

مروری بر پرکاربردترین مدل‌های اسکلتی-عضلانی اندام تحتانی جهت شبیه‌سازی حرکت اسکات در OpenSim

زهرا ایمانی نژاد* دانش‌آموخته‌ی دکتری، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران، zohreh.imaninejad@birjand.ac.ir
خلیل خلیلی* استاد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران، kkhali@birjand.ac.ir

چکیده

اکثر مدل‌های اسکلتی-عضلانی موجود بر پایه‌ی حرکتی با محدوده‌ی حرکتی کم مانند راه رفتن و دویدن ایجاد شده‌اند. حصول اطمینان درباره‌ی نتایج شبیه‌سازی حرکت اسکات که با دولا شدن شدید مفاصل لگن و زانو همراه است، یکی از چالش برانگیزترین مسائل در حوزه‌ی بیومکانیک حرکتی است. انتخاب مدل اسکلتی-عضلانی مناسب به عنوان اولین قدم در شبیه‌سازی همواره یکی از سوالات اصلی پژوهشگران بوده است. در مطالعه‌ی حاضر با بررسی مهم‌ترین تحقیقات انجام شده در بستر OpenSim، مدل‌های بکارگرفته شده جهت شبیه‌سازی حرکت اسکات مورد بررسی قرار گرفته‌اند. با جمع‌بندی مدل‌های موجود، راهنمای جامعی شامل اطلاعات این مدل‌ها جهت انتخاب مدل اسکلتی-عضلانی مناسب برای کاربران فراهم شده است. در ادامه جهت مقایسه‌ی بهتر این مدل‌ها، یک مرحله شبیه‌سازی با استفاده از مجموعه داده‌ی کمز توسط هریک از آن‌ها انجام شده است. خطای بالای نیروی تماسی مفصل زانو (خطای بهترین مدل $RMS=72\%$ بر لزوم ارائه‌ی مدل‌های دقیق‌تر در این زمینه تاکید دارد. توسعه‌دهندگان مدل‌های اسکلتی-عضلانی می‌توانند از نتایج این تحقیق در جهت بررسی و اصلاح مدل‌های فعلی جهت شبیه‌سازی حرکات با درجات خم شدن شدید مفاصل اندام تحتانی بهره‌گیرند.

واژه‌های کلیدی: مدل اسکلتی-عضلانی، اندام تحتانی، اسکات، OpenSim، نیروی تماسی مفصل، زاویه مفصل.

A Review of the Most Widely Used Lower Limb Musculoskeletal Models to Simulate Squat Motion using OpenSim

Z. Imani Nejad

Department of Mechanical Engineering, University of Birjand, Birjand, Iran

Kh. Khalili

Department of Mechanical Engineering, University of Birjand, Birjand, Iran

Abstract

Most available musculoskeletal models are made based on activities with a limited range of motion (ROM) like walking and running. Making sure about the squat simulation results, which include severe hip and knee flexion angles, is one of the most challenging problems in movement biomechanics. Choosing the appropriate musculoskeletal model as the first step of simulation has always been one of the main questions of researchers. This study has introduced the musculoskeletal models used in the most important previous studies conducted by domestic and foreign researchers using OpenSim. By summarizing the available models, a comprehensive guide has been provided which includes information about these models. F, a simulation step using the CAMS-Knee datasets was performed and the results were compared. The high error of knee joint contact force (RMS of the best model: 72% BW) emphasizes the necessity of providing more accurate models in this field. Developers of musculoskeletal models can benefit from the results of this research to improve the current models for simulating activities with severe degrees of lower limb joint flexion.

Keywords: Musculoskeletal Model, Lower Limb, Squat, OpenSim, Joint Contact Force, Joint Angle.

دیگر مزایای این مدل‌ها، امکان شبیه‌سازی اثرات کوتاه مدت مانند شکستگی استخوان، پارگی و آسیب به بافت‌های نرم و همچنین اثرات بلند مدت مانند تأثیر فعالیت‌های ورزشی و عوارض سالخوردگی به صورت کاملاً غیرمخرب می‌باشد [۲]. البته باید توجه نمود که گرچه به کمک این مدل‌ها امکان اندازه‌گیری نیرو و گشتاور بخش‌های مختلف بدن فراهم شده است اما به دلیل ساختار پیچیده‌ی داخلی سیستم اسکلتی-عضلانی، نحوه‌ی دقیق توزیع بار در عضلات، بافت‌های همبند و مفاصل به خصوص به دلیل وجود اثر هم‌انقباضی^۲ در عضلات، کاملاً مشخص نیست [۳، ۴].

از اوایل دهه‌ی ۷۰ میلادی، استفاده از مدل‌های اسکلتی-عضلانی

۱- مقدمه

مدل‌های اسکلتی-عضلانی ابزاری قدرتمند جهت تجزیه و تحلیل حرکت، تحلیل ظرفیت عملکردی ماهیچه‌ها و تخمین نیروهای داخلی بدن موجودات زنده به صورت غیرتهاجمی^۱ هستند. به کمک این مدل‌ها می‌توان داده‌های سینماتیکی و سینتیکی با ارزشی را که از روش‌های تجربی قابل اندازه‌گیری نیستند و یا اندازه‌گیری آن‌ها دشوار و هزینه‌بر است، به سادگی محاسبه نمود. به طور مثال می‌توان برای هر موقعیت دلخواه مفصل، پارامترهایی نظیر طول عضلات، بازوی گشتاورها، نیروی عضلات و نیرو و گشتاور مفاصل را تعیین نمود [۱]. از

² Co-contraction

¹ Non-invasive

به منظور مطالعه‌ی حرکت انسان گسترش یافت [۵]. مدل‌های اولیه دارای بخش‌های کم و درجات آزادی محدودی بودند، اما با پیشرفت فناوری و رواج الگوریتم‌های حل عددی، استفاده از روش مدل‌سازی کامپیوتری سیستم اسکلتی-عضلانی در جامعه‌ی پزشکان و مهندسان بیومکانیک افزایش یافت.

در سال‌های اخیر، بسته‌های نرم افزاری مختلفی مانند نرم افزارهای تجاری AnyBody [۶]، LifeModeler [۷]، SIMM [۸] و نرم افزارهای متن‌باز OpenSim [۹] و BodyMech [۱۰]، جهت مدل‌سازی سیستم اسکلتی-عضلانی ارائه شده‌اند. در این میان، دو نرم افزار OpenSim و AnyBody به دلیل کاربرپسند بودن و همچنین دارا بودن توابع مختلف برای حل مسائل بیومکانیکی گوناگون در حیطه‌های ورزشی، ارتوپدی و توانبخشی مورد توجه بیش‌تری قرار گرفته‌اند [۱۱]. هر یک از این دو نرم افزار دارای مدل‌های اسکلتی-عضلانی نسبتاً جامع و مختص به خود بوده که بر اساس مطالعات آناتومی روی بدن افراد زنده و نمونه‌ی اجساد ایجاد شده‌اند. نرم افزار OpenSim به دلیل دارا بودن مدل‌های گوناگون با درجات آزادی متنوع و واحدهای عضله‌ای-تاندونی متعدد، با استقبال ویژه‌ای از سوی کاربران همراه بوده است.

از حوزه‌های کاربرد OpenSim می‌توان به تحقیقات بیومکانیکی، ارتوپدی و توانبخشی، تحلیل سیستم عصبی، طراحی تجهیزات پزشکی، علوم ورزشی و مطالعات مختلف بیولوژی و مهندسی اشاره کرد [۱۲]. به کمک OpenSim امکان شبیه‌سازی دینامیکی حرکات فیزیکی مختلف به صورت مرحله به مرحله فراهم شده است. مراحل شبیه‌سازی توسط OpenSim شامل مقیاس‌بندی، سینماتیک معکوس، دینامیک معکوس، بهینه‌سازی استاتیک، الگوریتم کاهش باقی‌مانده‌ها، کنترل عضلانی محاسبه شده و تحلیل می‌باشد. علاوه بر این، ابزار دینامیک پیشرو، امکان شبیه‌سازی مستقیم یا رو به جلو را نیز در OpenSim فراهم کرده است.

