



Research Article

Dynamic Modeling of the Limb and the Passive Vibration Absorber System With the Aim of Suppressing the Rest Tremor of The Hand

M. Mohammad-Reza Ommatmohammadi¹, Mohammad-Reza Sayyed Noorani^{2*} and Seyed Morteza Sadeghi¹

¹Department of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran.

²Department of Mechatronics Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran.

* corresponding author: (smrs.noorani@tabrizu.ac.ir)

Article Info

Article history:

Received: 28 December 2024

Revised: 22 February 2025

Accepted: 11 March 2025

Keywords:

Hand tremor,
tremor suppression,
passive absorber,
forced vibration,
dynamic analysis.

Abstract

Hand tremor, a prevalent movement disorder, significantly impairs daily activities and quality of life. This paper investigates a passive vibration absorber system to suppress the hand tremor. An integrated dynamical model is developed, combining a 5-degree-of-freedom (DoF) multibody representation of the forearm and hand with a 2-DoF absorber system. The biomechanical model features three DoFs at the wrist and two at the elbow. The dynamic analysis employs a two-stage methodology. First, inverse dynamics calculates the stimulatory joint torques causing tremor, based on predefined oscillatory trajectories. To address the practical challenge of sensor drift in tremor measurement—a key limitation when using gyroscopes/accelerometers with Kalman filters—an innovative method based on Fourier expansion is introduced. This enhances the accuracy of estimation comparing traditional ones. Subsequently, forward dynamics simulations are performed with the calculated torques applied to the model integrated with the passive absorbers (masses connected via spring-damper elements). Simulation results demonstrate that this system significantly reduces tremor vibrations, particularly in the flexion/extension axes of the elbow and wrist. The model provides a robust foundation for optimizing the design of effective, non-invasive wearable devices for tremor suppression.

Introduction

Tremor, defined by the International Parkinson and Movement Disorder Society (IPMDS) as an involuntary, rhythmic, oscillatory movement of a body part, represents the most prevalent movement disorder worldwide. These conditions severely disrupt activities of daily living leading to social embarrassment, reduced public participation, and a significant decline in overall quality of life. Tremors are broadly classified into two categories: resting tremor, which occurs when a muscle is fully relaxed and supported against gravity, and action tremor, which manifests during voluntary muscle contraction. The management of tremor typically involves a spectrum of interventions, including pharmacological treatments, invasive surgical procedures (like deep brain stimulation), and rehabilitation therapies. Within the realm of rehabilitation, wearable assistive devices have emerged as a promising non-invasive alternative. These

devices, often orthoses or exoskeletons, are classified as passive, semi-active, or active based on their actuation mechanism. While active and semi-active systems offer adaptability, they remain largely confined to research prototypes due to their complexity and cost. In contrast, passive devices, which require no external power source, offer reliability and simplicity, making them highly suitable for clinical translation. This study focuses on the development and computational evaluation of a novel passive vibration absorber system, inspired by commercial devices like the Tremelo orthosis, for the effective suppression of pathological hand tremor.

Methodology

This research presents the development of an integrated high-fidelity 7-degree-of-freedom (DoF) dynamic model for analyzing and suppressing pathological hand tremor. The

To Cite this article:

Ommatmohammadi, M.M.R., Sayyed Noorani, M.R. and Sadeghi, S.M. 2025. Dynamic modeling of the limb and the passive vibration absorber system with the aim of suppressing the rest tremor of the hand, Sharif Mechanical Engineering Journal, 41(1), 83-98. <https://doi.org/10.24200/ij40.2025.65739.1727>

model synergistically combines a detailed 5-DoF biomechanical representation of the upper limb (Fig. 2) with a 2-DoF passive vibration absorber system (Fig. 3). The biomechanical component accurately characterizes the forearm and hand as rigid links, incorporating five specific degrees of freedom: three at the wrist joint (encompassing flexion/extension, abduction/adduction, and supination/pronation) and two at the elbow joint (flexion/extension and supination/pronation). Essential viscoelastic properties of the musculoskeletal system are represented through integrated joint stiffness and damping parameters. The complementary absorber system employs tuned vibration absorbers (TVAs), which utilize mass-spring-damper elements to dissipate tremor energy through principles of mechanical impedance and energy transfer. The Lagrange approach is implemented for deriving the equations of motion [28].

The dynamic investigation employs a rigorous two-stage computational methodology. Initially, an inverse dynamics analysis calculates the precise stimulatory joint torques from predefined oscillatory trajectories that represent pathological resting tremor (Eq. 39), thereby effectively characterizing the fundamental input disturbance to the system (Eq. 31). Addressing a significant practical challenge in tremor measurement, the study introduces an innovative Fourier series expansion method to overcome sensor drift limitations inherent in conventional IMU-based systems using Kalman filters [33]. This novel approach enhances motion estimation accuracy by capturing the fundamental physics of tremor (Eq. 38). Subsequently, a forward dynamics simulation applies the computed pathological torques as excitation inputs to the fully integrated 7-DoF model (Eq. 36). This final stage enables a direct and quantitative investigation of the passive vibration absorber system's suppression performance across all anatomical degrees of freedom of the forearm-hand model, establishing a robust framework for evaluating intervention mechanisms and optimizing therapeutic device parameters.

Results and Discussion

The implemented customized Kalman filter demonstrates excellent performance in tracking predefined signals (Fig. 5 & Fig. 6), providing a robust state estimation framework that successfully predicts tremor torque amplitudes across different degrees of freedom. This filtering approach enables precise real-time estimation of pathological movements, significantly enhancing the accuracy of dynamic simulation inputs. Simulation results confirm the efficacy of the

proposed passive vibration absorber system, showing substantial tremor amplitude reduction. Particularly significant suppression is observed in the flexion/extension axes of both elbow and wrist joints (Fig. 8), which represent the most commonly affected movements in Parkinsonian tremor. Here, the considered criteria for evaluating the reduction of tremorous vibrations is the area under the curve of the absolute vibration amplitude for each degree of freedom. With the sample parameters used for simulation and listed in Appendix [34], more than %80 reduction is reported in flexion/extension DOFs.

The model facilitates comprehensive parametric analysis of tuned vibration absorber components, revealing that optimal tuning to individual tremor frequencies is crucial for maximizing suppression performance. This tunability represents a key advantage for clinical application, as tremor characteristics vary considerably between patients and neurological conditions. The developed framework provides a theoretical foundation for virtual prototyping and optimization of tremor suppression devices, potentially reducing dependency on costly physical iterations. Future development priorities identified through this research include creating lighter, more compliant materials for enhanced wearability and refining ergonomic designs for improved user-specific comfort and functionality.

Conclusion

In conclusion, this research successfully develops and validates a comprehensive multibody dynamic model for simulating pathological hand tremor and evaluating a passive suppression system. The two-stage dynamic analysis, coupled with a novel Fourier-based motion estimation method, provides a powerful tool for understanding tremor biomechanics and designing effective interventions. The results confirm that a properly tuned passive vibration absorber can significantly mitigate tremorous oscillations. This model paves the way for the optimized design of next-generation, non-invasive, wearable orthoses that are lightweight, cost-effective, and capable of substantially improving the quality of life for individuals suffering from debilitating pathological tremors. Future work will focus on experimental validation of the model and the exploration of adaptive TVAs that can self-tune to changing tremor characteristics.

Funding: This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

Author Contributions: All authors contributed to the reported work for conceptualization, methodology, validation, writing-review and editing, and supervision.



مدل سازی دینامیکی اندام و سیستم جاذب ارتعاشی غیرفعال با هدف فرونشانی لرزش دست در بیماران مبتلا به ترمور حالت استراحت

میرمحمد رضا امت محمدی، سیدمحمد رضا سید نورانی* و سیدمرتضی صادقی

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

*نویسنده مسئول (smrs.noorani@tabrizu.ac.ir)

چکیده

در پژوهش حاضر، یک سیستم جاذب ارتعاشی غیرفعال به منظور فرونشانی ارتعاش های ناخواسته ی دست، که در بیماران مبتلا به ترمور موجب ناهنجاری حرکتی می شود، مطالعه شده است. ارزیابی اثربخشی سیستم مذکور با توسعه ی یک مدل دینامیکی یکپارچه، که شامل ۵ درجه ی آزادی در آرنج و مچ و ۲ درجه ی آزادی سیستم جاذب است، انجام شده است. تحلیل دینامیکی در دو مرحله ی معکوس و مستقیم صورت گرفته است. نخست، با تحریک دست براساس مسیرهای نوسانی از پیش معین، که نماینده ی حرکت ترموری هستند، گشتاورهای مفصلی مدل ۵ درجه ی آزادی محاسبه شده است (دینامیک معکوس). سپس گشتاورهای محاسبه شده ی مذکور به مدل ۷ درجه ی آزادی داده شده اند و با تنظیم پارامترهای سیستم جاذب ارتعاشی، انتظار می رود لرزش های ناخواسته در حرکت دست فرونشاند. شون (دینامیک مستقیم). سیستم جاذب شامل یک جفت وزنه است، که از طریق اتصال های نرم به دست متصل می شوند. نتایج شبیه سازی نشان می دهند که سیستم پیشنهادی به طور قابل ملاحظه ای لرزش در محورهای خم و باز شدن آرنج و مچ را فرو می نشاند.

اطلاعات مقاله

تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۱۰/۰۸

تاریخ اصلاحیه: ۱۴۰۳/۱۲/۰۴

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۱۲/۲۱

واژگان کلیدی:

لرزش دست،

فرونشانی ترمور،

جاذب غیرفعال،

ارتعاش اجباری،

مدل سازی دینامیکی.

۱. مقدمه

ترمور^۱ لرزش غیرارادی در یک عضو بدن، طبق تعریف کارگروه انجمن بین المللی پارکینسون و اختلال های حرکتی (IPMDS)^۲، عبارت از حرکتهای موزون^۳ و نوسانی^۴ است، که بی اختیار در آن عضو ایجاد می شوند؛^[۱] و در بخش های مختلف بدن، نظیر: دست، بازو، سر، صدا، تنه، و پا ممکن است بروز کنند.^[۲] معمولاً ناهنجاری های لرزشی از دست ها شروع می شوند و با تسری بیماری، ممکن است دیگر اعضاء بدن نیز متعاقباً تحت تأثیر لرزش قرار گیرند.^[۳]

لرزش های پاتولوژیکی، آسیب های ناشی از اختلال های حرکتی عصب شناختی هستند؛^[۴] مانند: لرزش اساسی (ET)^۵ یا لرزش بیماری پارکینسون (PD)^۶. برخلاف لرزش های پاتولوژیکی، لرزش های فیزیولوژیکی این گونه نیستند و با عواملی مانند: اضطراب، ترس، و خستگی برجسته می شوند.^[۵] لرزش اساسی به عنوان شایع ترین لرزش پاتولوژیکی در میان بزرگسالان شناخته می شود و حدود ۱٪ از جمعیت جهان درگیر آن هستند.^[۶] پارکینسون نیز پس از آلزایمر، شایع ترین بیماری مغزی در افراد کهنسال به حساب می آید.^[۷] گفته می شود بیش از ۶ میلیون نفر در سراسر جهان، به بیماری پارکینسون مبتلا هستند.^[۸]

لرزش های غیرارادی اندام بدنی یا ترمور به دو گروه لرزش در حال استراحت و لرزش در حال فعالیت طبقه بندی می شوند. لرزش در حال استراحت آن گونه ای از لرزش است که هنگامی که یک عضو آزاد و رها است، ایجاد می شود و اگر به یک فعالیت ارادی وارد شود، این لرزش غیرارادی از بین می رود و یا میزان آن دیگر چشم گیر نیست. در سوی مقابل، لرزش در حال فعالیت، لرزشی است که در یک عضو هم زمان با آغاز فعالیت عضلانی رخ می دهد، و انواع مختلفی دارد.^[۲]

۱.۱. درجه های آزادی اندام فوقانی

در نوشتار حاضر، به مدل سازی دینامیکی اندام فوقانی (دست و بازو) پرداخته شده است. مدل سینماتیک اندام فوقانی، هفت درجه ی آزادی دارد:^[۹] سه درجه ی آزادی در مفصل شانه، دو درجه ی آزادی در مفصل آرنج، و دو درجه ی آزادی در مفصل مچ. در نوشتار حاضر، درجه های آزادی شانه در نظر گرفته نشده است؛ زیرا فرونشانی لرزش در ساعد و دست مورد توجه بوده است.

