

Research Paper



Comparison of Knee Contact Force Estimation Errors Between Two OpenSim Musculoskeletal Models During Walking and Squatting

Pooria Asgari¹ , *Shahrzad Zandi¹ , Farhad Tabatabai Ghomsheh² , Hamid Nikmohammad¹

1. Department of Sport Injuries and Biomechanics, Faculty of Sports and Health Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran.

2. Department of Ergonomics, Pediatric Neurorehabilitation Research Center, School of Rehabilitation Sciences, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences (USWR), Tehran, Iran.



Citation: Asgari P, Zandi S, Tabatabai Ghomsheh F, Nikmohammad H. Comparison of Knee Contact Force Estimation Errors Between Two OpenSim Musculoskeletal Models During Walking and Squatting. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(3):606-624. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.3.606>

<https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.3.606>



Article Info:

Received: 12 May 2026

Accepted: 30 July 2026

Available Online: 14 August 2026

Keywords:

Musculoskeletal modeling,
Knee joint contact force,
Walking, Squatting,
OpenSim

ABSTRACT

Objective Accurate estimation of musculoskeletal forces is essential for understanding joint biomechanics, improving rehabilitation strategies, and optimizing implant design. Joint reaction forces can be estimated using biomechanical measurements combined with musculoskeletal modeling approaches. This study aimed to compare the accuracy of knee joint contact force estimation between the Gait2392 and Rajagopal musculoskeletal models implemented in OpenSim.

Methods Data from six participants (five males and one female; age: 68 ± 5 years; body mass: 88 ± 12 kg; height: 173 ± 4 cm) were analyzed. Biomechanical data collected during walking and squatting tasks were used in this study. After scaling both musculoskeletal models, joint reaction force analyses were performed in OpenSim. Relative errors between predicted knee contact forces and in vivo implant-measured forces were calculated. Statistical Parametric Mapping (SPM) paired t-tests were used to compare modeling errors between the two models at a significance level of 0.05.

Results SPM analysis revealed significantly greater estimation errors in the Rajagopal model during the stance phase of walking and across a substantial portion of the squat cycle, particularly in the vertical force component. The RMSE values for the Gait2392 model were 0.835 during walking and 1.536 during squatting, whereas the Rajagopal model demonstrated RMSE values of 1.486 and 3.371, respectively. The coefficient of determination (R^2) values for the Gait2392 model were 0.665 during walking and 0.767 during squatting, while the Rajagopal model showed R^2 values of 0.639 and 0.750, respectively.

Conclusion The findings indicate that the Gait2392 model provides more accurate estimations of knee joint contact forces during walking and squatting tasks compared with the Rajagopal model. Therefore, the Gait2392 model may be more suitable for estimating knee joint contact forces in similar low-velocity functional activities.

*** Corresponding Author:**

Shahrzad Zandi

Address: Department of Sport Injuries and Biomechanics, Faculty of Sports and Health Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran.

E-mail: shzandi@ut.ac.ir

This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution 4.0 International License \(CC BY 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, adaptation, and reproduction in any medium or format, provided the original author(s) and the source are credited.

© 2026 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

1. Introduction

Musculoskeletal modeling has become one of the most important tools for biomechanical analysis of human movement in recent years, enabling non-invasive estimation of muscle forces, joint reaction forces, and mechanical loads applied to musculoskeletal structures (1). These models have been widely used in gait analysis, orthopedic prosthesis design, rehabilitation planning, and prevention of musculoskeletal injuries (2). Despite continuous development of musculoskeletal models, the validity and accuracy of joint force estimation remain among the most important challenges in movement simulation studies, as modeling outcomes depend on factors such as model structure, muscle and joint definitions, optimization methods, and biomechanical assumptions (1, 3). Therefore, validating and comparing the performance of different musculoskeletal models is essential for selecting appropriate models in biomechanical analyses and clinical applications.

Joint contact forces, particularly at the knee joint, are considered important biomechanical indicators in the study of musculoskeletal injuries, joint loading analysis, and prosthesis design. The earliest studies on direct measurement of internal joint forces date back to the 1960s, when Rydell successfully measured hip joint contact force for the first time using implanted sensors (4). Subsequently, the development of musculoskeletal models enabled non-invasive estimation of joint forces. Nevertheless, several studies have reported discrepancies between forces predicted by musculoskeletal models and actual values measured using instrumented implants (5–7). Hernández et al. (2020), in a study comparing direct measurements of isometric shoulder forces with musculoskeletal modeling results, also demonstrated significant differences between model-based estimations and direct measurements (8). In recent years, validation of musculoskeletal models using in vivo data has received considerable attention, as insufficient validation may lead to inaccurate estimations and misleading biomechanical interpretations (7). In this context, the Knee-CAMS project, developed through collaboration between ETH Zurich and Universitätsmedizin Berlin, represents one of the most comprehensive datasets available for knee joint contact force measurements (9). This dataset includes simultaneous recordings of kinematic data, kinetic data, and actual knee joint forces obtained using instrumented implants, and has been widely used as a reliable reference for evaluating the accuracy of musculoskeletal models (9). Despite the importance of this dataset, only a limited number of studies have directly compared the accuracy of different OpenSim models using real intra-articular measurements.

Among the various models available in OpenSim, the Gait2392 and Rajagopal models are among the most commonly used for functional movement and gait analysis (10, 11). The Gait2392 model has been extensively used in biomechanical gait studies (10). In contrast, the Rajagopal model was developed as an improved version of previous OpenSim models with the aim of enhancing the accuracy of functional movement simulations (11). Differences in muscle definitions, joint representations, and biomechanical parameters between these two models may influence joint force estimations. It has also been reported that structural differences among musculoskeletal models can lead to variations in computational time and simulation accuracy (11, 12). Recent studies have shown that the accuracy of musculoskeletal models is not consistent across different movement tasks. For example, Catelli et al. (2019) reported that the Rajagopal model may demonstrate lower accuracy in estimating certain biomechanical parameters during movements involving large ranges of motion, such as squatting (13). Similarly, Imani Nejad et al. (2020) showed that the error in estimating knee joint contact forces is greater during squatting than during walking, and that model accuracy decreases during the stance phase of gait (1). In addition, improvements in knee structure representation and joint modeling may enhance the accuracy of biomechanical predictions (14). On the other hand, muscle force distribution, joint kinematic definitions, and the structural characteristics of musculoskeletal models are among the factors influencing knee joint contact force estimation (10, 15–17). Differences in the representation of structures such as the patellar mechanism and knee joint within different OpenSim models may also result in discrepancies in simulation outcomes (10, 11). In addition to studies on walking and squatting, recent research has expanded the application of musculoskeletal models to other functional activities. For example, Sun et al. (2026), in a study on stair-climbing patterns, reported that a single-step climbing strategy may reduce joint loading in individuals with knee injuries and could serve as a safer rehabilitation option (18). In another study, Imani Nejad et al. (2023) reported considerable differences among various musculoskeletal models in the kinetic analysis of squat movement (19). Despite these advances, only a limited number of studies have evaluated the accuracy of OpenSim models using in vivo data obtained from instrumented implants (1).

Despite the development of multiple musculoskeletal models within the OpenSim environment, there is still no clear consensus regarding the relative accuracy of commonly used models in estimating knee joint contact forces during functional activities (1, 17). Furthermore, differences in muscle definitions, joint kinematics, and model structures may lead to substantial variations in simulation results (10, 11). Given the limited number of studies comparing the performance of OpenSim models using real sensor-based implant data (1, 9), the aim of the present study was to compare the accuracy of knee joint reaction force estimation between the Gait2392 and Rajagopal musculoskeletal models during walking and squatting tasks. The findings of this study may contribute to more informed selection of musculoskeletal models in biomechanical research, rehabilitation protocol design, and knee joint loading analysis.

2. Methods

2.1. Participants

The present study was a descriptive-comparative investigation in which the accuracy of knee joint reaction force modeling was examined using two OpenSim musculoskeletal models, namely Gait2392 and Rajagopal. In this study, the error between joint forces predicted by the musculoskeletal models and the *in vivo* measured forces was compared. Participants were selected from the CAMS-Knee dataset and included five males and one female (9). The participants had a mean age of 68 ± 5 years, a mean body weight of 88 ± 12 kg, and a mean height of 173 ± 4 cm. Four participants had sensor-instrumented implants in the left knee, while two participants had implants in the right knee. The age range of participants was 41 to 78 years, body weight ranged from 66.5 to 101.5 kg, and height ranged from 165 to 175 cm.