علی‌رغم کاربردهای فراوان مدل‌های اسکلتی-عضلانی، اما بررسی اعتبار نتایج آن‌ها همواره یکی از اصلی‌ترین چالش‌های پیش روی کاربران بوده است. به طور کلی اعتبارسنجی نتایج مدل‌سازی به دو روش انجام می‌شود. در روش اول، میزان فعالیت عضلات^۱ بدست آمده توسط مدل با داده‌های الکترومیوگرافی^۲ مقایسه می‌شود. از آنجا که آماده‌سازی داده‌های الکترومیوگرافی فرآیندی دشوار بوده و همچنین در معرض خطای اندازه‌گیری بالا قرار دارد، لذا روند تغییرات تنها به صورت کیفی مورد مقایسه قرار می‌گیرد.

با ظهور پروتزهای مجهز به حسگر اندازه‌گیری نیرو، امکان اعتبارسنجی دقیق نیروهای تماسی مفاصل فراهم شده است. در روش دوم اعتبارسنجی، نیروهای تماسی مفاصل شبیه‌سازی شده با داده‌های درون‌تنی^۳ ثبت شده توسط پروتز به صورت کمی مقایسه شده و امکان محاسبه‌ی خطا وجود دارد. در سال‌های اخیر مجموعه داده‌های درون-تنی با ارزشی از طریق بانک اطلاعاتی Orthoload [۱۳]، در دسترس عموم قرار گرفته‌اند. یکی از جدیدترین و کامل‌ترین مجموعه داده‌های

درون‌تنی موجود، مجموعه داده‌ی CAMS^۴ [۱۴] است. داده‌های موجود از شش بیمار تعویض مفصل زانو حین انجام حرکات مختلفی شامل راه رفتن عادی، اسکات، پایین آمدن از سطح شیب‌دار، پایین آمدن از پله و نشستن و برخاستن از روی صندلی ثبت و منتشر شده است. توسط این مجموعه داده امکان اعتبارسنجی دقیق نیروهای تماسی مفصل زانو در حرکاتی با درجات دولا شدن شدید مفاصل لگن و زانو (به‌ویژه اسکات) فراهم شده است.

انتخاب مدل اسکلتی-عضلانی مناسب به عنوان اولین قدم در شبیه‌سازی از اهمیت بسیار زیادی برخوردار است. حصول نتایج درست در شبیه‌سازی در گرو انتخاب مدل اسکلتی-عضلانی مناسب است. مدل انتخاب شده بایستی بر اساس نوع حرکت مورد نیاز ایجاد شده باشد، در غیر این صورت احتمال بروز خطا در نتایج بسیار بالا خواهد بود. با بررسی مدل‌های اسکلتی-عضلانی پایه‌ی موجود در OpenSim، مشاهده می‌شود که اکثر این مدل‌ها بر پایه‌ی حرکات راه رفتن ایجاد شده‌اند و تاکنون مدل اصلی بر اساس حرکاتی مانند اسکات ارائه نشده است. از طرفی در تحقیقاتی که از مدل‌های موجود برای شبیه‌سازی حرکت اسکات استفاده شده و با داده‌های درون‌تنی اعتبارسنجی انجام داده‌اند، درجات متفاوت و بالایی از خطا گزارش شده است.

در سال ۲۰۱۸ شلنبرگ و همکاران با استفاده از مدل Gait-2392 میانگین خطای نسبی نیروی تماسی مفصل زانوی ۵۹٪ را گزارش کردند [۱۵]. در سال ۲۰۲۰ ایمانی نژاد و همکاران، خطای نسبی نیروی تماسی مفصل زانو را در شبیه‌سازی حرکات مختلف به کمک مدل راجاگوپال بررسی نمودند [۱۶-۱۸]، که نتایج ایشان بیش از ۱۱۰٪ خطا برای حرکت اسکات را نشان می‌دهد. ایشان در تحقیقی دیگر در سال ۱۴۰۰ به مقایسه نتایج شبیه‌سازی حرکت اسکات توسط مدل راجاگوپال و دو نسخه‌ی بروزشده‌ی آن (مدل‌های لی و کتلی) پرداختند [۱۹]. میانگین خطای نسبی نیروی تماسی مفصل زانو در این مدل‌ها به ترتیب ۸۳٪، ۷۲٪ و ۶۰٪ محاسبه گردید. ایشان در ادامه تحقیقات خویش به کمک آنالیز عدم قطعیت، راه‌حلی جهت اصلاح نتایج مدل‌های اسکلتی-عضلانی در شبیه‌سازی حرکات با درجات دولاشدن شدید مفاصل لگن و زانو ارائه نمودند [۲۰]. اما تاکنون مدل پایه و با خطای کم مختص شبیه‌سازی این حرکات معرفی نشده است.

در این مطالعه با بررسی تحقیقات مختلفی که در آن‌ها حرکت اسکات توسط OpenSim شبیه‌سازی شده است، مدل‌های اسکلتی-عضلانی رایج مورد بررسی قرار گرفته‌اند. اطلاعات دقیقی از این مدل‌ها شامل تعداد اجزا، درجات آزادی و ویژگی‌های منحصرنفردها هر مدل گردآوری شده است. سپس جهت مقایسه کمی نتایج مدل‌ها، از مجموعه داده‌ی کمز جهت شبیه‌سازی یک تکرار حرکت اسکات توسط هر مدل استفاده شده است. بخشی از نتایج سینماتیکی و سینتیکی حاصل از این مدل‌ها با یکدیگر مقایسه و توسط داده‌های درون‌تنی موجود اعتبارسنجی شده‌اند.

¹ Muscle activation

² Electromyography (EMG)

³ In vivo

⁴ Comprehensive Assessment of the Musculoskeletal System

۲- مراحل تحقیق

ابتدا با جستجو در پایگاه داده‌های معتبر از جمله PubMed, Elsevier, Google scholar, سیولیکا (Civilica)، پایگاه مرکز اطلاعات علمی جهاد دانشگاهی (SID) و غیره، تحقیقاتی که در آن‌ها شبیه‌سازی حرکت اسکات توسط نرم‌افزار OpenSim انجام شده است، استخراج گردید. در بخش اول مدل‌های اسکلتی-عضلانی مورد استفاده در این تحقیقات معرفی شده است. لازم به ذکر است که در تحقیق حاضر، تنها به بررسی مدل‌های موجود در منبع Simtk که تنها مرجع رسمی مدل‌های اسکلتی-عضلانی OpenSim است، پرداخته شده است. لذا تحقیقاتی که در آن‌ها مدل‌های اسکلتی-عضلانی اصلی ویرایش شده و یا بخش‌های مدل‌های مختلف با هم ترکیب شده‌اند، اما این مدل‌ها در هیچ منبعی منتشر نشده و یا توسط سایر تحقیقات مورد استفاده قرار نگرفته‌اند، از بررسی حذف شدند.

سپس در بخش دوم برای فرد K3R از مجموعه داده‌ی کمز (وزن kg ۱۰۱/۴ و قد cm ۱۷۳)، یک تکرار حرکت اسکات، توسط هریک از مدل‌های معرفی شده در بخش اول شبیه‌سازی شده است. در حرکت اسکات شبیه‌سازی شده، فرد ابتدا صاف روی پاها می‌ایستد و دست‌ها را به اندازه‌ی عرض شانه و رو به جلو قرار می‌دهد. سپس زانو‌ها تا حد ممکن خم شده و دوباره به حالت ایستاده برمی‌گردد. داده‌های تجربی مورد نیاز برای اجرای شبیه‌سازی شامل نیروی عکس‌العمل زمین ثبت شده توسط نیروسنج و موقعیت مارکرهای آزمایشگاهی ثبت شده توسط سیستم ثبت حرکتی هستند که از مجموعه داده‌ی کمز استخراج شده‌اند. مراحل شبیه‌سازی OpenSim نیز شامل مقیاس‌بندی، سینماتیک معکوس، دینامیک معکوس، بهینه‌سازی استاتیک و تحلیل نیروی مفاصل می‌باشد. در مرحله‌ی مقیاس‌بندی، ویژگی‌های آنتروپومتری مدل و فرد K3R یکسان‌سازی می‌شود. سپس ابزار سینماتیک معکوس جهت استخراج موقعیت مفاصل، ابزار دینامیک معکوس جهت استخراج نیرو و گشتاور مفاصل، ابزار بهینه‌سازی استاتیک جهت محاسبه‌ی نیروی عضلات و ابزار تحلیل نیرو برای محاسبه‌ی دقیق نیروی تماسی مفاصل استفاده می‌شود.

