



مقایسه عملکرد مدل اسکلتی-عضلانی راجاگوپال و نسخه‌های بروزشده آن در پیش بینی نیروی تماسی مفصل زانو حین دو فعالیت راه رفتن و اسکات

زهره ایمانی نژاد^۱، ویلیام آر تیلور^۲، کالین آر اسمیت^۳ و خلیل خلیلی^{۴*}

^۱ دانشجوی دکتری، مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند، ایران
^۲ فوق دکتری، مهندسی مکانیک، دانشگاه ای تی اچ زوریخ، سوئیس
^۳ استاد، مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند، ایران
^۴ استاد، مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند، ایران

مقاله مستقل، تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۰۲/۱۲؛ تاریخ بازنگری: ۱۴۰۰/۰۶/۰۷؛ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۰۸/۱۳

چکیده

مدل‌های اسکلتی-عضلانی ابزاری قدرتمند و پرکاربرد جهت تخمین غیر تهاجمی نیروهای داخلی بدن هستند. علی‌رغم دقت بالای این مدل‌ها برای حرکات گیت، اما پایین بودن دقت آن‌ها برای حرکاتی با درجات خمش شدید مفاصل زانو و لگن، به اثبات رسیده است. اخیراً با بروزرسانی یکی از مدل‌های قدرتمند موجود (راجاگوپال)، دو نسخه جدید از آن برای شبیه‌سازی حرکات دوچرخه زدن (لی) و اسکات عمیق (کتلی) منتشر شده است. در تحقیق حاضر به مقایسه نتایج این سه مدل برای حرکات راه رفتن و اسکات با استفاده از مجموعه داده کمز و نرم افزار این‌سیم پرداخته شده است. برای راه رفتن میزان فعالیت ماهیچه‌ها در هر سه مدل تقریباً یکسان بوده و با داده‌های EMG همخوانی کافی دارد. نیروی تماسی مفصل زانو نیز برای سه مدل تفاوت ناچیزی داشته و از دقت کافی برخوردار است ($<20\%$ خطای سیکل). در حرکت اسکات، سطح فعالیت ماهیچه‌ها در سه مدل دارای اختلافات قابل توجه بوده و با داده‌های EMG نیز تفاوت چشم‌گیری دارند؛ همچنین علی‌رغم این‌که خطای ماکزیمم نیروی تماسی مفصل زانو در مدل‌های کتلی (60%) و لی (72%)، نسبت به مدل راجاگوپال (83%) کاهش یافته است، اما بالا بودن مقدار خطا در این دو مدل نشان‌دهنده ناکافی بودن اصلاحات انجام شده در آن‌هاست.

کلمات کلیدی: مدل‌سازی اسکلتی-عضلانی؛ اسکات؛ راه رفتن؛ راجاگوپال؛ مجموعه داده‌ی کمز.

Comparison the Performance of Rajagopal Musculoskeletal Model and its Updated Versions in Prediction of the Knee Joint Contact Forces During Walking and Squatting

Z. Imani Nejad¹, W.R. Taylor², C.R. Smith³, Kh. Khalili^{4,*}

¹ Ph.D. Student, Mech. Eng., University of Birjand, Birjand, Iran.

² Prof., Mech. Eng., ETH Zurich, Zurich, Switzerland.

³ Ph.D., Mech. Eng., ETH Zurich, Zurich, Switzerland.

⁴ Prof., Mech. Eng., University of Birjand, Birjand, Iran.

Abstract

Musculoskeletal models are powerful and practical tools to estimate internal body loads non-invasively. Although they are accurate enough for gait activities, large errors have been seen for activities with deep hip and knee flexion angles. Recently two studies have updated one of the existing powerful models (Rajagopal) and proposed new models for pedaling (Lai) and deep squatting (Catelli). This study compares these three models during level walking and squatting using the CAMS-Knee datasets and OpenSim software. For level walking, there was generally good agreement between all models in predicted muscle activations and EMG signals. There are low discrepancies in predicted KCFs by different models and in-vivo data (average error $<20\%$). For squatting, muscle activation patterns have significant differences in various models, and they showed considerably larger discrepancies from the EMG measurements. Our study found average peak KCF errors of 60% for Catelli, 72% for Lai, and 83% for the Rajagopal model. Although the errors are reduced in updated models, they still represent high errors that indicate the inadequacy of changes made in these models.

Keywords: Musculoskeletal Modeling; Squat; Level Walking; Rajagopal; CAMS-Knee Datasets.

۱- مقدمه

از اوایل دهه ۱۹۷۰ میلادی استفاده از مدل‌های اسکلتی-عضلانی به منظور مطالعه حرکت انسان گسترش یافت [۱]. مدل‌های اولیه دارای بخش‌های کم و درجات آزادی محدودی بودند، اما با پیشرفت تکنولوژی و رواج الگوریتم‌های حل عددی، استفاده از روش مدل‌سازی کامپیوتری سیستم اسکلتی-عضلانی جهت محاسبه نیروهای داخلی بدن انسان در جامعه مهندسان بیومکانیک و پزشکان افزایش یافت.

مدل‌های اسکلتی-عضلانی ابزار قدرتمند و غیرتهاجمی جهت تجزیه و تحلیل حرکات بدن انسان، بررسی عملکرد ماهیچه‌ها و مفاصل، بهبود روش‌های جراحی و طراحی بهینه پروتزها و اورتوزها هستند [۲-۵]. به کمک این مدل‌ها می‌توان داده‌های سینماتیکی و سینتیکی با ارزشی را به سادگی محاسبه کرد که از روش‌های تجربی قابل اندازه‌گیری نیستند و یا اندازه‌گیری آن‌ها دشوار و هزینه‌بر است. به طور مثال می‌توان برای هر موقعیت دلخواه مفصل، طول ماهیچه‌ها، بازوی گشتاورها، نیروی ماهیچه‌ها و گشتاور مفاصل را محاسبه کرد [۶]. از دیگر مزایای این مدل‌ها، امکان انجام 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 غیر مخرب می‌باشد [۷].

در سال‌های اخیر، بسته‌های نرم افزاری مختلفی مانند نرم افزارهای تجاری AnyBody [۸]، LifeModeler، SIMM [۹] و کدهای متن باز OpenSim [۱۰] و BodyMech ارائه شده است. این سیستم یکی از کدهای قدرتمند برای انجام مطالعات در زمینه علوم حرکتی، بیومکانیک، رباتیک و ارتوپدی است که در سال ۲۰۰۷ توسط دانشگاه استنفورد ارائه شد. از این سیستم برای تحقیقات بیومکانیک، طراحی تجهیزات پزشکی، تحقیقات ارتوپدیک و توانبخشی، مطالعه سیستم عصبی، علوم ورزشی و مطالعات مختلف بیولوژیک و مهندسی استفاده می‌شود [۱۱].