2.2. Data Collection

The CAMS-Knee dataset is a comprehensive and synchronized biomechanical database of six patients with instrumented knee implants that provides direct *in vivo* measurements of three-dimensional internal knee joint forces and moments, together with three-dimensional movement kinematics obtained using mobile fluoroscopy. In addition to these invasive measurements, the dataset includes standard laboratory data such as full-body kinematics recorded using a Vicon motion capture system, ground reaction forces measured by force plates, and lower-limb muscle activity recorded using surface electromyography. All data were collected during a variety of daily functional activities, including level walking, incline walking, stair ascent and descent, squatting, and sit-to-stand tasks.

In the present study, two tasks, namely walking and squatting, were selected from this dataset. Among the recorded trials for each activity, five valid trials were selected. The initial number of recorded trials for each participant ranged from five to ten. Each trial consisted of one complete walking or squat cycle extracted from the full movement data. During walking, each trial included one complete gait cycle. For the squat task, participants started from a standing position with their feet shoulder-width apart, flexed their knees to the maximum possible range, and then returned to the initial position (9). To enable comparisons across participants, all extracted forces were normalized to body weight and expressed as a percentage of the movement cycle. Advanced biomechanical equipment was used in the CAMS-Knee project for collecting movement and joint force data (9). Kinematic data were recorded using a Vicon motion analysis system (OMG, UK) at a sampling frequency of 100 Hz. Ground reaction forces were measured using six Kistler force plates at a sampling frequency of 2000 Hz, which were directly mounted on a concrete foundation. All kinematic and kinetic data were recorded simultaneously. To measure intra-articular forces, sensor-instrumented implants were used (Fig. 1), which were capable of measuring knee joint forces and moments in three components: vertical, anterior-posterior, and medial-lateral (9). In addition, knee joint motion was recorded using a video fluoroscopy system equipped with a mobile C-arm. This system had a field of view of 30.5 cm, an imaging rate of 25 Hz, an exposure time of 8 milliseconds, and a resolution of 1000×1000 pixels. All measurement sessions were also recorded using a Panasonic NV-GS400 digital camera and a GV-D1000 video recorder (9).



Fig. 1. Sensor-instrumented implant

2.3. Modeling and Data Processing

Musculoskeletal modeling was performed using OpenSim version 3.3, and statistical analyses were performed using MATLAB version 2017b. First, the anthropometric data of the participants were scaled to both the Gait2392 and Rajagopal musculoskeletal models. Subsequently, inverse kinematics, static optimization, and joint reaction analyses were performed for both models. During the inverse kinematics step, joint angles were calculated using marker trajectory data. Next, muscle forces required to generate joint moments were estimated using the static optimization method. Finally, knee joint reaction forces were extracted through joint reaction analysis. To evaluate model accuracy, the forces predicted by the musculoskeletal models were compared with the actual forces measured by the sensor-instrumented implants. The modeling error percentage was calculated using the following equation (1):

$$KCF_{\text{error}}(\%) = \frac{(KCF_{\text{predicted}} - KCF_{\text{measured}})}{KCF_{\text{measured}}} \times 100$$

where:

KCF_predicted represents the contact force predicted by the model.

KCF_measured represents the force measured by the intra-articular sensor.

In all modeling steps, the RMS error reported by OpenSim was below 0.02, indicating acceptable modeling accuracy.

2.4. Statistical Analysis

To compare modeling errors between the two musculoskeletal models, a paired-sample time-series *t*-test based on Statistical Parametric Mapping (SPM) was used. Statistical analyses were performed in MATLAB at a significance level of 0.05. In addition to SPM analysis, root mean square error (RMSE) and the coefficient of determination (R^2) between predicted and measured forces were calculated for all participants to evaluate model accuracy. These indices were used as quantitative measures of agreement between musculoskeletal model predictions and real *in vivo* measurements.

3. Results

The results of knee joint reaction force modeling using the two musculoskeletal models, Gait2392 and Rajagopal, were compared with *in vivo* data obtained from sensor-instrumented implants.

3.1. Knee Joint Reaction Force During Walking

Fig. 2 illustrates the changes in knee joint reaction force throughout the gait cycle for the two musculoskeletal models and the *in vivo* data.

The results showed that the knee joint reaction force pattern predicted by the Gait2392 model was more similar to the measured data obtained from intra-articular sensors. In contrast, the Rajagopal model showed greater deviation from the measured data during certain portions of the gait cycle, particularly during the stance phase. To statistically compare the modeling errors of the two models throughout the gait cycle, a

paired *t*-test based on Statistical Parametric Mapping (SPM) was performed. The results of this analysis are presented in Fig. 3.

The SPM analysis revealed that during approximately the first 5% of the gait cycle, there was a significant difference between the errors of the two models ($p = 0.015$). This region corresponded to initial heel contact and the early stance phase, during which the Gait2392 model demonstrated lower error than the Rajagopal model in estimating knee joint reaction force. No significant differences were observed between the two models during the remaining phases of the gait cycle. Furthermore, the RMSE and coefficient of determination (R^2) values indicated that the Gait2392 model showed better agreement with the measured *in vivo* data. The RMSE values for the Gait2392 and Rajagopal models were 0.835 and 1.486, respectively, whereas the R^2 values were 0.665 and 0.639, respectively.

3.2. Knee Joint Reaction Force During Squatting

The results of knee joint reaction force modeling during the squat task are presented in Fig. 4.

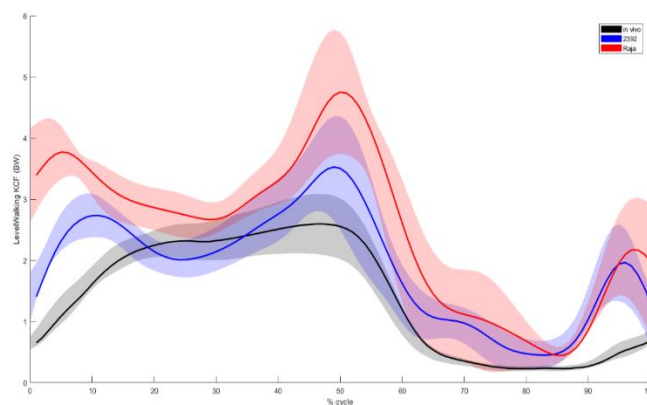


Fig. 2. Knee joint reaction force results during walking

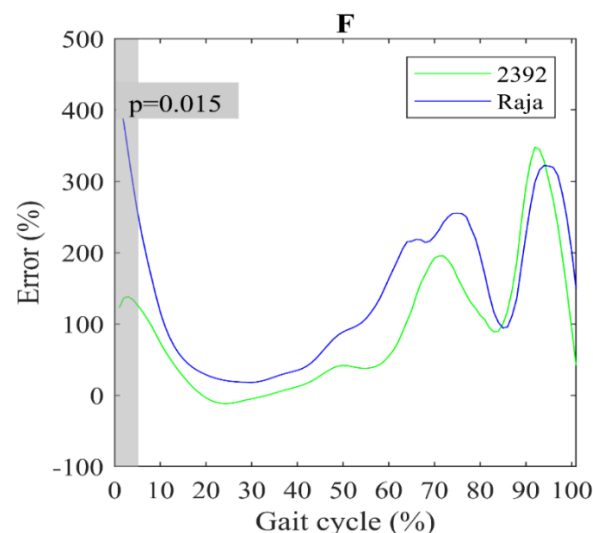


Fig. 3. Paired *t*-test results comparing the error of the Gait2392 and Rajagopal models in the resultant force during walking

The results indicated that during squatting, the Gait2392 model also produced a pattern that was closer to the measured intra-articular force data. The discrepancy between the Rajagopal model and the measured data was greater, particularly at the end of the flexion phase and the beginning of the extension phase. To examine differences in modeling error between the two models throughout the squat cycle, a paired t-test based on Statistical Parametric Mapping (SPM) was performed, and the results are presented in Fig. 5. The SPM analysis showed that during a substantial portion of the squat cycle, particularly from the middle of the eccentric phase to the beginning of the concentric phase, there was a significant difference between the errors of the two models. In these regions, the Rajagopal model exhibited greater error than the Gait2392 model in estimating knee joint reaction force. The RMSE and coefficient of determination (R^2) values also supported the better performance of the Gait2392 model. The RMSE values for the Gait2392 and Rajagopal models were 1.536 and 3.371, respectively, while the R^2 values were 0.767 and 0.750, respectively. Overall, the SPM results and statistical indices demonstrated that the Gait2392 model provided greater accuracy in estimating knee joint reaction forces during both walking and squatting tasks. Additionally, the modeling error of both models was greater during squatting than during walking, indicating the increased complexity of modeling movements involving larger ranges of motion.