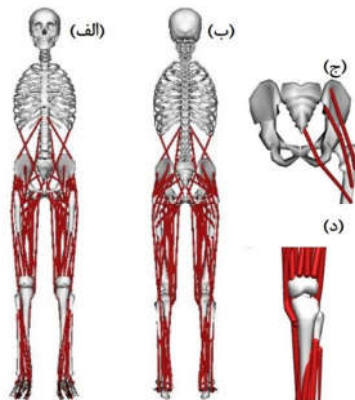
در مورد نیروی تماسی مفصل زانو، اعتبارسنجی با داده‌ی درون‌تنی موجود در مجموعه داده‌ی کمز صورت گرفته است و خطای جذر میانگین مربعات^۱ و بیش‌ترین خطای نیروی تماسی مفصل زانو بر اساس معیار خطای نسبی [۱۵، ۱۸]، گزارش شده است.

۳- معرفی مدل‌های متداول جهت شبیه‌سازی اسکات

۳-۱- مدل‌های Gait-2354 و Gait-2392

یکی از مشهورترین و پرکاربردترین مدل‌های اسکلتی-عضلانی اندام تحتانی در OpenSim، مدل Gait-2392 است (شکل ۱). در این مدل مفاصل اندام تحتانی بر اساس مدل دِلپ [۲۱]، مفصل کمز و آنتروپومتری بر اساس مدل اندرسون و پندی [۲۲]، و مدل زانوی مسطح بر اساس مدل یاماگوچی و زاجاک [۲۳]، تعریف شده است. این

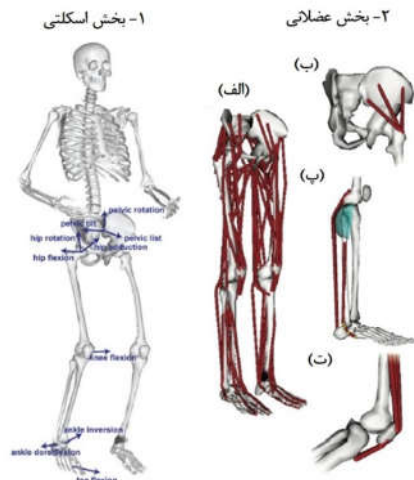
مدل دارای ۱۴ استخوان، ۲۳ درجه‌ی آزادی و ۹۲ واحد عضله‌ای-تاندونی است که ابعاد نسخه‌ی مقیاس‌بندی نشده‌ی آن از مردی با وزن ۷۵/۱۶ kg و قد ۱۸۰ cm گرفته شده است. درجات آزادی این مدل شامل ۳ درجه در اندام فوقانی و ۲۰ درجه در اندام تحتانی می‌باشد. درجات آزادی اندام تحتانی شامل ۶ درجه در pelvis (۳ درجه انتقال و ۳ درجه چرخش) و ۷ درجه در هر پا است. درجات آزادی هر پا نیز شامل ۳ درجه در مفصل لگن و یک درجه در هریک از مفاصل زانو، مچ پا، subtalar و metatarsophalangeal می‌باشد. تنها بخش اسکلتی مربوط به اندام فوقانی در این مدل، torso (شامل سر) است. همچنین در این مدل استخوان کشکک^۲ برای حذف محدودیت‌های سینماتیکی حذف شده است (شکل ۱، د). این مدل علاوه بر دارا بودن ۴۳ عضله برای هر پا، شامل شش عضله در ناحیه‌ی کمر نیز می‌باشد. مسیر عضلات تنها توسط نقاط ابتدا، انتها و نقاط میانی که به آن‌ها نقاط پوششی^۳ نیز گفته می‌شود، مشخص شده است. گرچه در این مدل سعی شده است تا با افزودن تعداد نقاط پوششی کافی، عضلات مسیر درستی را در زوایای دولا شدن شدید مفاصل طی کنند، اما مشاهده می‌شود که در زوایای دولا شدن شدید مفصل لگن، برخی عضلات مانند گلوئوس از روی استخوان‌ها و یا سایر عضلات عبور کرده و بازوی گشتاور صحیحی ندارند. همچنین برای عضلات با سطح مقطع وسیع مانند عضلات گلوئوس از چند واحد عضله‌ای-تاندونی مجزا در مدل استفاده شده است (شکل ۱، ج). مدل Gait-2354 نیز مدل ساده شده‌ی از مدل Gait-2392 است که در آن تعدادی از عضلات، جهت افزایش سرعت شبیه‌سازی حذف شده‌اند. این مدل دارای ۵۴ واحد عضله‌ای تاندونی است. از مهم‌ترین عضلات حذف شده در این مدل نسبت به مدل Gait-2392 می‌توان به تعدادی از عضلات چهارسرران، گلوئال، سمی‌ممبرانوس و سمی‌تندینیوس اشاره کرد. از آنجا که نقش اصلی این عضلات کمک به حرکت مفاصل زانو و لگن است، به نظر می‌رسد حذف آن‌ها تأثیر قابل توجهی بر نتایج شبیه‌سازی حرکت اسکات داشته باشد.



شکل ۱- مدل Gait-2392 از نمای روبرو (الف) و نمای پشت (ب) که در آن مسیر عضلات گلوئوس اصلاح (ج) و استخوان کشکک حذف شده است (د) [۱۱].

² Patella
³ Wrapping

¹ Root mean square error (RMS)



شکل ۲- نمایی از بخش‌های مختلف مدل راجاگوپال و همکاران. بخش ۱ (سمت چپ) بخش اسکلتی شامل استخوان‌ها و درجات آزادی اندام تحتانی را نشان می‌دهد و بخش ۲ (سمت راست) بخش عضلانی شامل ماهیچه‌ها و نقاط اتصال آن‌ها (الف)، عضلات گلوئتال (ب) و یک نمونه صفحه‌ی پوششی (جسم سبز رنگ) (پ)، استخوان کشکک (ت) می‌باشد [۲۸].

از مدل راجاگوپال و همکاران در تحقیقات متعددی به منظور شبیه‌سازی حرکت اسکات استفاده شده است [۱۸، ۱۹، ۲۹]. ایمانی نژاد و همکاران در شبیه‌سازی حرکت اسکات توسط این مدل و برای تمام افراد مجموعه داده‌ی کمز، میانگین خطای بیش‌ترین نیروی تماسی مفصل زانو ۱۱۰٪ را محاسبه کردند [۱۸، ۲۹]. در سال‌های اخیر، دو نسخه‌ی جدید از این مدل با هدف شبیه‌سازی حرکتی با زوایای دولا شدن شدید مفصل زانو (مدل لی [۳۰]) و لگن (کتلی [۳۱]) ارائه شده است. در مدل لی با بررسی نمونه اجساد و تصاویر MRI^۱، مسیر عضلات اطراف زانو اصلاح شده و همچنین خواص عضله‌ای-تاندونی مربوط به یازده ماهیچه بهبود یافته‌اند. این مدل برای حرکتی با درجات دولا شدن شدید مفصل زانو مانند دویدن سریع و رکاب زدن مناسب است. مدل کتلی نیز با اصلاح مدل لی، جهت شبیه‌سازی حرکت اسکات عمیق ارائه شده است که در ادامه به بررسی دقیق آن پرداخته می‌شود.

۳-۳- مدل اسکات عمیق (کتلی)

در مدل کتلی [۳۱]، جهت اصلاح بازوی گشتاور عضلات در حرکت اسکات، شش سطح پوششی موجود در مدل لی اصلاح شده و همچنین سه سطح پوششی جدید به آن اضافه شده است. بنا بر ادعای نویسندگان، این مدل برای شبیه‌سازی حرکتی تا زاویه‌ی دولا شدن ۱۳۸ درجه برای مفصل لگن و ۱۴۵ درجه برای مفصل زانو مناسب است.