یکی از جدیدترین و قدرتمندترین مدل‌های اسکلتی-عضلانی اندام تحتانی که در بستر این سیستم ارائه شده است، مدل راجاگوپال [۱۲] است. این مدل دارای ۲۲ استخوان، ۳۷ درجه آزادی و ۸۰ واحد ماهیچه‌ای-تاندونی بر اساس مدل

هیل می‌باشد. مسیر ماهیچه‌ها توسط تعدادی نقاط اتصال به استخوان‌ها و سطوح رپینگ^۱ مقید شده است.

اخیراً در دو نسخه جدید از مدل راجاگوپال، با هدف شبیه‌سازی حرکتی با زاویه خمش بیش‌تر مفاصل لگن و زانو منتشر شده است (جدول ۱). در مدل لی [۱۳]، مسیر ماهیچه‌های اطراف زانو با مطالعه روی نمونه اجساد و تصاویر ام آر آی^۲ بروزرسانی شده‌اند؛ همچنین خواص مربوط به تولید نیرو (طول بهینه بافت^۳ و طول تاندون^۴) در یازده ماهیچه اصلاح شده است. در مدل کتلی [۱۴] نیز سطوح رپینگ‌های موجود بروزرسانی شده و همچنین سه سطح رپینگ جدید به مدل لی اضافه شده است. تغییرات فوق منجر به اصلاح بازوی گشتاور عضلات و همچنین میزان فعالیت آن‌ها در مدل‌های لی و کتلی نسبت به مدل راجاگوپال شده است. در مدل‌های بروز شده بازوی گشتاور عضلات هماهنگی بهتری با داده‌های تجربی موجود در تحقیقات پیشین و میزان فعالیت عضلات نیز همخوانی بهتری با داده‌های EMG^۵ را نشان می‌دهند. نتایج این تحقیقات، نشان دهنده بهبود عملکرد مدل لی در حرکتی با زاویه خمش بیش‌تر مفصل زانو مانند رکاب زدن و همچنین بهبود عملکرد مدل کتلی در حرکت اسکات عمیق است.

بررسی اعتبار نتایج مدل‌سازی همواره یکی از اصلی‌ترین مسائل پیش روی کاربران این مدل‌ها بوده است. به طور کلی از دو روش اصلی برای بررسی اعتبار نتایج شبیه‌سازی استفاده می‌شود. در روش اول که یک روش کیفی است، میزان فعالیت ماهیچه‌ها بدست آمده از شبیه‌سازی با سیگنال‌های EMG مقایسه می‌شود. از آنجا که در روش

جدول ۱- مقایسه مدل‌ها

کتلی	لی	راجاگوپال	
۱۴۵	۱۴۰	۱۲۰	زاویه خمش مفصل زانو*
۱۳۸	۱۲۰	۱۲۰	زاویه خمش مفصل لگن

*knee flexion angle (KFA)

¹ Wrapping Surfaces² Magnetic Resonance Image (MRI)³ Optimal Fiber Length⁴ Tendon Slack Length⁵ Electromyography

عکس العمل زمین، EMG از هشت ماهیچه اصلی اندام تحتانی (شامل: rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, tibialis anterior, semitendinosus, biceps femoris long head (bflh), medial gastrocnemius, lateral gastrocnemius) و ویدئوی حرکت بیماران است. برای هر فرد، پنج حرکت متداول زندگی روزمره شامل راه رفتن، اسکات، پایین آمدن از سطح شیب‌دار، پایین آمدن از پله و نشستن و برخاستن از روی صندلی ثبت شده است.

از نرم افزار اپن‌سیم (نسخه ۴.۱) و رابط برنامه‌نویسی اپن‌سیم-متلب برای مدل‌سازی سیستم اسکلتی-عضلانی استفاده شده است. اجرای شبیه‌سازی توسط اپن‌سیم نیازمند موقعیت مارکرها در حالت ایستاده و حین حرکت برای هر فعالیت فیزیکی و همچنین نیروی عکس‌العمل زمین است که از مجموعه داده کمز استخراج شده است. مراحل شبیه‌سازی اپن‌سیم شامل، مقیاس‌بندی جهت یکسان‌سازی ویژگی‌های آنتروپومتری مدل و فرد مورد بررسی، سینماتیک معکوس^۲ (IK) جهت استخراج زوایای مفاصل در حین حرکت، دینامیک معکوس^۳ (ID) جهت استخراج گشتاور مفاصل، بهینه‌سازی استاتیک^۴ (SO) جهت محاسبه‌ی میزان فعالیت عضلات و تحلیل نیروی مفاصل^۵ (JRF) جهت محاسبه نیروی نیروی تماسی مفاصل است که به ترتیب و برای هر مدل به صورت جداگانه انجام شده است. میزان فعالیت ماهیچه‌ها، بدست آمده از مرحله بهینه‌سازی استاتیک با سیگنال‌های EMG و نیروی تماسی مفصل زانو بدست آمده از مرحله JRF، با نیروهای ثبت شده توسط پروتز مقایسه شده است. در ادامه مراحل انجام تحقیق نشان داده شده است (شکل ۱). لازم به ذکر است که سیگنال‌های EMG اولیه خام بوده و نیاز به پردازش دارند. طبق دستورالعمل‌های موجود، پردازش داده‌های خام شامل عبور فیلتر بالاگذر (باترفورس مرتبه‌ی ۴، پایین‌گذر ۱۰ Hz و بالاگذر ۳۰۰ Hz)، اصلاح آفست، تقویت سیگنال، عبور از فیلتر پایین‌گذر (فیلتر میانگین با پنجره‌ی ۰/۲۵s) انجام شده است. سپس میزان فعالیت هر ماهیچه به نسبت بیش‌ترین فعالیت ماهیچه‌ها در همه تکرارهای هر دو فعالیت (راه رفتن و اسکات) برای هر فرد نرمال شده است.

EMG میزان فعالیت ماهیچه‌ها به طور مستقیم اندازه‌گیری نمی‌شود، لذا امکان مقایسه کمی وجود ندارد و فقط الگوی کلی فعالیت ماهیچه‌ها مقایسه می‌شود. در روش دوم نیروهای تماسی مفاصل مستقیماً با نیروهای اندازه‌گیری شده توسط پروتزهای مجهز به سنسور اندازه‌گیری نیروی کارگذاشته شده در مفاصل بیماران مقایسه می‌شود. از آنجا که بیماران کمی با این نوع پروتز در دسترس هستند، در تحقیقات کمی، اعتبارسنجی با نیروهای تماسی مفاصل انجام شده است [۱۵ و ۱۶].

در نسخه‌های بروزشده مدل راجاگوپال، اعتبارسنجی به صورت کمی (مقایسه با سیگنال‌های EMG) انجام شده است و هر دو مدل بهبود میزان فعالیت ماهیچه‌ها برای حرکات رکاب زدن و اسکات عمیق را نشان می‌دهند [۱۶].

