

Evaluation of Neural Response Quality Based on Balanceable Region and Reaction Time

Mahdie Pourjafari, Mohammadhadi Honarvar*

Biomechanics and Movement Systems Laboratory, Faculty of Mechanical Engineering, Yazd University,
Yazd, Iran
hadihonarvar@yazd.ac.ir

ABSTRACT

Maintaining upright stability is challenging because of the body's inherent dynamic instability, particularly among older adults, where neural decline increases fall risk. This study evaluates neural response quality in balance control by analyzing balanceable regions and reaction times. Using a single inverted pendulum model in the sagittal plane, mechanical, experimental, and real balanceable regions were calculated for seven healthy young adults (mean age: 24 ± 2.56 years; 4 females, 3 males). Reaction time tests (visual, auditory, tactile) used LED, buzzer, and piezoelectric stimuli, while an out-of-balance experiment applied sudden perturbations near the center of mass. Data were recorded via a force plate (600 Hz) and cameras (125 Hz). Results showed auditory reaction times (144–186 ms) were shorter than visual (188–260 ms) and tactile (153–238 ms). Experimental-to-mechanical and real-to-mechanical balanceable region ratios ranged from 41–74% and 42–91%, respectively. The model was validated with experimental data, confirming that reaction time significantly reduces balanceable regions, with males responding ~ 10 ms faster than females. These findings enable personalized rehabilitation programs, sports training optimization, and early neurological disorder detection.

KEYWORDS

Balanceable region, Reaction time, Inverted pendulum model, Upright stability, Neural response.

1. Introduction

The human body's mass distribution, with over half concentrated in the upper third and a small foot base relative to height, renders it dynamically unstable during standing or locomotion, necessitating active central nervous system control. Maintaining upright stability is critical, yet age-related declines in neural and mechanical systems increase fall risks, particularly in individuals over 65, with one-third experiencing at least one fall annually [1]. In Canada, approximately 1.4 million falls occur yearly among older adults, a number projected to rise with an aging population from 4 million in 2005 to over 9 million by 2036 [2]. Falls are a leading cause of injury and mortality in this demographic, underscoring the need to understand balance control mechanisms. Traditional balance assessment relied on the horizontal projection of the center of mass (CoM) within the base of support (BoS) [3]. In 1997, Pai and Patton introduced CoM velocity's role in dynamic balance, leading to the concept of the balanceable region and stability margin [4]. However, the stability margin may provide misleading values in critical conditions [5]. The balanceable region defines the state space where balance can be maintained, influenced by reaction time, which reflects neural delays in response to perturbations [6]. Prior studies, including our previous work [7], often estimated reaction times indirectly or focused on limited experimental setups, lacking comprehensive direct measurements. This study bridges those gaps by integrating direct reaction time tests and out-of-balance experiments to comprehensively assess neural response quality in postural stability.

2. Dynamic Model

The human body was modeled as a single inverted pendulum in the sagittal plane, with the body segment treated as a rigid link rotating about the ankle joint, as used by Hof [8], Pai [4], and others [9]. State variables (angle and angular velocity) form a two-dimensional state space. The equation of motion, derived from Newton's second law, is expressed as:

$$\ddot{\theta} = \frac{m_B r_{CM}}{\bar{I}_B + m_B r_{CM}^2} g \sin \theta + \frac{1}{\bar{I}_B + m_B r_{CM}^2} \tau_A \quad (1)$$

where $\bar{I}_B$ is the moment of inertia, m_B is body mass, r_{CM} is the distance from the ankle to CoM, and τ_A is ankle torque. Converted to state-space form:

$$\dot{X}_1 = \theta, \dot{X}_2 = \dot{\theta} \rightarrow \dot{X} = \begin{bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$\begin{cases} \dot{X}_1 = \dot{\theta} \\ \dot{X}_2 = a \sin X_1 + b u \end{cases} \quad (3)$$

$$a = \frac{m_B r_{CM}}{\bar{I}_B + m_B r_{CM}^2} > 0 \quad (4)$$

$$b = \frac{1}{\bar{I}_B + m_B r_{CM}^2} > 0 \quad (5)$$

3. Experiments

Seven healthy young adults (4 females, 3 males; mean age: 24 ± 2.56 years, mass: 59.24 ± 7.24 kg, height: 170.88 ± 8.92 cm) participated. Reaction time tests used an Arduino Uno with LED (visual), buzzer (auditory), and piezoelectric (tactile) stimuli, repeated ~40 times per subject. The out-of-balance experiment applied sudden perturbations via a suspended weight impacting a padded board near the CoM, with 20 trials per subject. Data were recorded using a force plate (600 Hz) and cameras (125 Hz) with six markers placed per Helen Hayes standards [7]. Reaction times were calculated as the interval between stimulus onset and response (key press for reaction tests, movement onset for perturbation).

4. Results and Discussion

Mean reaction times for all participants are summarized in Table 1. Auditory reaction times (144–186 ms) were faster than visual (188–260 ms) and tactile (153–238 ms), aligning with literature [10], [11]. Males responded ~10 ms faster than females across all modalities, consistent with prior findings [12].

Table 1. Mean of reaction time (Standard deviation)

Num	Visual (ms)	Auditory (ms)	Tactile (ms)
1	224.1(33.7)	176.7(21.4)	235.3(84.6)
2	215.3(44.7)	186.5(29.1)	201.8(34.0)
3	188.4(35.7)	144.3(28.2)	153.5(47.9)
4	197.3(27.7)	168.2(34.5)	171.2(26.0)
5	260.3(44.2)	185.2(26.2)	238.9(52.9)
6	219.0(30.3)	185.1(21.4)	186.6(27.9)
7	200.7(24.6)	180.0(34.5)	204.7(57.0)

For a subject, the mechanical balanceable region, shown in Figure 1, bounded by solid blue lines, is the largest, with the stable manifold (black dashed line) passing through the origin. The real balanceable region, derived from initial state points post-perturbation, is marked by a green line and circles, with its boundaries based on model-derived reaction times. The experimental balanceable region, defined using visual, auditory, and tactile reaction times, is smaller than the mechanical but larger than the real region. For a sample

subject, the auditory-based experimental region was 67% of the mechanical, visual-based 59%, tactile-based 65%, and real region 47%. The auditory reaction time yielded the largest experimental region, followed by tactile and visual. These ratios, calculated for all subjects, highlight the impact of reaction time on balance control.

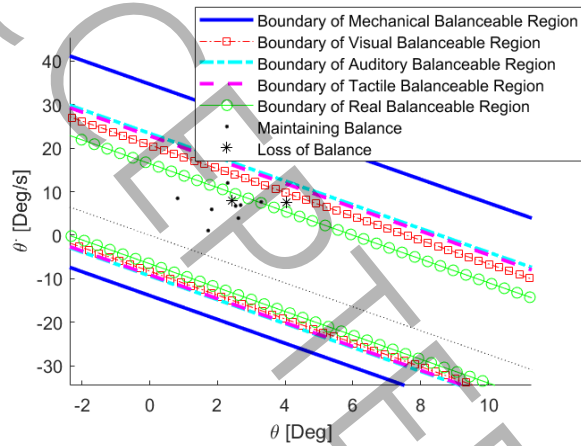


Figure 1. The mechanical, real and experimental balanceable region based on visual, auditory and tactile reaction times.

Across participants, the experimental-to-mechanical and real-to-mechanical ratios ranged from 41–74% and 42–91%, respectively. These results confirm that neural latency, represented by reaction time, substantially limits balanceable region. Gender differences suggest stronger motor responses in males [12]. The real-to-mechanical region ratio varied due to individual differences in ankle torque and neural coordination. Compared to our prior study [7], which estimated reaction times (38–273 ms) indirectly and focused on real balanceable regions, this work introduces direct reaction time measurements, experimental region definitions, and gender analysis, enhancing model accuracy and practical applicability.

5. Conclusions

This study integrates direct measurements of visual, auditory, and tactile reaction times with out-of-balance experiments to evaluate neural response quality in upright stability. The single inverted pendulum model effectively represented human balance behavior, demonstrating that longer reaction times significantly reduce the balanceable region. Auditory reaction times were fastest, followed by tactile and visual. Males responded about 10 ms faster than females. Ratios of experimental and real balanceable regions to mechanical balanceable regions (41–74% and 42–91%, respectively) highlight neural limitations' impact on stability. These insights contribute to the development of personalized rehabilitation strategies, athletic

performance enhancement, and early detection of neurological disorders.

6. References

- [1] World Health Organization, "Global Report on Falls Prevention in Older Age," Geneva, 2008.
- [2] Human Resources and Skills Development Canada, "Population aging," 2010. [Online]. Available: http://www.hrsdc.gc.ca/eng/publications_research/research/categories/population_aging_e/madrid/page04.shtml.
- [3] D. Winter, "Human balance and posture control during standing and walking," *Gait Posture*, vol. 3, no. 4, pp. 193–214, Dec. 1995, doi: 10.1016/0966-6362(96)82849-9.
- [4] Y. C. Pai and J. Patton, "Center of mass velocity-position predictions for balance control," *J. Biomech.*, vol. 30, no. 4, pp. 347–354, Apr. 1997, doi: 10.1016/S0021-9290(96)00165-0.
- [5] M. H. Honarvar and M. Nakashima, "A new measure for upright stability," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 2, pp. 560–567, Jan. 2014, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2013.09.028.
- [6] S. Parsa, M. K. Vaez Mosavi, and J. Bagherli, "Comparing Peripheral Vision, Simple Reaction Time, and Choice Reaction Time between Expert and Novice Drivers," *Mot. Behav.*, vol. 15, no. 52, pp. 43–68, 2023, doi: 10.22089/MBJ.2022.11780.2005.
- [7] M. Pourjafari and M. H. Honarvar, "Identification of the balanceable region in state space: Analysis of reaction time in out-of-upright stability experiments," *Iran. J. Biomed. Eng.*, vol. 18, no. 3, pp. 251–260, 2025, doi: 10.22041/ijbme.2025.2056211.1972.
- [8] A. L. Hof and C. Curtze, "A stricter condition for standing balance after unexpected perturbations," *J. Biomech.*, vol. 49, no. 4, pp. 580–585, Feb. 2016, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2016.01.021.
- [9] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition*. John Wiley and Sons, 2009, doi: 10.1002/9780470549148.
- [10] J. Shelton and G. P. Kumar, "Comparison between Auditory and Visual Simple Reaction Times," *Neurosci. Med.*, vol. 01, no. 01, pp. 30–32, 2010, doi: 10.4236/nm.2010.11004.
- [11] R. M. Karia, T. P. Ghuntla, H. B. Mehta, P. A. Gokhale, and C. J. Shah, "Effect Of Gender Difference On Visual Reaction Time : A Study On Medical Students Of Bhavnagar Region," *IJSR J. Pharm.*, vol. 2, no. 3, pp. 452–454, 2012.
- [12] A. Jain, R. Bansal, A. Kumar, and K. Singh, "A comparative study of visual and auditory reaction times on the basis of gender and physical activity levels of medical first year students," *Int. J. Appl. Basic Med. Res.*, vol. 5, no. 2, p. 124, 2015, doi: 10.4103/2229-516X.157168.

