یک از ران ها را برای بلند کردن پا از زمین به مدت ۱۰ ثانیه دور کند، با یا بدون بدون تنه عمودی

۵- نشستن بر روی زمین و برخاستن (زمان / ثانیه)

- (۳) طبیعی: به طور مستقل بر روی زمین می نشیند و برمی خیزد.
(۲) خفیف: برای نشستن بر روی زمین یا برخاستن، از یک صندلی استفاده می کند.
(۱) متوسط: برای نشستن بر روی زمین و برخاستن، از یک صندلی استفاده می کند.
(۰) شدید: حتی با وجود یک صندلی نمی تواند بر روی زمین بنشیند یا برخیزد، یا از انجام این کار اجتناب می کند.

(ب) محدوده های ثبات بخش II: نمره ۲۱/

۶- نشستن عمودی و مایل شدن به طرفین

مایل شدن به:

چپ راست

(۳) (۳) حداکثر مایل شدن؛ فرد قسمت بالایی شانه هایش را فراتر از خط وسط بدن حرکت می دهد، بسیار باثبات است

(۲) (۲) مایل شدن متوسط، فرد قسمت بالایی شانه اش را به خط وسط نزدیک می کند یا کمی بی ثبات است

(۱) (۱) خیلی کم مایل شدن، یا بی ثباتی قابل توجه

(۰) (۰) مایل نشدن یا افتادن (از محدوده ثبات خارج می شود)

(۳) (۳) برگشت به حالت عمودی با کمی کمک یا بدون گذشتن از حالت عمودی

(۲) (۲) نرسیدن به حالت عمودی یا گذشتن از آن به میزان قابل توجه و لی سرانجام برگشت به حالت عمودی

(۱) (۱) ناتوانی در برگشت به حالت عمودی

(۰) (۰) با بستن چشم ها می افتد

۷- دراز کردن عملکردی دست به سمت جلو

(۳) حداکثر تا محدوده ثبات: $32 >$ سانتی متر

(۲) متوسط: $32-5/16$ سانتی متر

(۱) ضعیف: $5/16 <$ سانتی متر

(۰) مایل شدن به حدی که قابل اندازه گیری نیست - یا باید فرد را گرفت

۸- دراز کردن دست از پهلو (فاصله ی که به آن دست می یابد به سانتی متر)

(۳) حداکثر تا محدوده ثبات: $5/25 >$ سانتی متر

(۲) متوسط: $10-5/25$ سانتی متر

(۱) ضعیف: 10 سانتی متر

(۰) مایل شدن به حدی که قابل اندازه گیری نیست-یا باید فرد را گرفت

بخش III: نمره/۱۸

ج) تغییر وضعیت - تنظیمات وضعی مبتنی بر پیش بینی

۹- نشسته به ایستاده

(۳) طبیعی: بدون استفاده از دست ها برمی خیزد و تعادل خود را به طور مستقل حفظ می کند

(۲) در اولین تلاش با کمک گرفتن از دست ها برمی خیزد

(۱) بعد از چند بار تلاش برمی خیزد، یا نیاز به حداقل کمک برای ایستادن یا تثبیت بدن دارد، یا نیاز به تماس

پشت پا با صندلی دارد

(۰) برای ایستادن به کمک متوسط یا حداکثر نیاز دارد

۱۰- بلند شدن روی پنجه های پا

(۳) طبیعی: تا ۳ ثانیه با ارتفاع خوبی تعادل دارد

(۲) پاشنه ها را بلند می کند ولی نه در دامنه کامل (کمتر از وقتی که دست های او گرفته شود و نیاز به حفظ

تعادل نداشته باشد) یا بی ثباتی جزئی و نگذاشتن برای ۳ ثانیه

(۱) وضعیت را کمتر از ۳ ثانیه نگه می دارد

(۰) قادر نبودن

۱۱- ایستادن روی یک پا

چپ (زمان به ثانیه)

راست (زمان به ثانیه)

(۳) طبیعی: با ثبات (>۲۰ ثانیه)

(۳) طبیعی: با ثبات (>۲۰ ثانیه)