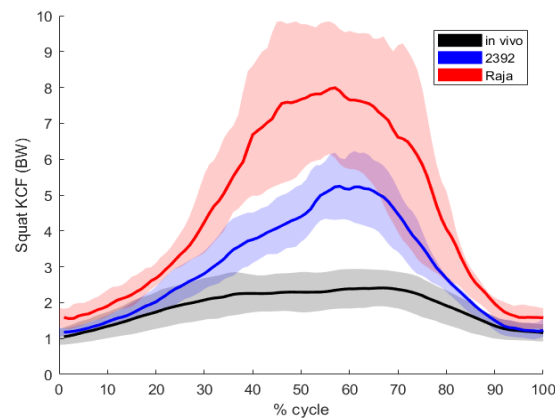


Fig. 4. Knee joint reaction force results during squatting

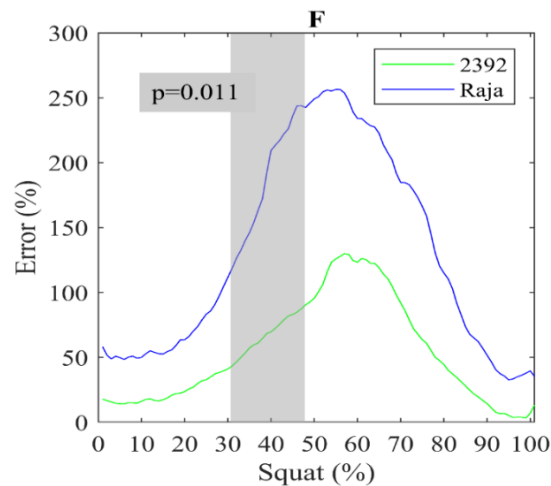


Fig. 5. Paired t-test results comparing the error of the Gait2392 and Rajagopal models in the resultant force during squatting

4. Discussion

The aim of the present study was to compare the accuracy of knee joint reaction force estimation between the Gait2392 and Rajagopal musculoskeletal models during walking and squatting tasks. The results showed that the Gait2392 model demonstrated better agreement with the actual in vivo data and lower estimation error than the Rajagopal model in both activities, particularly during the stance phase of walking and throughout a substantial portion of the squat cycle. Additionally, the estimation error of both models was greater during squatting than during walking, indicating the increased complexity of modeling movements involving larger ranges of motion. These findings suggest that selecting an appropriate musculoskeletal model can substantially influence the accuracy of biomechanical analyses and knee joint loading estimations.

The findings of the present study are consistent with previous research (1, 7, 20). Imani Nejad et al. (2020) reported that the accuracy of musculoskeletal models decreases during the stance phase of gait and that estimation error is greater during squatting compared with walking (1). Similarly, Schellenberg et al. (2018) showed that movements involving large knee flexion angles and complex muscle activation patterns are associated with increased error in joint force estimation (7). Knarr and Higginson (2015) also reported that OpenSim musculoskeletal models tend to underestimate actual knee joint forces compared with data obtained from intra-articular sensors (20), which is consistent with the findings of the present study. In the current study, greater discrepancies between the measured data and predicted forces were observed particularly during the stance phase of walking and certain portions of the squat movement—regions in which rapid changes in ground reaction forces and muscle activation patterns occur, making accurate reconstruction more challenging for musculoskeletal models. One possible explanation for the difference in performance between the two models in the present study may be related to differences in model structure, muscle definitions, and knee joint mechanics (10, 11, 17). Although the Rajagopal model was developed with the goal of improving simulation accuracy using updated muscle parameters (11), the results of the present study showed that this model does not necessarily provide more accurate performance than the Gait2392 model during activities with relatively low speed and moderate ranges of motion. Differences in muscle moment arm definitions, patellar force transmission mechanisms, and muscle force distribution may all influence knee joint contact force estimation (10, 13, 15, 17). Catelli et al. (2019) also reported that the Rajagopal model may underestimate the moment arms of certain muscles during movements involving large ranges of motion (13). On the other hand, although the absence of the patella in the Gait2392 model represents an anatomical limitation, it may contribute to greater computational stability and reduced estimation error in certain functional activities. This finding suggests that greater model complexity does not necessarily translate into higher accuracy across all movement tasks, and model validation should therefore be performed in a task-specific manner.

In addition to model structure, the methods used to estimate muscle forces may also affect prediction accuracy. In the present study, static optimization was used, which is one of the most commonly applied approaches in the OpenSim platform; however, this method has limitations in accurately reconstructing real muscle activation patterns and co-contraction behaviors (1, 20). It has also been reported that improvements in knee structural modeling, particularly regarding ligaments and patellar mechanics, can enhance the accuracy of biomechanical predictions (14). Therefore, the use of more advanced models or EMG-driven models in future studies may help reduce the discrepancy between predicted forces and actual measurements.

Despite the valuable findings of the present study, several limitations should be acknowledged. The number of participants was limited, and all individuals had knee prostheses; therefore, generalization of the findings to healthy populations should be made with caution. In addition, only walking and squatting tasks were examined in this study, while other functional activities were not evaluated. Future studies are recommended to include a wider variety of functional tasks, larger sample sizes, and more advanced modeling approaches to enable more comprehensive validation of musculoskeletal models. Nevertheless, by utilizing data obtained from sensor-instrumented implants, the present study provides deeper insight into the performance of two widely used OpenSim models and may contribute to more informed selection of musculoskeletal models in biomechanical analyses and rehabilitation applications.

5. Conclusion

The findings of the present study showed that the Gait2392 model provides greater accuracy in estimating knee joint reaction forces during walking and squatting compared with the Rajagopal model. This study was one of the few investigations to directly compare the performance of two widely used OpenSim models using *in vivo* data obtained from sensor-instrumented implants, thereby addressing part of the existing gap in musculoskeletal model validation. The findings indicate that selecting an appropriate musculoskeletal model can significantly influence the accuracy of biomechanical analyses and the interpretation of knee joint loading. Based on these results, the Gait2392 model may be a more suitable option for analyzing activities with relatively low speed and moderate ranges of motion, such as walking and squatting. Future studies are recommended to employ more advanced modeling approaches and evaluate a wider range of functional activities to enable more comprehensive validation of musculoskeletal models.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was conducted in accordance with the ethical standards of the institutional and/or national research committee and with the principles of the Declaration of Helsinki. All participants voluntarily took part in the study and provided written informed consent prior to enrollment.

Funding

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

Authors' contributions

All authors contributed to the conceptualization, data collection, analysis, and preparation of the manuscript. All authors have read and approved the final version of the manuscript.

Conflicts of interest

The authors declare that they have no conflicts of interest.

مقاله پژوهشی

مقایسه خطای مدل سازی نیروی تماسی مفصل زانو در دو مدل اسکلتی عضلانی اوپن سیم حین راه رفتن و اسکوات

پوریا عسگری^۱، *شهرزاد زندی^۱، فرهاد طباطبایی قمشه^۲، حمید نیک محمد^۱

۱. گروه آسیب شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

۲. مرکز تحقیقات توان بخشی اعصاب اطفال، دانشگاه علوم توان بخشی و سلامت اجتماعی، تهران، ایران.

Use your device to scan and read the article online

**Citation:** Asgari P, Zandi S, Tabatabai Ghomsheh F, Nikmohammad H. Comparison of Knee Contact Force Estimation Errors Between Two OpenSim Musculoskeletal Models During Walking and Squatting. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(3):606-624. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.3.606> <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.3.606>

چکیده

هدف تخمین دقیق نیروهای عضلانی-اسکلتی برای درک بیومکانیک مفاصل، بهبود راهبردهای توان بخشی و بهینه سازی طراحی ایمپلنت ها اهمیت دارد. نیروهای واکنشی مفصل را می توان با استفاده از اندازه گیری های بیومکانیکی و مدل سازی عضلانی-اسکلتی تخمین زد. هدف این مطالعه، مقایسه دقت تخمین نیروی تماس مفصل زانو بین دو مدل عضلانی-اسکلتی Gait2392 و Rajagopal در محیط OpenSim بود.