ارزیابی کیفیت پاسخ عصبی با توجه به ناحیه تعادل‌پذیر و زمان واکنش

مهدیه پورجعفری، محمدهادی هنرور*

آزمایشگاه بیومکانیک و سیستم‌های حرکتی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران

hadihonarvar@yazd.ac.ir

چکیده

حفظ تعادل ایستاده به دلیل ناپایداری دینامیکی بدن انسان، به‌ویژه در افراد مسن، چالشی اساسی است که با افزایش سن و ضعف سیستم عصبی، خطر زمین خوردن و آسیب‌های مرتبط را افزایش می‌دهد. این پژوهش کیفیت پاسخ عصبی در کنترل تعادل را با بررسی ناحیه تعادل‌پذیر و زمان واکنش ارزیابی کرده است. با استفاده از مدل آونگ معکوس یگانه در صفحه سجیتال، ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی، تجربی و واقعی برای ۷ فرد جوان سالم (میانگین سنی ۲۴ سال، ۴ زن و ۳ مرد) محاسبه شد. آزمایش‌های زمان واکنش (دیداری، شنیداری و لمسی) با استفاده از دیود نورافشان، بازو و پیزوالکتریک و آزمایش خروج از تعادل با ضربه ناگهانی به محدوده مرکز جرم انجام گرفت. داده‌های آزمایش خروج از تعادل، با صفحه نیرو (۶۰۰ هرتز) و دوربین (۱۲۵ هرتز) ثبت شدند. نتایج نشان داد که زمان واکنش شنیداری (۱۸۶-۱۴۴ میلی‌ثانیه) کوتاه‌تر از زمان واکنش دیداری (۲۶۰-۱۸۸ میلی‌ثانیه) و لمسی (۲۳۸-۱۵۳ میلی‌ثانیه) است. نسبت ناحیه تعادل‌پذیر تجربی به مکانیکی بین ۴۱ تا ۷۴ درصد و نسبت ناحیه واقعی به مکانیکی بین ۴۲ تا ۹۱ درصد متغیر بود. مدل دینامیکی با داده‌های تجربی اعتبارسنجی شد و نشان داد که تأخیر زمانی، ناحیه تعادل‌پذیر را به‌طور قابل توجهی کاهش می‌دهد و مردان نسبت به زنان پاسخ سریعتری دارند. این یافته‌ها در طراحی برنامه‌های توان‌بخشی، بهبود عملکرد ورزشی و تشخیص زود هنگام اختلالات عصبی کاربرد دارند.

کلمات کلیدی

ناحیه تعادل‌پذیر، زمان واکنش، مدل آونگ معکوس، تعادل ایستاده، پاسخ عصبی.

بیش از نیمی از جرم بدن انسان در ثلث بالایی ارتفاع بدنش قرار دارد و کف پا نسبت به قد فرد ابعاد کوچکی دارد. این ویژگی‌ها، بدن فرد را در وضعیت ایستاده یا حین حرکاتی مانند آرام راه رفتن و دویدن، به یک سیستم دینامیکی ناپایدار تبدیل می‌کند که به کنترل فعال سیستم اعصاب مرکزی نیاز دارد. حفظ تعادل ایستاده در کنار اهداف اختصاصی حرکت، امری ضروری است و سیستم اعصاب مرکزی همواره آن را پایش و در صورت ایجاد اختلال، مداخله می‌کند. با این حال، عملکرد نادرست بدن در حفظ تعادل در مدت زمان کوتاه، می‌تواند منجر به از دست رفتن تعادل و زمین خوردن شود. عملکرد سیستم عصبی و مکانیکی، با بالا رفتن سن تضعیف می‌شود. مطالعات نشان داده‌اند که بی‌ثباتی وضعیتی در سنین بالا (+۶۵) شایع است [۱] و ریسک افتادن نیز در سنین بالاتر زیادتر است [۲، ۳]. برای مثال در یک جامعه آماری نقل شده که در افراد بالای ۶۵ سال، یک سوم آنها حداقل یک بار در سال در معرض زمین خوردن هستند [۴]. برای مثال، سالانه تقریباً ۱/۴ میلیون بار افتادن در کشور کانادا برای افراد با سن بالا رخ می‌دهد. همچنین، در همین کشور، تخمین زده شده است که تعداد افراد با سن بالا از حدود ۴ میلیون در سال ۲۰۰۵ به بیش از ۹ میلیون نفر در سال ۲۰۳۶ افزایش پیدا کند [۵]. بر اساس همین گزارش، سقوط ناشی از اختلال تعادل، یکی از علل اصلی آسیب‌دیدگی و مرگ‌ومیر در سالمندان است، بنابراین هرگونه بهبود در واکنش عصبی-عضلانی می‌تواند تأثیر قابل توجهی در کاهش این خطر داشته باشد؛ این چالش‌ها اهمیت شناخت سازوکارهای کنترل تعادل را برجسته می‌کند.

تعادل ایستاده فرد به‌طور سنتی با موقعیت تصویر افقی مرکز جرم بدن نسبت به چندضلعی تکیه‌گاهی^۱ تعریف می‌شود: اگر مرکز جرم درون چندضلعی تکیه‌گاهی باشد، تعادل برقرار است و در غیر این صورت، از دست می‌رود [۶-۹]. در سال ۱۹۹۷ نقش سرعت مرکز جرم در تعادل دینامیکی علاوه بر موقعیت آن، مطرح شد [۱۰]. این یافته با استفاده از یک حل دینامیکی روی مدل ساده آونگ معکوس یگانه صلب منجر به تعریف ناحیه تعادل‌پذیر و معیار «حاشیه پایداری» شد [۱۱]. با این حال، حاشیه پایداری همیشه با حفظ تعادل هم‌خوانی ندارد و امکان دارد برای وضعیت‌های خطرناک مقادیر گمراه‌کننده‌ای ارائه دهد [۱۲]. ناحیه تعادل‌پذیر، محدوده‌ای است که بدن فرد می‌تواند بدون از دست دادن تعادل در آن جابه‌جا شود و حاشیه پایداری نیز کوتاه‌ترین فاصله موقعیت مرکز جرم برون‌یابی شده از مرزهای ناحیه تکیه‌گاهی است.

زمانی که انسان در حالت ایستاده، با یک اغتشاش روبرو می‌شود، تلاش برای بازبانی تعادل آغاز می‌گردد. بین زمانی که اغتشاش اعمال می‌شود تا زمانی که پاسخ به آن شروع می‌شود تأخیر زمانی کوتاهی وجود دارد که به آن زمان واکنش گفته می‌شود. زمان واکنش به عواملی مانند وضعیت سلامت جسم، سلامت ذهن، دید محیطی، تمرکز، سن و جنس بستگی دارد [۱۳-۱۵]. سه نوع کلی زمان واکنش وجود دارد [۱۶، ۱۷]. در آزمایش زمان واکنش ساده^۲، فقط یک محرک و فقط یک پاسخ وجود دارد. در آزمایش زمان واکنش تشخیصی^۳، به بعضی محرک‌ها پاسخ داده می‌شود و برخی دیگر باید بدون پاسخ باقی بمانند. در آزمایش زمان واکنش انتخابی^۴، فرد پاسخی متناسب با محرک می‌دهد. زمان واکنش ساده کوتاه‌تر از زمان واکنش تشخیصی و زمان واکنش انتخابی از همه طولانی‌تر است [۱۸]. زمان واکنش به محرک‌های حسی نیز متفاوت است؛ واکنش به صدا (۱۴۰-۱۶۰ میلی‌ثانیه) سریعتر از واکنش به نور (۲۰۰-۱۸۰ میلی‌ثانیه) است [۱۹-۲۳]. در سال ۲۰۱۶، رابطه ناحیه تعادل‌پذیر با زمان واکنش مطرح شد که نشان داد تأخیر عصبی و مکانیکی، ناحیه تعادل‌پذیر را کوچکتر از ناحیه تکیه‌گاهی می‌کند [۲۴]. محققان، بدن انسان را برای تحلیل رفتار دینامیکی و بررسی تأثیر تأخیر زمان در شروع واکنش به صورت ریاضی مدل‌سازی کردند و با بهره‌گیری از مشخصات مکانیکی سیستم مدل‌شده، زیرمجموعه‌ای از فضای حالت که به نقطه مبدأ مختصات (حالت تعادل ایستاده) می‌رسند را به‌دست آوردند [۲۵]. در ادامه تحقیقات، زمان واکنش با استفاده از مدل آونگ معکوس و آزمایشی موسوم به خروج از تعادل به دست آمد که در آن کل بدن وادار به حرکت می‌شد. با تحلیل داده‌های حرکتی، مرز ناحیه تعادل‌پذیر واقعی در فضای حالت نیز تعریف شد که در واقع جابجایی زمانی مرزهای

¹ Support polygon or Base of Support (BoS)

² Simple reaction time

³ Recognition reaction time

⁴ Choice reaction time

ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی است. نسبت ناحیه تعادل‌پذیر واقعی به مکانیکی نیز در این پژوهش به دست آمد [۲۶]. تأثیر تأخیر زمانی بر کاهش ناحیه پایداری بررسی شد، اما فاقد آزمایش‌های زمان واکنش ساده بود. در مطالعاتی که تاکنون انجام شده است، تمرکز روی یکی از آزمایش‌ها بوده اما پژوهشی وجود ندارد که هردو آزمایش (خروج از تعادل و زمان واکنش دیداری، شنیداری و لمسی) از شرکت‌کنندگان گرفته شود و زمان واکنش‌های به دست آمده از هر دو آزمایش با هم مقایسه شود.