در تحقیق حاضر به کمک مجموعه داده‌ی آزمایشگاهی *in vivo* کمز [۱۷]، به مقایسه مدل‌های راجاگوپال، لی و کتلی برای دو فعالیت راه رفتن و اسکات پرداخته شده است. اعتبارسنجی به صورت جامع (کیفی توسط سیگنال‌های EMG و کمی توسط نیروهای ثبت شده توسط پروتز زانو) برای بزرگ‌ترین جامعه بیماران تعویض مفصل دارای پروتز مجهز به سنسور اندازه‌گیری نیرو (مجموعه داده‌ی کمز) صورت گرفته است.

۲- روش انجام کار

در تحقیق حاضر نیروهای تماسی مفصل زانو^۱ و میزان فعالیت ماهیچه‌ها برای دو فعالیت راه رفتن و اسکات در سه مدل راجاگوپال، لی و کتلی با مجموعه داده‌ی آزمایشگاهی کمز اعتبارسنجی شده است. داده‌های سینماتیکی و سینتیکی موجود در مجموعه داده کمز از شش بیمار تعویض مفصل زانو و دارای پروتزهای مجهز به سنسور اندازه‌گیری نیرو (یک زن و شش مرد، سن 5 ± 68 سال، وزن 12 ± 88 کیلوگرم و قد 4 ± 173 سانتی‌متر) استخراج شده است که این افراد با اسامی K1L, K2L, K3R, K5R, K7L و K8L نام‌گذاری شده‌اند. پروتز زانوی این بیماران قادر به اندازه‌گیری سه مؤلفه‌ی نیرو و سه مؤلفه‌ی گشتاور است. این مجموعه داده شامل سینماتیک کل بدن، سینماتیک دقیق مفصل زانو، نیروی

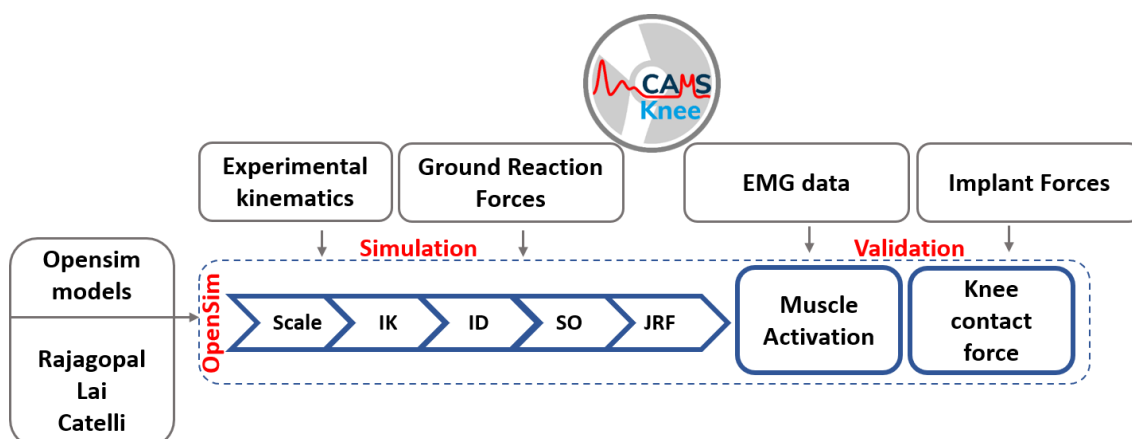
² Inverse Kinematics

³ Inverse Dynamics

⁴ Static Optimization

⁵ Joint Reaction Force

¹ Knee Contact Forces (KCFs)



شکل ۱- مراحل انجام تحقیق

جدول ۲- میانگین ماکزیمم نیروی تماسی مفصل زانو برای هر فرد، هر مدل و هر یک از حرکات [BW]

نام فرد	راجاگوپال	لی	کتلی	کمز
K1L	۲/۳۶	۲/۶۳	۲/۳۷	۳/۱۱
	اسکات	۳/۴۳	۳/۲۳	۲/۳۴
K2L	۲/۰۴	۲/۳۴	۲/۱۴	۲/۵۰
	اسکات	۳/۴۰	۳/۱۷	۲/۴۰
K3R	۲/۴۳	۲/۳۰	۲/۲۸	۲/۱۳
	اسکات	۳/۵۸	۳/۲۲	۲/۸۴
K5R	۲/۲۸	۲/۴۱	۲/۴۰	۲/۴۵
	اسکات	۵/۱۳	۵/۴۲	۵/۲۰
K7L	۲/۴۱	۲/۶۴	۲/۶۳	۲/۱۸
	اسکات	۴/۲۳	۳/۷۷	۳/۶۰
K8L	۳/۶۴	۴/۰۴	۴/۱۰	۲/۵۰
	اسکات	۵/۸۸	۵/۴۱	۴/۸۳

۳-۱- راه رفتن

برای حرکت راه رفتن، هر سه مدل نتایج تقریباً مشابهی برای نیروی تماسی مفصل زانو دارند که هماهنگی خوبی با نتایج آزمایشگاهی را نشان می‌دهد (شکل ۲). میانگین خطای

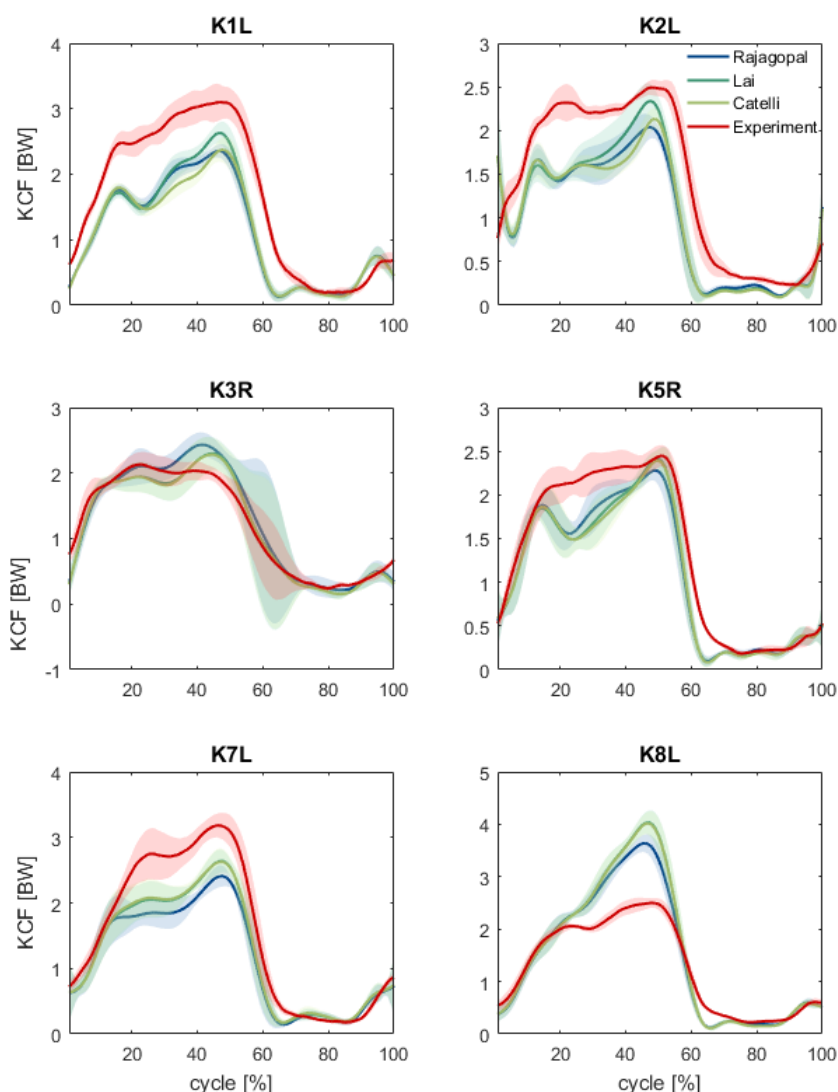
همچنین به منظور ارزیابی نتایج، از معیار خطای نسبی برای مقایسه‌ی نیروی تماسی مفصل زانو حاصل از شبیه‌سازی ($KCF_{simulated}$) با نیروی ثبت شده توسط پروتز ($KCF_{in vivo}$) استفاده شده است (رابطه ۱) [۱۵]. لازم به ذکر است، در سرتاسر تحقیق حاضر، مقصود از نیروی تماسی مفصل زانو، نیروی برآیند وارد بر آن است.