۲.۱. روش های درمان لرزش

لرزش ها، شایع ترین اختلال حرکتی هستند، که در زندگی روزمره و

4 Oscillatory
5 Essential Tremor
6 Parkinson's Disease

1 Tremor
2 International Parkinson and Movement Disorder Society
3 Rhythmic

استناد به این مقاله:

امت محمدی، میرمحمد رضا، سید نورانی، سیدمحمد رضا، و صادقی، سیدمرتضی، ۱۴۰۴. مدل سازی دینامیکی اندام و سیستم جاذب ارتعاشی غیرفعال با هدف فرونشانی لرزش دست در بیماران

مبتلا به ترمور حالت استراحت. مهندسی مکانیک شریف، ۴۱(۱)، صص. ۸۳-۹۸. <https://doi.org/10.24200/j40.2025.65739.1727>



لرزش‌ها عمل می‌کنند؛ یعنی آن‌ها از حرکت ارادی حمایت نمی‌کنند، ولی لرزش‌ها را کاهش می‌دهند، با این حال آن‌ها می‌توانند به‌طور خودکار با بسامد لرزش تنظیم شوند.^[۱۴] برخلاف آرتزهای غیرفعال، میزان میرایی آرتزهای نیمه-فعال می‌تواند توسط یک کنترل‌کننده‌ی فعال تنظیم شود.^[۱۱] از جمله نمونه-های تجاری آرتزهای غیرفعال عرضه‌شده برای فرونشانی لرزش می‌توان به Tremelo (محصول شرکت FiveMicrons آمریکا)، Steadi-One (مجموعه‌ی Steadiwear کانادا)، و Readi-Steady (محصول شرکت Readi-Steady آمریکا) اشاره کرد. در حد اطلاع نویسندگان، تاکنون آرتزهای فعال و نیمه‌فعال به‌صورت بالینی در دسترس نبوده و فقط در حد موضوعات پژوهشی مطرح بوده‌اند.^[۱۱]

۴.۱. مرور پیشینه‌ی پژوهش

اولین راه‌حل مکانیکی گزارش‌شده برای فرونشانی لرزش دست، معطوف به بستن بازوی بیمار برای جلوگیری از اسپاسم‌های غیرارادی بوده است، که توسط تری و هویت در سال ۱۹۸۰ ثبت اختراع شده است. با این حال، این روش بیشتر از آن توسعه نیافته است.^[۱۱] در سال ۱۹۹۸، آرتز تیر ویسکوز براساس اصول از پیش تعیین‌شده‌ی استهلاک انرژی برای فرونشانی لرزش در خم و باز شدن مچ دست توسعه یافت. این دستگاه موفقیت‌آمیز بود، اما به دلیل ثابت بودن نرخ میرایی در آن، منجر به سرکوب ناپیوسته‌ی لرزش می‌شد.^[۱۵] در سال ۲۰۰۴، هاشمی و همکارانش یک جذب‌کننده‌ی لرزش تنظیم‌شده (TVA) براساس مکانیزم MSD ساختند، که توانست لرزش دست را کاهش دهد. آزمایش‌ها روی یک دست مکانیکی با بسامد لرزش ۲/۷ هرتز نشان داد که دامنه‌ی لرزش در بازو و ساعد به ترتیب ۱۴/۲۷ و ۱۳/۹۳ دسی‌بل کاهش یافته است.^[۱۶] در سال ۲۰۰۵، آرتز پوشیدنی برای ارزیابی و سرکوب لرزش موسوم به WOTAS به‌عنوان بخشی از پروژه‌ای به نام DRIFTS متعلق به کمیسون اروپا توسعه یافت.^[۱۷ و ۱۸] این آرتز فعال، شامل حس‌گرهایی برای اندازه‌گیری حرکت‌های دورانی اطراف مفاصل، موتورهای جریان مستقیم (به عنوان محرک)، و یک کنترل‌گر بود. این دستگاه به موازات لندام فوقانی قرار می‌گرفت و لرزش را در حرکت‌های خم و باز شدن مچ، پیچش ساعد، و خم و باز شدن آرنج فرو می‌نشاند. آرتز مذکور در ۱۰ بیمار آزمایش شد و توانست ۴۰٪ لرزش‌ها را کاهش دهد.^[۱۸]

یکی از راهبردهایی که در کاهش لرزش‌ها استفاده شده است، استفاده از سیال‌های مغناطیسی رئولوژیکی (MRF)^{۱۲} است؛ که شامل ذرات میکروسکوپی مغناطیسی هستند که در روغن یا آب پراکنده شده‌اند. با اعمال شدن میدان مغناطیسی، ویسکوزیته‌ی سیال‌های مذکور افزایش می‌یابد.^[۱۹] این ویژگی، امکان تنظیم نیروی مقاومت را فراهم می‌کند و به همین دلیل، دستگاه‌های ذکرشده در گروه دستگاه‌های نیمه‌فعال طبقه‌بندی می‌شوند. سرعت واکنش بالا، مهم‌ترین امتیاز این راهبرد تنظیمی است.^[۱۴] برای مثال، کیس و همکارانش از سال ۲۰۱۱ روی یک آرتز پوشیدنی برای درجه‌های آزادی مچ و پیچش ساعد کار کردند، که شامل چهار میراگر نوع

فعالیت‌های فیزیکی افراد، تداخل ایجاد می‌کنند و درنهایت، منجر به کاهش کیفیت زندگی آن‌ها می‌شوند. ناتوانی در انجام کارهای شخصی، ممکن است در مکان‌های عمومی برای این افراد خجالت‌آور باشد و باعث حضور کمتر آن‌ها در محیط‌های عمومی شود. در نتیجه این امر می‌تواند در سلامت روحی و ذهنی آن‌ها نیز تأثیر منفی داشته باشد.

با استناد به نوشتارهای اوکونور و کینی^۱ (۲۰۱۱)،^[۱۰] و مو و پریفر^۲ (۲۰۲۱)،^[۱۱] طی مرور نظام‌مند ۱۹ اثر پژوهشی عنوان شده است که ورزش درمانی^۳، خنک‌سازی لندام^۴، لرزش درمانی^۵، استفاده از وزنه‌های لندامی^۶، درمان با نور روشن^۷، و تحریک مغناطیسی مغز از راه جمجمه^۸، نمونه‌هایی از درمان‌های بررسی‌شده برای ترمور هستند. البته مطالعات اخیر عمدتاً شامل موارد ساده و راحت بوده و اثربخشی بلندمدت مداخلات مذکور ارزیابی نشده است.^[۱۰] مداخلات سبک زندگی، که بر استفاده از وسایل سنگین توجه دارند، نیز می‌توانند دامنه‌ی لرزش را کاهش دهند و چالش‌هایی را که بیماران در فعالیت‌های روزمره‌ی زندگی با آن مواجه هستند، تسهیل کنند.^[۱۲ و ۱۳] به‌عنوان نمونه، با اضافه کردن وزن به وسایلی مانند قاشق، می‌توان به بیماران در خوردن و نوشیدن کمک کرد.^[۱۱] در یک طبقه‌بندی کلی، روش‌های رایج درمان لرزش را می‌توان به ۴ گروه درمان‌های: دارویی، تهاجمی، روش‌های تحریکی، و استفاده از ادوات توان‌بخشی تقسیم‌بندی کرد. هر کدام از روش‌های اخیر، مزایا و معایبی دارند و متناسب با شرایط بیمار و در دوره‌ی زمانی مشخصی تجویز می‌شوند.

۳.۱. استفاده از ادوات توان‌بخشی

ادوات توان‌بخشی، در دو دسته‌ی تجهیزات دستی با وظیفه‌ی خاص^۹ و نیز آرتزها و اگزواسکلتون‌ها^{۱۰} یافت می‌شوند. آرتزها و اگزواسکلتون‌های فرونشانی لرزش^{۱۱} دست، دستگاه‌های پوشیدنی غیرتهاجمی‌اند، که برای کاهش لرزش طراحی می‌شوند و شامل انواع مختلف مکانیکی و الکترومکانیکی هستند. مطالعات مختلف نشان داده‌اند که دستگاه‌های مذکور: مؤثر، اقتصادی، و ایمن هستند؛ با این حال، داشتن قطعات سنگین، صلب و زمخت از معایب آن‌هاست. می‌توان انتظار داشت آرتزهای پوشیدنی به‌دلیل اثربخشی امیدوارکننده‌شان، به پرکاربردترین دستگاه‌های پزشکی برای فرونشاندن لرزش تبدیل شوند. چالش‌های اصلی در این حوزه شامل توسعه‌ی آرتزهای سبک و نرم، تعیین محل قرارگیری آرتز برای ایجاد بیشینه‌ی کاهش لرزش، و بهبود طراحی ارگونومیک براساس آناتومی عضو درگیر است.^[۱۱]

بر اساس نوع تحریک، تجهیزات توان‌بخشی فرونشاندن لرزش را می‌توان در ۳ دسته‌ی: غیرفعال، نیمه‌فعال، و فعال^{۱۲} طبقه‌بندی کرد.^[۱۴] دستگاه‌های غیرفعال اگرچه می‌توانند لرزش‌ها را فرونشاند، اما در حرکت ارادی نیز تأثیرگذارند. در مقابل، دستگاه‌های فعال می‌توانند لرزش‌ها را فرونشاندند و همزمان از انقباض‌های عضلانی ارادی حمایت کنند. علاوه بر این، آن‌ها معمولاً با بسامد و دامنه‌ی لرزش تطبیق می‌یابند و می‌توانند براساس حضور لرزش روشن یا خاموش شوند. دستگاه‌های نیمه‌فعال، مانند دستگاه‌های غیرفعال در سرکوب

⁸ Transcranial Magnetic Stimulation

⁹ Task-specific

¹⁰ Orthoses and Exoskeletons

¹¹ Tremor suppression

¹² Passive, semi-Active, and Active

¹³ Magneto-Rheological Fluid

¹ O'Connor & Kini

² Mo & Priefer

³ Physical therapy

⁴ Limb cooling

⁵ Vibration therapy

⁶ Limb weights

⁷ Bright light therapy



Figure 1. Tremelo rehabilitation device for patients with tremors.

شکل ۱. دستگاه توان بخشی Tremelo برای بیماران مبتلا به لرزش.

درجه‌ی آزادی (اندام بدنی) و به ازاء مجموعه‌ای از توابع تحریک ورودی از پیش‌معین، گشتاورهای تحریکی که موجب حرکت‌های ترموری (تحریک ورودی) مذکور می‌شوند، حساب شده‌اند. سپس، با حل مسئله‌ی دینامیک مستقیم، به ازاء تحریک‌های گشتاوری، که از گام پیشین محاسبه شده‌اند، تأثیر جاذب ارتعاشی در فرونشانی لرزش‌های اندامی بررسی شده است.