تحقیقات پیشین در زمینه تعادل ایستاده اغلب زمان واکنش را تنها از طریق آزمایش‌های ساده مانند محرک‌های دیداری یا شنیداری بررسی کرده‌اند و کمتر به آزمایش‌هایی پرداخته‌اند که کل بدن را در شرایط واقعی حرکت درگیر کند. همچنین، بسیاری از این مطالعات ناحیه تعادل‌پذیر را با استفاده از داده‌های تجربی محدود یا بدون مقایسه مستقیم انواع زمان واکنش تحلیل کرده‌اند که درک جامعی از نقش پاسخ عصبی در کنترل تعادل فراهم نمی‌کند. این پژوهش با بهره‌گیری از دو نوع آزمایش متفاوت (آزمایش زمان واکنش ساده (دیداری، شنیداری و لمسی) و آزمایش خروج از تعادل با ضربه که کل بدن را درگیر می‌کند) زمان واکنش را به چند روش محاسبه کرده و ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی، تجربی و واقعی را در فضای حالت تعریف می‌کند. ناحیه تعادل‌پذیر با بهره‌گیری از تحلیل ریاضی سیستم دینامیکی مبتنی بر مدل آونگ معکوس بدن انسان، افزودن پارامتر تأخیر زمانی در پاسخ و سپس بازسازی مینیفولدهای پایدار استخراج می‌شود. ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی بدون در نظر گرفتن زمان واکنش، ناحیه تعادل‌پذیر تجربی با در نظر گرفتن زمان واکنش فرد به محرک‌های دیداری، شنیداری و لمسی و مبتنی بر مدل و ناحیه تعادل‌پذیر واقعی با استفاده از داده‌های آزمایش خروج از تعادل به دست می‌آیند. با تطبیق ناحیه تعادل‌پذیر به دست آمده از داده آزمایش‌ها، با تحلیل دینامیکی رفتار سیستم با و بدون در نظر گرفتن تأخیر زمانی، ابتدا تحلیل دینامیکی اعتبارسنجی شده، بعد تخمین زمان تأخیر در واکنش فرد با استفاده از آزمایش‌های ذکر شده به دست می‌آید و سوم، کیفیت پاسخ عصبی فرد با استفاده از نسبت ناحیه تعادل‌پذیر واقعی به ناحیه تعادل‌پذیر صرفاً مکانیکی (یعنی با فرض عملکرد کامل کنترلی و با تأخیر زمانی صفر)، نسبت ناحیه تعادل‌پذیر واقعی به تجربی و ... ارزیابی می‌شود. این یافته‌ها در توان‌بخشی، علوم ورزشی و تشخیص زود هنگام اختلالات عصبی کاربرد دارند.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مدل دینامیکی

تغییرات حرکت مرکز جرم بدن، می‌تواند برخی اختلالات حرکتی را آشکار کند که با مشاهدات کلینیکی قابل شناسایی نیستند [۲۷]. در این پژوهش، بدن انسان به صورت مدل آونگ معکوس یگانه صلب در صفحه سهمی^۱ مدل شده است. در این مدل، بدن به جز قطعه پا به صورت جسم صلب در نظر گرفته می‌شود که حول مفصل مچ پا حرکت دورانی دارد. این مدل توسط دانشمندان برجسته این حوزه مانند هاف^۲ [۲۴، ۱۱]، پای^۳ [۲۸، ۱۰]، گرسن^۴ [۲۹]، وینتر^۵ [۳۰، ۸] و دیگر پژوهشگران (برای نمونه [۳۱-۳۳]). برای تحلیل رفتار دینامیکی بدن انسان استفاده شده است (شکل ۱). متغیرهای حالت، زاویه بین قطعه بدن و وضعیت قائم و سرعت زاویه‌ای هستند که فضای حالت دو بعدی را تشکیل می‌دهند. ترسیم آزاد نیرویی قطعه بدن در شکل ۲ نشان شده است که در آن جهت مثبت زاویه و گشتاور به صورت یکسان تعریف شده‌اند.

بر اساس قانون دوم نیوتون و طبق شکل ۲، معادله گشتاور، حول مچ پا به صورت معادله (۱) استخراج می‌شود که مدل ریاضی حرکت را توصیف می‌کند.

¹ Sagittal plane

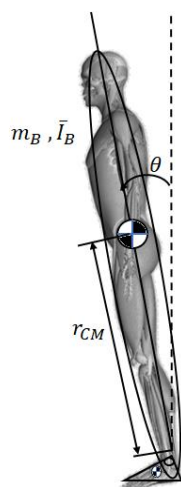
² Hof

³ Pai

⁴ Geursen

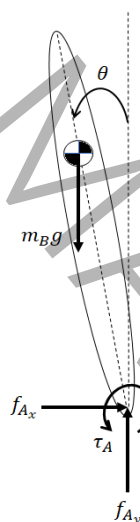
⁵ Winter

$$\ddot{\theta} = \frac{m_B r_{CM}}{\bar{I}_B + m_B r_{CM}^2} g \sin \theta + \frac{1}{\bar{I}_B + m_B r_{CM}^2} \tau_A \quad (1)$$



شکل ۱: مدل دو لینکی بدن انسان

Figure 1: Two-Link Model of the Human Body



شکل ۲: ترسیمه آزاد نیرویی قطعه بدن

Figure 2: Free-Body Diagram of the Body Segment

که m_B جرم، $\bar{I}_B$ ممان اینرسی بدن، r_{CM} فاصله مفصل مچ پا تا مرکز جرم بدن و τ_A گشتاور مچ پا در جهت خمشدگی رو به بالا^۱ است. معادله (۱) معادله دیفرانسیل از مرتبه دو است که با تبدیل به فضای حالت، به صورت معادله دیفرانسیل مرتبه ۱ در معادله (۳) بازنویسی می‌شود. متغیرهای حالت سیستم، زاویه و سرعت زاویه‌ای قطعه بدن در معادله (۲) تعریف می‌شود. ضرایب معادله حرکت طبق معادلات (۴) و (۵) همواره مقادیر مثبتی هستند. ورودی کنترلی سیستم (u)، گشتاور مچ پا در جهت خمشدگی رو به بالا است.

^۱ Dorsiflexion

$$X_1 = \theta, X_2 = \dot{\theta} \rightarrow X = \begin{bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$\begin{cases} \dot{X}_1 = \dot{\theta} \\ \dot{X}_2 = a \sin X_1 + b u \end{cases} \quad (3)$$

$$a = \frac{m_B r_{CM}^2}{I + m_B r_{CM}^2} > 0 \quad (4)$$

$$b = \frac{1}{I + m_B r_{CM}^2} > 0 \quad (5)$$

دو عامل محدودکننده ناحیه تعادل‌پذیر، محدودیت‌های مکانیکی (طول پا و قدرت میچ) و پاسخ کنترلی (تأخیر زمانی) هستند. طول محدود پا، محدوده اعمال نیرو را تعیین می‌کند و تولید گشتاور میچ وابسته به قدرت آن است. زمان پاسخ کنترلی کمتر نیز امکان بازیابی تعادل در محدوده وسیعتری را فراهم می‌کند.

۲-۲- آزمایش

برای ارزیابی کیفیت پاسخ عصبی، دو نوع آزمایش (زمان واکنش ساده و خروج از تعادل با ضربه) روی هر فرد صورت گرفته است.

۲-۲-۱- شرکت‌کنندگان و تجهیزات

۷ نفر انسان سالم (۴ زن و ۳ مرد) با میانگین (انحراف معیار) سنی (۲۵/۵۶) (۲۴/۳۷ سال، جرم (۷۲/۲۴) (۵۹/۲۴ کیلوگرم و قد (۱۷۰/۸۸ سانتی‌متر در آزمایش‌ها شرکت کردند. برای آزمایش زمان واکنش، از یک برد آردوینو^۱ از نوع uno و نرم افزار مربوطه استفاده شد. از محرک‌های دیداری (دیود نورافشان)، شنیداری (بازر^۲) و لمسی (پیزوالکتریک^۳) استفاده شد. در آزمایش خروج از تعادل، از صفحه نیرو (فرکانس داده‌برداری ۶۰۰ هرتز)، دوربین (فرکانس داده‌برداری ۱۲۵ هرتز) و ۶ عدد مارکر روی هر نفر، در موقعیت‌های مفاصل زانو، میچ^۴، ران^۵، مهره هفتم گردنی^۶، خار تهیگاهی بالایی جلویی^۷ و جناغ سینه^۸ استفاده شد. این موقعیت‌ها مطابق با استاندارد آناتومیک هلن‌هایس^۹ قرار گرفته است و در مرجع [۲۶] نیز استفاده شده است.

۲-۲-۲- آزمایش زمان واکنش

آزمایش زمان واکنش برای اندازه‌گیری پاسخ به محرک‌های دیداری، شنیداری و لمسی طراحی شد و حدود ۴۰ مرتبه برای هر فرد تکرار شد. داده‌های پرت حذف و میانگین و انحراف معیار زمان واکنش محاسبه شد. محیط آزمایش نیز با حذف عوامل حواس‌پرتی آماده شد. تمامی آزمایش‌ها با چشمان باز و با دست غالب، انجام شدند.

¹ Arduino

² Buzzer

³ Piezoelectric

⁴ Lateral femoral condyle

⁵ Lateral malleolus

⁶ Greater trochanter

⁷ Spinous process of C7

⁸ Anterior superior iliac spine (ASIS)

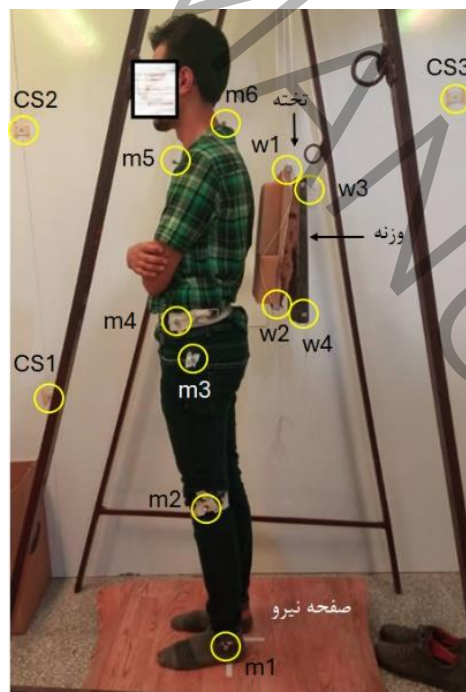
⁹ Sternum

¹⁰ Helen Hayes Marker set & Anatomic Landmarks

- محرک دیداری: دیود نورافشان به مدت ۱۰۰ میلی ثانیه روشن شد، فرد با دیدن نور، با دست غالب، کلید را فشار داد. فاصله زمانی بین روشن شدن لامپ تا فشردن کلید توسط فرد به عنوان زمان واکنش فرد، ثبت شد. فاصله زمانی بین روشن شدن لامپ به طور تصادفی بین ۱ تا ۴ ثانیه متغیر بود تا فرد نتواند از قبل پیش‌بینی کند.
- محرک شنیداری: بازر برای مدت ۱۰ میلی ثانیه صدا تولید کرد و فرد با شنیدن صدا، کلید را فشار داد. فاصله زمانی بین تولید صدا و فشردن کلید، به عنوان زمان واکنش شنیداری فرد ثبت شد. برای غیر قابل پیش‌بینی بودن آزمایش، فاصله زمانی بین تولید صدا به طور تصادفی از ۱ تا ۴ ثانیه متغیر بود.
- محرک لمسی: پیزوالکتریک روی کتف فرد قرار گرفت و ضربه‌ای غیر قابل پیش‌بینی (خارج از میدان دید) به آرامی وارد شد. زمان بین اعمال ضربه و فشردن کلید، به عنوان زمان واکنش لمسی فرد ثبت شد.

۳-۲-۲- آزمایش خروج از تعادل با ضربه

آزمایش خروج از تعادل برای محاسبه ناحیه تعادل‌پذیر واقعی طراحی شده است. برای تعیین زمان خروج از تعادل و همچنین زمان واکنش فرد، خروج از تعادل باید به صورت ناگهانی باشد. ضربه به صورت غیرمنتظره با استفاده از وزنه آویزان از نخ به تخته‌ای که با پوشش اسفنجی در پشت سر فرد قرار داشت، در ناحیه کمر تا کتف فرد اعمال شد. وزنه به صورت تصادفی در فاصله‌های زمانی متفاوت و در زوایای مختلف رها شد (۲۰ تکرار). به شرکت‌کنندگان گفته شد با اعمال تلاش کنترلی (تغییر گشتاور مچ پا) و بدون حرکت اضافی مانند برداشتن قدم، روی صفحه نیرو، تعادل خود را حفظ کنند. داده‌های سینماتیکی (موقعیت و سرعت مارکرها) و مرکز فشار با صفحه نیرو و دوربین ثبت شدند [۲۶]. موقعیت‌های نشانه‌ها در شکل ۳ نمایش داده شده است.