$$KCF_{Error} = \frac{KCF_{simulated} - KCF_{in vivo}}{KCF_{in vivo}} \times 100 \quad (1)$$

۳- نتایج و بحث

برای دو حرکت راه رفتن و اسکات، نیروی تماسی مفصل زانو و میزان فعالیت ماهیچه‌ها بدست آمده از شبیه‌سازی با نتایج مجموعه داده‌ی کمز مقایسه شده است. برای راه رفتن نیروی تماسی مفصل زانو بر حسب درصد سیکل و برای اسکات برحسب زاویه خمش زانو، برای هر فرد به صورت مجزا ترسیم شده است (شکل‌های ۲ و ۴)؛ همچنین برای هریک از حرکات، میانگین میزان فعالیت ماهیچه‌های تمام افراد بر حسب درصد سیکل نمایش داده شده است (شکل‌های ۳ و ۶). ماکزیمم نیروی تماسی مفصل زانو برای هر فرد و هر مدل، در هر دو حرکت نیز به صورت مجزا با مقادیر مجموعه داده‌ی کمز مقایسه شده است (جدول ۲).

در ادامه نتایج مربوط به هریک از حرکات راه رفتن و اسکات به طور مجزا در دو بخش مورد بررسی قرار گرفته است.



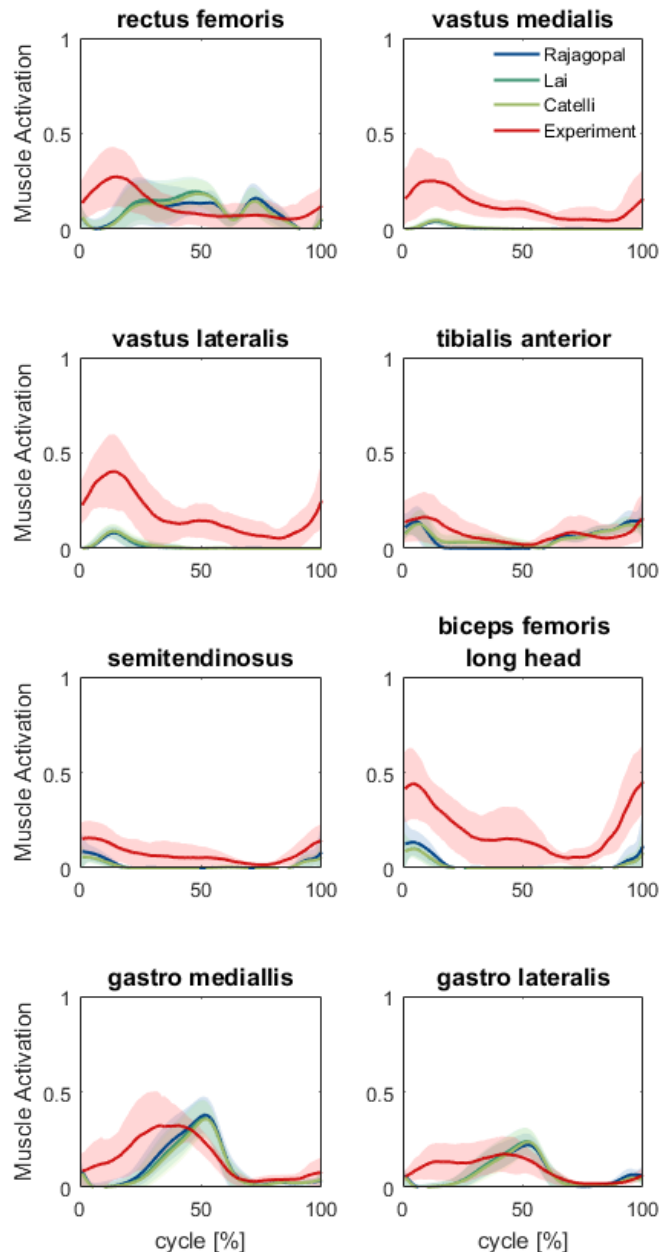
شکل ۲- مقایسه نیروی تماسی مفصل زانو با داده‌های آزمایشگاهی در حین راه رفتن برای هر یک از مدل‌های راجاگوپال، لی و کتلی بر حسب سیکل. هر یک از خطوط نشان دهنده مقدار میانگین پنج تکرار و ناحیه سایه زده اطراف آن \pm انحراف معیار را نشان می‌دهد.

برتری مدل راجاگوپال از نظر میانگین خطای نسبی، لزوماً برای همه‌ی افراد صادق نیست و برای مدل‌های بروز شده میانگین خطای کمتری نسبت به مدل اصلی دارند (راجاگوپال: $۰.۲۵/۵۹\%$ ، لی: $۰.۲۲/۷۷\%$ و کتلی: $۰.۲۳/۰۶\%$). باید توجه داشت که تفاوت مقدار خطا بین مدل‌های مختلف برای همه‌ی افراد ناچیز است و تمام افراد و مدل‌ها دارای مقدار خطای قابل قبولی هستند.