روش ها داده های شش شرکت کننده مورد تحلیل قرار گرفت. داده های بیومکانیکی حاصل از تکالیف راه رفتن و اسکوات استفاده شد. پس از مقیاس بندی دو مدل عضلانی-اسکلتی، تحلیل نیروهای واکنشی مفصل در OpenSim انجام شد. خطای نسبی بین نیروهای تماس پیش بینی شده توسط مدل ها و نیروهای اندازه گیری شده درون بدنی (in vivo) توسط ایمپلنت محاسبه شد. برای مقایسه خطاهای مدل ها از آزمون t زوجی مبتنی بر نقشه برداری پارامتریک آماری (SPM) در سطح معنی داری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته ها تحلیل SPM نشان داد که خطای تخمین مدل Rajagopal در مرحله اتکا طی راه رفتن و بخش قابل توجهی از چرخه اسکوات، به ویژه در مؤلفه عمودی نیرو، به طور معنی داری بیشتر بود. مقادیر RMSE مدل Gait2392 در راه رفتن و اسکوات به ترتیب ۰/۸۳۵ و ۱/۵۳۶ و در مدل Rajagopal به ترتیب ۱/۴۸۶ و ۳/۳۷۱ بود.

نتیجه گیری مدل Gait2392 در مقایسه با مدل Rajagopal، تخمین دقیق تری از نیروهای تماس مفصل زانو طی فعالیت های راه رفتن و اسکوات ارائه کرد و می تواند برای تحلیل فعالیت های عملکردی مشابه با سرعت پایین مناسب تر باشد.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۲۲ اردیبهشت ۱۴۰۵

تاریخ پذیرش: ۸ مرداد ۱۴۰۵

تاریخ انتشار: ۲۳ مرداد ۱۴۰۵

کلید واژه ها:

مدل سازی عضلانی-اسکلتی،
نیروی تماس مفصل زانو، راه
رفتن، اسکوات، OpenSim

*نویسنده مسئول:

شهرزاد زندی

آدرس: گروه آسیب شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

ایمیل: shzandi@ut.ac.ir

مقدمه

مدل سازی اسکلتی عضلانی در سال های اخیر به یکی از مهم ترین ابزارهای تحلیل بیومکانیکی حرکات انسان تبدیل شده است و امکان تخمین غیرتهاجمی نیروهای عضلانی، نیروهای واکنشی مفاصل و بارهای مکانیکی وارد بر ساختارهای اسکلتی عضلانی را فراهم می کند (۱). این مدل ها به طور گسترده در تحلیل راه رفتن، طراحی پروتزهای ارتوپدی، برنامه ریزی توان بخشی و پیشگیری از آسیب های اسکلتی عضلانی مورد استفاده قرار گرفته اند (۲). با وجود توسعه مستمر مدل های اسکلتی عضلانی، اعتبار و دقت تخمین نیروهای مفصلی همچنان از مهم ترین چالش های مطالعات شبیه سازی حرکت به شمار می رود؛ زیرا نتایج مدل سازی به عواملی مانند ساختار مدل، نحوه تعریف عضلات و مفاصل، روش های بهینه سازی و فرضیات بیومکانیکی وابسته است (۱، ۳)؛ بنابراین، اعتبارسنجی و مقایسه عملکرد مدل های مختلف اسکلتی عضلانی برای انتخاب مدل مناسب در تحلیل های بیومکانیکی و کاربردهای بالینی ضروری است.

نیروهای تماسی مفاصل، به ویژه در مفصل زانو، از مهم ترین شاخص های بیومکانیکی در بررسی آسیب های اسکلتی عضلانی، تحلیل بارگذاری مفصل و طراحی پروتزها محسوب می شوند. نخستین مطالعات مربوط به اندازه گیری مستقیم نیروهای داخلی مفاصل به دهه ۱۹۶۰ بازمی گردد؛ زمانی که رایدل برای نخستین بار با استفاده از حسگرهای کاشتنی موفق به اندازه گیری نیروی تماسی مفصل ران شد (۴). پس از آن، توسعه مدل های اسکلتی عضلانی امکان تخمین غیرتهاجمی نیروهای مفصلی را فراهم کرد. با این حال، مطالعات متعددی وجود اختلاف میان نیروهای پیش بینی شده توسط مدل های اسکلتی عضلانی و مقادیر واقعی اندازه گیری شده با استفاده از ایمپلنت های مجهز به حسگر را گزارش کرده اند (۵-۷). هرناندز و همکاران (۲۰۲۰) نیز در مطالعه ای که اندازه گیری مستقیم نیروهای ایزومتریک شانه را با نتایج حاصل از مدل سازی اسکلتی عضلانی مقایسه کردند، تفاوت های معنی داری را میان تخمین های حاصل از مدل و اندازه گیری های مستقیم نشان دادند (۸). در سال های اخیر، اعتبارسنجی مدل های اسکلتی عضلانی با استفاده از داده های *in vivo* مورد توجه ویژه ای قرار گرفته است؛ زیرا اعتبارسنجی ناکافی می تواند به تخمین های نادرست و تفسیرهای گمراه کننده بیومکانیکی منجر شود (۷). در این زمینه، پروژه Knee-CAMS که با همکاری دانشگاه ETH زوریخ و مرکز Universitätsmedizin Berlin توسعه یافته است، یکی از جامع ترین مجموعه داده های موجود در زمینه نیروهای تماسی مفصل زانو به شمار می رود (۹). این مجموعه داده شامل ثبت هم زمان داده های کینماتیکی، کینتیکی و نیروهای واقعی مفصل زانو است که با استفاده از ایمپلنت های مجهز به حسگر اندازه گیری شده اند و به طور گسترده به عنوان مرجعی معتبر برای ارزیابی دقت مدل های اسکلتی عضلانی مورد استفاده قرار گرفته است (۹). با وجود اهمیت این مجموعه داده، تنها تعداد محدودی از مطالعات به مقایسه مستقیم دقت مدل های مختلف OpenSim با استفاده از اندازه گیری های واقعی درون مفصلی پرداخته اند.

در میان مدل های مختلف موجود در نرم افزار OpenSim مدل های Gait2392 و Rajagopal از پرکاربردترین مدل ها برای تحلیل راه رفتن و حرکات عملکردی به شمار می روند (۱۰، ۱۱). مدل Gait2392 به طور گسترده در مطالعات بیومکانیکی راه رفتن مورد استفاده قرار گرفته است (۱۰). در مقابل، مدل Rajagopal به عنوان نسخه ای توسعه یافته از مدل های پیشین OpenSim و با هدف افزایش دقت شبیه سازی حرکات عملکردی ارائه شده است (۱۱). تفاوت در نحوه تعریف عضلات، بازنمایی مفاصل و پارامترهای بیومکانیکی میان این دو مدل می تواند بر تخمین نیروهای مفصلی تأثیر بگذارد. همچنین گزارش شده است که تفاوت های ساختاری میان مدل های اسکلتی عضلانی می توانند موجب تفاوت در زمان محاسبات و دقت شبیه سازی شوند (۱۲، ۱۱). مطالعات اخیر نشان داده اند که دقت مدل های اسکلتی عضلانی در فعالیت های حرکتی مختلف یکسان نیست. برای مثال، کاتلی و همکاران

(۲۰۱۹) گزارش کردند که مدل Rajagopal ممکن است در تخمین برخی پارامترهای بیومکانیکی طی حرکاتی با دامنه حرکتی زیاد، مانند اسکوات، دقت کمتری داشته باشد (۱۳). به طور مشابه، ایمانی نژاد و همکاران (۲۰۲۰) نشان دادند که خطای تخمین نیروهای تماسی مفصل زانو در حرکت اسکوات بیشتر از راه رفتن است و دقت مدل در فاز اتکای راه رفتن کاهش می‌یابد (۱). علاوه بر این، بهبود بازنمایی ساختارهای زانو و نحوه مدل‌سازی مفصل می‌تواند دقت پیش‌بینی متغیرهای بیومکانیکی را افزایش دهد (۱۴). از سوی دیگر، نحوه توزیع نیروهای عضلانی، تعریف کینماتیک مفصل و ویژگی‌های ساختاری مدل‌های اسکلتی عضلانی از جمله عوامل مؤثر بر تخمین نیروی تماسی مفصل زانو هستند (۱۰، ۱۵-۱۷). تفاوت در نحوه بازنمایی ساختارهایی مانند مکانیزم کشکک و مفصل زانو در مدل‌های مختلف OpenSim نیز می‌تواند موجب اختلاف در نتایج شبیه‌سازی شود (۱۱، ۱۰).