شکل ۳: موقعیت نشانه‌های نصب شده روی بدن فرد [۲۶]

Figure 3: Position of Markers Placed on the Subject's Body

همزمان سازی داده های دوربین و صفحه نیرو با استفاده از ضربه چکشی مجهز به نشانه بازتابی انجام می شود. روی داده نیروی صفحه نیرو، زمان قله ایجاد شده در هنگام ضربه و در داده موقعیت چکش، زمانی که پایین ترین ارتفاع را دارد ثبت شده است. با صفر کردن زمان برای هر دو داده در این لحظه، همزمان سازی رخ می دهد. داده دوربین، موقعیت هر نشانه را با دقت میلی متر استخراج می کند. زاویه هر مارکر، از معکوس تانژانت اختلاف فاصله افقی مارکرها از مچ تقسیم بر اختلاف فاصله عمودی آنها محاسبه شد. زوایای هریک از مارکرهاى مفصل زانو، لگن، خار تهیگاهی بالای جلویی^۱، قفسه سینه و مهره هفتم گردنی به ترتیب با وزن های ۰/۱، ۰/۴، ۰/۳۵، ۰/۰۷۵ و ۰/۰۷۵ وزن دهی شدند. اگر قسمتی از داده مربوط به مارکری از دست رفته بود، درون یابی و بازسازی شد. زوایای میانگین نیز از این داده بازبایی شده به دست آمدند. برای تحلیل دینامیک معکوس از مشتقات زمانی زاویه استفاده می شود. موقعیت مارکرها و در نتیجه داده زاویه و مشتقات آن، دارای خطای اندازه گیری با فرکانس بالا هستند که با پنجره گوسی متحرک^۲ با انحراف معیار ۱ فیلتر می شوند. حالت اولیه فرد بعد از وارد شدن ضربه برای محاسبه ناحیه تعادل پذیر واقعی به دست آمد.

۳- نتایج

کیفیت پاسخ عصبی با استفاده از ناحیه تعادل پذیر در فضای حالت ارزیابی شد. آزمایش خروج از تعادل با ضربه و آزمایش زمان واکنش دیداری، شنیداری و لمسی روی افراد انجام شد. داده ها برای محاسبه زمان واکنش، استخراج ناحیه تعادل پذیر (مکانیکی، تجربی و واقعی) و تحلیل نسبت نواحی استفاده شدند. داده های انسان سنجی^۳، شامل طول، جرم، مرکز جرم و شعاع ژیراسیون هر قطعه با استفاده از جدول ۱ استخراج شد. ستون چهارم و پنجم از سمت راست، نسبت مرکز جرم به طول قطعه و شعاع ژیراسیون به طول قطعه را به ترتیب می دهند.

Table 1: Ratios of Length, Mass, Center of Mass Distance, and Radius of Gyration of Each Segment to the Subject's Height and Mass

جدول ۱: نسبت طول، جرم، فاصله مرکز جرم و شعاع ژیراسیون هر قطعه به قد و جرم فرد [۳۰]

قطعه	نسبت طول قطعه به قد فرد	نسبت جرم قطعه به جرم فرد	نسبت فاصله مرکز جرم به جرم به طول قطعه	نسبت شعاع ژیراسیون به طول قطعه
ساق پا	۰/۲۴۶	۰/۰۴۶۵	۰/۵۶۷	۰/۶۴۳
ران	۰/۲۴۵	۰/۱	۰/۵۶۷	۰/۶۵۳
بالا تنه	۰/۴۷	۰/۶۷۸	۰/۳۷۴	۰/۶۲۱

بدن به چهار بخش پاها تا مچ، از مچ تا مفصل زانو، از مفصل زانو تا مفصل ران و قسمت بالاتنه تقسیم می شود. از مچ پا تا سر به عنوان یک قطعه در مدل در نظر گرفته شده است. از جدول ۱، مرکز جرم هر یک از قسمت ها و سپس مرکز جرم قطعه مچ تا سر محاسبه شد. اینرسی بدن نیز با استفاده از جرم هر قسمت و مرکز جرم آن به دست آمد.

¹ Anterior Superior Iliac Spine

² Gaussian moving window

³ Anthropometric

برای فردی با جرم ۶۲/۷۹ کیلوگرم و قد ۱۷۸ سانتی متر، فاصله مچ تا مرکز جرم شخص و اینرسی بدن در جدول ۲ ارائه شده است.

Table 2: Center of Mass, Moment of Inertia, and Coefficients of the Equation of Motion for the Sample Subject

جدول ۲: مرکز جرم، اینرسی و ضرایب معادله حرکت برای فرد نمونه

ضریب دوم معادله (b)	ضریب اول معادله (a)	ممان اینرسی	فاصله مچ تا مرکز جرم
۰/۱۲۶	۷/۵۰۳۹	۱۰/۶۷۴۵	۰/۹۹۳

حداکثر گشتاور در جهت خم شدگی رو به بالا و خم شدگی رو به پایین^۱ به ترتیب از حاصل ضرب نیروی عکس العمل زمین در فاصله پاشنه تا مچ و فاصله سر انگشت پا تا مچ پا به صورت تئوری به دست آمد. این فواصل از جداول انسان سنجی به دست می آیند. حداکثر نیروی عکس العمل زمین را می توان به صورت تجربی یا تئوری به دست آورد. در این بخش، حداکثر نیروی عکس العمل زمین، ۱/۱ برابر نیروی وزن طبق مرجع [۳۴] فرض شده است. برای فرد مورد نظر معادلات (۶) و (۷) بر این اساس محاسبه شده است:

$$u_{PF_{max}} = 0.10857 H N_{max} = 1.1716 M H = 130.945 N.m \quad (۶)$$

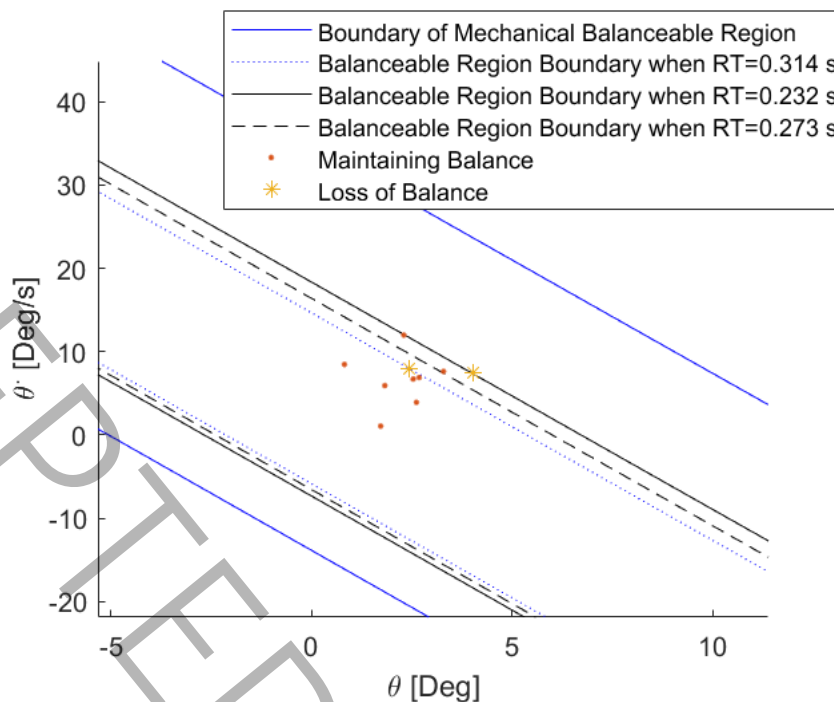
$$u_{DF_{max}} = 0.043429 H N_{max} = 0.46864 M H = 52.378 N.m \quad (۷)$$

بنابراین حداکثر گشتاور در جهت خم شدگی رو به بالا و خم شدگی رو به پایین که فرد قادر به اعمال آن است، به ترتیب، ۵۲/۳۷۸ و ۱۳۰/۹۴۵ نیوتن متر است. با توجه به جهت مثبت زاویه در مدل، تحریک می تواند بین ۵۲/۳۷۸ تا ۱۳۰/۹۴۵- نیوتن متر تغییر کند.

حالت فرد مورد نظر بعد از اتمام ضربه در چند تست استخراج شده و روی نمودار چهره فاز فرد نشان داده شده است (شکل ۴). حالتی که فرد توانسته تعادل خود را بازیابی کند با "۰" و حالتی که تعادل از دست رفته است با "*" در نمودار چهره فاز نشان داده شده است. خطی که بهترین برازش را با این نقاط دارد ترسیم می شود. این خط، همان مرز ناحیه تعادل پذیر واقعی است. در محدوده حرکات معمول انسان ها، مرز ناحیه تعادل پذیر تقریباً خطی است. مرز ناحیه تعادل پذیر واقعی به موازات مرز ناحیه تعادل پذیر مکانیکی است که از پایین ترین ستاره و بالاترین نقطه گذشته است و به ترتیب نشان دهنده بزرگترین زمان واکنش (مربوط به از دست رفتن تعادل) و کوتاه ترین زمان واکنش (مربوط به بازیابی تعادل) است و میانگین این دو به عنوان زمان واکنش فرد ارائه می شود. اگر فردی در روند آزمایش، تعادلش را از دست نداده باشد، خطی به موازات مرز ناحیه تعادل پذیر مکانیکی او که از بین دو نقطه که از همه بالاتر هستند نیز رسم می شود و با توجه به این خط، زمان واکنش فرد محاسبه می شود.

با استفاده از خط عبوری از نقاط حالات فرد بعد از اتمام ضربه، با توجه به مشخصات، حداکثر گشتاور مچ و فاصله منیفولد پایدار او با این خط، زمان واکنشی برای وی تعیین می شود. به این زمان واکنش در این متن، زمان واکنش مبتنی بر مدل و حالت اولیه فرد گفته می شود. حالات یکی از افراد بعد از اتمام ضربه، مرز ناحیه تعادل پذیر مکانیکی و خط برازش شده در شکل ۴ نمایش داده شده است. با توجه به شکل ۴، برای فرد مورد نظر، بزرگترین و کوچکترین زمان واکنش ۳۱۴ و ۲۳۲ میلی ثانیه به دست آمده است که میانگین این دو یعنی ۲۷۳ میلی ثانیه به عنوان زمان واکنش فرد ارائه می شود.

^۱ Plantarflexion



شکل ۴: حالات فرد بعد از ضربه، مرز ناحیه تعادل پذیر مکانیکی، مرز ناحیه تعادل پذیر واقعی با زمان واکنش‌های ۰/۲۳۲، ۰/۲۳۳ و ۰/۲۷۳ ثانیه

Figure 4: Subject's Postures After Impact, Boundary of the Mechanically Balanceable Region, and Boundary of the Actual Balanceable Region with Reaction Times of 0.314, 0.232, and 0.273 Seconds

۳-۲- نتایج آزمایش خروج از تعادل

جدول ۳ زمان واکنش (انحراف معیار) مبتنی بر مدل و حالات اولیه را برای افراد با فرض حداکثر نیروی عکس العمل زمین، ۱/۱ برابر نیروی وزن بر حسب میلی ثانیه نشان می‌دهد. این داده‌ها [۲۶] برای مقایسه با زمان واکنش دیداری، شنیداری و لمسی استفاده شده است.