۲. مدل سازی دینامیکی

در مطالعه‌ی حاضر، معادله‌های حرکت مجموعه‌ی ساعد و دست، که شامل دو لینک صلب (ساعد و دست) و دو مفصل دورانی چنددرجه‌ی آزادی (آرنج و مچ) می‌شود، استخراج و به‌عنوان یک مدل ریاضی برای شبیه‌سازی حرکت‌های لرزشی دست استفاده شده‌اند. گشتاورهای مفصلی، به‌عنوان عوامل محرک لرزش، در ابتدا با حل مسئله‌ی دینامیک معکوس به ازاء لرزش‌های مفصلی از پیش‌معین مفروض محاسبه شده‌اند. در عمل، از ژيروسکوپ یا شتاب‌سنج‌ها برای اندازه‌گیری لرزش‌های ترموری استفاده و براساس آن‌ها جابجایی‌های خطی و زاویه‌ای به کمک فیلتر کالمن تخمین زده شده‌اند. مشکل رانش در روش اخیر، یک چالش اساسی برای تخمین حرکت ارادی از اندازه‌گیری‌های آمیخته با لرزش بوده است؛ که برای حل آن، یک روش نوآورانه براساس بسط سری فوریه ارائه شده است تا به این ترتیب، محدودیت‌های عملی در سنجش حرکت‌های لرزشی نیز ملاحظه شود. سپس یک جفت جرم در نقش جاذب‌های ارتعاشی با اتصال‌های فنر و میراگر در نقش منتقل‌کننده‌ی نیرو به مدل دست اضافه شده است. با حل مسئله‌ی دینامیک مستقیم با همان گشتاورهای لرزاننده، که در گام اول تحلیل به دست آمده است، تأثیر جاذب‌های ارتعاشی در میزان کاهش لرزش‌های ترموری در هر یک از درجه‌های آزادی مدل دست بررسی شده است؛ که براساس آن می‌توان یک طراحی بهینه برای سیستم جاذب لرزش‌های ترموری به دست آورد.

۱.۲. دینامیک ساعد و دست

در بخش حاضر، یک مدل دینامیکی چندجسمی برای حرکت دست در نظر گرفته شده است؛ که شامل سه درجه‌ی آزادی در مفصل مچ (خم/بازشدن

MRF بوده است.^[۲۰ و ۲۱] در آرتز اخیر، یک الگوریتم تخمین برای شناسایی بسامد لرزش به همراه یک کنترل‌کننده استفاده شده بود تا بتواند نیروی مقاوم لازم جهت خنثی‌سازی حرکت‌های لرزشی را اندازه‌گیری کند. به‌تازگی، یک اگزواسکلتون نرم برای فرونشاندن لرزش در مچ دست با راهبرد MRF طراحی شده است، که شامل یک محرک نیمه‌فعال کنترل‌پذیر است و به‌طور دینامیکی با حرکت‌های مفصل مچ سازگار می‌شود و فرونشانی لرزش را در حرکت‌های خم/باز شدن، نزدیک/دور شدن، و چرخش مچ فراهم می‌کند.^[۲۲] علاوه بر این، راهبرد کنترلی مبتنی بر آثار ژيروسکوپ با هدف کاهش ارتعاش‌های دست نیز مطالعه شده است. زولکفلی^۱ و همکاران (۲۰۲۳)، یک دستکش هوشمند برای حذف لرزش دست در بیماران پارکینسونی بر پایه‌ی آثار ژيروسکوپ پیشنهاد داده‌اند. ایشان دستکش را بر روی یک مدل مکانیکی که لرزش‌های استراحتی از ۳ تا ۷ هرتز را شبیه‌سازی می‌کرد، آزمایش کردند و دریافتند که دست‌کم شتاب لرزش، ۵۰٪ کاهش یافته است.^[۲۳] همچنین GyroGlove یک محصول تجاری از شرکت آمریکایی GyroGears است، که با استفاده از آثار ژيروسکوپ فرونشانی لرزش دست در بیماران مبتلا به لرزش می‌سازد. به‌علاوه، بوکی^۲ و همکاران (۲۰۱۸)، با استفاده از چند فنر و میراگر مغناطیسی، یک جاذب ارتعاشی غیرفعال را به نام دست‌بند Vib ساخته‌اند، که ارتعاش‌های غیرارادی دست بیماران را تا حد زیادی بهبود می‌بخشد.^[۲۴] دستگاه Vib از دو حلقه‌ی فلزی هم‌مرکز تشکیل شده است، که به مچ دست وصل می‌شوند و در آن، حلقه‌ی خارجی توسط سه فنر دایره‌ای شکل به حلقه‌ی داخلی متصل شده است. برای تنظیم کردن بسامد فعالیت دستگاه Vib می‌توان ضخامت ورق‌ها را تغییر داد. علاوه بر این، دو آهن‌ربا به صورت موازی با فنرها نصب شده‌اند تا میرایی مغناطیسی را براساس اثر جریان‌های گردابی به سیستم اعمال کنند. آهن‌رباهای روی میله‌های پلاستیکی قرار داده شده‌اند تا هیچ ارتباطی بین قطعه‌های رسانا و دست وجود نداشته باشد. این جریان‌ها به دلیل سرعت مماسی نسبت به آهن‌ربا، در سطح داخلی حلقه‌ی خارجی ایجاد می‌شوند و بدون نیاز به هیچ نوع منبع تغذیه‌ای، نقش میراگر را ایفا می‌کنند.

در شکل ۱، دستگاه Tremelo که به‌عنوان یک آرتز غیرفعال برای فرونشانی لرزش دست عرضه شده است، مشاهده می‌شود؛ که در آن از دو جاذب ارتعاشی تنظیم‌شده (TVA)^۳ استفاده شده است، که بر روی سطوح ساعد قرار می‌گیرند. هر TVA شامل یک سیستم جرم-فنر-میراگر است، که انرژی ارتعاشی حرکت‌های غیرارادی اعضاء لرزان در طول لرزش را به‌وسیله‌ی فنر به وزنه‌ی اضافه‌شده منتقل می‌کند. این ابتکار، منجر به کاهش حرکت‌های لرزشی دست از طریق انتقال انرژی به جرم اضافه‌شده در داخل TVA می‌شود. این دستگاه کاملاً مکانیکی است و نیازی به منبع تغذیه ندارد. نتایج اولیه نشان داد که دستگاه Tremelo می‌تواند ۸۵٪ لرزش را در یک بیمار با لرزش‌های PD کاهش دهد.^[۲۵]

در پژوهش حاضر، با الهام گرفتن از طرح دستگاه Tremelo، که به ساعد متصل باشد، مطابق شکل ۱ مشاهده می‌شود که یک مدل ریاضی با استفاده از اصول دینامیک چندجسمی^۴ برای شبیه‌سازی لرزش‌های در حال استراحت دست و فرونشاندن آن با استفاده از جاذب ارتعاشی غیرفعال توسعه داده شده است؛ که براساس آن، ابتدا با حل مسئله‌ی دینامیک معکوس روی مدل ۵

³ Tuned Vibration Absorber

⁴ Multi-body

¹ Zulkefli

² Buki

(۵) با دورانی به اندازه q_4 حول محور X_1 ، از دستگاه $\{X_1'Y_1'Z_1'\}$ به دستگاه بدنی $\{X_1''Y_1''Z_1''\}$ انتقال صورت گرفته است.

(۶) با دورانی به اندازه q_5 حول محور Z_1'' ، از دستگاه $\{X_1''Y_1''Z_1''\}$ به دستگاه بدنی $\{X_1'''Y_1'''Z_1'''\}$ انتقال صورت گرفته است.

حال، برای یافتن ارتباط بردارهای i که بین دستگاه‌های مختصات بدنی و دستگاه مختصات ثابت، از ماتریس‌های دوران استفاده شده است (روابط ۱ الی ۵)؛^[۲۶] که در آن‌ها، بالانویس نماد هر ماتریس، مفصل مرتبط و پایین‌نویس آن محور دوران را نشان می‌دهد:

$$R_x^{el} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(q_1) & \sin(q_1) \\ 0 & -\sin(q_1) & \cos(q_1) \end{bmatrix} \quad (۱)$$

$$R_y^{el} = \begin{bmatrix} \cos(q_2) & 0 & -\sin(q_2) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(q_2) & 0 & \cos(q_2) \end{bmatrix} \quad (۲)$$

$$R_y^{wr} = \begin{bmatrix} \cos(q_3) & 0 & -\sin(q_3) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(q_3) & 0 & \cos(q_3) \end{bmatrix} \quad (۳)$$

$$R_x^{wr} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(q_4) & \sin(q_4) \\ 0 & -\sin(q_4) & \cos(q_4) \end{bmatrix} \quad (۴)$$

$$R_z^{wr} = \begin{bmatrix} \cos(q_5) & \sin(q_5) & 0 \\ -\sin(q_5) & \cos(q_5) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (۵)$$

اکنون، ارتباط بین بردارهای یک‌ه‌ی دستگاه‌های مختصات مختلف را می‌توان به صورت روابط ۶ الی ۱۲ بیان کرد:

$$\begin{bmatrix} i_1' \\ j_1' \\ k_1' \end{bmatrix} = R_x^{el} \begin{bmatrix} i_1 \\ j_1 \\ k_1 \end{bmatrix} \quad (۶)$$

$$\begin{bmatrix} i_1'' \\ j_1'' \\ k_1'' \end{bmatrix} = R_y^{el} \begin{bmatrix} i_1' \\ j_1' \\ k_1' \end{bmatrix} = R^{el} \begin{bmatrix} i_1 \\ j_1 \\ k_1 \end{bmatrix} \quad (۷)$$

$$R_F = R_y^{el} R_x^{el} \quad (۸)$$

$$\begin{bmatrix} i_2' \\ j_2' \\ k_2' \end{bmatrix} = R_y^{wr} \begin{bmatrix} i_2 \\ j_2 \\ k_2 \end{bmatrix} \quad (۹)$$

مچ، دور/ نزدیک شدن مچ، و درون/ برون گشت ساعد) و دو درجه‌ی آزادی آرنج (خم/ باز شدن آرنج و درون/ برون گشت ساعد) می‌شود. این تذکر لازم است که حرکت درون/ برون گشت ساعد در هر دو سر آن (آرنج و مچ) به شکل یک مفصل مجزا ملاحظه شده است؛ که علت آن به آناتومی پیچش ساعد بر می‌گردد، که طی حرکت اخیر، استخوان رادیوس به روی استخوان اولنا طوری تاب می‌خورد که گویا ساعد در سمت متصل به آرنج ثابت مانده و فقط در سمت مچ تابیده است. لذا، پیچش ساعد در تمام مقاطع ثابت نیست و تقریباً به طور خطی از سمت آرنج به سمت مچ افزایش می‌یابد.

ساعد و دست به صورت اجسام صلب با هندسه‌ی منشوری مجسم شده‌اند، که روی هر کدام یک دستگاه مختصات بدنی مستقل چسبانده شده و حرکت نسبی آن‌ها با تبدیل‌های فضایی قابل توصیف است. مفصل‌های آرنج و مچ، دارای سفتی و میرایی خطی حول محورهای حرکت خود هستند. همچنین، نیروی وزن ساعد و دست با جابجایی استاتیکی فنرهای مفصلی متعادل می‌شود. بنابراین جابجایی‌های مفصلی فقط دینامیکی هستند.

در مدل آناتومی ساعد و دست، ۵ مختصه‌ی حرکتی مستقل مفروض است، که مطابق شکل ۲ نام‌گذاری شده‌اند. فرض شده است که دستگاه مختصات ثابت $\{X_1Y_1Z_1\}$ با بردارهای یک‌ه‌ی $\{i_1, j_1, k_1\}$ در محل مفصل آرنج باشد. مختصه‌های تعمیم‌یافته متناظر با درجه‌های آزادی مفصل آرنج با $[q_1, q_2]$ و متناظر با مفصل مچ با $[q_3, q_4, q_5]$ نمایش داده شده است. آنگاه ترتیب دوران‌های متوالی را که از دستگاه مختصات ثابت آغاز و به دستگاه بدنی متصل به دست خاتمه می‌یابد، به این صورت قرارداد شده است:

(۱) با دورانی به اندازه q_1 حول محور X_1 ، از دستگاه ثابت $\{X_1Y_1Z_1\}$ به دستگاه بدنی $\{X_1'Y_1'Z_1'\}$ انتقال صورت گرفته است، که متناظر با خم/ باز شدن آرنج است.

(۲) با دورانی به اندازه q_2 حول محور Y_1' ، از دستگاه ثلث $\{X_1'Y_1'Z_1'\}$ به دستگاه بدنی $\{X_1''Y_1''Z_1''\}$ انتقال صورت گرفته است، که متناظر با درون/ برون گشت ساعد در سر آرنج است.

(۳) با یک انتقال به اندازه‌ی طول ساعد در امتداد محور Y_1'' ، دستگاه بدنی $\{X_2Y_2Z_2\}$ ، که در محل مچ به دست متصل است، به دست آمده است.