علاوه بر مطالعات انجام‌شده در زمینه راه رفتن و اسکوات، پژوهش‌های اخیر کاربرد مدل‌های اسکلتی عضلانی را به تحلیل سایر فعالیت‌های عملکردی نیز گسترش داده‌اند. برای مثال، سان و همکاران (۲۰۲۶) در مطالعه‌ای درباره الگوهای بالا رفتن از پله گزارش کردند که راهبرد بالا رفتن تک‌گام می‌تواند بار وارد بر مفاصل را در افراد دارای آسیب زانو کاهش دهد و گزینه‌ای ایمن‌تر برای توان بخشی باشد (۱۸). همچنین، ایمانی نژاد و همکاران (۲۰۲۳) در مطالعه‌ای دیگر، تفاوت‌های قابل توجهی را میان مدل‌های مختلف اسکلتی عضلانی در تحلیل کینتیک حرکت اسکوات گزارش کردند (۱۹). باوجود این پیشرفت‌ها، تنها تعداد محدودی از مطالعات دقت مدل‌های OpenSim را با استفاده از داده‌های واقعی حاصل از ایمپلنت‌های مجهز به حسگر ارزیابی کرده‌اند (۱). با وجود توسعه مدل‌های متعدد اسکلتی عضلانی در محیط OpenSim، هنوز توافق روشنی درباره دقت نسبی مدل‌های رایج در تخمین نیروهای تماسی مفصل زانو طی فعالیت‌های عملکردی وجود ندارد (۱، ۱۷). افزون بر این، تفاوت در نحوه تعریف عضلات، کینماتیک مفصل و ساختار مدل‌ها می‌تواند به اختلاف قابل توجهی در نتایج شبیه‌سازی منجر شود (۱۰، ۱۱). با توجه به محدود بودن مطالعاتی که عملکرد مدل‌های OpenSim را با استفاده از داده‌های واقعی حاصل از ایمپلنت‌های مجهز به حسگر مقایسه کرده‌اند (۱، ۹)، هدف پژوهش حاضر مقایسه دقت تخمین نیروی واکنشی مفصل زانو بین دو مدل اسکلتی عضلانی Gait2392 و Rajagopal طی فعالیت‌های راه رفتن و اسکوات بود. انتظار می‌رود یافته‌های این پژوهش به انتخاب آگاهانه‌تر مدل‌های اسکلتی عضلانی در پژوهش‌های بیومکانیکی، طراحی پروتکل‌های توان بخشی و تحلیل بارگذاری مفصل زانو کمک کند.

روش شناسی

شرکت کنندگان

پژوهش حاضر از نوع توصیفی-مقایسه‌ای بود که در آن دقت مدل‌سازی نیروی واکنشی مفصل زانو با استفاده از دو مدل اسکلتی عضلانی OpenSim شامل Gait2392 و Rajagopal مورد بررسی قرار گرفت. در این مطالعه، خطای بین نیروهای مفصلی پیش‌بینی‌شده توسط مدل‌های اسکلتی عضلانی و نیروهای اندازه‌گیری‌شده به صورت *in vivo* مقایسه شد. شرکت کنندگان از مجموعه داده CAMS-Knee انتخاب شدند و شامل پنج مرد و یک زن بودند (۹). میانگین سن شرکت کنندگان 5 ± 68 سال، میانگین وزن بدن 12 ± 88 کیلوگرم و میانگین قد آن‌ها 4 ± 173 سانتی‌متر بود. چهار شرکت کننده دارای ایمپلنت مجهز به حسگر در زانوی چپ و دو شرکت کننده دارای ایمپلنت در زانوی راست بودند. دامنه سنی شرکت کنندگان بین ۴۱ تا ۷۸ سال، وزن بدن بین ۶۶/۵ تا ۱۰۱/۵ کیلوگرم و قد بین ۱۶۵ تا ۱۷۵ سانتی‌متر بود.

جمع‌آوری داده‌ها

مجموعه داده CAMS-Knee یک پایگاه داده بیومکانیکی جامع و همگام‌سازی شده مربوط به شش بیمار دارای ایمپلنت مجهز به حسگر در مفصل زانو است که اندازه‌گیری مستقیم و *in vivo* نیروها و گشتاورهای داخلی سه‌بعدی مفصل زانو را همراه با کینماتیک سه‌بعدی حرکت حاصل از فلوروسکوپ متحرک فراهم می‌کند. علاوه بر این اندازه‌گیری‌های ته‌اجمی، این مجموعه داده شامل داده‌های استاندارد آزمایشگاهی از جمله کینماتیک کل بدن ثبت شده با استفاده از سیستم ثبت حرکت Vicon، نیروهای عکس‌العمل زمین اندازه‌گیری شده توسط صفحات نیرو و فعالیت عضلات اندام تحتانی ثبت شده با استفاده از الکترومایوگرافی سطحی است. تمامی داده‌ها طی مجموعه‌ای از فعالیت‌های عملکردی روزمره شامل راه رفتن روی سطح هموار، راه رفتن روی سطح شیب‌دار، بالا و پایین رفتن از پله، اسکوات و برخاستن از حالت نشسته به ایستاده ثبت شدند. در مطالعه حاضر، دو فعالیت راه رفتن و اسکوات از این مجموعه داده انتخاب شدند. از میان آزمون‌های ثبت شده برای هر فعالیت، پنج تکرار معتبر انتخاب شد. تعداد اولیه تکرارهای ثبت شده برای هر شرکت‌کننده بین پنج تا ده تکرار متغیر بود. هر تکرار شامل یک سیکل کامل راه رفتن یا اسکوات بود که از کل داده‌های حرکتی استخراج شد. در فعالیت راه رفتن، هر تکرار شامل یک چرخه کامل راه رفتن بود. در فعالیت اسکوات، شرکت‌کنندگان ابتدا در وضعیت ایستاده و با پاهایی به فاصله عرض شانه قرار گرفتند، سپس زانوهای خود را تا حداکثر دامنه ممکن خم کرده و مجدداً به وضعیت اولیه بازگشتند (۹). به‌منظور امکان مقایسه داده‌ها بین شرکت‌کنندگان، تمامی نیروهای استخراج شده نسبت به وزن بدن و همچنین نسبت به درصد سیکل حرکتی نرمال‌سازی شدند. در پروژه CAMS-Knee برای جمع‌آوری داده‌های حرکتی و نیروهای مفصلی از تجهیزات پیشرفته بیومکانیکی استفاده شد (۹). داده‌های کینماتیکی با استفاده از سیستم آنالیز حرکت Vicon (OMG, UK) و با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز ثبت شدند. نیروهای عکس‌العمل زمین نیز با استفاده از شش صفحه نیروی Kistler با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز اندازه‌گیری شدند. این صفحات نیرو به‌طور مستقیم روی یک بستر بتنی نصب شده بودند. تمامی داده‌های کینماتیکی و کینتیکی به‌صورت هم‌زمان ثبت شدند. برای اندازه‌گیری نیروهای درون‌مفصلی، از ایمپلنت‌های مجهز به حسگر استفاده شد (شکل ۱) که قادر به اندازه‌گیری نیروها و گشتاورهای مفصل زانو در سه مؤلفه عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی بودند (۹). علاوه بر این، حرکت مفصل زانو با استفاده از یک سیستم فلوروسکوپ ویدئویی مجهز به بازوی C شکل متحرک ثبت شد. این سیستم دارای میدان دید ۳۰/۵ سانتی‌متر، نرخ تصویربرداری ۲۵ هرتز، زمان تابش ۸ میلی‌ثانیه و وضوح تصویر ۱۰۰۰ × ۱۰۰۰ پیکسل بود. همچنین تمامی جلسات اندازه‌گیری با استفاده از دوربین دیجیتال Panasonic NV-GS400 و دستگاه ضبط ویدئویی GV-D1000 ثبت شدند (۹).