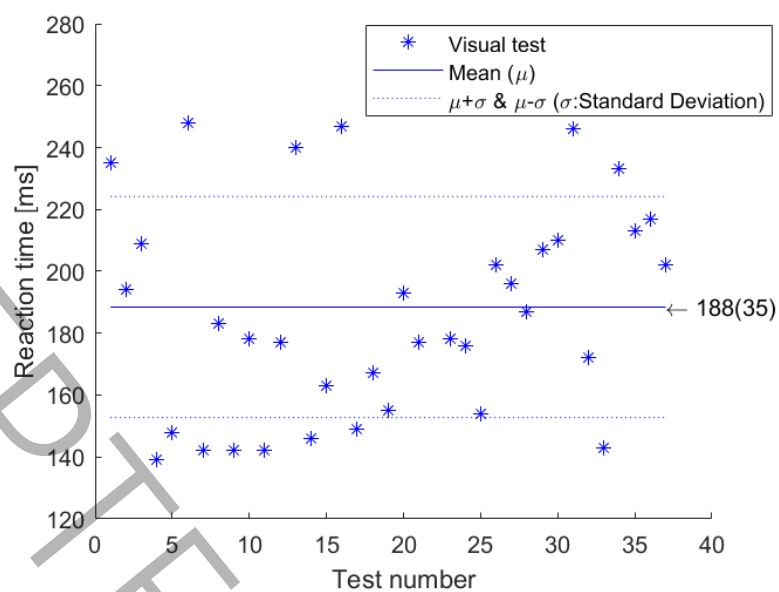
Table 3: Reaction Time (Standard Deviation) Obtained from the out-of-Balance Experiment [26]

جدول ۳: زمان واکنش (انحراف معیار) به دست آمده از آزمایش خروج از تعادل [۲۶]

فرد	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷
زمان واکنش (انحراف معیار) (میلی ثانیه)	۳۸(۳)	۱۸۳(۱۵)	۲۷۳(۴۱)	۱۳۰(۱۰)	۲۲۵(۵)	۶۵(۱۸)	۲۲۷(۳)

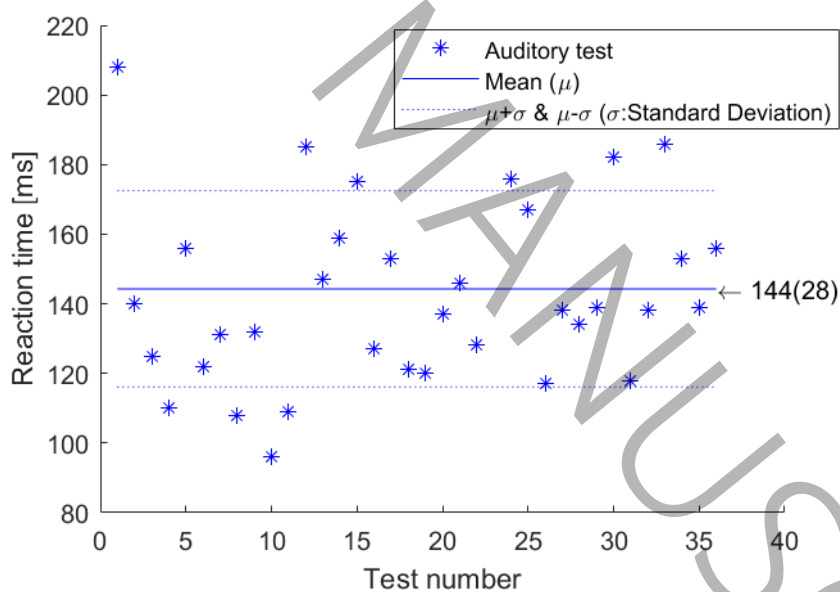
۳-۳- نتایج آزمایش زمان واکنش

شکل‌های ۵، ۶ و ۷ داده‌های آزمایش زمان واکنش دیداری، شنیداری و لمسی به همراه میانگین و انحراف معیار برای فرد مورد نظر نشان داده شده است. برای فرد مورد نظر، میانگین زمان واکنش دیداری ۱۸۸ میلی ثانیه و انحراف معیار ۳۵ میلی ثانیه، میانگین زمان واکنش شنیداری ۱۴۴ میلی ثانیه و انحراف معیار ۲۸ میلی ثانیه و میانگین زمان واکنش لمسی ۱۵۳ میلی ثانیه و انحراف معیار ۴۷ میلی ثانیه است.



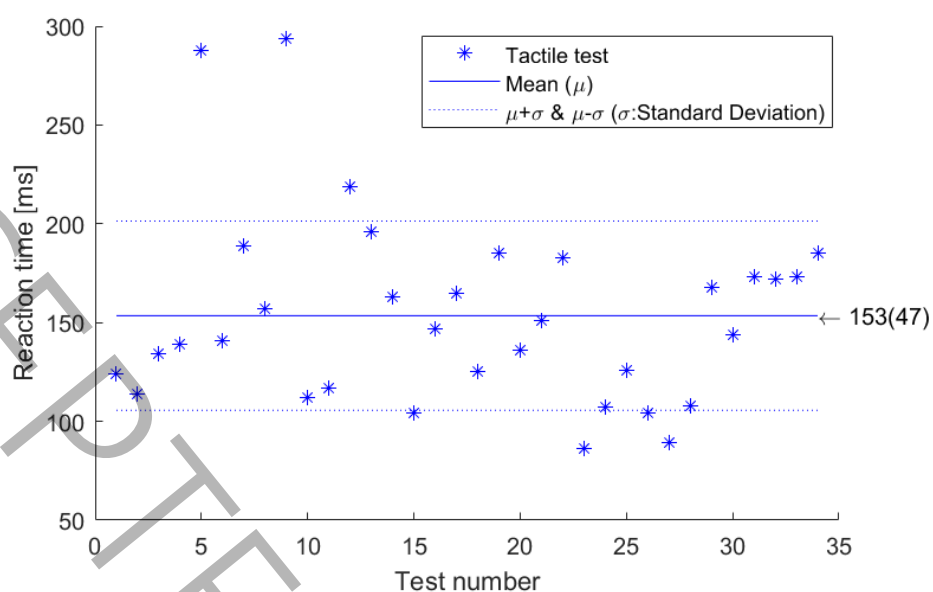
شکل ۵: آزمایش‌های زمان واکنش دیداری فرد مورد نظر

Figure 5: Visual Reaction Time Experiments of the Subject



شکل ۶: آزمایش‌های زمان واکنش شنیداری فرد مورد نظر

Figure 6: Auditory Reaction Time Experiments of the Subject



شکل ۷: آزمایش‌های زمان واکنش دیداری فرد مورد نظر

Figure 7: Visual Reaction Time Experiments of the Subject

جدول ۴، میانگین و انحراف معیار زمان واکنش دیداری، شنیداری و لمسی را برای همه افراد نشان می‌دهد.

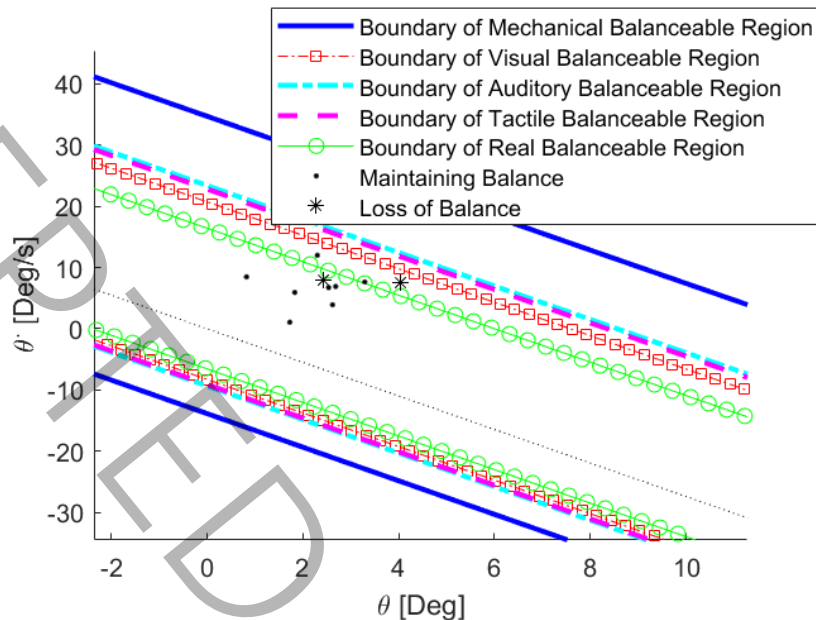
Table 4: Mean (Standard Deviation) of Visual, Auditory, and Tactile Reaction Times of Subjects in Milliseconds

جدول ۴: میانگین (انحراف معیار) زمان واکنش دیداری، شنیداری و لمسی افراد بر حسب میلی ثانیه

فرد	میانگین زمان واکنش دیداری (انحراف معیار) (میلی ثانیه)	میانگین زمان واکنش شنیداری (انحراف معیار) (میلی ثانیه)	میانگین زمان واکنش لمسی (انحراف معیار) (میلی ثانیه)
۱	۲۲۴/۱ (۳۳/۷)	۱۷۶/۷ (۲۱/۴)	۲۳۵/۳ (۸۴/۶)
۲	۲۱۵/۳ (۴۴/۷)	۱۸۶/۵ (۲۹/۱)	۲۰۱/۸ (۳۴/۰)
۳	۱۸۸/۴ (۳۵/۷)	۱۴۴/۳ (۲۸/۲)	۱۵۳/۵ (۴۷/۹)
۴	۱۹۷/۳ (۲۷/۷)	۱۶۸/۲ (۳۴/۵)	۱۷۱/۲ (۲۶/۰)
۵	۲۶۰/۳ (۴۴/۲)	۱۸۵/۲ (۲۶/۲)	۲۳۸/۹ (۵۲/۹)
۶	۲۱۹/۰ (۳۰/۳)	۱۸۵/۱ (۲۱/۴)	۱۸۶/۶ (۲۷/۹)
۷	۲۰۰/۷ (۲۴/۶)	۱۸۰/۰ (۳۴/۵)	۲۰۴/۷ (۵۷/۰)

۴-۳- ناحیه تعادل‌پذیر

برای فرد مورد نظر، مرزهای ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی، تجربی و واقعی در شکل ۸ نمایش داده شده است. مرز ناحیه تعادل‌پذیر تجربی با استفاده از زمان واکنش‌های دیداری، شنیداری و لمسی ترسیم شده است.