(۲) حرکت تنه یا ۱۰-۲۰ ثانیه

(۲) حرکت تنه یا ۱۰-۲۰ ثانیه

(۱) ۲ تا ۱۰ ثانیه می ایستد

(۱) ۲ تا ۱۰ ثانیه می ایستد

(۰) قادر نبودن

(۰) قادر نبودن

۱۲- تماس متناوب با پله

(۳) طبیعی: به طور مستقل و ایمن می ایستد و در کمتر از ۱۰ ثانیه، ۸ بار پا را روی پله می گذارد

(۲) ۸ بار پا را روی پله می گذارد (۱۰ تا ۲۰ ثانیه) و/یا بی ثباتی نشان می دهد مثل قرارگیری نامناسب پاها،

حرکت بیش از حد تنه، تردید یا حرکت ناموزون

(۱) کمتر از ۸ بار پا را روی پله می گذارد، بدون کمترین کمک (یعنی وسیله کمکی)، >۲۰ ثانیه برای ۸ تکرار

(۰) کمتر از ۸ بار پا را روی پله می گذارد، حتی با استفاده از وسیله کمکی

۱۳- بالا بردن دست در حالت ایستاده

(۳) طبیعی: با ثبات می ماند

(۲) نوسان قابل مشاهده

- (۱) برای کسب مجدد تعادل قدم برمی دارد/ قادر به حرکت سریع بدون برهم خوردن تعادل نمی باشد
 (۰) قادر نبودن، یا نیاز به کمک برای ایجاد ثبات
 (د) پاسخ های وضعی واکنشی بخش ۱۷: نمره/۱۸

۱۴- پاسخ در جا- به جلو

- (۳) ثبات را با مچ پا ها به دست می آورد، بدون حرکات اضافه در بازوها یا ران ها
 (۲) ثبات را با حرکت بازو یا ران به دست می آورد
 (۱) برای بدست آوردن ثبات، یک قدم برمی دارد
 (۰) اگر گرفته نشود به زمین می افتد یا نیاز به کمک دارد یا تلاش نخواهد کرد

۱۵- پاسخ در جا- به عقب

- (۳) ثبات را با مچ پا ها به دست می آورد، بدون حرکات اضافه در بازوها یا ران ها
 (۲) ثبات را با حرکت بازو یا ران به دست می آورد
 (۱) برای بدست آوردن ثبات، یک قدم برمی دارد
 (۰) اگر گرفته نشود به زمین می افتد یا نیاز به کمک دارد یا تلاش نخواهد کرد

۱۶- اصلاح جبرانی با قدم برداشتن به جلو

- (۳) با یک قدم بلند تعادلش را به طور مستقل به دست می آورد (اجازه دارد برای برقراری مجدد تعادل، قدم دوم را بردارد)
 (۲) برای به دست آوردن تعادل، بیش از یک قدم لازم است، ولیبه طور مستقل ثباتش را به دست می آورد یا یک قدم بدون تعادل برمی دارد
 (۱) برای به دست آوردن تعادل، چند قدم برمی دارد، یا برای جلوگیری از افتادن نیاز به حداقل کمک دارد
 (۰) هیچ قدمی بر نمی دارد، یا اگر نگه داشته نشود زمین خواهد خورد، یا خود به خود زمین می خورد

۱۷- اصلاح جبرانی با قدم برداشتن - به عقب

- (۳) با یک قدم بلند تعادلش را به طور مستقل به دست می آورد
 (۲) بیش از یک قدم برمی دارد ولی با ثبات و تعادلش را به طور مستقل به دست می آورد یا یک قدم بدون تعادل برمی دارد
 (۱) برای به دست آوردن تعادل چندین قدم برمی دارد، یا به حداقل کمک نیاز دارد
 (۰) هیچ قدمی بر نمی دارد، یا اگر نگه داشته نشود زمین خواهد خورد، یا خود به خود زمین می خورد

۱۸- اصلاح جبرانی با قدم برداشتن - به پهلو

چپ

(۳) تعادلش را به طور مستقل با یک قدم با طول یا عرض طبیعی به دست می آورد (قدم طرفی یا متقاطع مورد قبول است)

(۲) چندین قدم برمی دارد ولی به طور مستقل تعادلش را به دست می آورد

(۱) قدم بر می دارد ولی برای جلوگیری از زمین خوردن به کمک نیاز دارد

(۰) زمین می خورد، یا نمی تواند قدم بردارد

راست

(۳) تعادلش را به طور مستقل با یک قدم با طول یا عرض طبیعی به دست می آورد (قدم طرفییا متقاطع مورد قبول است)