(۴) با دورانی به اندازه q_3 حول محور $Y_2 = Y_1''$ ، از دستگاه $\{X_2Y_2Z_2\}$ به دستگاه بدنی $\{X_2'Y_2'Z_2'\}$ انتقال صورت گرفته است.

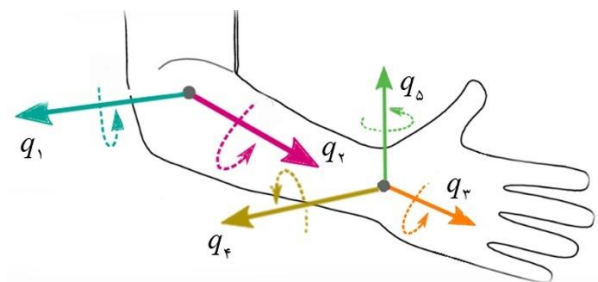


Figure 2. Degrees of freedom of the elbow and wrist joints in the proposed dynamic model.

شکل ۲. درجه‌های آزادی مفصل‌های آرنج و مچ در مدل دینامیکی پیشنهادی.

که در آن‌ها، $\bar{I}_H$ و $\bar{I}_F$ به ترتیب تانسورهای اینرسی ساعد و دست (با فقط اعضاء قطری خود) هستند، که در دستگاه بدنی متصل به آن‌ها محاسبه می‌شوند. همچنین بردار سرعت زاویه‌ای عضوهای مذکور در آخرین دستگاه مختصات متصل به آن عضو بیان شده‌اند؛ چرا که تانسور اینرسی نیز در همان دستگاه مختصاتی محاسبه می‌شود. بردارهای مکان مراکز جرم ساعد r_{G_1} و دست r_{G_2} به‌صورت روابط ۲۱ و ۲۲ محاسبه و مشتق‌گیری می‌شوند تا سرعت‌های خطی متناظر آن‌ها، که به‌ترتیب $\bar{V}_F$ و $\bar{V}_H$ نامیده می‌شوند، به‌دست آیند:

$$\bar{V}_F = \frac{d \mathbf{r}_{G_1}}{dt} = \frac{d}{dt} (L_d j_1'') = \quad (21)$$

$$L_d \frac{d j_1''}{dt} \equiv \bar{V}_x^F i_1 + \bar{V}_y^F j_1 + \bar{V}_z^F k_1$$

$$\bar{V}_H = \frac{d \mathbf{r}_{G_2}}{dt} = \frac{d}{dt} (L_c j_1'' + \frac{L_c}{2} j_2''') \equiv \bar{V}_x^H i_1 + \bar{V}_y^H j_1 + \bar{V}_z^H k_1 \quad (22)$$

که در آن‌ها، L_d فاصله‌ی بین مرکز جرم ساعد تا مفصل آرنج و L_c طول ساعد هستند. L_c طول دست است، که فرض می‌شود مرکز جرم آن در وسطش قرار می‌گیرد. همچنین با توجه به آناتومی ساعد فرض شده است مرکز جرم آن اندکی به آرنج نزدیک‌تر است. بنابراین، انرژی جنبشی مجموعه‌ی دست و ساعد (T_{limb}) مطابق رابطه‌ی ۲۳ خواهد بود:

$$T_{limb} = T_F + T_H \quad (23)$$

اکنون به بررسی آثار سفتی و میرایی پرداخته شده است. طبق فرضیات صورت‌گرفته، تغییرات انرژی پتانسیل سیستم، که با U_{joint} نشان داده می‌شود، مطابق روابط ۲۴ الی ۲۶ خواهد بود: [۲۷]

$$U_{el} = \frac{1}{2} (K_1 q_1^2 + K_2 q_2^2) \quad (24)$$

$$U_{wr} = \frac{1}{2} (K_3 q_3^2 + K_4 q_4^2 + K_5 q_5^2) \quad (25)$$

$$U_{joint} = U_{el} + U_{wr} \quad (26)$$

که در آن‌ها، U نشانگر تغییرات انرژی پتانسیل و K نشانگر سفتی پیچشی مفصل هستند. سفتی پیچشی متناظر با هر درجه‌ی آزادی توسط بالانویس آن مشخص شده است. این تحلیل، یک فرض ساده برای مدل‌سازی سفتی مفصلی صورت گرفته است؛ که براساس آن، همه‌ی آثار ناشی از فعالیت ماهیچه‌ها که منجر به سفتی در مفاصل می‌شوند، به شکل فنرهای پیچشی نقطه‌ای و بدون جرم در محل مفاصل مذکور و مطابق با دوران‌های متناظر، بدون حضور آثار حاصل‌ضربی در نظر گرفته شده‌اند. اگر برای فنرهای مذکور، علاوه بر سفتی، میرایی خطی با ضریب B نیز در نظر گرفته شود، در آن‌صورت تابع اتلاف ریلی D_{joint} را می‌توان مطابق روابط ۲۷ الی ۲۹ بیان کرد:

$$D_{el} = \frac{1}{2} (B_1 \dot{q}_1^2 + B_2 \dot{q}_2^2) \quad (27)$$

$$D_{wr} = \frac{1}{2} (B_3 \dot{q}_3^2 + B_4 \dot{q}_4^2 + B_5 \dot{q}_5^2) \quad (28)$$

$$D_{joint} = D_{el} + D_{wr} \quad (29)$$

$$\begin{Bmatrix} i_2'' \\ j_2'' \\ k_2'' \end{Bmatrix} = R_x^{wr} \begin{Bmatrix} i_2' \\ j_2' \\ k_2' \end{Bmatrix} = R_x^{wr} R_y^{wr} \begin{Bmatrix} i_2 \\ j_2 \\ k_2 \end{Bmatrix} \quad (10)$$

$$\begin{Bmatrix} i_2''' \\ j_2''' \\ k_2''' \end{Bmatrix} = R_z^{wr} \begin{Bmatrix} i_2'' \\ j_2'' \\ k_2'' \end{Bmatrix} = R_{H/F} \begin{Bmatrix} i_2 \\ j_2 \\ k_2 \end{Bmatrix} \quad (11)$$

$$R_{H/F} = R_z^{wr} R_x^{wr} R_y^{wr} \quad (12)$$

ارتباط بین دستگاه‌های بدنی متصل به ساعد و دست نیز مطابق روابط ۱۳ الی ۱۵ خواهد بود:

$$\begin{Bmatrix} i_2 \\ j_2 \\ k_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} i_1'' \\ j_1'' \\ k_1'' \end{Bmatrix} \quad (13)$$

$$\begin{Bmatrix} i_2''' \\ j_2''' \\ k_2''' \end{Bmatrix} = R_H \begin{Bmatrix} i_1 \\ j_1 \\ k_1 \end{Bmatrix} \quad (14)$$

$$R_H = R_{H/F} R_F \quad (15)$$

شایان ذکر است بردارهای یک‌ه‌ی دستگاه ثابت، اندازه و جهت ثابتی دارند و لذا مشتق آن‌ها صفر خواهد بود. سایر بردارها، بردارهای چرخان هستند.

به‌منظور استخراج معادله‌های حرکت از روش لاگرانژی، که مبتنی بر تعادل مقادیر انرژی و کار مکانیکی سیستم است، پیروی شده است. برای محاسبه‌ی انرژی جنبشی دورانی باید به دو نکته توجه داشت:

۱) سرعت زاویه‌ای مطلق هر جسم محاسبه شود، ۲) توصیف آن در دستگاه‌های بدنی متصل به آن جسم باشد. [۲۶] لذا روابط ۱۶ الی ۱۸ برقرار هستند. لذا:

$$\vec{\Omega}_F = (\dot{q}_1) i_1' + (\dot{q}_2) j_1'' \quad (16)$$

$$\vec{\Omega}_{H/F} = (\dot{q}_3) j_2' + (\dot{q}_4) i_2'' + (\dot{q}_5) k_2''' \quad (17)$$

$$\vec{\Omega}_H = \vec{\Omega}_F + \vec{\Omega}_{H/F} \quad (18)$$

که در آن‌ها، Ω_H و Ω_F به‌ترتیب سرعت‌های زاویه‌ای مطلق ساعد و دست، و $\Omega_{H/F}$ سرعت زاویه‌ای نسبی بین آن دو است. کمیت‌های اخیر در دستگاه ثابت $\{x_1 y_1 z_1\}$ با بالانویس o توصیف شده‌اند. بدین صورت، انرژی جنبشی ساعد T_F و انرژی جنبشی دست T_H مطابق رابطه‌های ۱۹ و ۲۰ خواهد بود:

$$T_F = \frac{1}{2} R_F \vec{\Omega}_F^o T [\bar{I}_F] R_F \vec{\Omega}_F^o + \frac{1}{2} m_F \bar{V}_F^2 \quad (19)$$

$$T_H = \frac{1}{2} R_H \vec{\Omega}_H^o T [\bar{I}_H] R_H \vec{\Omega}_H^o + \frac{1}{2} m_H \bar{V}_H^2 \quad (20)$$

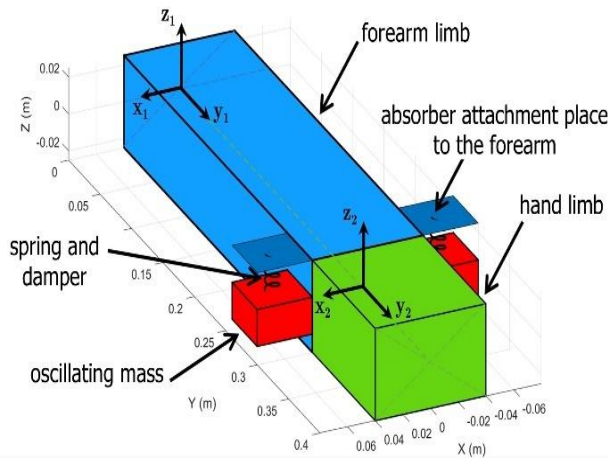


Figure 3. Configuration of forearm, hand and absorbers attachment.

شکل ۳. پیکربندی ساعد و دست و اتصال جاذب‌ها.

حاکم بر مدل یکپارچه‌ی ساعد، دست، و جاذب‌ها با همان رویکرد استخراج نوشتار نورانی و همکاران (۲۰۱۴)^[۲۸] به صورت رابطه‌ی ۳۶ خواهد بود:

$$[M'] \begin{Bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_3 \\ \ddot{q}_4 \\ \ddot{q}_5 \\ \ddot{s}_1 \\ \ddot{s}_2 \end{Bmatrix} + ([C'] + [D']) \begin{Bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \\ \dot{q}_4 \\ \dot{q}_5 \\ \dot{s}_1 \\ \dot{s}_2 \end{Bmatrix} + [K'] \begin{Bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ q_3 \\ q_4 \\ q_5 \\ s_1 \\ s_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (35)$$

۳.۲. تخمین فیلتر کالمن پاد رانش

فیلتر کالمن، یک فیلتر خطی بهینه است، که پیش‌بینی مدل و اندازه‌گیری حسگر را در تکرارهای متوالی در یک ترکیب محدب تجمع می‌کند، تا یک تخمین پسین بهینه از حالت یا خروجی سیستم ارائه دهد. هدف از بخش کنونی، ارائه‌ی روشی برای تخمین جابجایی‌های زاویه‌ای مفاصل براساس اندازه‌گیری سرعت‌های زاویه‌ای اعضای درگیر ترمور، که با ژيروسکوپ‌های متصل به آن‌ها حاصل می‌شوند، است. مسئله آن است که این تخمین که در واقع انتگرال-گیری از سیگنال سرعت برای دست‌یابی به جابجایی است، به روش سنتی فیلتر کالمن دچار رانش یا دیررفت می‌شود. لذا در پژوهش حاضر، روشی نوآورانه براساس بسط سری فوریه ارائه شده است، که مشکل اخیر را مرتفع سازد. معادله‌های فضای حالت برای مسئله‌ی مذکور بین دو گام زمانی متوالی به شکل رابطه‌ی ۳۷ در نظر گرفته شده است: [۲۹ و ۳۰]

$$\begin{Bmatrix} \theta_{k+1} \\ \omega_{k+1} \\ \alpha_{k+1} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \theta_k \\ \omega_k \\ \alpha_k \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} w_{k+1}^{(1)} \\ w_{k+1}^{(2)} \\ w_{k+1}^{(3)} \end{Bmatrix} \quad (36)$$

$$z_{k+1} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \theta_{k+1} \\ \omega_{k+1} \\ \alpha_{k+1} \end{Bmatrix} + u_{k+1}$$

