

Biomechanical Design of a Novel Medial Unloader Knee Brace

Amirhosein Javanfar^{1*}, Mahdi Bamdad², Seyedeh Atieh Tourang¹

¹ Mechanical Engineering Department, University of Mazandaran, Babolsar, Iran

² Mechanical Engineering Department, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Article History

Received: May 13, 2025

Revised: November 28, 2025

Accepted: December 15, 2025

ePublished: February 14, 2026

ABSTRACT

Medial unloader braces are often developed to achieve pain elimination of the knee medial compartment. In order to prevent bone-bone contact in the knee joint, a new mechanism is designed to unload the knee based on a novel computational procedure for the first time. As the knee flexion-extension moment has a high impact on tibiofemoral contact force, we use the procedure that calculates the cartilage penetration depth and the force in the patellar tendon simultaneously which are the main parameter for applying computational knee flexion-extension torque. Therefore, the new unloader brace applies computational knee flexion-extension torque, then it decreases the penetration depth by the novel brace to eliminate pain in knee osteoarthritis. We calculate the instantaneous center of rotation of the knee and design a new flexion hinge for tracking the desired instantaneous center of rotation reducing unwanted forces. The novel brace flexion hinge tracks the instantaneous center of rotation accurately. Moreover, the flexible cord is designed to apply extension torque. It concluded that the 36.25 Nm of the extension moment leads to 0.3 mm cartilage penetration depth reduction. The embedded mechanism applies knee extension moment by the flexible cord to support assistive extension moment with the maximum amount of 1375 N. Finally, by computing the magnitude of knee flexion-extension torque, we know the relation between compensated moment applied by the brace and tibiofemoral contact force reduction for the first time.

Keywords: Knee dynamics, Contact model, Cartilage penetration depth, unloader brace, Flexion extension moment

How to cite this article

Javanfar A, Bamdad M, Tourang S.A, Design Calculation of a Novel Medial Unloader Knee Brace. Modares Mechanical Engineering; 2026;26(03):205-218.

*Corresponding author's email: Amirhosein.javanfar@yahoo.com

*Corresponding ORCID ID: 0000-0003-1396-6317



Copyright© 2025, TMU Press. This open-access article is published under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License which permits Share (copy and redistribute the material in any medium or format) and Adapt (remix, transform, and build upon the material) under the Attribution-NonCommercial terms.



طراحی بیومکانیکی بریس نوین باربردار کمپارتمان داخلی زانو

امیرحسین جوانفر^{۱*}، مهدی بامداد^۲، سیده عطیه تورنگ^۱

^۱ گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

^۲ گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران

چکیده

بریس‌های باربردار کمپارتمان داخلی زانو معمولاً با هدف حذف درد در این ناحیه توسعه می‌یابند. به منظور پیشگیری از تماس استخوان - استخوان در مفصل زانو، برای اولین بار یک مکانیسم جدید مبتنی بر یک رویه بیومکانیکی نوآورانه برای باربرداری از زانو طراحی شده است. با توجه به تأثیر قابل توجه گشتاور فلکشن - اکستنشن زانو بر نیروی تماس تیبیوفمورال، در این پژوهش از رویه‌ای استفاده می‌شود که به طور هم‌زمان عمق نفوذ غضروف و نیروی تاندون کشک را محاسبه می‌کند که این دو پارامتر، عوامل اصلی در اعمال گشتاور فلکشن - اکستنشن زانو هستند. در نتیجه، بریس باربردار جدید با اعمال گشتاور فلکشن - اکستنشن زانو، موجب کاهش عمق نفوذ از طریق طراحی نوین بریس شده و به حذف درد در آرتروز زانو می‌پردازد. ما مرکز آنی دوران زانو را محاسبه کرده و یک مفصل فلکشن جدید برای ردیابی مرکز آنی دوران زانو طراحی نموده‌ایم تا نیروهای نامطلوب را کاهش دهد. مفصل فلکشن بریس به‌دقت مرکز آنی دوران را ردیابی می‌کند. علاوه بر این، یک کابل انعطاف‌پذیر برای اعمال گشتاور اکستنشن طراحی شده است. نتایج نشان می‌دهد که گشتاور اکستنشن ۳۶.۲۵ نیوتن‌متر منجر به کاهش ۰.۳ میلی‌متری عمق نفوذ غضروف می‌شود. مکانیسم تعبیه شده در بریس، گشتاور اکستنشن زانو را از طریق طناب انعطاف‌پذیر اعمال می‌کند که حداکثر نیروی کمکی معادل ۱۳۷۵ نیوتن را تأمین می‌نماید. در نهایت، با محاسبه میزان گشتاور فلکشن - اکستنشن زانو، برای اولین بار رابطه بین گشتاور جبرانی اعمال شده توسط بریس و کاهش نیروی تماس تیبیوفمورال مشخص گردید.