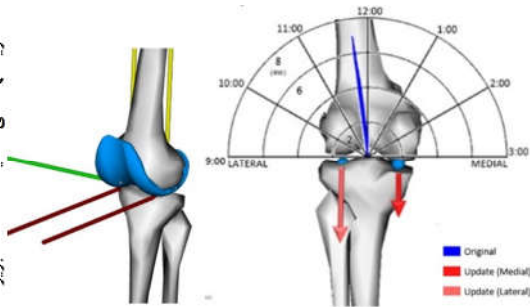
با توجه به هدف شبیه‌سازی حرکت اسکات عمیق در مدل کتلی، تحقیقات زیادی از این مدل جهت تحلیل سینماتیکی و سینتیکی

تاکنون در تحقیقات متعددی از این دو مدل جهت شبیه‌سازی حرکت اسکات استفاده شده است [۱۵، ۲۴-۲۷]. در سال ۲۰۱۵ بیگام در پایان‌نامه‌ی کارشناسی ارشد خود، جهت استخراج بازوی گشتاور عضلات در حرکت اسکات از مدل Gait-2354 استفاده نمود [۲۵]. در سال ۲۰۱۷ بوتلر و همکاران داده‌های سینماتیکی و سینتیکی مفصل زانو را در حرکات اسکات و اسکات با یک پا، توسط مدل Gait-2392 شبیه‌سازی کردند [۲۴]. در همین سال مختارزاده و همکاران از مدل Gait-2392 برای استخراج نیروی عضلات در حرکت پرش و فرود آمدن روی یک پا استفاده نمودند. این نیروها جهت بررسی آسیب احتمالی به رباط صلیبی قدامی در ورزشکاران زن مورد استفاده قرار گرفت [۲۷]. در سال ۲۰۱۹ وانگ و وانگ نیروهای تماسی مفصل زانو را در حرکت اسکات توسط مدل Gait-2392 استخراج کرده و از آن جهت طراحی پروتز مفصل زانو بر اساس آناتومی مفصل استفاده نمودند [۲۶]. در یکی دیگر از این تحقیقات که در آن اعتبارسنجی نیز انجام شده است، شلنبرگ و همکاران میانگین خطای بیش‌ترین نیروی تماسی مفصل زانوی ۶۰٪ را برای افراد موجود در مجموعه داده‌ی کمز با استفاده از مدل Gait-2392 گزارش کردند [۱۵].

۲-۳- مدل راجاگوپال و همکاران

مدل تمام بدن راجاگوپال و همکاران [۲۸]، یکی از جدیدترین و قدرتمندترین مدل‌های اسکلتی-عضلانی اندام تحتانی است. هندسه و ابعاد اصلی این مدل از یک مرد جوان سالم با وزن ۷۵ kg و قد ۱۷۵cm گرفته شده است. این مدل شامل ۲۲ استخوان (شکل ۲، بخش اسکلتی)، ۳۷ درجه‌ی آزادی، ۸۰ واحد عضله‌ای-تاندونی به عنوان محرک اندام تحتانی، (شکل ۲، بخش عضلانی، الف)، و ۱۷ گشتاور محرک اندام فوقانی است. درجات آزادی مدل شامل ۲۰ درجه در اندام تحتانی و ۱۷ درجه در اندام فوقانی می‌باشد. درجات آزادی اندام تحتانی شامل ۶ درجه در pelvis (۳ درجه انتقال و ۳ درجه چرخش) و ۷ درجه برای هر پا است. در این مدل برای عضلاتی با سطح مقطع وسیع مانند عضلات گلوئتال، از چند واحد عضله‌ای-تاندونی مجزا استفاده شده است (شکل ۲، بخش عضلانی، ب). همچنین برای تخمین صحیح مسیر عضلات، علاوه بر نقاط اتصال، از ۸ عدد سطوح پوششی استوانه‌ای استفاده شده است (شکل ۲، بخش عضلانی، پ). لازم به ذکر است لیگامان‌های مربوط به استخوان کشکک در این مدل وجود ندارند و به جای آن خط اثر عضلات چهارسران از روی کشکک عبور کرده و به استخوان ساق پا متصل شده‌اند (شکل ۲، بخش عضلانی، ت). در این مدل امکان محاسبه‌ی نیرو در مفصل patellofemoral، علاوه بر tibiofemoral نیز فراهم شده است.

¹ Magnetic resonance image



شکل ۳- محاسبه نیروی تماسی مفصل زانو در کندیل‌های داخلی و خارجی توسط مدل تماسی زانوی بدو-کتلی [۴۵].

۳-۵- جمع‌بندی

در این بخش به معرفی پرکاربردترین مدل‌های اسکلتی-عضلانی پایه‌ی موجود در OpenSim که در تحقیقات گذشته جهت شبیه‌سازی حرکت اسکات مورد استفاده قرار گرفته‌اند، پرداخته شد. تفاوت اصلی این مدل‌ها در اجزای آن‌ها شامل استخوان‌ها و واحدهای عضله-تاندونی، درجات آزادی و مسیر عضلات مؤثر در شبیه‌سازی بوده است که در ادامه مورد بررسی قرار گرفتند. جدول ۱ خلاصه‌ای از ویژگی‌های اصلی هر مدل را نشان می‌دهد که امکان مرور و مقایسه‌ی این مدل‌ها را فراهم نموده است.

جدول ۱- مرور و مقایسه‌ی مدل‌های پرکاربرد جهت شبیه‌سازی حرکت اسکات.

مدل	تعداد استخوان	تعداد عضله	درجه آزادی	توضیحات
Gait-2354	۱۴	۵۴	۲۳	. مشابه مدل ۲۳۹۲ اما با ۳۸ عضله کم‌تر . سرعت شبیه‌سازی بالاتر از مدل ۲۳۹۲
Gait-2392	۱۴	۹۲	۲۳	. مشابه مدل ۲۳۵۴ اما با عضلات کامل‌تر
Rajagopal	۲۲	۸۰	۳۷	. مسیر عضلات گلوتهال بر اساس آناتومی عضله . سطوح پوششی استوانه‌ای دارای مفصل patellofemoral
Catelli	۲۲	۸۰	۳۷	مدل راجاگوپال بهبود یافته بر اساس: . اصلاح سطوح پوششی . افزودن سطوح پوششی جدید
Bedo-Catelli	۲۲	۸۰	۳۷	مدل کتلی بهبود یافته بر اساس: . اصلاح الگوریتم محاسبه‌ی نیروی تماسی مفصل زانو

یکی از مشکلات کاربران برای شروع شبیه‌سازی حرکت اسکات، انتخاب مناسب‌ترین مدل اسکلتی-عضلانی است که در این زمینه

حرکت اسکات استفاده نموده‌اند [۳۲-۴۰]. به‌تازگی ایمانی‌نژاد و همکاران، در تحقیقی به بررسی اعتبار نتایج شبیه‌سازی حرکت اسکات توسط مدل کتلی با استفاده از مجموعه داده‌ی کمز پرداختند [۱۹]. ایشان میانگین خطای بیش‌ترین نیروی تماسی مفصل زانو ۶۰٪ گزارش کردند.

۳-۴- مدل تماسی زانوی بدو-کتلی

تمام مدل‌های فوق، مؤلفه‌های نیروی تماسی مفصل tibiofemoral زانو را در یک نقطه (وسط کندیل‌های^۱ استخوان ران) محاسبه می‌کنند. یک روش دیگر جهت محاسبه‌ی نیروهای تماسی مفصل زانو، تعیین مؤلفه‌های نیرو در نقاط تماسی کندیل‌های داخلی^۲ و خارجی^۳ به صورت جداگانه می‌باشد [۴۱-۴۳]، که این روش قبلاً در یکی از مدل‌های اسکلتی-عضلانی موجود نیز مورد استفاده قرار گرفته است [۴۴]. در مدل تماسی زانوی بدو-کتلی که نسخه‌ی جدیدی از مدل اسکات عمیق است، از این روش استفاده شده است [۴۵]. این مدل قادر به محاسبه‌ی مؤلفه‌های نیروی تماسی مفصل زانو در کندیل‌های داخلی و خارجی به صورت مجزا است (شکل ۳). پارامترهای عضله‌ای-تاندونی این مدل بر اساس مدل راجاگوپال و همکاران [۲۸]، مسیر عضلات اطراف زانو و برخی خواص مربوط به تولید نیروی عضلات از مدل لی [۳۰] و سطوح پوششی اضافه شده از مدل اسکات عمیق کتلی [۳۱] اعمال شده‌اند.