که در آن، θ ، ω ، و α به ترتیب جابجایی، سرعت، و شتاب زاویه‌ای مفصل‌های مشخص و مفروضی از سیستم‌اند، که حالت‌های سیستم شناساگر محسوب می-

لرزش دست را می‌توان با اعمال گشتاورهای محرک مفصل‌ها (T_1 تا T_5) شبیه‌سازی کرد. با استفاده از اصل همیلتون و مفهوم کار مجازی در حساب تغییرات، کار خارجی ناشی از گشتاورهای محرک مفصل‌ها (W_{ext})، متناظر با کار بارهای تعمیم‌یافته مطابق رابطه‌ی ۳۰ خواهد بود:

$$\delta W_{ext} = \sum_{i=1}^5 T_i \delta q_i = \sum_{i=1}^5 Q_i \delta q_i \rightarrow T_i = Q_i \quad (30)$$

با در دست داشتن انرژی‌های جنبشی، پتانسیل، و اتلافی می‌توان با استفاده از عملگر ژاکوبین، ماتریس‌های جرمی M ، کوریولیس C ، میرایی D ، و سفتی K را محاسبه کرد، [۲۸] و دستگاه معادلات دیفرانسیل حاکم بر مسئله را به صورت رابطه‌ی ۳۱ تشکیل داد:

$$[M] \begin{Bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_3 \\ \ddot{q}_4 \\ \ddot{q}_5 \end{Bmatrix} + ([C] + [D]) \begin{Bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \\ \dot{q}_4 \\ \dot{q}_5 \end{Bmatrix} + [K] \begin{Bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ q_3 \\ q_4 \\ q_5 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \end{Bmatrix} \quad (31)$$

که در آن، ماتریس‌های جرم، آثار جانبی مرکزی و کوریولیس، میرایی، و پتانسیل فتری به ترتیب با M ، C ، D ، و K نشان داده شده‌اند. در بخش بعد، از معادله‌های اخیر برای تحلیل دینامیک معکوس استفاده شده است.

۲.۲. دینامیک یکپارچه با افزوده‌شدن جاذب‌ها

حال آثار اضافه‌شدن جاذب‌های ارتعاشی در انرژی کل سیستم بررسی شده است. اگر مکان مطلق جرم‌های m_1 و m_2 با r_1 و r_2 نمایش داده شود و جابجایی آن‌ها نسبت به دستگاه بدنی $\{x_2, y_2, z_2\}$ ، به فنرهایی با سفتی k_1 و k_2 و میرایی b_1 و b_2 متصل شده‌اند، s_1 و s_2 نامیده شوند؛ آنگاه انرژی جنبشی، پتانسیل فتری، و اتلاف میرایی مربوط به سیستم جاذب‌ها که به ترتیب T_{ab} ، U_{ab} ، و D_{ab} نامیده می‌شوند، مطابق روابط ۳۲ الی ۳۴ خواهند بود:

$$T_{ab} = \frac{1}{2} m_1 \dot{r}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 \dot{r}_2^2 \quad (32)$$

$$U_{ab} = \frac{1}{2} k_1 s_1^2 + \frac{1}{2} k_2 s_2^2 \quad (33)$$

$$D_{ab} = \frac{1}{2} b_1 \dot{s}_1^2 + \frac{1}{2} b_2 \dot{s}_2^2 \quad (34)$$

آرایش قرارگرفتن جاذب‌ها مطابق شکل ۳ در نظر گرفته شده است؛ که مطابق آن، جاذب‌ها به ساعد متصل شده‌اند. بردارهای مکان جرم‌ها به صورت روابط ۳۵ است و با مشتق‌گیری از آن‌ها در دستگاه ثابت، می‌توان سرعت‌های مطلق هر یک را محاسبه کرد:

$$r_1 = \left(\frac{-L_b}{2} \right) \ddot{i}_1'' + (L) \ddot{j}_1'' + \left(\frac{L_a}{2} - s_1 \right) \ddot{k}_1'' \quad (35)$$

$$r_2 = \left(\frac{L_b}{2} \right) \ddot{i}_1'' + (L - eL) \ddot{j}_1'' + \left(\frac{L}{2} - s_2 \right) \ddot{k}_1''$$

که در آن‌ها، طول، ارتفاع، و عرض ساعد به ترتیب با L_b ، L_a ، و L ، نمادگذاری شده‌اند، و e ضریبی بی‌بعد است که فاصله‌ی دو جرم را در راستای طول ساعد نشان می‌دهد. نظر به اینکه با افزودن جاذب‌های غیرفعال، هیچ نیروی تعمیم‌یافته‌ای در معادله‌های حرکت نهایی ایجاد نمی‌شود؛ لذا دستگاه معادلات

سینماتیکی، فقط اندازه‌گیری از سرعت‌های زاویه‌ای که با ژيروسکوپ سنجیده می‌شوند، در دسترس است و با پیروی از روش بخش پیشین، موقعیت و شتاب‌های زاویه‌ای مفاصل به‌وسیله‌ی فیلتر کالمن پاد رانش محاسبه می‌شوند.

یک سیگنال نویز سفید گاوسی $N(\mu, \sigma)$ با میانگین $\mu = 0$ و واریانس $\sigma = 1$ به سیگنال‌های سرعت زاویه‌ای مفروض آمیخته می‌شود تا نماینده‌ی نویز اندازه‌گیری در شرایط عملی باشند (مطابق رابطه‌ی ۴۱):

$$\dot{q}_{prc}(t) = \dot{q}_{tr}(t) - NW \text{std}(\dot{q}_{tr}) N(0, 1) \quad (40)$$

که در آن، $\dot{q}_{prc}$ و $\dot{q}_{tr}$ به ترتیب تابع سرعت زاویه‌ای عملی (آمیخته به نویز) و خام (ترمور بدون نویز) هستند. شدت نویز آمیخته‌شده به سیگنال ترمور خام هر مفصل با ضریب وزنی NW معین می‌شود، که مقداری بین ۰ و ۱ اختیار می‌کند. std نیز نشانگر انحراف معیار است.

در پیوست ۱، مقادیر عددی پارامترهای مدل دینامیکی استفاده‌شده در شبیه‌سازی‌های لرزش ساعد و دست ارائه شده است. در محاسبه‌ی ممان‌های اینرسی جرمی، از روابط ممان‌های اصلی مکعب‌مستطیل با جرم و ابعاد مشخص استفاده شده است. مقدار جرم ساعد و دست و سفتی/میرایی مفاصل، از نوشتار رینگن رویز و همکارش^۲ (۲۰۲۳)،^[۲۴] انتخاب شده است. مقادیر سفتی‌ها و میرایی‌ها در برخی از مفاصل در ادبیات فنی یافت نشده و لذا در پژوهش حاضر به‌عنوان نمونه، مقادیری به آن‌ها اختصاص یافته است؛ که وابسته به شخص هستند و می‌توان با اندازه‌گیری‌های اختصاصی از بیمار، مقدار آن‌ها را تغییر داد. در ضمن، زمان کل شبیه‌سازی ۳ ثانیه بوده است، که در نمودارهای مختلف برای وضوح بهتر، بازه‌ی اخیر محدود شده است.

در شکل ۴، سرعت‌های زاویه‌ای مفاصل که باید به‌عنوان ورودی قابل‌اندازه‌گیری در مسئله‌ی سینماتیک معکوس لحاظ شوند، مشاهده می‌شوند. این سیگنال‌ها در عمل توسط ژيروسکوپ‌های متصل به اندام بدنی اندازه‌گیری می‌شوند، که در جریان داده‌برداری به نویز آمیخته می‌شوند. لذا با آمیختن نویزی با شدت $NW=0.15$ به سیگنال‌های خام، سیگنال‌های نویزی در مقابل سیگنال‌های خام رسم شده‌اند.

در تحلیل دینامیک معکوس، داشتن کمیت‌های سینماتیکی، شامل: جابجایی، سرعت، و شتاب زاویه‌ای ضروری است؛ در حالی که اندازه‌گیری فقط از سرعت زاویه‌ای مفاصل مقدور است. لذا برای تخمین جابجایی و شتاب زاویه‌ای مفاصل لازم است که به ترتیب انتگرال‌گیری و مشتق‌گیری عددی انجام شود. برای این منظور از فیلتر کالمن استفاده شده است. همان‌طور که ذکر شد، برای اجتناب از خطای رانش در انتگرال‌گیری، این امر با روشی نوآورانه، که فیلتر کالمن پاد رانش نامیده می‌شود، انجام شده است. نتایج حاصل از این تخمین حالت، در شکل‌های ۵ و ۶ مشاهده می‌شوند.

هر یک از نمودارهای رسم‌شده در شکل‌های ۴ الی ۶، کمیتی متناظر با یکی از درجه‌های آزادی مدل دینامیکی ساعد-دست را که به ترتیب خم/باز شدن و درون/برون گشت آرنج $[q_1, q_2]$ ، و نیز درون/برون گشت و خم/باز شدن و دور/نزدیک شدن مچ $[q_3, q_4, q_5]$ نامیده شده‌اند، نشان می‌دهند. در شکل‌های ۵ و ۶، برای ارزیابی روش تخمین حالت با استفاده از راهبرد پیشنهادی فیلتر کالمن

شوند. همچنین W و u نماینده‌ی عدم قطعیت مدل و نویز اندازه‌گیری و Z خروجی اندازه‌گیری‌شده هستند.

ماتریس A، ماتریس انتقال حالت است، که متغیرهای حالت سیستم را متوالیاً از گام k به گام k+1 گذر یا انتقال می‌دهد. فرض اساسی در فیلتر کالمن آن است که دو متغیر تصادفی W و u با توزیع گاوسی با میانگین صفر و ناهمبسته هستند. در مسئله‌ی موقعیتیابی از روی اندازه‌گیری‌های ژيروسکوپ، فرض مرسوم برای تشکیل ماتریس انتقال حالت A، ثابت بودن مقدار اندازه‌گیری‌شده (در اینجا سرعت زاویه‌ای) در هر گام زمانی T_s است؛^[۳۱] اما این فرض، باعث ایجاد خطای رانش یا دررفت در تخمین موقعیت به‌ویژه در حرکت‌های هارمونیک می‌شود. به‌منظور حذف اثر خطای اخیر در تخمین، فرضیه‌ی دیگری براساس ماهیت رفتاری سیگنال‌های متناوب، مینا قرار گرفته و تخمین حالت‌ها با استفاده از روش مذکور، فیلتر کالمن پاد رانش^۱ نامیده شده است، که در آن ماتریس انتقال حالت به‌صورت رابطه‌ی ۳۸ است.^[۳۳]

$$A = \begin{pmatrix} \cos(\omega_n T_s) & \frac{\sin(\omega_n T_s)}{\omega_n} & 0 \\ 0 & \cos(\omega_n T_s) & \frac{\sin(\omega_n T_s)}{\omega_n} \\ 0 & -\omega_n \sin(\omega_n T_s) & \cos(\omega_n T_s) \end{pmatrix} \quad (37)$$

اعمال فرض اخیر بر معادلات ۳۷، پژوهشگر را قادر ساخته است تا با مشتق‌گیری عددی از مشاهده‌های سرعت‌های زاویه‌ای ساعد و دست، شتاب‌های زاویه‌ای عضوهای مذکور محاسبه و نیز با انتگرال‌گیری عددی از مشاهده‌ها، موقعیت‌های زاویه‌ای آن‌ها با دقت بسیار خوبی (بدون رانش) تخمین زده شود. همچنین در ماتریس انتقال حالت بالا، ω_n بسامد غالب لرزش است، که در محتوای بسامدی سیگنال اندازه‌گیری‌شده مشاهده می‌شود. می‌توان با اعمال تبدیل فوری به سیگنال مورد مطالعه، بسامد غالب را یافت و آنگاه در ماتریس انتقال حالت جای‌گذاری کرد، تا بدین ترتیب تخمینی از حرکت‌های لرزشی ناخواسته را بدون خطای رانش، محاسبه و استفاده کرد. آنگاه همه‌ی مشخصه‌های سینماتیک حرکت، یعنی جابجایی و شتاب که از اندازه‌گیری سرعت تخمین زده می‌شوند، معین هستند و با جایگذاری در معادله‌ی ۳۱، مسئله‌ی دینامیک معکوس حل می‌شود.