(۲) چندین قدم برمی دارد ولی به طور مستقل تعادلش را به دست می آورد

(۱) قدم بر می دارد ولی برای جلوگیری از زمین خوردن به کمک نیاز دارد

(۰) زمین می خورد، یا نمی تواند قدم بردارد

بخش ۷: نمره/۱۵

(۵) جهت یابی حسی

۱۹- یکپارچگی حسی برای تعادل (آزمون های بالینی اصلاح شده برای یکپارچگی حسی تعادل)

الف) چشم‌ها باز، سطح سفت (ب) چشم‌ها باز، سطح سفت (ج) چشم‌ها باز، سطح فوم (د) چشم باز، سطح فوم

(۳) ۳۰ ثانیه با ثبات (۳) ۳۰ ثانیه با ثبات (۳) ۳۰ ثانیه با ثبات

(۲) ۳۰ ثانیه بی ثبات (۲) ۳۰ ثانیه بی ثبات (۲) ۳۰ ثانیه بی ثبات

(۱) کمتر از ۳۰ ثانیه (۱) کمتر از ۳۰ ثانیه (۱) کمتر از ۳۰ ثانیه

(۰) قادر نبودن (۰) قادر نبودن (۰) قادر نبودن

۲۰- سطح شیب‌دار- چشم‌ها بسته

انگشتان پا به سمت بالا

(۳) به طور مستقل، با ثبات و بدون نوسان بیش از حد، ۳۰ ثانیه در این وضعیت می ایستد، و راستای عمودی بدن خود را در برابر جاذبه حفظ می کند

(۲) به طور مستقل ۳۰ ثانیه و با نوسان های بیشتر از قسمت ۱۹- ب می ایستد یا خود را با سطح هم راستا می کند

(۱) احتیاج دارد به عنوان کمک چیزی را لمس کند یا بدون کمک ۱۰ تا ۲۰ ثانیه می ایستد

(۰) قادر به ایستادن بیش از ۱۰ ثانیه نیست یا برای ایستادن مستقل تلاش نخواهد کرد

(و) ثبات درراه رفتن بخش VI: نمره/۲۱

۲۱- راه رفتن صاف

- (۳) طبیعی: ۶ متر راه می رود، سرعت خوب $5/5 \leq$ ثانیه)، بدون شواهدی از عدم تعادل
- (۲) خفیف: ۶ متر، سرعت آهسته تر (بیش از $5/5$ ثانیه)، بدون شواهدی از عدم تعادل
- (۱) متوسط: ۶ متر راه می رود، شواهدی از عدم تعادل (با سطح اتکای عریض، حرکات طرفی تنه، ثابت نبودن مسیر قدم برداشتن با سرعت دلخواه
- (۰) شدید: نمی تواند بدون کمک ۶ متر راه برود یا انحراف شدید درراه رفتن و یا عدم تعادل شدید

۲۲- تغییر در سرعت راه رفتن

- (۳) طبیعی: سرعت راه رفتن را بدون برهم خوردن تعادلش به طور قابل توجهی تغییر می دهد
- (۲) خفیف: قادر به تغییر سرعت راه رفتن بدون اختلال تعادل نیست
- (۱) متوسط: سرعت راه رفتن را تغییر می دهد ولی با نشانه هایی از عدم تعادل
- (۰) شدید: قادر به تغییر قابل توجه سرعت نیست و نشانه هایی از عدم تعادل دارد

۲۳- راه رفتن با چرخش سر- در سطح افقی

- (۳) طبیعی: چرخش سر را بدون تغییر در سرعت راه رفتن و با تعادل خوب انجام می دهد
- (۲) خفیف: چرخش سر را به نرمی و با کاهش سرعت راه رفتن انجام می دهد
- (۱) متوسط: چرخش سر را با اختلال تعادل انجام می دهد
- (۰) شدید: چرخش سر را با کاهش سرعت و اختلال تعادل انجام می دهد و یا در حین راه رفتن سرش را در دامنه موجود حرکت نخواهد داد