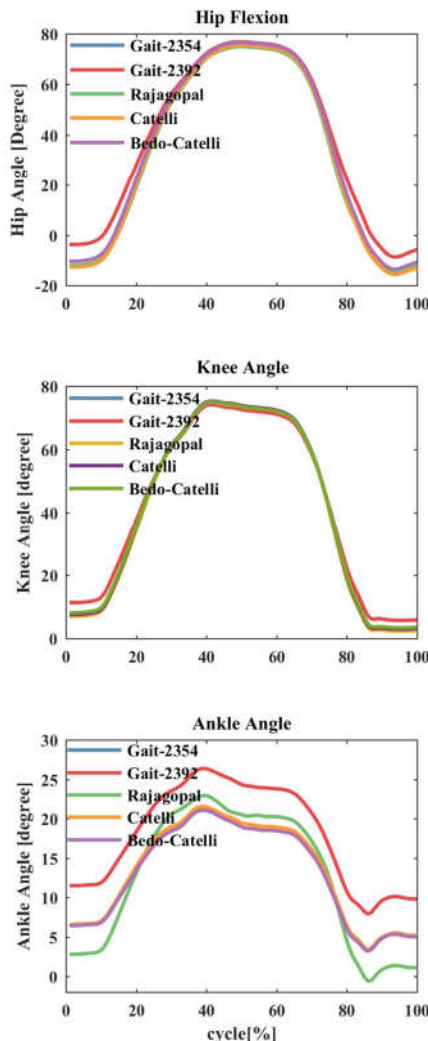
لازم به ذکر است گرچه به کمک این مدل امکان بررسی نیروهای تماسی مفصل زانو در نقاط تماسی کندیل‌های داخلی و خارجی فراهم شده است اما برای برآیند سه مؤلفه‌ی نیرو در کندیل‌های داخلی و خارجی با برآیند نیرو در مدل اصلی (کتلی) اختلاف ناچیزی گزارش شده است. همچنین در مورد سینماتیک حرکت نیز تفاوت قابل ملاحظه‌ای بین دو مدل مشاهده نشده است. در شبیه‌سازی دو حرکت راه رفتن و اسکات، بیش‌ترین تفاوت نتایج سینماتیک دو مدل، برای زاویه‌ی دولا شدن مفصل مچ پا (کم‌تر از دو درجه) و بیش‌ترین تفاوت سینتیک برای گشتاور ابداکشن لگن (۰/۴۲ N.mm) و نیروی ماهیچه‌ی سمی‌تندینیوس بر حسب وزن بدن (۰/۰۴ BW) گزارش شده است [۴۵].

یکی دیگر از نکات قابل توجه در این مدل این است که در حرکت اسکات بر خلاف راه رفتن، نیروهای تماسی کندیل خارجی نسبت به کندیل داخلی بزرگ‌تر است که دلیل آن ناشی از جهت‌گیری استخوان tibiofemoral در دولا شدن شدید زانو حین اسکات می‌باشد.

^۱ Condyle

^۲ Medial

^۳ Lateral



شکل ۴- زوایای دولای شدن مفاصل لگن، زانو و مچ پا برای هر مدل در یک چرخه حرکت اسکات.

۴-۲- نیروی تماسی مفاصل

برآیند نیروهای تماسی مفاصل لگن، زانو و مچ پا برای هر یک از مدل‌ها بر حسب درصد چرخه ترسیم شده است (شکل ۵). در مورد نیروی تماسی مفصل زانو، داده‌های درون‌تنی ثبت شده توسط پروتز زانو (از مجموعه داده‌ی کمز) نیز با خط چین سیاه در نمودار مربوط به آن ترسیم شده است. علاوه بر این، جهت مقایسه‌ی بهتر مدل‌های مختلف، نمودار جعبه‌ای نیروهای تماسی مفاصل برای هر مدل ارائه شده است (شکل ۶).

در مورد نیروهای تماسی مفاصل لگن و زانو، مقدار نیرو دارای پیک تقریباً مشخصی در میانه‌ی چرخه (اسکات عمیق) می‌باشد، اما در مورد نیروی مفصل مچ، الگوی مشخصی قابل مشاهده نیست. مقدار این نیرو دارای چندین پیک متوالی است که بزرگ‌ترین آن‌ها در انتهای چرخه اتفاق می‌افتد.

گرچه از لحاظ سینماتیکی مدل‌های Gait-2354 و Gait-2392 تقریباً بر هم منطبق بودند (شکل ۴)، اما به لحاظ سینتیکی تفاوت قابل

دستورالعمل خاصی برای راهنمایی کاربران وجود ندارد. در این مقاله با بررسی تحقیقاتی که حرکت اسکات را توسط نرم افزار OpenSim شبیه‌سازی کرده‌اند، به معرفی مدل‌های مورد استفاده در آن‌ها پرداخته شده است. سپس یک تکرار حرکت اسکات توسط هر یک از این مدل‌ها شبیه‌سازی شده است.

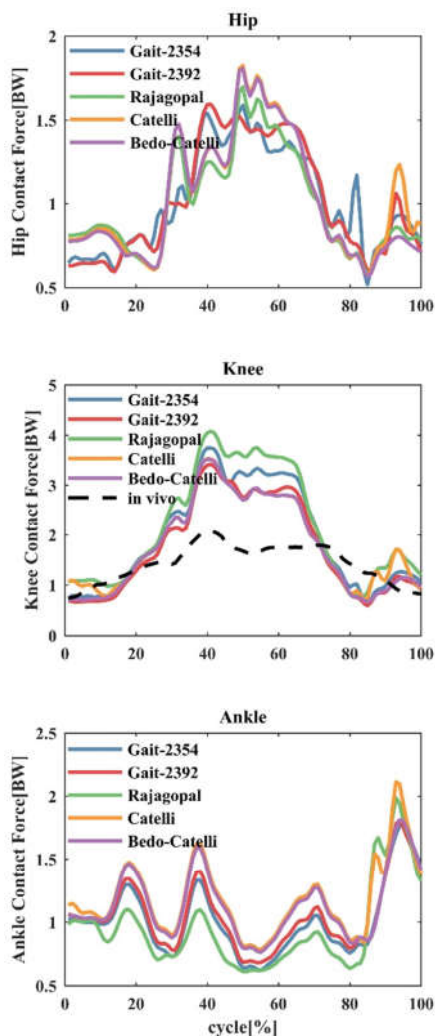
در ادامه با انجام شبیه‌سازی یک چرخه‌ی حرکت اسکات و اعتبارسنجی دقیق نیروهای تماسی مفصل زانو به کمک مجموعه داده‌ی درون‌تنی کمز، اعتبار نتایج حاصل از هر یک از این مدل‌ها و کارآمد بودن تغییرات صورت گرفته در هر یک، مورد ارزیابی دقیق قرار می‌گیرد. نتایج بدست آمده می‌تواند به پژوهشگران در یافتن مدل اسکلتی-عضلانی متناسب با نیاز ایشان، جهت شبیه‌سازی اسکات کمک نماید.

۴- نتایج و بحث

در این بخش نتایج سینماتیکی و سینتیکی حاصل از شبیه‌سازی حرکت اسکات توسط هر یک از مدل‌های معرفی شده در بخش قبل بیان شده است. این نتایج شامل زوایا و نیروهای تماسی مفاصل اصلی اندام تحتانی شامل لگن، زانو و مچ پا می‌باشد. در ادامه نیز نیروهای تماسی مفصل زانو با داده‌های درون‌تنی کمز اعتبارسنجی شده و خطای شبیه‌سازی محاسبه شده است.

۴-۱- زوایای مفاصل

زوایای دولای شدن مفاصل لگن، زانو و مچ پا برای هر مدل بر حسب درصد چرخه ترسیم شده است (شکل ۴). مقدار این زوایا برای هر سه مفصل در میانه‌ی چرخه (اسکات عمیق) به حداکثر خود می‌رسد و با برگشت فرد به حالت ایستاده نهایی، به مقداری نزدیک به مقدار اولیه (ایستاده ابتدای چرخه) برمی‌گردد. در مورد مفاصل لگن و زانو تفاوت قابل ملاحظه‌ای بین مدل‌های مختلف مشاهده نمی‌شود، اما در مورد مفصل مچ پا بیش‌ترین تفاوت بین مدل‌ها وجود دارد. زوایای هر سه مفصل در مدل‌های Gait-2354 و Gait-2392 کاملاً یکسان هستند. تفاوت زاویه‌ی مفصل مچ پا در مدل‌های Gait-2354 و Gait-2392 با سایر مدل‌ها به دلیل تفاوت زاویه‌ی آزاد بودن مفاصل مچ و subtalar در این مدل‌هاست. در مدل‌های Gait، زاویه مچ و subtalar در محدوده‌ی (۹۰،۹۰-) درجه تعریف شده است حال آنکه در سایر مدل‌ها مقدار زاویه مچ پا (۳۰،۴۰-) و subtalar (۲۰،۲۰-) درجه می‌باشد. در مورد مدل‌های کتلی و بدو-کتلی نیز زوایای مفاصل تقریباً بر هم منطبق‌اند که با نتایج تحقیق بدو و همکاران هم‌هنگی دارد [۴۵]. بیش‌ترین تفاوت زوایای بدست آمده برای این دو مدل، در مفصل لگن و به اندازه-ی ۲/۶۳ درجه می‌باشد. زوایای مفاصل زانو و لگن در مدل‌های کتلی و بدو-کتلی نیز به مدل پایه‌ی خود (راجاگوپال و همکاران) نزدیک است اما در مورد مفصل مچ پا بیش از ۴ درجه اختلاف بین آن‌ها دیده می‌شود. این اختلاف عمدتاً در فاز نزدیک به حالت ایستاده ابتدا و انتهای چرخه حداکثر بوده و با خم شدن مفاصل در حین اسکات، تفاوت کم-تری بین مدل‌ها مشاهده می‌شود.