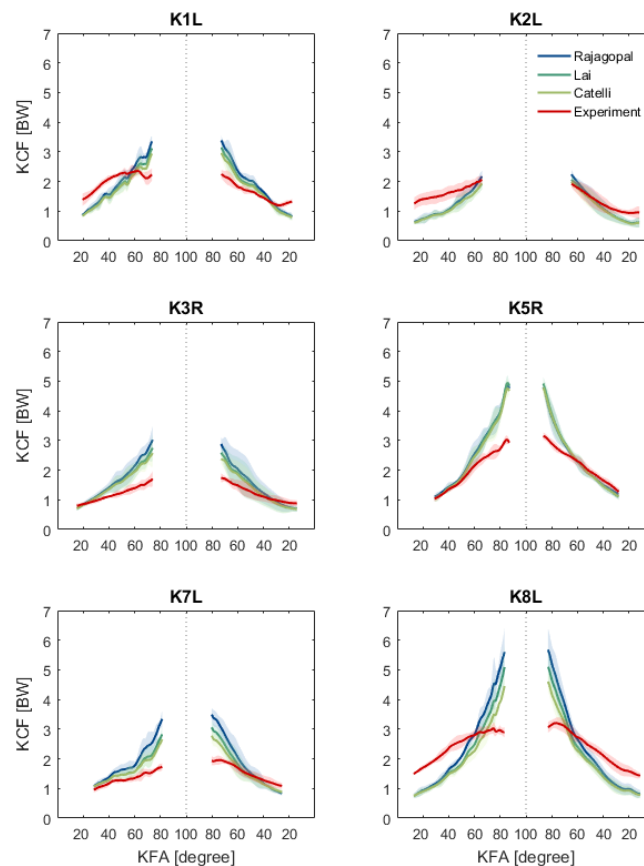
نسبی نیروی تماسی مفصل زانوی تمام افراد در حین حرکت برای سه مدل راجاگوپال، لی و کتلی به ترتیب $۰.۱۶/۸۱\%$ ، $۰.۱۸/۳۶\%$ و $۰.۱۸/۵۹\%$ محاسبه شده است که میزان خطای قابل قبولی است. گرچه میانگین خطای نسبی برای تمام افراد در مدل راجاگوپال نسبت به دو مدل جدیدتر حدود ۰.۲% کمتر است، اما میانگین ماکزیمم خطای نسبی کل افراد در مدل‌های لی ($۰.۶۲/۱۱\%$) و کتلی ($۰.۶۲/۹۵\%$) نسبت به مدل راجاگوپال ($۰.۶۵/۲۰\%$) کاهش یافته است. لازم به ذکر است،

به طور کلی در مورد حرکت راه رفتن، میزان فعالیت ماهیچه‌ها در هر سه مدل برای تمام افراد تقریباً بر هم منطبق هستند و هماهنگی قابل قبولی را با داده‌های EMG نشان می‌دهند (شکل ۳). داده‌های EMG برای ماهیچه‌ی rectus femoris پیکری را در ابتدای سیکل نشان می‌دهد که

همچنین، برای تمام مدل‌ها تقریباً در بیش‌تر سیکل، اندازه نیروی حاصل از شبیه‌سازی نسبت به داده‌های آزمایشگاهی کم‌تر است. تنها برای دو فرد K3R و K8L، هر سه مدل مقدار بیش‌تری از نیروی شبیه‌سازی نسبت به داده‌های آزمایشگاهی را در پیک دوم نشان می‌دهند (جدول ۲ و شکل ۲).



شکل ۳- مقایسه میزان فعالیت ماهیچه‌ها با داده‌های EMG در حین راه رفتن برای هریک از مدل‌های راجاگوپال، لی و کتلی بر حسب سیکل. هر یک از خطوط نشان دهنده مقدار میانگین پنج تکرار برای تمام افراد و ناحیه سایه زده اطراف آن \pm انحراف معیار را نشان می‌دهد.



شکل ۴- مقایسه نیروی تماسی مفصل زانو با داده‌های آزمایشگاهی در حین حرکت اسکات برای هر یک از مدل‌های راجاگوپال، لی و کتلی بر حسب زاویه‌ی خمش زانو. هر یک از خطوط نشان دهنده مقدار ارای میانگین پنج تکرار و ناحیه سایه زده اطراف آن \pm انحراف معیار را نشان می‌دهد.

۳-۲- اسکات

به طور کلی در حرکت اسکات نسبت به راه رفتن، تفاوت بیش‌تری بین نیروهای شبیه‌سازی شده و آزمایشگاهی در هر سه مدل مشاهده می‌شود (شکل ۴)؛ اما بر خلاف راه رفتن که تفاوت قابل توجهی بین مدل‌ها وجود نداشت، در اسکات مدل‌های کتلی و لی سبب بهبود نتایج نسبت به مدل اصلی در اکثر افراد شده‌اند (به جز K5R، شکل ۵). میانگین خطای نسبی ماکزیمم نیروی تماسی مفصل زانو برای تمام افراد در این سه مدل به ترتیب ۸۳٪، ۷۲٪ و ۶۰٪ است که در مجموع نشان‌دهنده عملکرد بهتر دو مدل بروز شده نسبت به مدل اولیه است. گرچه کاهش میزان خطا در مدل‌های جدید نشان‌دهنده مؤثر واقع شدن تغییرات صورت گرفته در این مدل‌هاست، اما بالا بودن میزان خطای موجود (میانگین خطای ۶۰٪ برای بهترین

هیچ یک از مدل‌ها قادر به شبیه‌سازی این پیک نبوده است؛ همچنین در مورد ماهیچه‌های gastro، پیک ابتدای سیکل در شبیه‌سازی توسط تمام مدل‌ها، با تأخیر زمانی نسبت به داده‌های EMG اتفاق افتاده است.

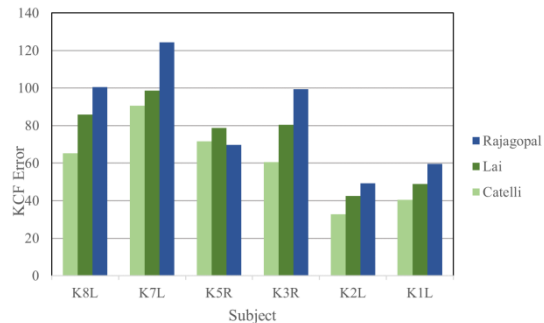
از آنجا که اصلاحات انجام شده در مدل‌های کتلی و لی، سبب تغییر قابل توجهی در میزان فعالیت ماهیچه‌های مختلف برای راه رفتن نشده است، تفاوت قابل ملاحظه‌ای در میزان خطای نیروی تماسی مفصل زانو بین مدل‌های مختلف مشاهده نمی‌شود؛ اما همان‌طور که قبلاً گفته شد، میانگین خطای نسبی در مدل‌های کتلی و لی نسبت به مدل اصلی، کمی بیش‌تر است. به نظر می‌رسد، علت آن ناشی از اصلاح پارامترهای عضله‌ای-تاندونی در این مدل‌ها بر اساس مطالعه روی افراد جوان و سالم باشد، حال آنکه بیماران مورد بررسی در کمر اکثراً افراد پیر و چاق هستند.