شکل ۱. ایمپلنت مجهز به حسگر

مدل سازی و پردازش داده ها

مدل سازی اسکلتی عضلانی با استفاده از نرم افزار OpenSim نسخه ۳/۳ و پردازش آماری با استفاده از نرم افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۷ b انجام شد. ابتدا اطلاعات آنترپومتریک شرکت کنندگان بر روی هر دو مدل اسکلتی عضلانی Gait2392 و Rajagopal مقیاس بندی شد. سپس مراحل کینماتیک معکوس، بهینه سازی استاتیکی و تحلیل نیروی واکنشی مفصل برای هر دو مدل انجام گرفت. در مرحله کینماتیک معکوس، زوایای مفصلی با استفاده از داده های مسیر حرکت مارکرها محاسبه شدند. سپس با استفاده از روش بهینه سازی استاتیکی، نیروهای عضلانی مورد نیاز برای ایجاد گشتاورهای مفصلی تخمین زده شدند. در نهایت، نیروهای واکنشی مفصل زانو از طریق تحلیل نیروی واکنشی مفصل استخراج شدند. برای ارزیابی دقت مدل ها، نیروهای پیش بینی شده توسط مدل های اسکلتی عضلانی با نیروهای واقعی اندازه گیری شده توسط ایمپلنت های مجهز به حسگر مقایسه شدند. درصد خطای مدل سازی با استفاده از رابطه زیر محاسبه شد.

$$KCF_{error}(\%) = \frac{(KCF_{predicted} - KCF_{measured})}{KCF_{measured}} \times 100$$

که در آن:

- $KCF_{predicted}$ بیانگر نیروی تماسی پیش بینی شده توسط مدل است،
 - $KCF_{measured}$ و بیانگر نیروی اندازه گیری شده توسط حسگر درون مفصلی است.
- در تمامی مراحل مدل سازی، مقدار خطای RMS گزارش شده توسط OpenSim کمتر از ۰/۰۲ بود که نشان دهنده دقت قابل قبول فرایند مدل سازی بود.

تحلیل آماری

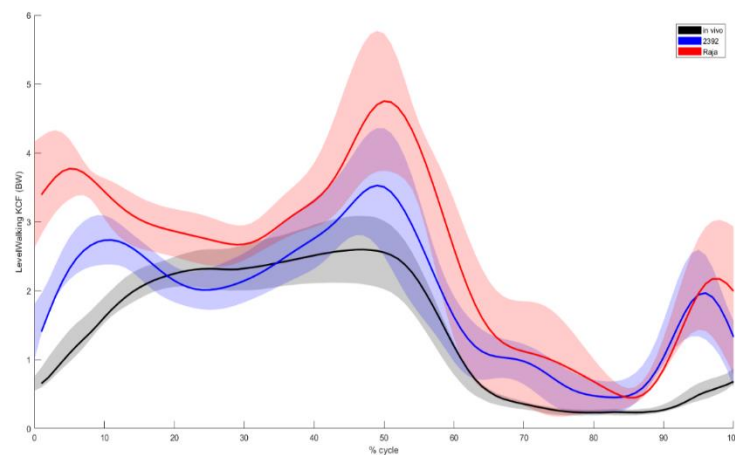
برای مقایسه خطای مدل سازی بین دو مدل اسکلتی عضلانی، از آزمون t زوجی سری های زمانی مبتنی بر Statistical Parametric Mapping (SPM) استفاده شد. تحلیل های آماری در محیط MATLAB و در سطح معنی داری ۰/۰۵ انجام گرفت. علاوه بر تحلیل SPM، برای ارزیابی دقت مدل ها، ریشه میانگین مربعات خطا (RMSE) و ضریب تعیین (R^2) بین نیروهای پیش بینی شده و اندازه گیری شده برای تمامی شرکت کنندگان محاسبه شد. این شاخص ها به عنوان معیارهای کمی میزان تطابق پیش بینی های مدل های اسکلتی عضلانی با اندازه گیری های واقعی in vivo مورد استفاده قرار گرفتند.

نتایج

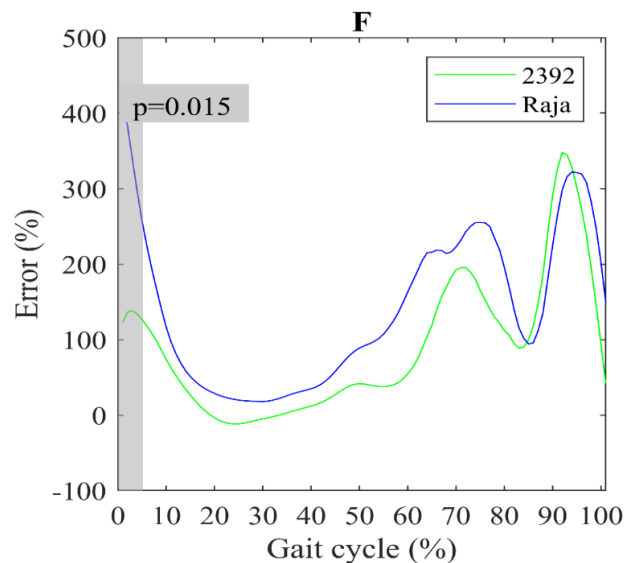
نتایج حاصل از مدل سازی نیروی واکنشی مفصل زانو با استفاده از دو مدل اسکلتی عضلانی Gait2392 و Rajagopal با داده های in vivo به دست آمده از ایمپلنت های مجهز به حسگر مقایسه شد.

نیروی واکنشی مفصل زانو در راه رفتن

شکل ۲ تغییرات نیروی واکنشی مفصل زانو را در طول چرخه راه رفتن برای دو مدل اسکلتی عضلانی و داده‌های in vivo نشان می‌دهد. نتایج نشان داد که الگوی نیروی واکنشی مفصل زانو پیش‌بینی‌شده توسط مدل Gait2392 شباهت بیشتری با داده‌های واقعی به‌دست‌آمده از حسگرهای درون مفصلی داشت. در مقابل، مدل Rajagopal در بخش‌هایی از چرخه راه رفتن، به‌ویژه در فاز اتکا، انحراف بیشتری از داده‌های واقعی نشان داد. برای مقایسه آماری خطای دو مدل در طول چرخه راه رفتن، از آزمون t زوجی مبتنی بر Statistical Parametric Mapping (SPM) استفاده شد. نتایج این تحلیل در شکل ۳ ارائه شده است.



شکل ۲. نتایج نیروی واکنشی مفصل زانو در راه رفتن



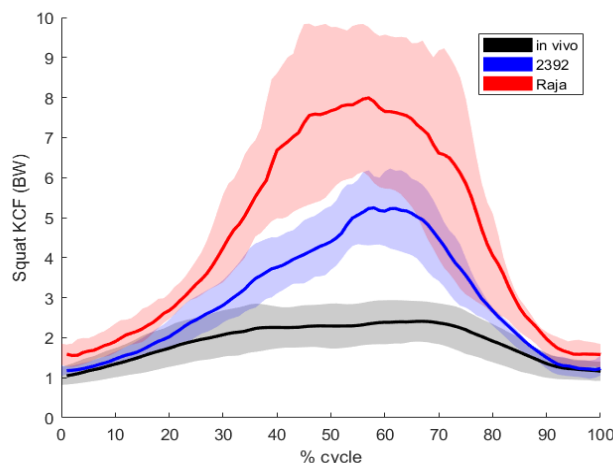
شکل ۳. نتایج آزمون تی زوجی برای مقایسه میزان خطای مدل ۲۳۹۲ و مدل راجاگوپال در نیروی برآیند طی راه رفتن

تحلیل SPM نشان داد که در حدود ۵ درصد ابتدایی چرخه راه رفتن، تفاوت معنی‌داری بین خطای دو مدل وجود داشت (۰/۰۱۵). این ناحیه با تماس اولیه پاشنه و ابتدای فاز اتکا متناظر بود؛ در این بخش، مدل Gait2392 در تخمین نیروی واکنشی مفصل زانو خطای کمتری نسبت به مدل Rajagopal نشان داد. در سایر بخش‌های چرخه راه رفتن، تفاوت معنی‌داری بین دو مدل مشاهده نشد. همچنین مقادیر RMSE و ضریب تعیین (R^2) نشان دادند که مدل Gait2392 تطابق بیشتری با داده‌های واقعی *in vivo* دارد. مقادیر RMSE برای مدل‌های Gait2392 و Rajagopal به ترتیب ۰/۸۳۵ و ۱/۴۸۶ بود، درحالی‌که مقادیر ضریب تعیین برای این دو مدل به ترتیب ۰/۶۶۵ و ۰/۶۳۹ بود.