شکل ۵- نیروی تماسی مفاصل لگن، زانو و مچ پا در یک چرخه حرکت اسکات برای مدل‌های مختلف. برای نیروی تماسی مفصل زانو، داده‌های درون‌تنی کمز نیز با خط چین سیاه نشان داده شده است.

جدول ۲- خطای RMS بر حسب وزن بدن و درصد خطای نسبی بیش-ترین نیروی تماسی مفصل زانو برای هر یک از مدل‌ها در شبیه‌سازی حرکت اسکات.

Max Force Error [%]	RMS Error [BW]	مدل
۱۰۴/۲۲	۰/۹۰	Gait-2354
۸۰/۵۱	۰/۷۳	Gait-2392
۱۳۰/۰۲	۱/۱۱	Rajagopal
۷۱/۱۷	۰/۷۳	Catelli
۷۰/۵۱	۰/۷۲	Bedo-Catelli

ملاحظه‌ای بین این دو مدل مشاهده می‌شود (شکل ۵). بیش‌ترین تفاوت نیرویی مدل‌های Gait-2354 و Gait-2392 به ترتیب BW ۰/۴۲، BW ۰/۴۹ و BW ۰/۰۸ برای هر یک از مفاصل لگن، زانو و مچ پا می‌باشد. این اختلاف ناشی از تفاوت در تعداد عضلات دو مدل فوق می‌باشد. در مورد مدل‌های کتلی و بدو-کتلی نیز در بخش عمده‌ی چرخه، نیروهای تماسی مفاصل کاملاً بر هم منطبقند و تنها در ابتدا و انتهای چرخه (حالت ایستاده ابتدایی و نهایی) تفاوت‌هایی بین نتایج دو مدل مشاهده می‌شود. مقدار بیش‌ترین تفاوت نیروهای تماسی مفاصل لگن، زانو و مچ پا در این دو مدل به ترتیب BW ۰/۴۳، BW ۰/۶۴ و BW ۰/۵۹ است. علت این امر ناشی از تفاوت آناتومی زانو و همچنین نحوه‌ی محاسبه‌ی نیروی تماسی مفصل زانو در دو مدل می‌باشد. مقدار اختلاف بین نتایج دو مدل در این تحقیق نسبت به مقدار گزارش شده در تحقیق بدو (BW ۰/۰۴) بسیار بیش‌تر است [۴۵]. در مورد نیروی تماسی مفصل زانو، مدل راجاگوپال و همکاران در اسکات عمیق دارای بیش‌ترین اختلاف با سایر مدل‌ها (به‌ویژه مدل‌های کتلی و بدو-کتلی) و همچنین داده‌های درون‌تنی می‌باشد. در مورد مفصل مچ نیز اختلاف قابل توجه این مدل با مدل‌های فوق در بخش عمده‌ی چرخه مشاهده می‌شود. تفاوت قابل ملاحظه‌ی این مدل با سایر مدل‌ها در نمودار جعبه‌ای مربوط به آن نیز دیده می‌شود (شکل ۶). در مورد مفصل زانو، مقدار حداکثر و حداقل جعبه و در مورد مفصل مچ نیز حداکثر، حداقل، میانه و داده‌های پرت، اختلاف قابل ملاحظه‌ی مدل راجاگوپال با سایر مدل‌ها را نشان می‌دهند.

برای نیروی تماسی مفصل زانو خطای RMS چرخه و همچنین خطای بیش‌ترین نیروی تماسی مفصل زانو که در اسکات عمیق اتفاق می‌افتد، در هر مدل محاسبه شده است (جدول ۲). برای شبیه‌سازی انجام شده در این تحقیق، مدل‌های کتلی، و بدو-کتلی عملکرد تقریباً مشابه و بهتری نسبت به سایر مدل‌ها دارند ($RMS \cong 0/70 BW$ و 70% Max Error \cong). یادآوری می‌شود که مدل‌های Gait-2354 و Gait-2392 در تعداد عضلات با یکدیگر تفاوت دارند و تعداد بیش‌تر عضلات مدل Gait-2392 موجب عملکرد بهتر آن در پیش‌بینی نیروی تماسی مفصل زانو نسبت به مدل Gait-2354 شده است. مدل راجاگوپال و همکاران نیز مدل با بیش‌ترین خطا بوده است ($RMS = 1/11 BW$ و 130% Max Error).

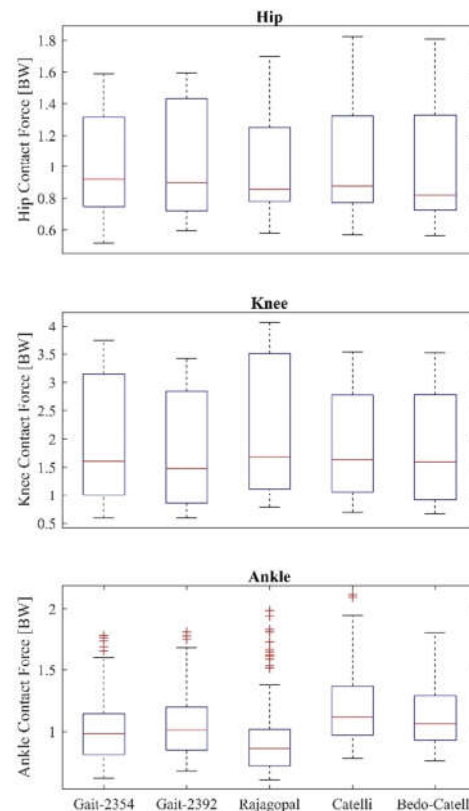
مدل‌های Gait-2392 و Gait-2354 فاقد مفصل patellofemoral هستند، لذا در تحقیقاتی که نیروی تماسی این مفصل مورد نیاز است، کارایی ندارند. همچنین تنها در مدل بدو-کتلی، نیروهای تماسی مفصل tibiofemoral زانو در دو نقطه‌ی تماسی داخلی و خارجی که محل تماس دو کندیل استخوان ران هستند، محاسبه می‌شود (شکل ۳) اما در سایر مدل‌ها نیروی تماسی در یک نقطه (مرکز کندیل‌ها) بدست می‌آید. بنابراین استفاده از مدل بدو-کتلی، در تحقیقاتی که نحوه‌ی دقیق توزیع نیرو در مفصل زانو مورد توجه است، توصیه می‌شود. اما در مجموع عملکرد این مدل تفاوت قابل توجهی با مدل کتلی ندارد (جدول ۲ و شکل‌های ۵ و ۶).

اگرچه مدل راجاگوپال و همکاران یکی از قوی‌ترین و جدیدترین مدل‌های اسکلتی-عضلانی موجود جهت شبیه‌سازی حرکت راه رفتن است [۱۸، ۲۸]، اما طبق نتایج این تحقیق برای حرکت اسکات، دارای ضعیف‌ترین عملکرد از نظر پیش‌بینی نیروی تماسی مفصل زانو نسبت به سایر مدل‌ها است که با نتایج تحقیقات قبلی نیز همخوانی دارد [۱۸، ۱۹]. بنابراین استفاده از این مدل جهت شبیه‌سازی حرکت اسکات توصیه نمی‌شود. اما اصلاحات انجام شده توسط کتلی در این مدل، سبب بهبود قابل توجهی در عملکرد آن شده است و دو مدل کتلی و بدو-کتلی نسبت به سایر مدل‌ها عملکرد بهتری دارند (جدول ۲ و شکل‌های ۵ و ۶).

برای مدل Gait-2392 نیز در این تحقیق، عملکرد نسبتاً خوبی گزارش شده است ولی کاهش تعداد عضلات در مدل Gait-2354 موجب ناتوانی این مدل در پیش‌بینی صحیح نیروی تماسی مفصل زانو شده است (جدول ۲ و شکل‌های ۵ و ۶). اما لازم به ذکر است، از آنجا که مدل Gait-2354 دارای کم‌ترین تعداد عضلات نسبت به سایر مدل‌هاست، سرعت شبیه‌سازی بالاتری دارد. استفاده از این مدل در مطالعات آنالیز عدم قطعیت (مانند مونت کارلو) که تعداد شبیه‌سازی‌ها بسیار زیاد بوده و در آن سرعت اجرای شبیه‌سازی پارامتر حائز اهمیت بالایی است، می‌تواند راهگشا باشد.