شکل ۸: مرز ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی، واقعی و مرز ناحیه تعادل‌پذیر تجربی با استفاده از زمان واکنش دیداری، شنیداری و لمسی

Figure 8: Boundary of the Mechanical Balanceable Region, Actual Balanceable Region, and Boundary of the Experimental Balanceable Region Using Visual, Auditory, and Tactile Reaction Times

دو خط توپر آبی رنگ، مرزهای ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی را نشان می‌دهد که ناحیه بین این دو مرز، ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی است. نقطه‌چین سیاه رنگ، منی‌فولد پایدار سیستم بدون ورودی را نشان می‌دهد که از مبدأ عبور می‌کند. مرز ناحیه تعادل‌پذیر واقعی که از گذراندن خطی از نقاط حالت اولیه فرد بعد از اتمام ضربه به دست می‌آید، با خط و دایره سبز رنگ نشان داده شده است. زمان واکنشی متناسب این خط مبتنی بر مدل به دست می‌آید. مرز پایینی ناحیه تعادل‌پذیر واقعی با استفاده از این زمان واکنش نیز رسم شده است. ناحیه بین این دو مرز، ناحیه تعادل‌پذیر واقعی را نشان می‌دهد. مرز ناحیه تعادل‌پذیر تجربی مبتنی بر مدل و با استفاده از زمان واکنشی که از آزمایش‌های دیداری، شنیداری و لمسی به دست می‌آید با خطوطی نمایش داده شده‌اند. همانطور که در شکل ۸ مشاهده می‌شود برای فرد مورد نظر، ناحیه تعادل‌پذیر واقعی کوچکتر از ناحیه تعادل‌پذیر تجربی و ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی از همه بزرگتر است. از بین مرزهایی که برای زمان واکنش تجربی در نظر گرفته شده است، مرزی که بر اساس زمان واکنش دیداری کشیده شده ناحیه تعادل‌پذیر کوچکتری را نسبت به مرزی که بر اساس زمان واکنش لمسی کشیده شده نشان می‌دهد و مرزی که بر اساس زمان واکنش شنیداری کشیده شده ناحیه تعادل‌پذیر بزرگتری را نسبت به دیگر زمان واکنش‌ها نشان می‌دهد. برای این فرد، نسبت ناحیه تعادل‌پذیر تجربی بر اساس زمان واکنش شنیداری به ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی به صورت میانگین ۶۷ درصد، نسبت ناحیه تعادل‌پذیر تجربی بر اساس زمان واکنش دیداری به ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی به صورت میانگین ۵۹ درصد، نسبت ناحیه تعادل‌پذیر تجربی بر اساس زمان واکنش لمسی به ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی به صورت میانگین ۶۵ درصد و نسبت ناحیه تعادل‌پذیر واقعی بر اساس زمان واکنش مبتنی بر مدل به ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی به صورت میانگین ۴۷ درصد است. این مقادیر برای همه افراد محاسبه شده است (جدول ۶).

۴- بحث

با توجه به جدول ۴، میانگین زمان واکنش شنیداری برای این افراد بین ۱۴۴ تا ۱۸۶ میلی ثانیه، میانگین زمان واکنش دیداری بین ۱۸۸ تا ۲۶۰ میلی ثانیه و میانگین زمان واکنش لمسی بین ۱۵۳ تا ۲۳۸ میلی ثانیه است. صحت اعداد به دست آمده از آزمایش زمان واکنش دیداری و شنیداری این افراد، با توجه به برخی مقالات که میانگین زمان واکنش شنیداری را ۱۴۰-۱۶۰ میلی ثانیه، زمان واکنش دیداری را ۱۸۰-۲۰۰ میلی ثانیه [۲۳] و زمان واکنش به لمس متوسط و حدود ۱۵۵ میلی ثانیه [۳۵] گزارش کرده‌اند، تأیید می‌شود. در همه افراد، زمان واکنش شنیداری نسبت به دیداری و لمسی کمتر است که مطابق با شواهد فیزیولوژیک است [۱۹-۲۳]. در بیشتر افراد این تحقیق (۵ نفر از ۷ نفر) زمان واکنش دیداری بزرگتر از زمان واکنش‌های دیگر است و زمان واکنش لمسی متوسط است همانطور که در [35] ذکر شده است. شاید به این دلیل باشد که یک محرک شنوایی فقط ۱۰-۸ میلی ثانیه طول می‌کشد تا به مغز برسد اما این زمان برای یک محرک بینایی ۴۰-۲۰ میلی ثانیه است [۳۶]. ۳ مرد و ۴ زن در آزمایش زمان واکنش دیداری، شنیداری و لمسی شرکت کرده‌اند. جدول ۵ میانگین زمان واکنش دیداری، شنیداری و لمسی را برای این دو گروه نشان می‌دهد.

Table 5: Mean of Visual, Auditory, and Tactile Reaction Times in Milliseconds

جدول ۵: میانگین زمان واکنش دیداری، شنیداری و لمسی بر حسب میلی ثانیه

گروه	زمان واکنش دیداری	زمان واکنش شنیداری	زمان واکنش لمسی
آقایان	۲۰۹/۲۳	۱۶۹/۱۹	۱۹۶/۸۷
بانوان	۲۱۹/۳۶	۱۷۹/۶۴	۲۰۴/۳۲

در هر سه زمان واکنش، آقایان سریعتر از بانوان به محرک‌ها پاسخ داده‌اند که در تأیید ادبیات است [۱۹، ۲۰، ۲۲، ۲۳، ۳۷-۴۱]. این اختلاف، به صورت میانگین حدود ۱۰ میلی ثانیه است که می‌تواند مربوط به تأخیر بین تحریک و شروع انقباض ماهیچه‌ای باشد. در ادبیات، بر این موضوع استناد شده است که زمان انقباض ماهیچه‌ای بین مردان و زنان یکسان است و پاسخ حرکتی^۱ در مردان در مقایسه با زنان قوی‌تر است. این چرایی زمان واکنش کوتاه‌تر مردان را توجیه می‌کند [۳۷].

ناحیه تعادل‌پذیر به عنوان یک مفهوم آماری، با در نظر گرفتن نوسانات طبیعی زمان واکنش، به صورت یک بازه احتمالاتی تعریف می‌شود. فاصله مبدأ تا مرز ناحیه تعادل‌پذیر تجربی و فاصله مبدأ تا مرز ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی برای هریک از افراد و برای مقدار بیشینه و کمینه بازه به دست آمد. با فرض خطی بودن مرز ناحیه تعادل‌پذیر در ناحیه مورد نظر (محدوده‌ای که انسان در تعادل ایستاده است)، نسبت ناحیه تعادل‌پذیر تجربی به ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی برابر نسبت این دو فاصله است. این نسبت برای فرد مورد نظر، برای زمان واکنش دیداری ۱۸۸ میلی ثانیه، ۰/۵۹، برای ۲۲۳ میلی ثانیه ۰/۵۴ و برای ۱۵۴ میلی ثانیه ۰/۶۵ است. برای زمان واکنش شنیداری ۱۴۴ میلی ثانیه ۰/۶۷، برای ۱۱۶ میلی ثانیه ۰/۷۲ و برای ۱۷۲ میلی ثانیه ۰/۶۲ است. برای زمان واکنش لمسی ۱۵۳ میلی ثانیه ۰/۶۵، برای ۱۰۶ میلی ثانیه ۰/۷۴ و برای ۲۰۰ میلی ثانیه ۰/۵۷ است. پس این نسبت برای این فرد، برای زمان واکنش شنیداری بین ۰/۶۲ تا ۰/۷۲، برای زمان واکنش دیداری بین ۰/۵۴ تا ۰/۶۵ و برای زمان واکنش لمسی بین ۰/۵۷ تا ۰/۷۴ است.

برای هر ۷ نفر نسبت ناحیه تعادل‌پذیر تجربی با در نظر گرفتن زمان واکنش دیداری، شنیداری و لمسی نسبت به ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی بر حسب درصد، از ستون دوم تا چهارم و نسبت ناحیه تعادل‌پذیر واقعی به مکانیکی بر اساس زمان واکنش مبتنی بر مدل و آزمایش خروج از تعادل در ستون پنجم در جدول ۶ نشان داده شده است.

^۱ Motor response

Table 6: Ratio of the Experimental Balanceable Region Considering Visual, Auditory, and Tactile Reaction Times to the Mechanical Balanceable Region (Columns 2 to 4) and Ratio of the Real Balanceable Region to the Mechanical Balanceable Region Based on Reaction Time from Model-Based and Out-of-Balance Experiments in Percentage

جدول ۶: نسبت ناحیه تعادل‌پذیر تجربی با در نظر گرفتن زمان واکنش دیداری، شنیداری و لمسی نسبت به ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی (ستون دوم تا چهارم) و نسبت ناحیه تعادل‌پذیر واقعی به مکانیکی بر اساس زمان واکنش مبتنی بر مدل و آزمایش خروج از تعادل بر حسب درصد

فرد	نسبت نواحی بر اساس زمان واکنش شنیداری	نسبت نواحی بر اساس زمان واکنش دیداری	نسبت نواحی بر اساس زمان واکنش لمسی	نسبت نواحی بر اساس زمان واکنش مبتنی بر مدل
۱	۶۵-۵۸	۵۹-۴۹	۶۶-۴۲	۹۱-۸۹
۲	۶۵-۵۵	۶۲-۴۹	۶۳-۵۲	۶۳-۵۸
۳	۷۲-۶۲	۶۵-۵۴	۷۴-۵۷	۵۲-۴۲
۴	۶۸-۵۶	۶۲-۵۳	۶۶-۵۷	۷۱-۶۷
۵	۶۳-۵۴	۵۳-۴۱	۵۸-۴۳	۵۳-۵۱
۶	۶۲-۵۵	۵۸-۴۹	۶۳-۵۴	۸۷-۷۹
۷	۶۵-۵۴	۶۰-۵۲	۶۵-۴۷	۵۲-۵۱

نسبت ناحیه تعادل‌پذیر تجربی با در نظر گرفتن زمان واکنش دیداری به نسبت ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی، از ۴۱ تا ۶۵ درصد، نسبت ناحیه تعادل‌پذیر تجربی با در نظر گرفتن زمان واکنش شنیداری به نسبت ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی، ۵۴ تا ۷۲ درصد و نسبت ناحیه تعادل‌پذیر تجربی با در نظر گرفتن زمان واکنش لمسی به نسبت ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی، ۴۲ تا ۷۴ درصد است. نسبت ناحیه تعادل‌پذیر واقعی با در نظر گرفتن زمان واکنش مبتنی بر مدل (حداکثر نیرو برابر ۱/۱ برابر نیروی وزن) به نسبت ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی، ۴۲ تا ۹۱ درصد متغیر است. اختلاف بین نسبت ناحیه تعادل واقعی و مکانیکی در افراد مختلف به توان تولید گشتاور مچ پا، هماهنگی عصبی-عضلانی و نیز دقت مدل‌سازی وابسته است. در برخی افراد که نسبت ناحیه واقعی به مکانیکی بالاتر است، احتمالاً قدرت عضلانی و واکنش عصبی به حدی است که بخش بیشتری از ناحیه مکانیکی را در بر می‌گیرد. نسبت ناحیه تعادل‌پذیر مؤثر به ناحیه تعادل‌پذیر در مرجع [۲۴]، ۳۰ درصد ذکر شده بود. این اختلاف می‌تواند به دلیل تفاوت در حداکثر گشتاور یا ضرایب مدل باشد.