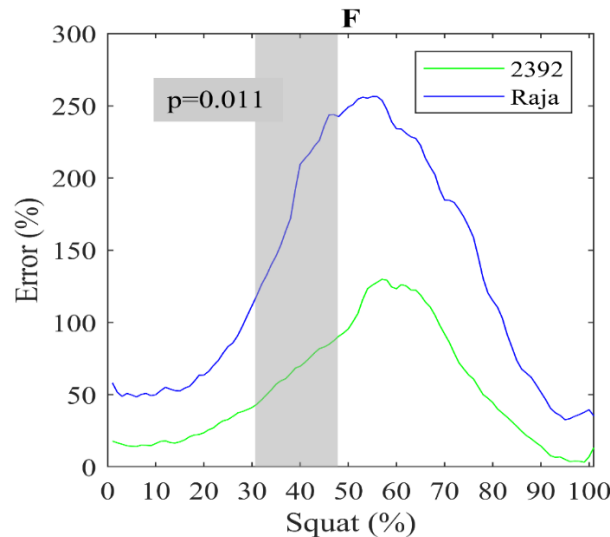
نیروی واکنشی مفصل زانو در حرکت اسکوات

نتایج مدل‌سازی نیروی واکنشی مفصل زانو در حرکت اسکوات در شکل ۴ ارائه شده است. نتایج نشان داد که در حرکت اسکوات نیز مدل Gait2392 الگویی نزدیک‌تر به داده‌های واقعی نیروهای درون مفصلی ارائه کرد. اختلاف بین مدل Rajagopal و داده‌های واقعی، به‌ویژه در انتهای فاز فلکشن و ابتدای فاز اکستنشن، بیشتر بود. برای بررسی تفاوت خطای دو مدل در طول چرخه اسکوات، از آزمون *t* زوجی مبتنی بر SPM استفاده شد و نتایج آن در شکل ۵ نشان داده شده است. نتایج نشان داد که در حرکت اسکوات نیز مدل Gait2392 الگویی نزدیک‌تر به داده‌های واقعی نیروهای درون مفصلی ارائه کرد. اختلاف بین مدل Rajagopal و داده‌های واقعی، به‌ویژه در انتهای فاز فلکشن و ابتدای فاز اکستنشن، بیشتر بود.

تحلیل SPM نشان داد که در بخش قابل‌توجهی از چرخه اسکوات، به‌ویژه از اواسط فاز اکستنشن تا ابتدای فاز کانسنتریک، تفاوت معنی‌داری بین خطای دو مدل وجود داشت. در این نواحی، مدل Rajagopal در تخمین نیروی واکنشی مفصل زانو خطای بیشتری نسبت به مدل Gait2392 نشان داد. مقادیر RMSE و ضریب تعیین (R^2) نیز برتری مدل Gait2392 را تأیید کردند. مقادیر RMSE برای مدل‌های Gait2392 و Rajagopal به ترتیب ۱/۵۳۶ و ۳/۳۷۱ بود، درحالی‌که مقادیر ضریب تعیین به ترتیب ۰/۷۶۷ و ۰/۷۵۰ ثبت شد. در مجموع، نتایج SPM و شاخص‌های آماری نشان دادند که مدل Gait2392 در هر دو فعالیت راه رفتن و اسکوات دقت بیشتری در تخمین نیروی واکنشی مفصل زانو دارد. همچنین، خطای مدل‌سازی هر دو مدل در حرکت اسکوات بیشتر از راه رفتن بود که نشان‌دهنده پیچیدگی بیشتر مدل‌سازی حرکات با دامنه حرکتی بالاتر است.



شکل ۴. نتایج نیروی واکنشی مفصل زانو در حرکت اسکوات



شکل ۵. نتایج آزمون t زوجی برای مقایسه میزان خطای مدل‌های Gait2392 و Rajagopal در نیروی برآیند طی حرکت اسکوات

بحث

هدف پژوهش حاضر، مقایسه دقت تخمین نیروی واکنشی مفصل زانو بین دو مدل اسکلتی عضلانی Gait2392 و Rajagopal طی فعالیت‌های راه رفتن و اسکوات بود. نتایج نشان داد که مدل Gait2392 در هر دو فعالیت، به‌ویژه در فاز اتکای راه رفتن و بخش قابل توجهی از چرخه اسکوات، تطابق بیشتری با داده‌های واقعی *in vivo* داشته و خطای تخمین کمتری نسبت به مدل Rajagopal نشان می‌دهد. همچنین، خطای تخمین هر دو مدل در حرکت اسکوات بیشتر از راه رفتن بود که بیانگر پیچیدگی بیشتر مدل‌سازی حرکاتی با دامنه حرکتی بالاتر است. این یافته‌ها نشان می‌دهند که انتخاب مدل اسکلتی عضلانی مناسب می‌تواند تأثیر قابل توجهی بر دقت تحلیل‌های بیومکانیکی و تخمین بارگذاری مفصل زانو داشته باشد.

یافته‌های مطالعه حاضر با نتایج پژوهش‌های پیشین همسو است (۱، ۷، ۲۰). ایمانی‌نژاد و همکاران (۲۰۲۰) گزارش کردند که دقت مدل‌های اسکلتی عضلانی در فاز اتکای راه رفتن کاهش می‌یابد و خطای تخمین در حرکت اسکوات بیشتر از راه رفتن است (۱). به‌طور مشابه، شلنبرگ و همکاران (۲۰۱۸) نشان دادند که حرکات با زوایای زیاد فلکشن زانو و الگوهای پیچیده فعال‌سازی عضلات با افزایش خطای تخمین نیروهای مفصلی همراه هستند (۷). نار و هیگینسون (۲۰۱۵) نیز گزارش کردند که مدل‌های اسکلتی عضلانی OpenSim تمایل دارند نیروهای واقعی مفصل زانو را در مقایسه با داده‌های حاصل از حسگرهای درون مفصلی کمتر از مقدار واقعی برآورد کنند (۲۰) که با یافته‌های مطالعه حاضر همخوانی دارد. در پژوهش حاضر نیز اختلاف بیشتر میان داده‌های واقعی و نیروهای پیش‌بینی شده، به‌ویژه در فاز اتکای راه رفتن و بخش‌هایی از حرکت اسکوات مشاهده شد؛ نواحی‌ای که در آن‌ها تغییرات سریع نیروهای عکس‌العمل زمین و الگوهای فعال‌سازی عضلات رخ می‌دهد و بازسازی دقیق آن‌ها برای مدل‌های اسکلتی عضلانی دشوارتر است. یکی از دلایل احتمالی تفاوت عملکرد دو مدل در پژوهش حاضر می‌تواند به تفاوت در ساختار مدل‌ها، نحوه تعریف عضلات و مکانیک مفصل زانو مربوط باشد (۱۰، ۱۱، ۱۷). اگرچه مدل Rajagopal با هدف افزایش دقت شبیه‌سازی و با استفاده از پارامترهای عضلانی به‌روز شده توسعه یافته است (۱۱)، نتایج مطالعه حاضر نشان داد که این مدل لزوماً در فعالیت‌هایی با سرعت نسبتاً پایین و دامنه حرکتی متوسط، عملکرد دقیق‌تری نسبت به مدل Gait2392 ندارد. تفاوت در نحوه تعریف بازوهای گشتاوری

عضلات، مکانیزم انتقال نیروی کشک و توزیع نیروهای عضلانی می‌تواند بر تخمین نیروی تماسی مفصل زانو تأثیر بگذارد (۱۰). کاتلی و همکاران (۲۰۱۹) نیز گزارش کردند که مدل Rajagopal ممکن است در حرکاتی با دامنه حرکتی زیاد، بازوی گشتاوری برخی عضلات را کمتر از مقدار واقعی تخمین بزند (۱۳). از سوی دیگر، اگرچه نبود کشک در مدل Gait2392 از نظر آناتومیک یک محدودیت محسوب می‌شود، ممکن است در برخی فعالیت‌های عملکردی به پایداری بیشتر محاسبات و کاهش خطای تخمین کمک کند. این یافته نشان می‌دهد که پیچیدگی بیشتر یک مدل لزوماً به معنای دقت بالاتر آن در تمامی فعالیت‌های حرکتی نیست و اعتبارسنجی مدل‌ها باید متناسب با نوع فعالیت انجام شود.