در مجموع مدل‌های بدو-کتلی، کتلی و Gait-2392 خطای کمتری نسبت به سایر مدل‌ها دارند و استفاده از آن‌ها جهت شبیه‌سازی حرکت اسکات توصیه می‌گردد. اما میانگین خطای اسکات در این مدل‌ها همچنان نسبت به راه رفتن بالاست و نیاز به ارائه‌ی یک مدل اسکلتی-عضلانی پایه و قدرتمند جهت شبیه‌سازی حرکت اسکات ضروری است.

باید توجه نمود که ارزیابی دقیق عملکرد مدل‌ها، نیاز به بررسی تعداد تکرارهای بیش‌تری از حرکات مختلف و برای افراد بیش‌تر دارد. ایمانی نژاد و همکاران در سال ۲۰۲۰ اعتبارسنجی جامعی جهت ارزیابی عملکرد مدل اسکلتی-عضلانی راجاگوپال و همکاران در دو حرکت راه رفتن و اسکات انجام دادند [۱۶]، که این روش می‌تواند برای بررسی سایر مدل‌ها نیز مورد استفاده قرار گیرد. علاوه بر این شبیه‌سازی انجام شده در این تحقیق برای یک بیمار تعویض مفصل زانوی مسن و چاق انجام شده است، لذا تعمیم نتایج موجود به افراد جوان و سالم و یا سایر بیماران نیاز به بررسی بیش‌تر دارد. از طرفی باید توجه نمود که OpenSim متن باز است و امکان ویرایش مدل‌های موجود و یا ارائه‌ی مدل‌های جدید و قدرتمند همیشه وجود دارد. بنابراین اعتبار نتایج هر مدل دیگری غیر از مدل‌های فوق برای حرکت اسکات بایستی



شکل ۶- نیروی تماسی مفاصل لگن، زانو و مچ پا در مدل‌های مختلف.

۵- نتیجه‌گیری

روش مدل‌سازی سیستم اسکلتی-عضلانی به عنوان یک روش غیر تهاجمی جهت تعیین نیروهای داخلی بدن حین حرکات فیزیکی مختلف، در دهه‌ی اخیر با استقبال زیادی از سمت محققان همراه بوده است.

حرکت اسکات یکی از رایج‌ترین فعالیت‌های زندگی روزمره و تمرین‌های ورزشی است که در آن بزرگ‌ترین و قوی‌ترین عضلات بدن فعال می‌شوند، از این رو به این حرکت مهم‌ترین تست عملکرد اندام تحتانی نیز گفته می‌شود [۴۶]. متأسفانه در تحقیقات انجام شده، خطاهای بالا در نتایج شبیه‌سازی اسکات گزارش شده است [۱۵، ۱۸، ۱۹، ۲۹، ۴۷-۴۹]. از آنجا که مدل‌های اسکلتی-عضلانی موجود بر اساس حرکات راه رفتن ایجاد شده‌اند، لذا در تعیین مسیر صحیح عضلات و بازوی گشتاور آن‌ها در حرکاتی با دولا شدن شدید مفاصل، عملکرد ضعیفی دارند که منجر به بروز خطای بالا در تخمین نیروهای عضلات و مفاصل می‌گردد. گرچه در سال‌های اخیر با بروزرسانی برخی از این مدل‌ها، نتایج آن‌ها برای حرکت اسکات تا حدودی بهبود یافته است [۳۱، ۴۵]، اما همچنان درجات بالایی از خطا در مدل‌های بروز شده نیز مشاهده می‌شود [۱۹].

در مجموع از نظر سینماتیک مفاصل، تفاوت قابل ملاحظه‌ای بین نتایج مدل‌ها مشاهده نمی‌شود (شکل ۴)، اما در مورد نتایج سینتیکی، مدل‌های مختلف تفاوت‌های زیادی با یکدیگر دارند (شکل‌های ۵ و ۶ جدول ۲).

- Experimental Motion Capture Data for Neuromuscular Simulations, in *Modelling the Physiological Human*, Berlin, Heidelberg, N. Magnenat-Thalmann, Springer Berlin Heidelberg, pp. 110-124, 2004.
- [13] Damm P., Bender A., and Dymke J., Orthoload. <https://orthoload.com/>.
- [14] Taylor W. R. *et al.*, A comprehensive assessment of the musculoskeletal system: The CAMS-Knee data set, *Journal of Biomechanics*, Vol. 65, pp. 32-39, 2017.
- [15] Schellenberg F. *et al.*, Evaluation of the accuracy of musculoskeletal simulation during squats by means of instrumented knee prostheses, *Med Eng Phys*, Vol. 61, pp. 95-99, 2018.
- [16] Imani Nejad Z., Khalili K., Seyyed Hamed Hosseini Nasab, Pascal Shütz, Philipp Damm, Adam Trepczynski, Colin R Smith, William R Taylo, Evaluating the accuracy of predicted knee joint loading by generic musculoskeletal models using the CAMS-Knee datasets, presented at the CAMS-Knee Opensim workshop 2020 ETH Zurich, Switzerland, 2020.
- [۱۷] ایمانی نژاد ز. بررسی اثر انتشار عدم قطعیت بر نیروهای داخلی پروتز مفصل زانو در مدل‌سازی احتمالاتی سیستم اسکلتی-عضلانی، رساله دکتری، دانشگاه بیرجند، ۱۴۰۰.
- [18] Imani Nejad Z. *et al.*, The Capacity of Generic Musculoskeletal Simulations to Predict Knee Joint Loading Using the CAMS-Knee Datasets, *Ann Biomed Eng*, Vol. 48, No. 4, pp. 1430-1440, 2020.
- [۱۹] ایمانی نژاد ز.، آر تیلور و.، آر اسمیت ک. و خلیلی خ.، مقایسه عملکرد مدل اسکلتی-عضلانی راجاگوپال و نسخه‌های بروزشده‌ی آن در پیش بینی نیروی تماسی مفصل زانو حین دو فعالیت راه رفتن و اسکات، مکانیک سازه‌ها و شاره‌ها، د. ۱۱، ش. ۵، ص ۸۳-۹۴، ۱۴۰۰.
- [۲۰] ایمانی نژاد ز.، آر تیلور و.، آر اسمیت ک. و خلیلی خ.، بررسی اثر عدم قطعیت در مسیر ماهیچه‌ها بر نیروی تماسی مفصل زانو در یک مدل اسکلتی-عضلانی بهبود یافته حین حرکت اسکات، مهندسی مکانیک دانشگاه تبریز، د. ۵۲، ش. ۲، ص ۳۴۵-۳۵۲، ۱۴۰۱.
- [21] Delp S. L., Loan J. P., Hoy M. G., Zajac F. E., Topp E. L., and Rosen J. M., An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures, *IEEE Trans Biomed Eng*, Vol. 37, No. 8, pp. 757-67, 1990.
- [22] Anderson F. C. and Pandy M. G., Dynamic optimization of human walking, *J Biomech Eng*, Vol. 123, No. 5, pp. 381-90, 2001.
- [23] Yamaguchi G. T. and Zajac F. E., A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism, *J Biomech*, Vol. 22, No. 1, pp. 1-10, 1989.
- [24] Butler A. B., Caruntu D. I., and Freeman R. A., Knee Joint Biomechanics for Various Ambulatory Exercises Using Inverse Dynamics in OpenSim, in *ASME 2017 International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, Vol. 3: Biomedical and Biotechnology Engineering, 2017.
- [25] Bigham H. J., Sex differences in lower limb muscle activation patterns in participants with knee osteoarthritis and healthy controls, Université d'Ottawa/University of Ottawa, 2015.
- [26] Wang L. and Wang C. J., Preliminary study of a customised total knee implant with musculoskeletal and dynamic squatting simulation, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 233, No. 10, pp. 1010-1023, 2019.
- [27] Mokhtarzadeh H., Ewing K., Janssen I., Yeow C.-H., Brown N., and Lee P. V. S., The effect of leg dominance and landing height on ACL loading among female athletes, *Journal of Biomechanics*, Vol. 60, pp. 181-187, 2017.
- [28] Rajagopal A., Dembia C. L., DeMers M. S., Delp D. D., Hicks J. L., and Delp S. L., Full-Body Musculoskeletal

به طور دقیق بررسی گردد. همچنین از سایر ابزارهای مدل‌سازی و مدل‌های مختص آن‌ها نیز اطلاعی در دسترس نیست.