۳. تحلیل دینامیک معکوس

حرکت‌های لرزشی در مفصل‌های مختلف به‌صورت تابعی از زمان، t، با ضابطه‌ی معین در نظر گرفته شده‌اند، که توابع سینوسی تک‌فام هستند. اگر بسامد لرزش f_{tr} در تمامی مفاصل یکسان در نظر گرفته شود، آنگاه، روابط ۳۹ و ۴۰ به‌دست می‌آیند:

$$q_i(t) = a_i \sin(2\pi f_{tr} t) \quad (38)$$

$$\dot{q}_i(t) = (2\pi f_{tr}) a_i \cos(2\pi f_{tr} t) \quad (39)$$

که در آن، q_i معرف تابع زمانی حرکت زاویه‌ای و $\dot{q}_i$ سرعت زاویه‌ای متناظرش به‌ازاء مفصل i مدل ساعد و دست است، و دامنه‌ی لرزش در هر مفصل a_i است. در شبیه‌سازی انجام‌شده فرض بر این بوده است که از میان مشخصه‌های

¹ Anti-drift

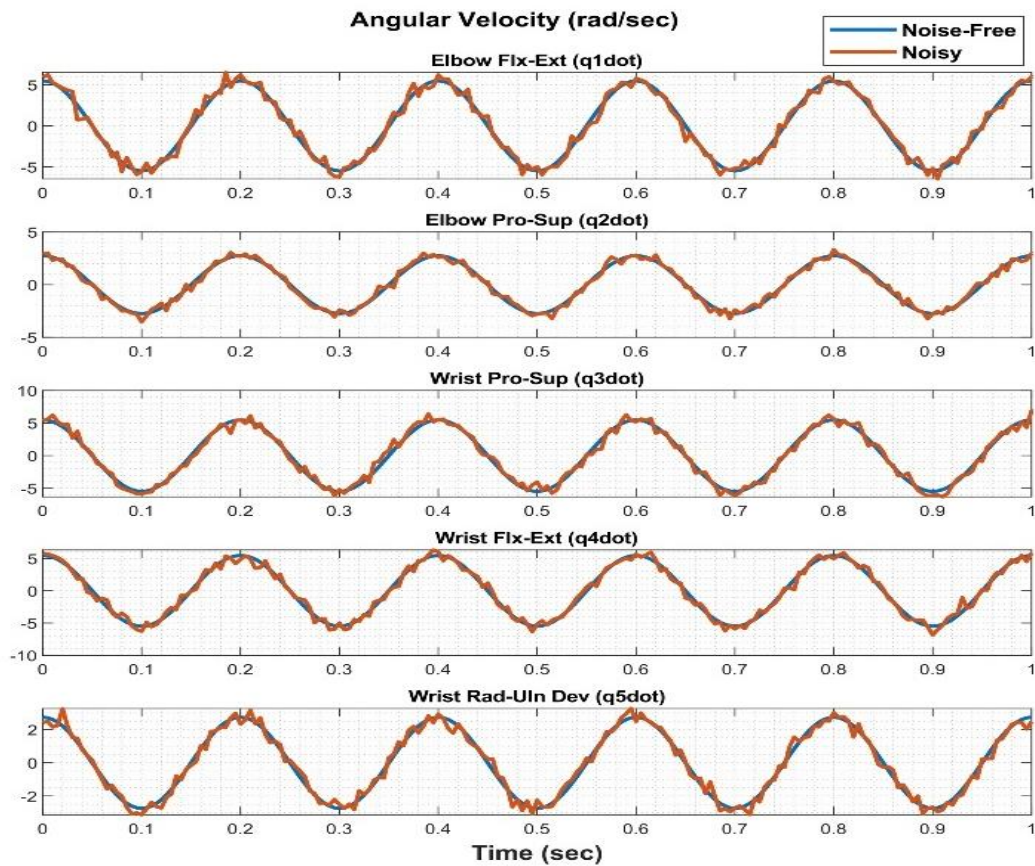


Figure 4. Joint angular velocities at 5-DOF model: raw signal and noisy signal with $NW = 0.15$.

شکل ۴. سرعت های زاویه ای مفاصل در مدل ۵ درجه ای آزادی، سیگنال خام، و آمیخته به نویز اندازه گیری با ضریب نویز $NW=0.15$.

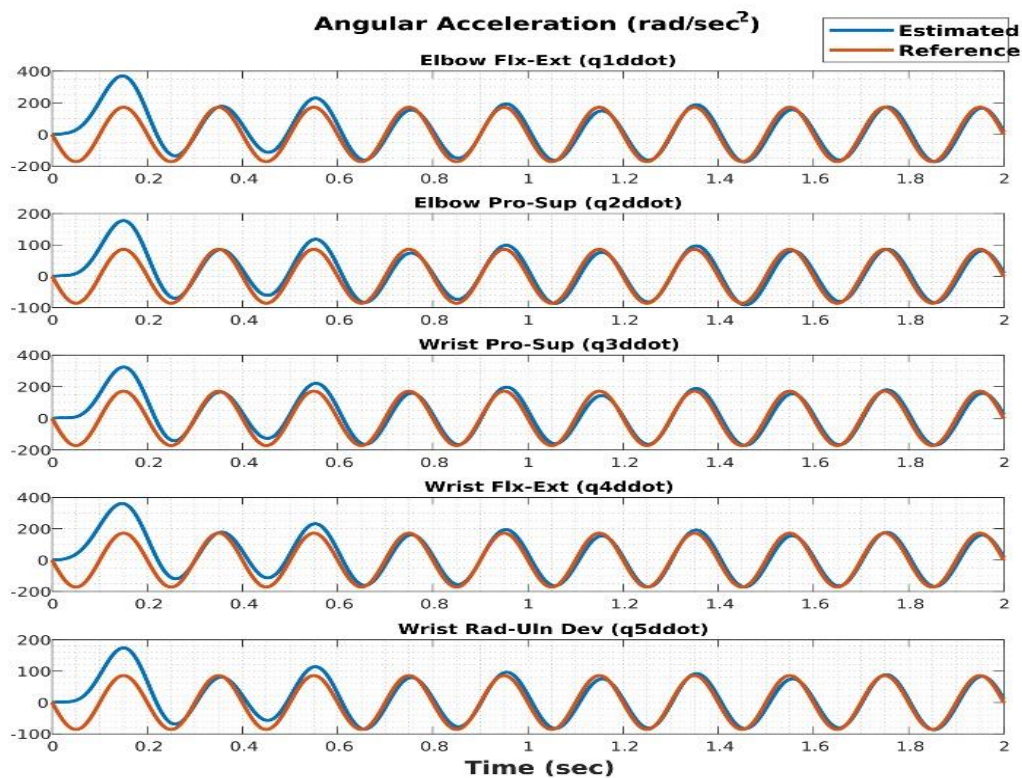


Figure 5. Angular acceleration conducted from angular velocity signals passing anti-drift Kalman filter.

شکل ۵. شتاب زاویه ای مفاصل، منتج شده از سیگنال سرعت زاویه ای عبوری از تخمین گر کالمن پاد رانش.

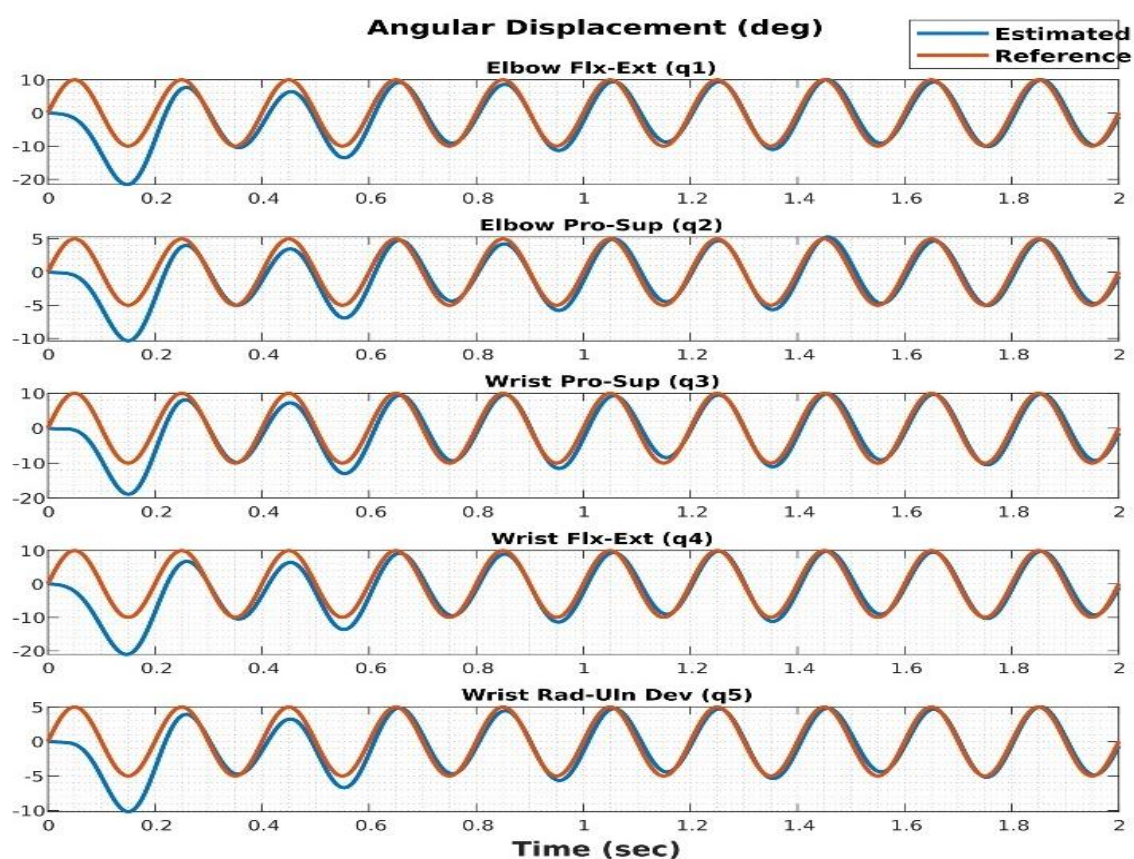


Figure 6. Angular position conducted from angular velocity signals passing anti-drift Kalman filter.

شکل ۶. موقعیت زاویه‌ای مفاصل، منتج شده از سیگنال سرعت زاویه‌ای عبوری از تخمین گر کالمن پاد رانش.