۲۴- راه رفتن با چرخش محوری

- (۳) طبیعی: با پاهای نزدیک به هم می چرخد، سریع ($3 \leq$ قدم) با تعادل خوب
- (۲) خفیف: با پاهای نزدیک به هم می چرخد، آهسته $4 \geq$ قدم) با تعادل خوب
- (۱) متوسط: با پاهای نزدیک به هم و با هر سرعتی می چرخد ولی با نشانه های خفیف عدم تعادل
- (۰) شدید: با پاهای نزدیک به هم نمی تواند با هیچ سرعتی بچرخد و عدم تعادل قابل توجهی دارد

۲۵- رد شدن از روی موانع زمان: ثانیه

- (۳) طبیعی: قادر است بدون تغییر سرعت و با تعادل خوب از روی دو جعبه کفش به هم متصل شده رد شود

(۲) خفیف: از روی دو جعبه کفش به هم متصل شده با تعادل خوب رد می شود ولی سرعتش را کم می کند
(۱) متوسط: از روی جعبه های کفش با اختلال تعادل یا تماس با جعبه رد می شود
(۰) شدید: نمی تواند از روی جعبه های کفش رد شود و با اختلال تعادل سرعتش را کم می کند یا با کمک هم نمی تواند این کار را انجام بدهد.

۲۶- برخاستن و رفتن زمان گیری شده (زمان / ثانیه)

(۳) طبیعی: سریع (< 11 ثانیه) و با تعادل خوب

(۲) خفیف: آهسته (> 11 ثانیه) با تعادل خوب

(۱) متوسط: سریع (> 11 ثانیه) با عدم تعادل

(۰) شدید: آهسته (> 11 ثانیه) و با عدم تعادل

۲۷- برخاستن و رفتن زمان گیری شده همراه با فعالیت دوگانه (زمان / ثانیه)

(۳) طبیعی: هیچ تغییر محسوسی در سرعت یا دقت شمارش معکوس در حین نشستن و برخاستن ایجاد نمی شود و سرعت راه رفتن تغییر نمی کند

(۲) خفیف: آهسته شدن، تردید و یا اشتباه محسوس در شمارش معکوس یا کاهش سرعت راه رفتن (10% در هنگام تکلیف دوگانه)

(۱) متوسط: هم بر روی فعالیت شناختیو هم آهسته شدن راه رفتن ($10\% >$) در هنگام تکلیف دوگانه تأثیر دارد

(۰) شدید: نمی تواند در حین راه رفتن، به طور معکوس بشمارد یا وقتی حرف می زند می ایستد

پیوست ۴. پرسشنامه فارسی ارزیابی انجام حرکت هدف دار تینتی (POMA)

تکلیف	توصیف تعادل	گزینه ها	نمره
۱- تعادل نشستن	• کج نشستن یا سر خوردن از روی صندلی	= ۰	۱
	• باثبات، ایمن	= ۱	
۲- بلند شدن از صندلی	• بدون کمک نمی تواند.	= ۰	۱
	• باکمک دستها می تواند.	= ۱	
	• بدون استفاده از دستها می تواند.	= ۲	
۳- تلاش برای بلند شدن از صندلی	• بدون کمک نمی تواند.	= ۰	۱
	• با بیش از یک بار تلاش کردن می تواند.	= ۱	
	• با یک بار تلاش کردن می تواند بلند شود.	= ۲	
۴- تعادل آنی ایستادن در ۵ ثانیه اول (از لحظه بلند شدن از حالت نشسته روی صندلی)	• بی ثبات (تلوتلو می خورد، پاها را جابجا می کند، نوسان ندارد).	= ۰	۱
	• با ثبات ولی با کمک گرفتن از واکر یا تکیه گاه دیگر	= ۱	
	• باثبات، بدون کمک گرفتن از واکر یا تکیه گاه دیگر	= ۲	
۵- تعادل ایستادن	• بی ثبات	= ۰	۱
	• با ثبات ولی با پاهای باز (سمت داخلی پاشنه بیش از ۱۰ سانتی متر از هم فاصله دارند) و از عصا یا تکیه گاه دیگر کمک می گیرد.	= ۱	
	• ایستادن با پاهای نزدیک به هم و بدون تکیه گاه	= ۲	