اطلاعات جمع‌آوری شده در این تحقیق نه تنها به کاربران جهت انتخاب مدل اسکلتی-عضلانی مناسب جهت شبیه‌سازی حرکت اسکات کمک می‌نماید بلکه توسعه‌دهندگان مدل‌های اسکلتی-عضلانی می‌توانند از این داده‌ها جهت یافتن نقص‌های مدل‌های موجود و رفع آن‌ها بهره‌گیرند.

۶- سپاسگزاری

از گروه بیومکانیک حرکتی دانشگاه ETH Zurich، به‌ویژه آقایان دکتر ویلیام تیلور و دکتر کالین اسمیت خالصانه سپاسگزاری می‌نمایم.

۷- نمادها

BW وزن بدن (N)
RMS جذر میانگین مربعات (BW)

۸- مراجع

- [1] Blemker S. S., Asakawa D. S., Gold G. E., and Delp S. L., Image-based musculoskeletal modeling: applications, advances, and future opportunities, *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*, Vol. 25, No. 2, pp. 441-51, 2007.
- [2] Dao T., RIGID MUSCULOSKELETAL MODELS OF THE HUMAN BODY SYSTEMS: A REVIEW, *Journal of Musculoskeletal Research*, Vol. 19, pp. 1630001, 2016.
- [3] Erdemir A., McLean S., Herzog W., and van den Bogert A. J., Model-based estimation of muscle forces exerted during movements, *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, Vol. 22, No. 2, pp. 131-54, 2007.
- [4] Trepczynski A., Kutzner I., Schwachmeyer V., Heller M. O., Pfützner T., and Duda G. N., Impact of antagonistic muscle co-contraction on in vivo knee contact forces, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 15, No. 1, p. 101, 2018.
- [5] Valente G., Subject-specific musculoskeletal models of the lower limbs for the prediction of skeletal loads during motion, Ph. D. Thesis, University of Bologna, Italy, 2013.
- [6] Damsgaard M., Rasmussen J., Christensen S. T., Surma E., and de Zee M., Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody modeling System, *Simul Model Pract Th*, Vol. 14, No. ۸, pp. 1100-1111, 2006.
- [7] LifeModeler, <http://www.lifemodeler.com>, 2010.
- [8] Delp S. L. and Loan J. P., A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures, *Comput Biol Med*, Vol. 25, No. 1, pp. 21-34, 1995.
- [9] Delp S. L. *et al.*, OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement, *IEEE Trans Biomed Eng*, Vol. 54, No. 11, pp. 1940-50, Nov 2007.
- [10] Harlaar J. and Doorenbosch C., 3D kinematic analysis by BodyMech A Matlab based open source software package for research and education, 2006.
- [11] Kim Y., Jung Y., Choi W., Lee K., and Koo S., Similarities and differences between musculoskeletal simulations of OpenSim and AnyBody modeling system, *Journal of Mechanical Science and Technology*, Vol. 32, No. 12, pp. 6037-6044, 2018.
- [12] Sandholm A., Pronost N., and Thalmann D., MotionLab: A Matlab Toolbox for Extracting and Processing

- contact forces, *J Biomech*, Vol. 48, No. 4, pp. 644-650, 2015.
- [45] Bedo B. L. S., Catelli D. S., Lamontagne M., and Santiago P. R. P., A custom musculoskeletal model for estimation of medial and lateral tibiofemoral contact forces during tasks with high knee and hip flexions, *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, Vol. 23, No. 10, pp. 658-663, 2020.
- [46] Gullett J. C., Tillman M. D., Gutierrez G. M., and Chow J. W., A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals, *The Journal of Strength & Conditioning Research*, Vol. 23, No. 1, pp. 284-292, 2009.
- [47] Kinney A. L., Besier T. F., D'Lima D. D., and Fregly B. J., Update on grand challenge competition to predict in vivo knee loads, *J Biomech Eng*, Vol. 135, No. 2, p. 021012, 2013.
- [48] Schellenberg F., Oberhofer K., Taylor W. R., and 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*, Vol. 2015, pp. 483921, 2015.
- [49] Trepczynski A. *et al.*, Patellofemoral joint contact forces during activities with high knee flexion, *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, Vol. 30, No. 3, pp. 408-15, 2012.
- Model for Muscle-Driven Simulation of Human Gait, *IEEE Trans Biomed Eng*, Vol. 63, No. 10, pp. 2068-79, 2016.
- [29] Hosseininasab S. H., Vollenweider A. C., Taylor W. R., and Lorenzetti S. R., Uncertainty quantification in joint reaction force analysis during a simulated squat activity, *15th International Symposium on Computer Methods in Biomechanic and Biomedical Engineering and 3rd Conference on Imaging and Visualization*, 2018.
- [30] Lai A. K. M., Arnold A. S., and Wakeling J. M., Why are Antagonist Muscles Co-activated in My Simulation? A Musculoskeletal Model for Analysing Human Locomotor Tasks, *Ann Biomed Eng*, Vol. 45, No. 12, pp. 2762-2774, 2017.
- [31] Catelli D. S., Wesseling M., Jonkers I., and Lamontagne M., A musculoskeletal model customized for squatting task, *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, Vol. 22, No. 1, pp. 21-24, Jan 2019.
- [32] Golfeshan N. *et al.*, Upper body postures effect on neuromuscular activities of the lower limb during a squat: musculoskeletal modeling, *Gait & Posture*, Vol. 81, pp. 107-108, 2020.
- [33] Catelli D. S., Bedo B. L.S., Santiag P. R. P., Lamontagno M., Comparing forward to inverse frameworks to obtain hip joint kinematics during a squat task, *Gait & Posture*, Vol. 73, pp. 297-298, 2019.
- [34] Gaffney B. M. M., Harris-Hayes M., Clohisy J. C., and Harris M. D., Effect of simulated rehabilitation on hip joint loading during single limb squat in patients with hip dysplasia, *Journal of Biomechanics*, Vol. 116, pp. 110183, 2021.
- [35] Lu Y., Mei Q., Peng H.-T., Li J., Wei C., and Gu Y., A Comparative Study on Loadings of the Lower Extremity during Deep Squat in Asian and Caucasian Individuals via OpenSim Musculoskeletal Modelling, *BioMed Research International*, Vol. 2020, p. 7531719, 2020.
- [36] SINATRA M. and Quaranta M., Biomechanical model and machine learning algorithms comparison for customized training biofeedback on ISS, 2021.
- [37] Lu Y., Mei Q., Pen H.-T., Li J., Wei C., and Gu Y., A Comparative Study on Loadings of the Lower Extremity during Deep Squat in Asian and Caucasian Individuals via OpenSim Musculoskeletal Modelling, *BioMed Research International*, Vol. 2020, 2020.
- [38] Catelli D., Bedo B., Santiago P., and Lamontagne M., Comparing forward to inverse frameworks to obtain hip joint kinematics during a squat task, *Gait & Posture*, Vol. 73, pp. 297-298, 2019.
- [39] Catelli D. S., Kowalski E., Beaulé P. E., and Lamontagne M., Muscle and Hip Contact Forces in Asymptomatic Men With Cam Morphology During Deep Squat, *Front Sports Act Living*, Vol. 3, pp. 716626-716626, 2021.
- [40] Bernardes W., The influence of the knee alignment on the joint loading and on the performance of rehabilitation exercises, *Itä-Suomen yliopisto*, 2020 .
- [41] Winby C. R., Lloyd D. G., Besier T. F., and Kirk T. B., Muscle and external load contribution to knee joint contact loads during normal gait, *J Biomech*, Vol. 42, No. 14, pp. 2294-300, 2009.
- [42] Kumar D., Rudolph K. S., and Manal K. T., EMG-driven modeling approach to muscle force and joint load estimations: case study in knee osteoarthritis, *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, Vol. 30, No. 3, pp. 377-83, 2012.
- [43] Gerus P. *et al.*, Subject-specific knee joint geometry improves predictions of medial tibiofemoral contact forces, *Journal of biomechanics*, Vol. 46, No. 16, pp. 2778-2786, 2013.
- [44] Lerner Z. F., DeMers M. S., Delp S. L., and Browning R. C., How tibiofemoral alignment and contact locations affect predictions of medial and lateral tibiofemoral