در مورد میزان فعالیت ماهیچه‌ها نیز بر خلاف راه رفتن که بین الگوهای شبیه‌سازی و سیگنال‌های EMG همخوانی کافی وجود داشت، در اسکات تفاوت زیادی میان شبیه‌سازی و EMG مشاهده می‌شود؛ اما خوشبختانه مدل‌های لی و کتلی سبب بهبود سطح فعالیت برخی ماهیچه‌های اصلی اندام تحتانی نسبت به مدل راجاگوپال شده‌اند. در مدل‌های کتلی و لی از میزان فعالیت بسیار بالای ماهیچه‌های bflh و vastus lateralis نسبت به مدل راجاگوپال کاسته شده است و به داده‌های EMG نزدیک‌تر است. در مورد ماهیچه tibialis anterior نیز که مدل اصلی میزان فعالیت بسیار پایینی را نشان می‌داد، در مدل‌های کتلی و لی میزان فعالیت این ماهیچه افزایش یافته است. در مورد سایر ماهیچه‌ها، تفاوت قابل ملاحظه‌ای بین مدل‌ها مشاهده نمی‌شود؛ همچنین همزمان نبودن پیک EMG و مدل‌سازی در ماهیچه‌های vastus medialis، rectus femoris، vastus lateralis و bflh در هر سه مدل، بر ناتوانی مدل‌های اسکلتی عضلانی در پیش‌بینی اثر انقباض همزمان^۱ ماهیچه‌ها تاکید دارد.

به نظر می‌رسد، در این سه مدل، ماهیچه‌های اطراف لگن قادر به تأمین مؤلفه‌های گشتاور مورد نیاز مفصل لگن جهت شبیه‌سازی حرکت اسکات نیستند، لذا ماهیچه‌های مشترک بین مفصل لگن و زانو به‌ویژه bflh بیش از حد فعال شده تا این گشتاور را تأمین نماید. فعالیت بیش از حد ماهیچه‌های اطراف زانو موجب افزایش نیروی تماسی مفصل زانو و خطای بالای شبیه‌سازی شده است.

۴- نتیجه‌گیری

مدل‌سازی سیستم اسکلتی-عضلانی روشی پرکاربرد و غیرمخرب جهت تخمین نیروهای داخلی بدن فرد زنده است. گرچه مطالعات اخیر نشان می‌دهد که نتایج این روش برای حرکاتی مانند راه رفتن از دقت کافی برخوردار است [۱۶، ۱۸ و ۱۹]، اما برای حرکاتی با زاویه خمش شدید مفاصل زانو و لگن خطاهای بالا گزارش شده است [۱۵، ۱۶، ۲۰ و ۲۱].

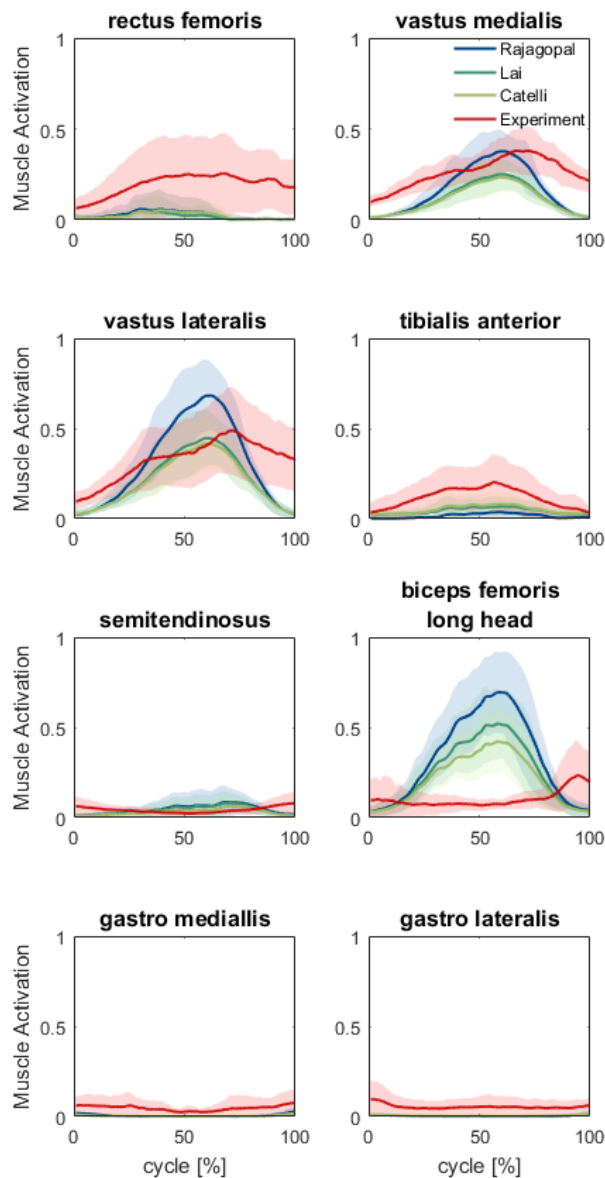


شکل ۵- مقایسه خطای ماکزیمم نیروی تماسی مفصل زانو برای تمام افراد و مدل‌ها در حرکت اسکات.

مدل)، نشان دهنده ناکافی بودن این اصلاحات و لزوم انجام تحقیقات بیشتر در این زمینه است. از طرفی، همان‌طور که قبلاً اشاره شد، در مورد K5R نیز به طور استثنای اندازه ماکزیمم نیروی تماسی مفصل زانو در مدل اصلی به نتایج آزمایشگاهی نزدیک‌تر بوده و خطای شبیه‌سازی در این مدل نسبت به دو مدل دیگر پایین‌تر است (جدول ۲ و شکل ۵). البته برای این فرد تفاوت نتایج مدل راجاگوپال نسبت به کتلی تنها به اندازه کم‌تر از ۲٪ است. در مورد مدل لی نیز اختلاف ۹٪ با مدل راجاگوپال وجود دارد و از آنجا که این مدل برای رکاب زدن و نه اسکات عمیق ایجاد شده است، این میزان خطا قابل توجیه است.

در اسکات عمیق، برای تمام افراد به جز K2L، اندازه‌ی نیروی شبیه‌سازی شده توسط هر سه مدل نسبت به نتایج آزمایشگاهی بسیار بزرگ‌تر است. اما در مورد K2L در بخش عمده‌ی سیکل، هریک از سه مدل به خصوص مدل کتلی، مقدار کم‌تری نسبت به نتایج آزمایشگاهی را نشان می‌دهند. K2L دارای کم‌ترین خطا نسبت به سایر افراد است و میانگین خطای هر سه مدل برای ماکزیمم نیروی تماسی مفصل زانو در این فرد ۴۰٪ محاسبه شده است. k7L نیز دارای بیش‌ترین میزان خطا، با میانگین خطای ماکزیمم نیروی تماسی ۱۰۴٪ برای سه مدل است. توجه به این نکته ضروری است که اکثر افراد مجموعه داده کمز، مسن و چاق هستند که این عامل بر اندازه‌گیری داده‌های آزمایشگاهی بسیار تأثیرگذار بوده و می‌تواند علت بروز تفاوت خطا بین افراد مختلف باشد.