فرد در ابتدا به صورت غیرارادی به آزمایش خروج از تعادل پاسخ می‌دهد، این در حالی است که در آزمایش زمان واکنش دیداری، شنیداری و لمسی فرد بعد از دریافت محرک به صورت ارادی پاسخ می‌دهد. بنابراین دو زمان واکنش از این لحاظ متفاوت هستند. برخی از افراد، پاسخ غیرارادی بهتری دارند و در آزمایش خروج از تعادل، موفق‌تر بوده‌اند. برای مقایسه ناحیه تعادل‌پذیر واقعی که از آزمایش خروج از تعادل به دست می‌آید با ناحیه تعادل‌پذیری که از آزمایش‌های زمان واکنش به دست می‌آید، از زمان واکنش‌های دیداری، شنیداری و لمسی فرد میانگین گرفته و ناحیه تعادل‌پذیر از این زمان واکنش میانگین محاسبه می‌گردد. (به این علت که میانگین سه زمان واکنش به زمان واکنش‌ها نزدیک‌تر است و درصد خطای کمی دارد، حداکثر ۲۰ درصد خطا و حداکثر ۴۰ میلی‌ثانیه با زمان واکنش‌ها اختلاف دارند.)

نسبت دو ناحیه تعادل‌پذیر تجربی و واقعی به ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی به مدل هم وابسته است. حداکثر گشتاور برخی افراد ممکن است متفاوت باشد. چند روش برای تخمین حداکثر گشتاور مچ وجود دارد. برای به دست آوردن حداکثر گشتاور مچ پا به فرد گفته شد همچنان که روی صفحه نیرو ایستاده، بدن خود را تا جایی که امکان دارد به صورت یک آونگ معکوس به عقب و جلو حرکت دهد.

در داده صفحه نیرو، نیروی مربوط به زمان بیشینه و کمینه شدن مرکز فشار، حداکثر نیروی عکس العمل زمین در نظر گرفته می‌شود. در مرجع [۳۴] حداکثر نیروی عکس العمل زمین، ۱/۱ برابر نیروی وزن و در مراجع [۴۲-۴۵] حداکثر نیروی عکس العمل زمین حدوداً ۱/۴ برابر نیروی وزن ذکر شده است. حداکثر گشتاور در جهت خم‌شدگی رو به بالا و خم‌شدگی رو به پایین فرد مورد نظر به صورت تجربی و تئوری در جدول ۷ با توجه به روش‌های ذکر شده گردآوری شده است.

Table 7: Maximum Dorsiflexion and Plantarflexion Torque of the Subject, Experimentally and Theoretically, in N.m

جدول ۷: حداکثر گشتاور خم‌شدگی رو به بالا و خم‌شدگی رو به پایین فرد مورد نظر به صورت تجربی و تئوری بر حسب نیوتون متر

اندازه گیری با صفحه نیرو		حداکثر نیرو مساوی ۱/۱ برابر نیروی وزن		حداکثر نیرو مساوی ۱/۴ برابر نیروی وزن	
گشتاور در جهت خم‌شدگی رو به پایین در بیشینه مرکز فشار	گشتاور در جهت خم‌شدگی رو به بالا در کمینه مرکز فشار	حداکثر گشتاور در جهت خم‌شدگی رو به پایین	حداکثر گشتاور در جهت خم‌شدگی رو به بالا	حداکثر گشتاور در جهت خم‌شدگی رو به پایین	حداکثر گشتاور در جهت خم‌شدگی رو به بالا
۱۱۳	۴۷	۱۳۰/۹	۵۲/۴	۱۶۶/۶	۶۶/۷

در اندازه‌گیری با صفحه نیرو ممکن است فرد تمام تلاش خود را نکرده باشد، بنابراین از روابط موجود در ادبیات استفاده می‌شود. با فرض حداکثر نیروی عکس العمل زمین معادل ۱/۴ برابر نیروی وزن فرد، زمان واکنش طبق جدول ۸ به دست می‌آید. جدول ۹، نیز نسبت نواحی برای هر فرد بر اساس حداکثر نیروی عکس العمل زمین ۱/۴ برابر نیروی وزن را نشان می‌دهد.

Table 8: Reaction Time Based on Maximum Force of 1.4 Times the Subject's Body Weight in Milliseconds

جدول ۸: زمان واکنش بر اساس حداکثر نیروی ۱/۴ برابر نیروی وزن فرد بر حسب میلی ثانیه

فرد	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷
زمان واکنش بر اساس حداکثر نیرو ۱/۴ برابر نیروی وزن	۱۲۸(۴)	۲۷۴(۱۵)	۳۶۵(۴۰)	۲۱۵(۱۱)	۳۱۰(۱۰)	۱۵۲(۸)	۳۱۲(۱۸)

Table 9: Ratio of Regions Based on Reaction Time Obtained from Maximum Force of 1.4 Times the Subject's Body Weight

جدول ۹: نسبت نواحی بر اساس زمان واکنش به دست آمده از حداکثر نیروی ۱/۴ نیروی وزن فرد

فرد	جرم فرد	نسبت جرم به قد فرد	میانگین زمان واکنش از آردوینو (میلی ثانیه)	ناحیه تجربی/ناحیه مکانیکی	ناحیه واقعی/ناحیه مکانیکی	ناحیه واقعی/ناحیه تجربی
۱	۶۱/۳۳	۳۳/۵۱۴	۲۱۲	۵۶/۳۵	۷۰/۷۳	۱۲۵/۵۲
۲	۶۷/۱۹	۳۶/۹۱۸	۲۰۱	۵۷/۹۷	۴۷/۵۵	۸۲/۰۳
۳	۶۲/۷۹	۳۵/۲۷۵	۱۶۲	۶۴/۱۲	۳۶/۷۴	۵۷/۲۹
۴	۵۸/۵۴	۳۴/۴۳۵	۱۷۹	۶۰/۵۰	۵۴/۶۸	۹۰/۳۸
۵	۶۸/۸۶	۴۲/۲۴۵	۲۲۸	۵۲/۰۱	۴۱/۱۱	۷۹/۰۴

۶	۴۸/۲۲	۲۸/۸۷۴	۱۹۷	۵۷/۲۳	۶۵/۰۲	۱۱۳/۵۹
۷	۵۵/۳۱	۳۴/۱۴۲	۱۹۵	۵۷/۰۷	۴۰/۷۶	۷۱/۴۲

نسبت ناحیه واقعی به مکانیکی برای افراد بین ۴۰ تا ۷۰ درصد و نسبت ناحیه تجربی به مکانیکی بین ۵۲ تا ۶۴ درصد به دست آمد که نشان می‌دهد این نسبت بین افراد تقریباً در یک محدوده است. دو نفر از افراد مورد آزمایش، ناحیه واقعی بزرگتری نسبت به ناحیه تجربی‌شان دارند، این مشاهده را به چند عامل می‌توان نسبت داد. نخست، مدل آونگ معکوس تکنیکی قادر به بازنمایی کامل راهبردهای چندبخشی نیست و در نتیجه، بخشی از توانایی واقعی فرد برای بازیابی تعادل را نادیده می‌گیرد. دوم، احتمال برآورد کمتر از واقع برای پارامترهایی مانند حداکثر گشتاور مچ یا سرعت واکنش در شرایط آزمایشگاهی وجود دارد. سوم، بروز پاسخ‌های سریع در شرایط واقعی می‌تواند موجب افزایش ناحیه تعادل‌پذیر نسبت به مقادیر پیش‌بینی شده توسط مدل شود. این عوامل بیانگر آن است که مدل، هرچند برای تحلیل پایه مناسب است، اما تمام ابعاد عملکرد واقعی سیستم عصبی-عضلانی را پوشش نمی‌دهد.

تعداد کم شرکت‌کنندگان و محدوده سنی جوان (۲۰-۳۰ سال) از محدودیت‌های این مطالعه بود. ضرایب معادله حرکت (a و b) با مدل سه لینی محاسبه شدند، اما مدل‌های دو لینی و ... نتایج متفاوتی را ارائه می‌دهند. بنابراین ضرایب مدل نیز در تعیین زمان واکنش مبتنی بر مدل و همچنین مرز ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی مؤثر است. یافته‌های این پژوهش از این نظر اهمیت دارد که نشان می‌دهد حتی در افراد جوان و سالم، محدودیت‌های عصبی-عضلانی باعث کاهش قابل ملاحظه‌ای در ناحیه تعادل نسبت به شرایط ایده‌آل مکانیکی می‌شود. این موضوع در طراحی مداخلات پیشگیرانه برای گروه‌های پرخطر مانند سالمندان یا بیماران عصبی اهمیت ویژه‌ای دارد.

۵- نتیجه‌گیری

در اثر اعمال اغتشاش هنگام راه رفتن، انسان‌ها از حالت تعادل ایستاده خارج شده و سعی می‌کنند تعادل خود را با یک راهبرد حفظ کنند. راهبرد استفاده شده در این تحقیق، راهبرد مچ پا است. بدن انسان نیز با فرض دو لینی بودن بدن انسان به صورت آونگ معکوس مدل شده و در نمودار چهره فاز با استفاده از فضای حالت و متغیرهای حالت (موقعیت و سرعت زاویه‌ای)، ناحیه تعادل‌پذیر مشخص گردیده است. محدودیت‌های مکانیکی و محدودیت پاسخ کنترلی (زمان واکنش)، ناحیه تعادل‌پذیر را تحت تأثیر قرار می‌دهند. آزمایش‌های زمان واکنش (دیداری، شنیداری و لمسی) و خروج از تعادل با ضربه روی افراد انجام گرفت و سه نوع ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی، تجربی و واقعی تعریف شد.

زمان واکنش شنیداری افراد (۱۴۴ تا ۱۸۶ میلی‌ثانیه) کمتر از زمان واکنش دیداری (۱۸۸ تا ۲۶۰ میلی‌ثانیه) به دست آمد و زمان واکنش به لمس متوسط (۱۵۳ تا ۲۳۸ میلی‌ثانیه) است. در هر سه زمان واکنش دیداری، شنیداری و لمسی، آقایان به صورت میانگین حدود ۱۰ میلی‌ثانیه سریعتر از بانوان، به محرک‌ها پاسخ دادند. نسبت ناحیه تعادل‌پذیر تجربی با استفاده از زمان واکنش دیداری، شنیداری و لمسی به ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی از ۴۱ تا ۷۴ درصد برای این گروه به دست آمد. با استفاده از داده‌های آزمایش خروج از تعادل و مدل حداکثر گشتاور ثابت، کیفیت کنترل عملکردی فرد نیز سنجیده شد. نسبت ناحیه تعادل‌پذیر واقعی به ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی برای این افراد بین ۴۲ تا ۹۱ درصد (بر اساس حداکثر نیروی ۱/۱ برابر نیروی وزن و در نظر گرفتن زمان واکنش به صورت احتمالاتی) به دست آمد.