کلیدواژه‌ها: دینامیک زانو، مدل تماس، عمق نفوذ غضروف، بریس باربردار، گشتاور فلکشن - اکستنشن

اطلاعات مقاله

نوع مقاله

مقاله پژوهشی

تاریخچه مقاله

دریافت: ۱۴۰۴/۰۲/۲۳

بازنگری: ۱۴۰۴/۰۹/۰۷

پذیرش: ۱۴۰۴/۰۹/۲۴

ارائه آنلاین: ۱۴۰۴/۱۱/۲۵

نحوه ارجاع به این مقاله

جوانفر امیرحسین، بامداد مهدی، تورنگ عطیه، طراحی بیومکانیکی بریس نوین باربردار کمپارتمان داخلی زانو، مهندسی مکانیک مدرس. ۲۱۸ -

۱۴۰۴:۲۶(۰۳):۲۰۵

*پست الکترونیکی نویسنده عهده‌دار مکاتبات: Amirhosein.javanfar@yahoo.com

*شناسه ارکید نویسنده عهده‌دار مکاتبات: 0000-0003-1396-6317



Copyright© 2025, TMU Press. This open-access article is published under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License which permits Share (copy and redistribute the material in any medium or format) and Adapt (remix, transform, and build upon the material) under the Attribution-NonCommercial terms.

۱- مقدمه

بریس زانو می‌تواند، درد مفصل زانو را کاهش دهد، پیشرفت بیماری را کند نماید و در نتیجه با کاهش نیروهای تماسی زانو نیاز به تعویض مفصل را به تعویق بیندازد [۱]. این تأثیر در نواحی آسیب دیده با اعمال نیرو و گشتاورهای خارجی حاصل می‌شود تا در افزایش سطح راحتی کاربران و بازیابی حرکات زانو کمک کند [۲]. مطالعات انجام شده در درمان غیر تهاجمی برای آرتروز زانو (Osteoarthritis) شامل نتایج گوناگونی است [۳]، که ممکن است به دلیل تمرکز غالب بر کاهش گشتاور اداکشن (Adduction Moment) خارجی زانو باشد [۴-۵]. در بسیاری از مطالعات، گشتاور اداکشن زانو به عنوان معیاری جایگزین برای نیروی تماس داخلی (Medial Contact Force) در نظر گرفته می‌شود [۶-۸]. واتر و همکاران اشاره کرده‌اند، کاهش گشتاور اداکشن ممکن است برای کاهش بارهای کمپارتمان داخلی زانو کافی نباشد [۷]. در این راستا، توجه به گشتاور فلکشن-اکستنشن زانو نیز حائز اهمیت است؛ چرا که این گشتاور تأثیر قابل‌توجهی بر پیک اول نیروی تماس تیبیوفمورال دارد [۸]. بر همین اساس، مداخله در این گشتاور چه به صورت اکتیو [۹-۱۲] و چه به شکل شبه‌پسیو [۱۳-۱۴] می‌تواند به عنوان یک راهکار مؤثر در طراحی اسکلت‌های خارجی توانبخش مد نظر قرار گیرد.