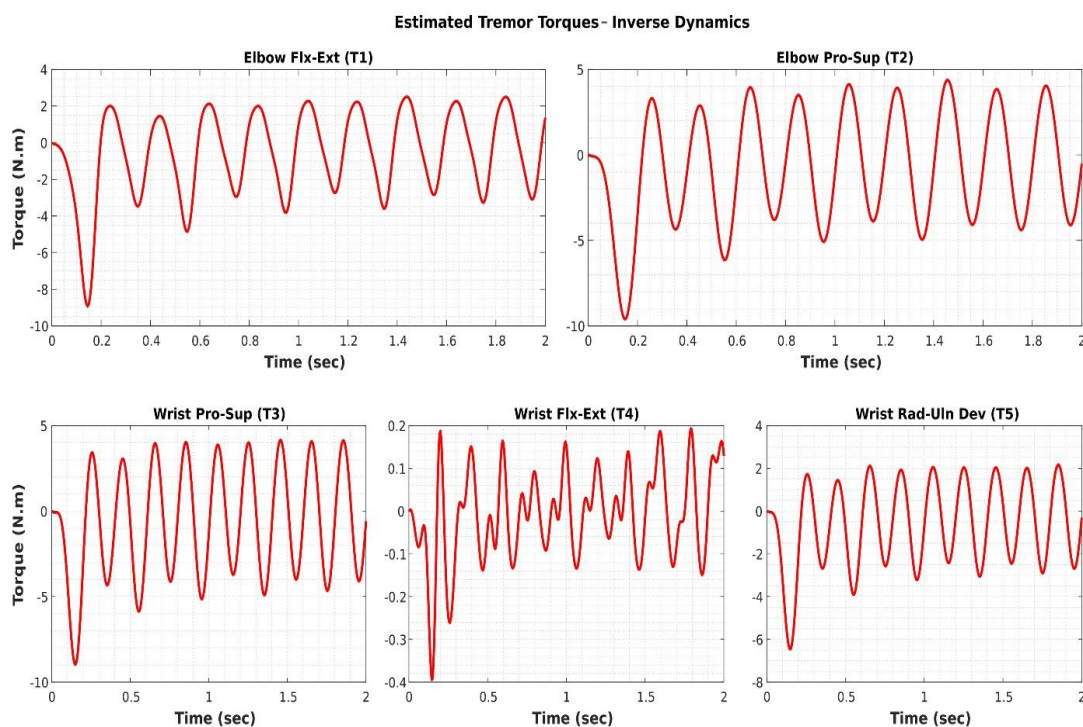


Figure 7. Tremor torques at elbow and wrist joints conducted by inverse dynamics analysis using estimated kinematical quantities via Kalman filter.

شکل ۷. گشتاورهای لرزاننده‌ی مفاصل آرنج و مچ، حاصل از تحلیل دینامیک معکوس که در آن از کمیت‌های سینماتیکی تخمین زده شده‌ی فیلتر کالمن استفاده شده است.

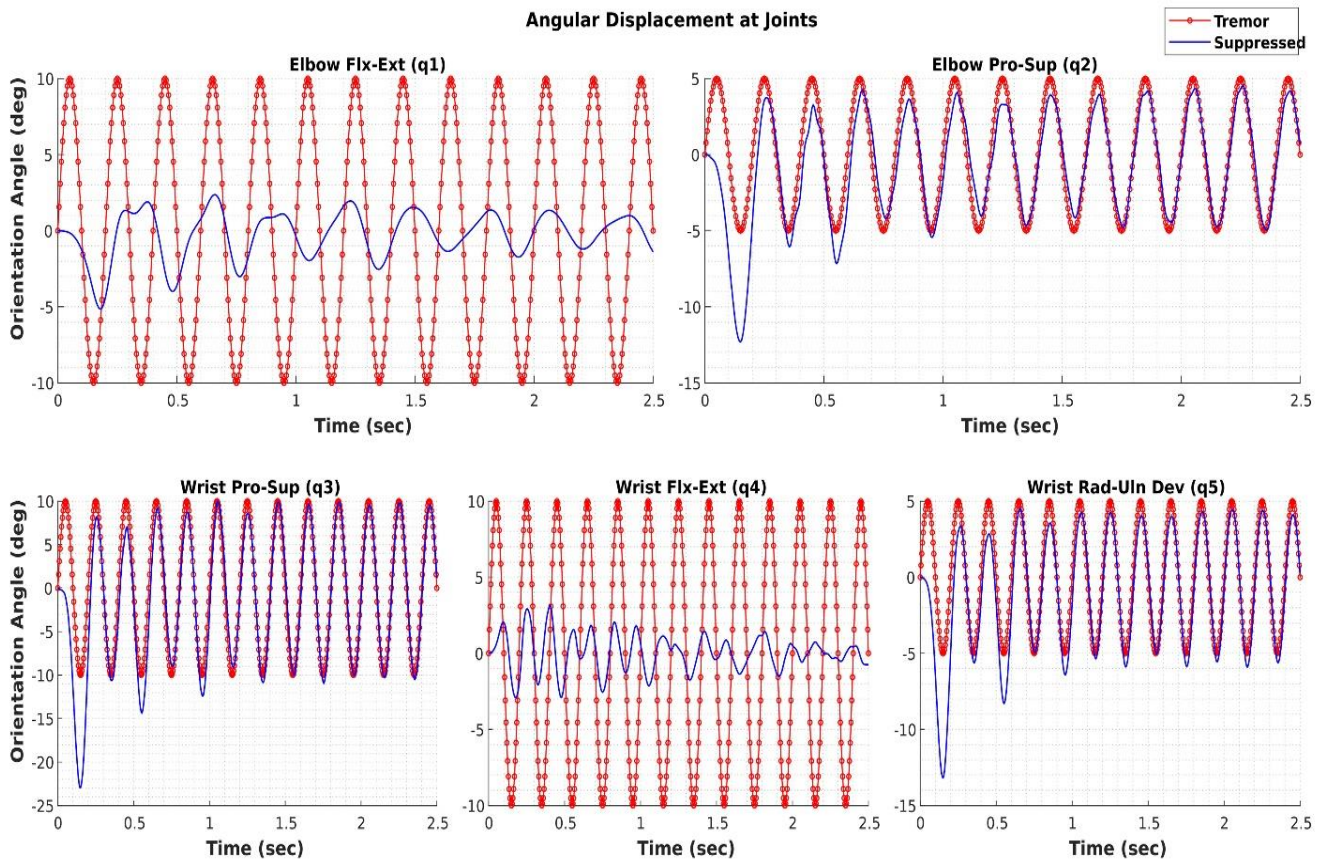


Figure 8. Time response of elbow & wrist degrees of freedom before/after vibration absorbers attachment when they are excited with calculated tremor torques.

شکل ۸. پاسخ زمانی درجه های آزادی مفاصل آرنج و مچ پیش و پس از اتصال جاذب های ارتعاشی، زمانی که با گشتاورهای لرزانده ی محاسبه شده تحریک شده اند.

ارائه شده در رابطه ی ۳۶ به طور عددی و به کمک دستور ode ۴۵ در نرم افزار متلب^۱ حل شده است.

شاخصی که در پژوهش حاضر به عنوان معیاری برای ارزیابی کاهش لرزش های ترموری مدنظر قرار گرفته است؛ سطح زیر نمودار، قدرمطلق دامنه ی ارتعاش برای هر درجه ی آزادی است. بازه ی زمانی شبیه سازی ها، ۰ تا ۳ ثانیه بوده است؛ اما در ارزیابی کاهش ارتعاش ها، به منظور نادیده گرفتن آثار پاسخ گذرای مسئله، بازه ی انتگرال گیری ۱ الی ۳ ثانیه در نظر گرفته شده است. لذا درصد کاهش لرزش، که TRP نامیده می شود، برای هر درجه ی آزادی مطابق رابطه ی ۴۲ محاسبه می شود:

$$TRP\% = \frac{\int_1^3 |q_{tr}(t)| dt - \int_1^3 |q_{sup}(t)| dt}{\int_1^3 |q_{tr}(t)| dt} \times 100 \quad (41)$$

که در آن، q_{sup} دامنه ی ارتعاش (موقعیت زاویه ای) یک مفصل پس از تأثیر فرونشانی جاذب های ارتعاشی است. در شکل ۸، پاسخ زمانی هر مفصل تحت مدل های بدون جاذب (رابطه ی ۳۱) و با جاذب ارتعاشی (رابطه ی ۳۶) رسم و با هم مقایسه شده اند.

پاد رانش،^[۳۵] سیگنال تخمین زده شده در هر مفصل در مقایسه با تابع مرجع مفروضی که مطابق رابطه ی ۴۱ برای آن دقیقاً محاسبه شده است، رسم شده است؛ که از مقایسه ی آن ها می توان به درستی و دقت عملکرد روش پیشنهادی به ویژه در انتگرال گیری پاد رانش پی برد. چنانکه ملاحظه می شود، این تخمین به سرعت به مقادیر تابع مرجع همگرا شده است و اثری از خطای رانش در تخمین موقعیت مشاهده نمی شود.

با داشتن کمیت های سینماتیکی (موقعیت، سرعت، و شتاب) و دینامیکی مدل (ماتریس های جرمی، کوریولیس، میرایی، و سفتی) از حل مسئله ی دینامیک معکوس، گشتاورهای مفصلی لرزانده، که در واقع عامل حرکت های لرزشی در مفاصل آرنج و مچ بوده اند، براساس رابطه ی ۳۱ محاسبه شده اند. این گشتاورهای مفصلی در شکل ۷ مشاهده می شوند و در گام بعد، یعنی در تحلیل دینامیک مستقیم، به عنوان ورودی های مسئله در نظر گرفته شده اند.

۲.۳. تحلیل دینامیک مستقیم با حضور جاذب های ارتعاش

براساس معادله های دینامیکی ارائه شده در رابطه ی ۳۶، پاسخ مدل یکپارچه ی اندام بدنی و جاذب های ارتعاشی متصل به آن، تحت تحریک گشتاورهای مفصلی لرزانده ی محاسبه شده در بخش قبل، از حل مسئله ی دینامیک مستقیم به دست آمده است. برای این منظور، دستگاه معادلات دیفرانسیل

¹ MATLAB

جدول ۱. درصد کاهش لرزش در درجه‌های آزادی اندام پس از اتصال جاذب ارتعاشی.

Table 1. Tremor reduction percentage at limb DOFs.

محور حرکتی مفصل (Joint axis)	نماد (symbol)	درصد کاهش لرزش (TRP)
خم/بازشدن آرنج (Elbow flexion/extension)	q_1	84٪
درون/برون گشت آرنج (Elbo pronation/supination)	q_2	14.66٪
درون/برون گشت مچ (Wrist pronation/supination)	q_3	3.12٪
خم/بازشدن مچ (Wrist flexion/extension)	q_4	90.36٪
دور/نزدیک شدن مچ (Radius/ulnar Deviation)	q_5	2.66٪

به ترتیب تا ۸۴ و ۹۰ درصد فرونشاند، که بیانگر موفقیت آن در فرونشانی لرزش ترموری بوده است.

مدل توسعه داده شده در پژوهش حاضر با این فرض بوده است که لرزش‌های ترموری، لرزش‌های تک فام (مشمول بر فقط یک قله‌ی بسامدی در نمایش طیفی) هستند. همچنین آثار عصبی- ماهیچه‌ای ترمور وارد مدل‌سازی نشده است. این موضوع در دو قسمت از مسئله می‌توانست دخیل باشد: نخست، در مقادیر سفتی و میرایی‌هایی که در مفاصل مدل شده‌اند (که خود پژوهش کاملی می‌طلبد)؛ و دوم، مکانیزم تولید گشتاورهای مفصلی. در پژوهش حاضر از دیدگاه تحلیل سینماتیک با کمک دینامیک معکوس، مقادیر گشتاورهای مفصلی محاسبه شده‌اند، که فرایند اخیر می‌توانست از دیدگاه EMG و تحریک‌های عصبی-عضلانی با استفاده از مدل‌هایی مثل مدل هیل نیز صورت پذیرد. همچنین جاذب ارتعاشی استفاده شده، مقید به حرکت در یک راستا و از نوع غیرفعال بوده است. این فرضیات مبتنی بر فهم نویسندگان از اطلاعات منتشر شده از محصول Tremelo در فضای وب و برخی نوشتارها بوده است.

میزان کاهش دامنه‌ی ارتعاش‌ها در هر یک از درجه‌های آزادی در جدول ۱ ارائه شده است. همان‌طور که در نمودارهای متناظر با درجه‌های آزادی خم/بازشدن آرنج و نیز مچ مشهود است، دامنه‌ی لرزش در این دو محور پس از اتصال جاذب‌های ارتعاشی، بیشترین کاهش را داشته است.