¹ Co-Contraction



شکل ۶- مقایسه میزان فعالیت ماهیچه‌ها با داده‌های EMG در حین حرکت اسکات برای هر یک از مدل‌های راجاگوپال، لی و کتلی بر حسب سیکل. هر یک از خطوط نشان دهنده مقدار میانگین پنج تکرار برای تمام افراد و ناحیه سایه زده اطراف آن \pm انحراف معیار را نشان می‌دهد.

مقایسه نتایج سه مدل راجاگوپال، لی و کتلی برای دو حرکت راه رفتن و اسکات پرداخته شده است. برای حرکت راه رفتن، میزان فعالیت تمام ماهیچه‌ها در طول سیکل برای هر سه مدل تقریباً یکسان بوده و با داده‌های EMG همخوانی مناسبی دارند (شکل ۳). میانگین خطای نسبی نیروی تماسی مفصل زانو برای کل افراد در سه

انتخاب مدل اسکلتی-عضلانی مناسب به عنوان اولین قدم در شبیه‌سازی، به ویژه در حرکاتی مانند اسکات بسیار حائز اهمیت است. اخیراً دو نسخه‌ی جدید از مدل اسکلتی-عضلانی قدرتمند راجاگوپال، برای شبیه‌سازی حرکاتی با زاویه‌ی خمش شدید مفاصل لگن و زانو (مدل لی و مدل کتلی) منتشر شده است. در تحقیق حاضر به بررسی و

۲) بیان دقیق مسیر ماهیچه‌هایی با سطح تماس زیاد: در مدل راجاگوپال به منظور ساده‌سازی، برای ماهیچه‌های Gluteus که سطح تماس بالایی دارند، تنها از سه واحد ماهیچه‌ای مجزا در مدل استفاده شده است که به نظر ناکافی است. در مدل‌های لی و کتلی نیز با وجود این‌که سطوح رپینگ این مدل‌ها تغییر داده شده و یا اضافه شده‌اند، اما تغییری در ماهیت نحوه ایجاد این ماهیچه‌ها ایجاد نشده است؛ بنابراین می‌توان با افزایش خطوط عملکردی این ماهیچه‌ها، به واقعیت نزدیک‌تر شد.

۳) اصلاح پارامترهای مدل: مدل‌های اسکلتی عضلانی دارای ثوابت و پارامترهای مختلفی هستند که همواره با عدم قطعیت همراه هستند. در سال‌های اخیر در تحقیقات مختلف، تأثیر قابل توجه عدم قطعیت در این پارامترها بر نتایج مدل‌سازی به اثبات رسیده است [۲۲-۲۴]. اصلاح پارامترهای مختلف عضله‌ای-تانسونی در مدل کتلی از قبیل بیش‌ترین نیروی ایزومتریک ماهیچه‌ها^۱، طول فیبر عضلانی^۲، طول تاندون^۳، سرعت تغییر طول بافت‌ها^۴ و زاویه پنیشن^۵ با انجام آنالیز عدم قطعیت به کمک روش‌های احتمالاتی، می‌تواند سبب بهبود نتایج برای حرکت اسکات گردد.

۴) مدل‌سازی پیشرفته: روش‌های مدل‌سازی پیشرفته مانند شبیه‌سازی EMG-driven [۲۵] و یا استفاده از شش درجه آزادی برای مفصل زانو [۲۶] می‌تواند سبب بهبود نتایج گردد.

نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که مدل‌های اسکلتی-عضلانی توسعه یافته برای حرکات با خمش شدید مفاصل زانو و لگن (مدل لی و مدل کتلی)، گرچه سبب بهبود نتایج نسبت به مدل‌های اولیه شده‌اند، اما همچنان از دقت کافی برخوردار نیستند. بنابراین نیاز جامعه بیومکانیک محاسباتی

مدل راجاگوپال، لی و کتلی به ترتیب ۱۶/۸۱٪، ۱۸/۳۶٪ و ۱۸/۵۹٪ محاسبه شده است. گرچه میزان خطای حاصل برای تمام مدل‌ها قابل قبول است، اما تنها برای یکی از افراد مورد بررسی (K7L) مدل‌های کتلی و لی نسبت به مدل راجاگوپال عملکرد بهتری داشته و خطای کم‌تری دارند. در مجموع برای حرکت راه رفتن، تفاوت قابل ملاحظه‌ای میان مدل‌ها مشاهده نمی‌شود.

در حرکت اسکات، اختلاف بین سطح فعالیت ماهیچه‌ها بدست آمده از شبیه‌سازی و داده‌های EMG نسبت به راه رفتن بسیار بیش‌تر است و همچنین تفاوت‌های بیش‌تری میان مدل‌ها مشاهده می‌شود (شکل ۶). اصلاحات انجام شده در مدل‌های لی و کتلی، میزان فعالیت ماهیچه‌های اندام تحتانی به‌ویژه bflh را بهبود بخشیده که این عامل باعث کاهش نیروی تماسی مفصل زانو شده است. میانگین خطای ماکزیمم نیروی تماسی مفصل زانو در مدل‌های راجاگوپال، لی و کتلی به ترتیب ۸۳٪، ۷۲٪ و ۶۰٪ است. مقایسه خطا بین مدل‌های مختلف نشان دهنده مؤثر، اما ناکافی بودن اصلاحات انجام شده در این مدل‌هاست. بالا بودن سطح فعالیت ماهیچه bflh در مدل کتلی نسبت به EMG، دلیلی بر لزوم انجام اصلاحات بیش‌تر در این مدل است.

در ادامه، راه‌حل‌های پیشنهادی جهت اصلاح خطای نتایج مدل‌سازی سیستم اسکلتی-عضلانی در حرکاتی با زاویه خمش شدید مفاصل لگن و زانو در چهار دسته اصلی بیان شده است.

۱) کامل کردن ماهیچه‌های اطراف لگن: از آنجا که در هیچ یک از مدل‌های راجاگوپال، لی و کتلی، ماهیچه‌های Gemellus, Pectinus, Obturator و Quadratus لحاظ نشده است، به نظر می‌رسد که افزودن این ماهیچه‌ها به مدل می‌تواند به تأمین مؤلفه‌های گشتاور مورد نیاز مفصل لگن در حین اسکات کمک کرده و لذا از فعالیت بیش از حد ماهیچه‌های دو مفصلی و مرتبط با زانو به ویژه bflh بکاهد (شکل ۶)؛ بنابراین با کاهش میزان فعالیت عضلات اطراف زانو، از میزان نیروی تماسی مفصل زانو پیش‌بینی شده توسط مدل کاسته شده و خطای شبیه‌سازی کاهش یابد.