♦ =	• شروع به افتادن می کند	• ۶- هل دادن
۱ =	• تلوتلو می خورد، تلاش می کند تا دست خود را جایی بگیرد، بدن خود را می گیرد (خودش را جمع وجور می کند و یا پاهای خودش را می گیرد).	• (فرد در وضعیت با پاهای حتی الامکان نزدیک به هم می ایستد و در این حالت آزمونگر، با کف دست جناغ سینه ی فرد را ۳ بار به آرامی فشار می دهد).
۲ =	• با ثبات	
• =	• بی ثبات	• ۷- باچشمان بسته (فرد در وضعیت با پاهای حتی الامکان نزدیک به هم می ایستد)
۱ =	• با ثبات	
• =	• با گامهای ناپیوسته	• ۸- چرخیدن ۳۶۰ درجه
۱ =	• با گامهای پیوسته	
• =	• بدون ثبات (چنگ میزند، تلو تلو میخورد).	
۱ =	• با ثبات	
• =	• به طور ایمن نمی نشینند (فاصله را درست تشخیص نمی دهد، روی صندلی می افتد).	• ۹- نشستن (از حالت ایستاده)
۱ =	• از دستها استفاده می کند یا به راحتی و نرمی نمی نشیند.	
۲ =	• به طور ایمن و به راحتی می نشیند.	

نمره ی تعادل

تکلیف	توصیف راه رفتن	گزینه ها	نمره
۱۰- شروع راه رفتن (بلافاصله بعد از شنیدن "برو")	<ul style="list-style-type: none"> • هر نوع درنگ (وقفه) یا چندین بار تلاش جهت شروع راه رفتن • بی درنگ (بدون وقفه) 	<ul style="list-style-type: none"> • = • = 	
۱۱- طول و ارتفاع گام	<ul style="list-style-type: none"> • حین راه رفتن پای راست متحرک (پایی که روی زمین قرار ندارد) جلوی پای چپ ثابت (پایی که روی زمین قرار دارد) در طول گام برداشتن قرار می گیرد پای راست متحرک جلوتر از پای چپ ثابت قرار نمی گیرد. • پای راست جلوی پای چپ ثابت، قرار می گیرد. • پای راست به طور کامل در طول گام برداشتن از زمین بلند نمی شود. پای راست جلوتر از پای چپ واقع می شود. • پای راست به طور کامل از زمین بلند می شود. • پای چپ متحرک جلوی پای راست ثابت در طول گام برداشتن قرار نمی گیرد. • پای چپ جلوی پای راست قرار می گیرد. • پای چپ به طور کامل در طول گام برداشتن از زمین بلند نمی شود. • پای چپ به طور کامل از زمین بلند می شود. 	<ul style="list-style-type: none"> • = • = • = • = • = • = • = 	
۱۲- تقارن گام ها	<ul style="list-style-type: none"> • طول گام های راست و چپ برابر نیست (بر اساس تخمین) • طول گام های راست و چپ برابر به نظر می 	<ul style="list-style-type: none"> • = • = 	

رسد.

•	توقف یا عدم پیوستگی گام ها	•	۱۳- پیوستگی گام ها
•	گام ها پیوسته به نظر می رسد.	•	
•	انحراف چشمگیر از مسیر حرکت	•	۱۴- مسیر حرکت (تخمین زده شده نسبت به کاشی های کف زمین با قطر ۳۰/۴۸ سانتی متر؛ حرکت یک پا را در طول مسیر ۳۰/۴۸ متر مشاهده کنید)
•	انحراف خفیف/متوسط از مسیر حرکت یا استفاده از وسایل کمکی راه رفتن	•	
•	حرکت در مسیر مستقیم بدون وسیله کمکی راه رفتن	•	
•	نوسان چشمگیر تنه یا استفاده از وسایل کمکی راه رفتن	•	۱۵- وضعیت تنه حین راه رفتن
•	بدون نوسان تنه ولی با خم شدن زانوها یا تنه یادور شدن بازوها از هم حین راه رفتن	•	
•	بدون نوسان تنه، بدون خم شدن، بدون دور شدن بازوها از هم و بدون استفاده از وسایل کمکی راه رفتن	•	
•	پاشنه ها جدا از هم	•	۱۶- وضعیت راه رفتن (فاصله ی پاها حین راه رفتن)
•	پاشنه ها تقریبا مماس با هم حین راه رفتن	•	

نمره راه رفتن

نمره راه رفتن + نمره تعادل