علاوه بر ساختار مدل، روش‌های مورد استفاده برای تخمین نیروهای عضلانی نیز می‌توانند بر دقت پیش‌بینی‌ها تأثیر بگذارند. در پژوهش حاضر از روش بهینه‌سازی استاتیکی استفاده شد که یکی از رایج‌ترین رویکردها در محیط OpenSim است؛ با این حال، این روش در بازسازی دقیق الگوهای واقعی فعال‌سازی عضلات و هم‌انقباضی‌ها محدودیت‌هایی دارد (۱، ۲۰). همچنین گزارش شده است که بهبود مدل‌سازی ساختارهای زانو، به‌ویژه لیگامان‌ها و مکانیک کشک، می‌تواند دقت پیش‌بینی متغیرهای بیومکانیکی را افزایش دهد (۱۴)؛ بنابراین، استفاده از مدل‌های پیشرفته‌تر یا مدل‌های مبتنی بر EMG در مطالعات آینده می‌تواند به کاهش اختلاف بین نیروهای پیش‌بینی شده و اندازه‌گیری‌های واقعی کمک کند. با وجود یافته‌های ارزشمند این پژوهش، چند محدودیت باید مورد توجه قرار گیرد. تعداد شرکت‌کنندگان محدود بود و تمامی افراد دارای پروتز زانو بودند؛ بنابراین، تعمیم نتایج به جمعیت سالم باید با احتیاط انجام شود. علاوه بر این، در این مطالعه تنها دو فعالیت راه رفتن و اسکوات بررسی شدند و سایر فعالیت‌های عملکردی مورد ارزیابی قرار نگرفتند. پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده از دامنه گسترده‌تری از فعالیت‌های عملکردی، نمونه‌های بزرگ‌تر و روش‌های مدل‌سازی پیشرفته‌تر برای اعتبارسنجی جامع‌تر مدل‌های اسکلتی عضلانی استفاده شود. با این حال، پژوهش حاضر با بهره‌گیری از داده‌های واقعی حاصل از ایمپلنت‌های مجهز به حسگر، دیدگاه دقیق‌تری درباره عملکرد دو مدل پرکاربرد OpenSim ارائه می‌دهد و می‌تواند به انتخاب آگاهانه‌تر مدل‌های اسکلتی عضلانی در تحلیل‌های بیومکانیکی و کاربردهای توان‌بخشی کمک کند.

نتیجه‌گیری نهایی

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که مدل Gait2392 در مقایسه با مدل Rajagopal، دقت بیشتری در تخمین نیروی واکنشی مفصل زانو طی فعالیت‌های راه رفتن و اسکوات دارد. این پژوهش یکی از معدود مطالعاتی بود که با استفاده از داده‌های واقعی in vivo حاصل از ایمپلنت‌های مجهز به حسگر، عملکرد دو مدل پرکاربرد OpenSim را به‌صورت مستقیم مقایسه کرد و از این طریق بخشی از خلأ موجود در زمینه اعتبارسنجی مدل‌های اسکلتی عضلانی را پوشش داد. یافته‌های این مطالعه نشان می‌دهند که انتخاب مدل اسکلتی عضلانی مناسب می‌تواند تأثیر قابل توجهی بر دقت تحلیل‌های بیومکانیکی و تفسیر بارگذاری مفصل زانو داشته باشد. بر اساس این نتایج، مدل Gait2392 ممکن است برای تحلیل فعالیت‌هایی با سرعت نسبتاً پایین و دامنه حرکتی متوسط، مانند راه رفتن و اسکوات، گزینه مناسب‌تری باشد. همچنین توصیه می‌شود در مطالعات آینده از روش‌های مدل‌سازی پیشرفته‌تر و دامنه وسیع‌تری از فعالیت‌های عملکردی برای اعتبارسنجی دقیق‌تر مدل‌های اسکلتی عضلانی استفاده شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این پژوهش مطابق با اصول اخلاقی کمیته‌های پژوهشی ذی صلاح و مفاد بیانیه هلسینکی انجام شد. تمامی شرکت‌کنندگان به صورت داوطلبانه در پژوهش شرکت کردند و پیش از ورود به مطالعه، رضایت‌نامه آگاهانه کتبی از آنان اخذ شد.

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه حمایت مالی ویژه‌ای از سازمان‌های دولتی، تجاری یا مؤسسات غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

تمامی نویسندگان در مفهوم‌پردازی، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل داده‌ها و نگارش مقاله مشارکت داشته‌اند. همچنین، تمامی نویسندگان نسخه نهایی مقاله را مطالعه و تأیید کرده‌اند.

تعارض

نویسندگان اعلام می‌کنند که هیچ‌گونه تعارض منافی در ارتباط با این پژوهش ندارند.

Reference

1. Imani Nejad Z, Khalili K, Hosseini Nasab SH, Schütz P, Damm P, Trepczynski A, et al. The capacity of generic musculoskeletal simulations to predict knee joint loading using the CAMS-Knee datasets. *Annals of Biomedical Engineering*. 2020;48(4):1430-1440. [DOI:10.1007/s10439-020-02480-6]
2. Farahmand F, Hoseini SH, Seifi MM. Determining the optimum training conditions for selective strengthening of vastus medialis oblique muscle over vastus lateralis through using musculoskeletal modeling. *Journal of Sport Biomechanics*. 2016;2(2):65-72.
3. Mohammad Pour Koli M, Fatahi A. Modern approaches in sport biomechanics: A review paper. *Journal of Sport Biomechanics*. 2024;9(4):284-300. [DOI:10.61186/JSportBiomech.9.4.284]
4. Rydell NW. Forces acting on the femoral head-prosthesis: A study on strain gauge supplied prostheses in living persons. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1966;37(Suppl 88):1-132. [DOI:10.3109/ort.1966.37.suppl-88.01]
5. Kinney AL, Besier TF, D'Lima DD, Fregly BJ. Update on grand challenge competition to predict in vivo knee loads. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2013;135(2):021012. [DOI:10.1115/1.4023255]
6. Schellenberg F, Oberhofer K, Taylor WR, Lorenzetti S. Review of modelling techniques for in vivo muscle force estimation in the lower extremities during strength training. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. 2015;2015:483921. [DOI:10.1155/2015/483921]
7. Schellenberg F, Taylor WR, Trepczynski A, List R, Kutzner I, Schütz P, et al. Evaluation of the accuracy of musculoskeletal simulation during squats by means of instrumented knee prostheses. *Medical Engineering & Physics*. 2018;61:95-103. [DOI:10.1016/j.medengphy.2018.09.004]

8. Hernandez V, Rezzoug N, Gorce P. Toward isometric force capabilities evaluation by using a musculoskeletal model: Comparison with direct force measurement. *Journal of Biomechanics*. 2015;48(12):3178-3184. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2015.07.003]
9. Taylor WR, Schütz P, Bergmann G, List R, Postolka B, Hitz M, et al. A comprehensive assessment of the musculoskeletal system: The CAMS-Knee data set. *Journal of Biomechanics*. 2017;65:32-39. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2017.09.022]
10. Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, et al. OpenSim documentation: Gait 2392 and 2354 models. Stanford University; 2013.
11. Rajagopal A, Dembia CL, DeMers MS, Delp DD, Hicks JL, Delp SL. Full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2016;63(10):2068-2079. [DOI:10.1109/TBME.2016.2586891]
12. Arnold EM, Ward SR, Lieber RL, Delp SL. A model of the lower limb for analysis of human movement. *Annals of Biomedical Engineering*. 2010;38(2):269-279. [DOI:10.1007/s10439-009-9852-5]
13. Catelli DS, Wesseling M, Jonkers I, Lamontagne M. A musculoskeletal model customized for squatting task. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2019;22(1):21-24. [DOI:10.1080/10255842.2018.1523396]
14. Xu H, Boswicz D, Merryweather A. An improved OpenSim gait model with multiple degrees of freedom knee joint and knee ligaments. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2015;18(11):1217-1224. [DOI:10.1080/10255842.2014.889689]
15. Falisse A, Van Rossom S, Gijsbers J, Steenbrink F, van Basten BJH, Jonkers I, et al. OpenSim versus human body model: A comparison study for the lower limbs during gait. *Journal of Applied Biomechanics*. 2018;34(6):496-502. [DOI:10.1123/jab.2017-0156]
16. McCain EM, Dalman MJ, Berno ME, Libera TL, Lewek MD, Sawicki GS, et al. The influence of induced gait asymmetry on joint reaction forces. *Journal of Biomechanics*. 2023;153:111581. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2023.111581]
17. Hicks JL, Uchida TK, Seth A, Rajagopal A, Delp SL. Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2015;137(2):020905. [DOI:10.1115/1.4029304]
18. Sun Y, Mei Q, Kou D, Liu J, Yang Y, Duan L, et al. Biomechanical analysis of stair walking patterns and their implications for knee health in young males. *Frontiers in Public Health*. 2026;13:1512345. [DOI:10.3389/fpubh.2025.1725056]
19. Imani Nejad Z, Khalili K. A review of the most widely used lower limb musculoskeletal models to simulate squat motion using OpenSim (In Persian). *Journal of Mechanical Engineering University of Tabriz*. 2023;53(2):79-88.
20. Knarr BA, Higginson JS. Practical approach to subject-specific estimation of knee joint contact force. *Journal of Biomechanics*. 2015;48(11):2897-2902. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2015.04.020]