¹ Maximum Isometric Force

² Muscle Fiber Length

³ Tendon Length

⁴ Rate of Change of Fiber Length

⁵ Pennation Angle

- musculoskeletal structures. *Comput Biol Med* 25(1): 21-34.
- [10] Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG (2007) OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans Biomed Eng* 54(11): 1940-50.
- [11] Seth A, Sherman M, Reinbolt JA, Delp SL (2011) OpenSim: A musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. *Procedia IUTAM* 2: 212-232.
- [12] Rajagopal A, Dembia CL, DeMers MS, Delp DD, Hicks JL, Delp SL (2016) Full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait. *IEEE Trans Biomed Eng* 63(10): 2068-2079.
- [13] Lai AKM, Arnold AS, Wakeling JM (2017) Why are antagonist muscles co-activated in my simulation? a musculoskeletal model for analysing human locomotor tasks. *Ann Biomed Eng* 45(12): 2762-2774.
- [14] Catelli DS, Wesseling M, Jonkers I, Lamontagne M (2019) A musculoskeletal model customized for squatting task. *Comput Method Biomec* 22(1): 21-24.
- [15] Imani Nejad Z, Khalili K, Hosseini Nasab SH, Schütz P, Damm P, Trepczynski A, Taylor WR, Smith CR (2020) The capacity of generic musculoskeletal simulations to predict knee joint loading using the CAMS-Knee datasets. *Ann Biomed Eng* 48(4): 1430-1440.
- [16] Schellenberg F, Taylor WR, Trepczynski A, List R, Kutzner I, Schutz P, Duda GN, Lorenzetti S (2018) Evaluation of the accuracy of musculoskeletal simulation during squats by means of instrumented knee prostheses. *Med Eng Phys* 61: 95-99.
- [17] Taylor WR, Schutz P, Bergmann G, List R, Postolka B, Hitz M, Dymke J, Damm P, Duda G, Gerber H, Schwachmeyer V, Hosseini Nasab SH, Trepczynski A, Kutzner I (2017) A comprehensive assessment of the musculoskeletal system: the CAMS-Knee data set. *J Biomech Eng* 65: 32-39.
- [18] Kinney AL, Besier TF, D'Lima DD, Fregly BJ (2013) Update on grand challenge competition to predict in vivo knee loads. *J Biomech Eng* 135(2): 021012.
- [19] Trepczynski A, Kutzner I, Kornaropoulos E, Taylor WR, Duda GN, Bergmann G, Heller MO (2012) Patellofemoral joint contact forces during activities with high knee flexion. *J Orthop Res* 30(3): 408-15.
- [20] Kinney AL, Besier TF, D'Lima DD, Fregly BJ (2013) Update on grand challenge competition to predict in vivo knee loads. *J Biomech Eng* 135(2): 021012.

به ارائه مدلی اسکلتی-عضلانی مختص شبیه‌سازی حرکات با خمش شدید مفاصل لگن و زانو هنوز هم وجود دارد.

۵- قدردانی

از گروه بیومکانیک حرکتی دانشگاه ETH Zurich و همچنین انستیتو Julius Wolf که مجموعه داده CAMS-Knee را قبل از انتشار رسمی در اختیارمان قرار دادند، خالصانه سپاسگذاری می‌کنیم.

۶- مراجع

- [1] Valente G (2013) Subject-specific musculoskeletal models of the lower limbs for the prediction of skeletal loads during motion. PhD Degree, universita de Bologna.
- [2] Bergmann G, Bender A, Graichen F, Dymke J, Rohlmann A, Trepczynski A, Heller MO, Kutzner I (2014) Standardized loads acting in knee implants. *PLoS One* 9(1): 86035.
- [3] Li X, Wang C, Guo Y, Chen W (2017) An approach to developing customized total knee replacement implants. *J Healthc Eng* 2017: 9298061.
- [4] Niki Y, Takeda Y, Udagawa K, Enomoto H, Toyama Y, Suda Y (2013) Is greater than 145 degrees of deep knee flexion under weight-bearing conditions safe after total knee arthroplasty? a fluoroscopic analysis of Japanese-style deep knee flexion. *Bone Joint J* 95-B(6): 782-7.
- [5] احسانی ح، رستمی م، پرنیان پور م (۱۳۹۴) روشی نوین برای مدل سازی ریاضی سیستم اسکلتی بدن انسان: لحاظ کردن ویژگی های سینماتیکی مفاصل زیستی و اثر زنجیره های سینماتیکی پیچیده سیستم اسکلتی. *مهندسی پزشکی زیستی* ۲۰۳-۱۹۱: ۹(۲).
- [6] Blemker SS, Asakawa DS, Gold GE, Delp SL (2007) Image-based musculoskeletal modeling: Applications, advances, and future opportunities. *JMRI* 25(2): 441-451.
- [7] Dao TT (2016) Rigid musculoskeletal models of the human body system: a review. *J Musculoskelet. Res* 19(03): 1630001.
- [8] Damsgaard M, Rasmussen J, Christensen ST, Surma E, Zee MD (2006) Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody modeling system. *Simul Model Pract Theory* 14(8): 1100-1111.
- [9] Delp SL, Loan JP (1995) A graphics-based software system to develop and analyze models of

- variability in muscle properties on the joint reaction force estimates during deep knee bending. WCB Conference.
- [25] Hoang HX, Diamond LE, Lloyd DG, Pizzolato C (2019) A calibrated EMG-informed neuromusculoskeletal model can appropriately account for muscle co-contraction in the estimation of hip joint contact forces in people with hip osteoarthritis. *J Biomech* 83:134-142.
- [26] Meireles S, Reeves ND, Jones RK, Smith CR, Thelen DG, Jonkers I (2019) Patients with medial knee osteoarthritis reduce medial knee contact forces by altering trunk kinematics, progression speed, and stepping strategy during stair ascent and descent: a pilot study. *J Appl Biomech* 35(4):280-289.
- [21] Schellenberg F, Oberhofer K, Taylor WR, Lorenzetti S (2015) Review of modelling techniques for in vivo muscle force estimation in the lower extremities during strength training. *Comput Math Methods Med* 2015: 483921.
- [22] Myers CA, Laz PJ, Shelburne KB, Davidson BS (2015) A probabilistic approach to quantify the impact of uncertainty propagation in musculoskeletal simulations. *Ann Biomed Eng* 43(5): 1098-111.
- [23] Navacchia A, Myers CA, Rullkoetter PJ, Shelburne KB (2016) Prediction of in vivo knee joint loads using a global probabilistic analysis. *J Biomech Eng* 138(3): 4032379.
- [24] Vollenweider A, Lorenzetti S, Smith CR, Taylor WR, Hosseini Nasab SH (2018) Impact of