نتایج این مطالعه تأکید می‌کند که زمان واکنش، حتی در بازه‌های بسیار کوتاه چند صدم ثانیه این، تأثیر تعیین‌کننده‌ای بر قابلیت حفظ تعادل دارد. این اثر در محیط‌های واقعی که اغتشاشات ناگهانی و پیش‌بینی نشده رخ می‌دهند، می‌تواند تفاوت بین سقوط و بازیابی موفق تعادل باشد. با توجه به تفاوت مشاهده شده بین جنسیت‌ها و همچنین تفاوت‌های فردی در نسبت ناحیه تعادل‌پذیر

واقعی به مکانیکی و نسبت ناحیه ناحیه تعادل پذیر تجربی به مکانیکی، پیشنهاد می شود برنامه های تمرینی و توان بخشی به صورت فردمحور طراحی شوند تا بر نقاط ضعف خاص هر فرد متمرکز گردند. کاربرد عملی یافته ها در حوزه های توان بخشی، ورزش حرفه ای و غربالگری اختلالات عصبی، می تواند به توسعه ابزارهای دقیق تر و طراحی تمرینات هدفمند برای بهبود سرعت واکنش و افزایش ناحیه تعادل پذیر منجر شود. پیشنهاد می شود پژوهش های آینده با تعداد بیشتری شرکت کننده با دامنه سنی گسترده تر و مدل های پیچیده تر (چندلینکی) را بررسی کنند تا دقت نتایج بهبود یابد.

مراجع

- [1] B.E. Maki, W.E. McIlroy, Postural Control in the Older Adult, *Clinics in Geriatric Medicine*, 12(4) (1996) 635-658.
- [2] S.W. Muir, K. Berg, B. Chesworth, N. Klar, M. Speechley, Quantifying the magnitude of risk for balance impairment on falls in community-dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis, *Journal of clinical epidemiology*, 63(4) (2010) 389-406.
- [3] M.P. Boisgontier, B. Cheval, S. Chalavi, P. van Ruitenbeek, I. Leunissen, O. Levin, A. Nieuwboer, S.P. Swinnen, Individual differences in brainstem and basal ganglia structure predict postural control and balance loss in young and older adults, *Neurobiology of aging*, 50 (2017) 47-59.
- [4] A. Kalache, D. Fu, S. Yoshida, W. Al-Faisal, L. Beattie, W. Chodzko-Zajko, H. Fu, K. James, S. Kalula, B. Krishnaswamy, World Health Organisation global report on falls prevention in older age, World Health Organization, 2007.
- [5] S. Policy, P.J.R.d.l.p.d.G.C. Branch, Human Resources and Skills Development Canada, in, 2005.
- [6] A. Patla, J. Frank, D.J.P.C. Winter, Assessment of balance control in the elderly: major issues, 42(2) (1990) 89-97.
- [7] A. Shumway-Cook, Motor Control; Theory and Practical application, LippincottWilliams & Wilkins, 2001.
- [8] D.A. Winter, Biomechanics and motor control of human movement, John Wiley & sons, 2009.
- [9] A.D. Kuo, An optimal control model for analyzing human postural balance, *IEEE transactions on biomedical engineering*, 42(1) (2002) 87-101.
- [10] Y.-C. Pai, J. Patton, Center of mass velocity-position predictions for balance control, *Journal of biomechanics*, 30(4) (1997) 347-354.
- [11] A.L. Hof, M. Gazendam, W. Sinke, The condition for dynamic stability, *Journal of biomechanics*, 38(1) (2005) 1-8.
- [12] M.H. Honarvar, M. Nakashima, A new measure for upright stability, *Journal of biomechanics*, 47(2) (2014) 560-567.

- [13] A.J.R.t. Welford, Choice reaction time: Basic concepts, (1980) 73-128.
- [14] S. Parsa, M. Vaez Mosavi, J.J.M.B. Bagherli, Comparing Peripheral Vision, Simple Reaction Time, and Choice Reaction Time between Expert and Novice Drivers, 15(52) (2023) 43-68.
- [15] I.K. Taheri M, Yousefi S, Jamali A, Effect of 8-Week Lower Extremity Weight-Bearing Exercise Protocol and Acute Caffeine Consumption on Reaction Time in Postmenopausal Women, *Salmand: Iranian Journal of Ageing* 12(1) (2017) 18-29. (in persian).
- [16] A. Welford, Choice reaction time: Basic concepts, Reaction times, (1980) 73-128.
- [17] R.D. Luce, Response times: Their role in inferring elementary mental organization, Oxford University Press, 1991.
- [18] F.C. Donders, On the speed of mental processes, *Acta psychologica*, 30 (1969) 412-431.
- [19] N. Misra, K. Mahajan, B.J.I.J.P.P.I. Maini, Comparative study of visual and auditory reaction time of hands and feet in males and females, 29 (1885) 214-217.
- [20] M.T. Pain, A. Hibbs, Sprint starts and the minimum auditory reaction time, *Journal of sports sciences*, 25(1) (2007) 79-86.
- [21] R.M. Karia, T.P. Ghuntla, H.B. Mehta, P.A. Gokhale, C.J. Shah, Effect of gender difference on visual reaction time: A study on medical students of Bhavnagar region, *IOSR Journal of Pharmacy*, 2(3) (2012) 452-454.
- [22] J. Shelton, G.P. Kumar, Comparison between auditory and visual simple reaction times, *Neuroscience and medicine*, 1(1) (2010) 30-32.
- [23] P. Thompson, J. Colebatch, P. Brown, J. Rothwell, B. Day, J. Obeso, C.J.M.d.o.j.o.t.M.D.S. Marsden, Voluntary stimulus-sensitive jerks and jumps mimicking myoclonus or pathological startle syndromes, 7(3) (1992) 257-262.
- [24] A.L. Hof, C. Curtze, A stricter condition for standing balance after unexpected perturbations, *Journal of biomechanics*, 49(4) (2016) 580-585.
- [25] M. HONARVARMAHJOOBIN, M. NAKASHIMA, A new approach to find the range of feasible movements of a body for the control of balance, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 8(2) (2013) 180-196.
- [26] M. Pourjafari Sadrabad, M.H. Honarvar, Identification of the balanceable region in state space: Analysis of reaction time in out-of-upright stability experiments, *Iranian Journal of Biomedical Engineering*, 18(3) (2024) 305-317. (in Persian).
- [27] L. Tesio, V. Rota, The motion of body center of mass during walking: a review oriented to clinical applications, *Frontiers in neurology*, 10 (2019) 999.
- [28] H. Hemami, K. Barin, Y.-C. Pai, Quantitative analysis of the ankle strategy under translational platform disturbance, *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 14(4) (2006) 470-480.

- [29] J. Geursen, D. Altena, C. Massen, M. Verduin, A model of the standing man for the description of his dynamic behaviour, *Agressologie*, 17 (1976) 63-69.
- [30] D.A.J.G. Winter, posture, Human balance and posture control during standing and walking, 3(4) (1995) 193-214.
- [31] C.G. Atkeson, B. Stephens, Multiple balance strategies from one optimization criterion, in: 2007 7th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, 2007, pp. 57-64.
- [32] K.A. Inkol, L.A. Vallis, Modelling the dynamic margins of stability for use in evaluations of balance following a support-surface perturbation, *Journal of Biomechanics*, 95 (2019) 109302.
- [33] A. Zelei, J. Milton, G. Stepan, T. Insperger, Response to perturbation during quiet standing resembles delayed state feedback optimized for performance and robustness, *Scientific Reports*, 11(1) (2021) 11392.
- [34] M.M.H. Honarvar, M.H. HONARVAR MAHJOOBIN, Human Balance and posture control; Upright stability and feasible movements, 2013.
- [35] E.S. Robinson, Work of the integrated organism, (1934).
- [36] B.J.J.D.P. Kemp, Reaction time of young and elderly subjects in relation to perceptual deprivation and signal-on versus signal-off conditions, 8(2) (1973) 268.
- [37] A. Jain, R. Bansal, A. Kumar, K.D. Singh, A comparative study of visual and auditory reaction times on the basis of gender and physical activity levels of medical first year students, *International Journal of Applied and Basic Medical Research*, 5(2) (2015).
- [38] L.H. Nikam, J.V. Gadkari, Effect of age, gender and body mass index on visual and auditory reaction times in Indian population, *Indian journal of physiology and pharmacology*, 56(1) (2012) 94-99.
- [39] G. Der, I.J. Deary, Age and sex differences in reaction time in adulthood: results from the United Kingdom Health and Lifestyle Survey, *Psychol Aging*, 21(1) (2006) 62-73.
- [40] J.J. Adam, Gender differences in choice reaction time: evidence for differential strategies, *Ergonomics*, 42(2) (1999) 327-335.
- [41] C. Noble, B.L. Baker, T.A. Jones, AGE AND SEX PARAMETERS IN PSYCHOMOTOR LEARNING, *Percept Mot Skills*, 19 (1964) 935-945.
- [42] R. Paróczai, L. Kocsis, Analysis of human walking and running parameters as a function of speed, 14(4,5 %J Technol. Health Care) (2006) 251-260.
- [43] H.B. Menz, S.R. Lord, R.C. Fitzpatrick, Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces, *Gait & Posture*, 18(1) (2003) 35-46.
- [44] K.C. Lan, W.Y. Shih, Using simple harmonic motion to estimate walking distance for waist-mounted PDR, in: 2012 IEEE Wireless Communications and Networking Conference (WCNC), 2012, pp. 2445-2450.

[45] Y. Zhang, Y. Li, C. Peng, D. Mou, M. Li, W. Wang, The Height-Adaptive Parameterized Step Length Measurement Method and Experiment Based on Motion Parameters, in: Sensors (Basel), 2018, pp. E1039.

Evaluation of Neural Response Quality Based on Balanceable Region and Reaction Time

Mahdie Pourjafari^a, Mohammadhadi Honarvar^{b1}

^a PhD candidate, Biomechanics and Movement Systems Laboratory, Faculty of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran

^b Assistant professor, Biomechanics and Movement Systems Laboratory, Faculty of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran

ABSTRACT

Maintaining upright stability is a fundamental challenge due to the dynamic instability of the human body, particularly in older adults, where age-related decline in the nervous system increases the risk of falls and related injuries. This study evaluated neural response quality in balance control by analyzing the balanceable regions and reaction times. Using a single inverted pendulum model in the sagittal plane, the mechanical, experimental, and real balanceable regions were determined for seven healthy young adults (mean age: 24 years; 4 females, 3 males). Reaction time tests (visual, auditory, and tactile) were conducted using an LED, buzzer, and piezoelectric sensor, while an out-of-balance experiment was performed using a sudden perturbation near the center of mass. Data were recorded with a force plate (600 Hz) and motion capture cameras (125 Hz). Results indicated that auditory reaction time (144–186 ms) was shorter than visual (188–260 ms) and tactile (153–238 ms) reaction times. The ratios of experimental to mechanical and real to mechanical balanceable regions ranged from 41% to 74% and 42% to 91%, respectively. The dynamic model was validated against experimental data and demonstrated that reaction time significantly reduces the balanceable region, with males responding approximately 10 ms faster than females. These findings have potential applications in designing rehabilitation programs, enhancing athletic performance, and enabling early diagnosis of neurological disorders.

KEYWORDS

Balanceable region, reaction time, inverted pendulum model, upright stability, Neural response.

¹ Corresponding Author: hadihonarvar@yazd.ac.ir