۴. نتیجه‌گیری

لرزش دست را می‌توان به شکل یک پدیده‌ی ارتعاشی مدل‌سازی کرد؛ لذا در پژوهش حاضر، برای کاهش ارتعاش‌های ناخواسته‌ی دست، از یک جفت جاذب ارتعاشی غیرفعال استفاده شده است. مطالعات بر پایه‌ی توسعه‌ی یک مدل دینامیکی برای شبیه‌سازی رفتار لرزشی اندام ساعد و دست در نرم‌افزار متلب انجام شده است. پس از توسعه‌ی مدل پیشنهادی، از آن برای محاسبه‌ی گشتاورهای لرزاننده در محورهای مختلف مفصلی، که موجب ایجاد لرزش می‌شوند، استفاده شده است. با یافتن پاسخ دینامیکی مدل یکپارچه‌ی اندام و جاذب ارتعاشی تحت گشتاورهای محاسبه شده مشاهده شد که سیستم غیرفعال مذکور می‌تواند به طور مؤثر، لرزش در محورهای خم/بازشدن آرنج و نیز مچ را

References – منابع

- Bhatia, K.P., Bain, P., Bajaj, N., Elble, R.J., Hallett, M., Louis, E.D., Raethjen, J., Stamelou, M., Testa, C.M., Deuschl, G. and Tremor Task Force of the International Parkinson and Movement Disorder Society, 2018. Consensus statement on the classification of tremors from the task force on tremor of the International Parkinson and Movement Disorder Society. *Movement Disorders*, 33(1), pp.75-87. <https://doi.org/10.1002/mds.27121>
- Rana, A. Q. and Chou, K. L., 2015. *Essential Tremor In Clinical Practice*, Springer, Berlin, Germany.
- Alty, J.E. and Kempster, P.A., 2011. A practical guide to the differential diagnosis of tremor. *Postgraduate Medical Journal*, 87(1031), pp.623-629. <https://doi.org/10.1136/pgmj.2009.089623>
- Shahtalebi, S., Atashzar, S.F., Samotus, O., Patel, R.V., Jog, M.S. and Mohammadi, A., 2020. PHTNet: Characterization and deep mining of involuntary pathological hand tremor using recurrent neural network models. *Scientific Reports*, 10(1), p.2195. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-58912-9>
- Jankovic, J. and STANLEY, F., 1980. Physiologic and pathologic tremors: diagnosis, mechanism, and management. *Annals Of Internal Medicine*, 93(3), pp.460-465. <https://doi.org/10.7326/0003-4819-93-3-460>
- Louis, E.D. and Ferreira, J.J., 2010. How common is the most common adult movement disorder? Update on the worldwide prevalence of essential tremor. *Movement*

- Disorders, 25(5), pp.534-541.
<https://doi.org/10.1002/mds.22838>
7. Ou, Z., Pan, J., Tang, S., Duan, D., Yu, D., Nong, H. and Wang, Z., 2021. Global trends in the incidence, prevalence, and years lived with disability of Parkinson's disease in 204 countries/territories from 1990 to 2019. *Frontiers In Public Health*, 9, p.776847.
<https://doi.org/10.3389/fpubh.2021.776847>
8. Dorsey, E.R., Elbaz, A., Nichols, E., Abbasi, N., Abd-Allah, F., Abdelalim, A., Adsuar, J.C., Ansha, M.G., Brayne, C., Choi, J.Y.J. and Collado-Mateo, D., 2018. Global, regional, and national burden of Parkinson's disease, 1990–2016: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *The Lancet Neurology*, 17(11), pp.939-953.
[http://dx.doi.org/10.1016/S1474-4422\(18\)30295-3](http://dx.doi.org/10.1016/S1474-4422(18)30295-3)
9. Davidson, A.D. and Charles, S.K., 2017. Fundamental principles of tremor propagation in the upper limb. *Annals of Biomedical Engineering*, 45, pp.1133-1147.
<https://doi.org/10.1007/s10439-016-1765-5>
10. O'Connor, R.J. and Kini, M.U., 2011. Non-pharmacological and non-surgical interventions for tremor: a systematic review. *Parkinsonism & Related Disorders*, 17(7), pp.509-515.
<https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2010.12.016>
11. Mo, J. and Priefer, R., 2021. Medical devices for tremor suppression: current status and future directions. *Biosensors*, 11(4), p.99.
<https://doi.org/10.3390/bios11040099>
12. Damen, J.A., 2016. Author's reply to Woodward. *BMJ*, 354. <https://doi.org/10.1136/bmj.i4485>
13. Elias, W.J. and Shah, B.B., 2014. Tremor. *Jama*, 311(9), pp.948-954.
<https://doi.org/10.1001/jama.2014.1397>
14. Mohammadi, M., Zolfagharian, A., Bodaghi, M., Xiang, Y. and Kouzani, A.Z., 2022. 4D printing of soft orthoses for tremor suppression. *Bio-Design and Manufacturing*, 5(4), pp.786-807.
<https://doi.org/10.1007/s42242-022-00199-y>
15. Kotovsky, J. and Rosen, M.J., 1998. A wearable tremor-suppression orthosis. *Journal Of Rehabilitation Research And Development*, 35(4), pp.373-387. PMID: 10220215
16. Hashemi, S.M., Golnaraghi, M.F. and Patla, A.E., 2004. Tuned vibration absorber for suppression of rest tremor in Parkinson's disease. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 42, pp.61-70.
<https://doi.org/10.1007/BF02351012>
17. Rocon, E., Ruiz, A.F., Pons, J.L., Belda-Lois, J.M. and Sánchez-Lacuesta, J.J., 2005, April. Rehabilitation robotics: a wearable exo-skeleton for tremor assessment and suppression. In *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation* (pp. 2271-2276). IEEE.
<https://doi.org/10.1109/ROBOT.2005.1570451>
18. Rocon, E., Belda-Lois, J.M., Ruiz, A.F., Manto, M., Moreno, J.C. and Pons, J.L., 2007. Design and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression. *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, 15(3), pp.367-378.
<https://doi.org/10.1109/TNSRE.2007.903917>
19. Fromme, N.P., Camenzind, M., Riener, R. and Rossi, R.M., 2019. Need for mechanically and ergonomically enhanced tremor-suppression orthoses for the upper limb: a systematic review. *Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation*, 16, pp.1-15.
<https://doi.org/10.1186/s12984-019-0543-7>
20. Case, D., Taheri, B. and Richer, E., 2011. Design and characterization of a small-scale magnetorheological damper for tremor suppression. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 18(1), pp.96-103.
<https://doi.org/10.1109/TMECH.2011.2151204>
21. Case, D., Taheri, B. and Richer, E., 2013. Dynamical modeling and experimental study of a small-scale magnetorheological damper. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(3), pp.1015-1024.
<https://doi.org/10.1109/TMECH.2013.2265701>
22. Zahedi, A., Zhang, B., Yi, A. and Zhang, D., 2021. A soft exoskeleton for tremor suppression equipped with flexible semiactive actuator. *Soft Robotics*, 8(4), pp.432-447.
<https://doi.org/10.1089/soro.2019.0194>
23. Zulkefli, A.M., Muthalif, A.G., Nordin, D.N. and Syam, T.M., 2019. Intelligent glove for suppression of resting tremor in Parkinson's disease. *Vibroengineering PROCEDIA*, 29, pp.176-181.
<http://dx.doi.org/10.21595/vp.2019.21078>
24. Buki, E., Katz, R., Zacksenhouse, M. and Schlesinger, I., 2018. Vib-bracelet: a passive absorber for attenuating forearm tremor. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 56, pp.923-930.
<https://doi.org/10.1007/s11517-017-1742-7>
25. Rudraraju, S. and Nguyen, T., 2018. Wearable tremor reduction device (TRD) for human hands and arms. In

- Proceedings of the 2018 Design of Medical Devices Conference*. ASME.
<https://doi.org/10.1115/DMD2018-6918%20>
26. Ginsberg, J. H., 1998. *Advanced Engineering Dynamics*, 2nd Edn., Cambridge University Press, Cambridge, UK.
27. Rao, S. S., 2019. *Mechanical Vibrations*, 6th Edn., Pearson Prentice Hall, London, UK.
28. Noorani, S., Ghanbari, A. and Jafarizadeh, M., 2014. Walking stability on a slope for a planar 3-link biped robot via orbital stabilization upon a zero dynamic manifold. *Sharif J. of Mechanical Engineering*, 30.3 (2.2), pp.83-95. [In Persian].
https://sjme.journals.sharif.edu/article_6292.html
29. Kalman, R. E., 1960. A new approach to linear filtering and prediction problems, *Journal of Basic Engineering*, 82 (1), pp.35-45.
<https://doi.org/10.1115/1.3662552>
30. Ogata, K., 2020. *Modern Control Engineering*, 5th Edn., pp. 648-650, Prentice Hall, New Jersey, USA.
31. Becker, B. C., MacLachlan, R. A. and Riviere, C. N., 2011. State estimation and feedforward tremor suppression for a handheld micromanipulator with a Kalman filter. *In 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 5160-5165. IEEE.
<https://doi.org/10.1109/IROS.2011.6094935>
32. Štebe, G., Krapež, P., Podobnik, J. and Kogoj, D., 2021. Trajectory tracking of an oscillating movement with a low-cost IMU in geodetic surveying applications. *Measurement*, 176, pp.109207.
<https://doi.org/10.1016/j.measurement.2021.109207>
33. Ommatmohammadi, M., Noorani, S. and Sadeghi, M. H., 2014. A novel drift-robust method for position estimation based on linear Kalman filter. *J. of Mechanical Engineering University of Tabriz*, 54 (4), pp 11-18. [In Persian].
<https://doi.org/10.22034/jmeut.2024.61212.3399>
34. Rincón Ruiz, C. and Alencastre, J., 2023. Analytical modelling of a dynamic vibration absorber for Parkinson disease. *In Engineering for a Changing World: Proceedings; 60th ISC, Technische Universität Ilmenau*, <http://dx.doi.org/10.22032/dbt.58878>

جدول ۲. مقادیر عددی پارامترها در شبیه سازی های لرزش دست

Table 2. Numerical values of hand tremor simulation's parameters

مقدار عددی	کمیت و یکا
$30 \times 8 \times 4 \text{ cm}^2$	ابعاد عضو مستطیلی ساعد
$8 \times 8 \times 4 \text{ cm}^2$	ابعاد عضو مستطیلی دست
$f_{tr} = 5 \text{ Hz}$	بسامد لرزش (هرتز)
$T_s = 0.05 \text{ s}$	گام زمانی شبیه سازی (ثانیه)
$NW = 0.15$	ضریب وزنی نویز (بی بُعد)
$a_i = [10, 5, 5, 10, 5] \text{ deg}$	دامنه ی لرزش به ترتیب نمایه ی درجه های آزادی (درجه)
$m_F = 1.2 \text{ kg}$	جرم ساعد (کیلوگرم)
$m_H = 0.5 \text{ kg}$	جرم دست (کیلوگرم)
$\bar{I}_F = \begin{bmatrix} 0.0093 & 0 & 0 \\ 0 & 0.00089 & 0 \\ 0 & 0 & 0.0096 \end{bmatrix}$	ممان های اینرسی ساعد حول مرکز جرم خودش (کیلوگرم مترمربع)
$\bar{I}_H = \begin{bmatrix} 0.00052 & 0 & 0 \\ 0 & 0.00037 & 0 \\ 0 & 0 & 0.00068 \end{bmatrix}$	ممان های اینرسی دست حول مرکز جرم خودش (کیلوگرم مترمربع)
$K_q = [110, 50, 25, 10, 30]$	سفتی مفاصل به ترتیب نمایه آن ها (نیوتن متر بر رادیان)
$C_q = [0.22, 0.01, 0.005, 0.01, 0.04]$	میرایی مفاصل به ترتیب نمایه آن ها (نیوتن ثانیه متر بر رادیان)
$m_1 = m_2 = 0.35 \text{ kg}$	جرم جاذب ها (کیلوگرم)
$K_1 = K_2 = 300 \text{ N/m}$	سفتی اتصال جاذب ها
$C_1 = C_2 = 0.3 \text{ N.sec/m}$	میرایی اتصال جاذب ها
$e = 0$	ضریب بی بُعد فاصله ی طولی جاذب ها