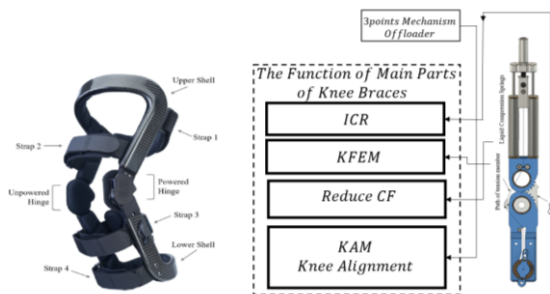
به طور قابل توجه الگوی راه رفتنی که با انحراف (Medial Thrust) همراه است، مستعد افزایش گشتاور فلکشن-اکستنشن زانو می‌باشد، که این امر ممکن است اثر کمک کننده کاهش گشتاور اداکشن زانو را تضعیف کند [۱۵]. به‌ندرت مشاهده شده که بریس هر دو گشتاور اداکشن خارجی زانو و گشتاور فلکشن - اکستنشن زانو را به طور هم‌زمان اعمال کند. بریس توسعه‌یافته و الهام‌بخش لوبیتیشن (فناوری اسپرینگ، هلیفاکس، کانادا) نه‌تنها برای پشتیبانی از نقش چهار سر ران طراحی شده است، بلکه برای باربرداری سه‌نقطه فشار نیز تجهیز شده است [۱۵]. باین‌حال در شرایطی که مفصل زانو بیشترین میزان خم‌شدگی را دارد، این بریس حدوداً ۱۱ نیوتن متر گشتاور اداکشن اعمال می‌کند [۱۵]. این می‌تواند بر تماس پاشنه پا با زمین (Toe Clearance) و فعالیت عضلات (Muscle Co-Constrictions) تأثیری منفی داشته باشد؛ بنابراین فرایند طراحی شده در مطالعه [۸] از طریق یک نمونه اولیه شبه پسیو (Quasi-Passive Prototype) توسعه داده شده است. این فرایند بدون اینکه تأثیری بر فاز سوئینگ (Swing Phase) داشته باشد، موجب کاهش پیک اول نیروی تماسی می‌شود. مطالعات [۸، ۱۵-۱۶] متمرکز بر محاسبات مربوط به گشتاورهایی هستند که با در نظر گرفتن رفتار طبیعی زانو در چرخه گام‌برداری به کار گرفته شده‌اند، تا با روی زانو را به طور تطبیقی کاهش دهند.

علاوه بر این، عموماً مفصل زانوی انسان به‌عنوان یک مفصل فلکشن (Flexion Hinge) با یک درجه آزادی در نظر گرفته می‌شود،

اما مرکز آنی دوران (Center of Rotation) زانو مانند یک مفصل چندمرکزی حرکت می‌کند. در نتیجه در صورت اتصال بریس با یک مفصل یک درجه آزادی روی مفصل چندمرکزی زانوی انسان، یک حرکت لغزشی نسبی به نام پیستونینگ بین دستگاه بریس و پای بیمار ایجاد می‌شود [۱۷]. پیستونینگ منجر به حرکات لغزشی و ایجاد نیروهای باقی‌مانده روی ساق پا می‌شود. به دلیل این حرکت لغزشی، بیماران با ناراحتی روبرو می‌شوند و نیروهای سفت کننده بریس و پا که توسط کش‌ها برای مقابله با حرکات لغزشی سطوح مفاصل اعمال می‌شوند، سبب ایجاد درد برای بیمار می‌شوند. این پدیده را می‌توان با یک مفصل تطبیقی که حرکت زانو را تقلید می‌کند تا حد زیادی از بین برد [۱۸]. معمولاً مفاصل زانوی چندمرکزی (Polycentric Knee Joints)، به کمک چرخ‌کننده یا مکانیزم بادامک، برای تقلید مرکز آنی دوران طراحی می‌شوند [۱۸-۱۹]. درحالی‌که بیشتر مکانیزم‌های باربردار از این موضوع غافل هستند، مطالعات اخیر تا حدودی به شکل مؤثرتر به آن پرداختند [۲۰-۲۱]. مطالعه [۲۰] به طراحی یک مکانیزم تطبیقی زانو با مرکز دوران متغیر پرداخته است، این مکانیزم که به کمک مکانیزم بادامک دویل حرکات بیومیمتیک تولید می‌کند، برای کمک به توان‌بخشی بیماران دارای اختلال در حرکات مفصل زانو با ریسک کمتر مناسب است. مطالعه [۲۱] با توجه به یک مدل بیومکانیکی به طراحی ارتز قابل‌تنظیم زاویه واروس پرداخته است، تا نیروهای داخلی و خارجی برای مفصل زانو را به شکل مؤثرتر و تطبیقی با زانوی هر فرد اصلاح کند.

اگر بیمار از ارتز استفاده کند، به‌منظور محاسبه پارامترهای مکانیکی زانو و ارتقای عملکرد ارتز، مدل‌های دقیق‌تر زانو [۲۲] که برای تحلیل تماس غضروف [۲۳-۲۴]، مشخص کردن موقعیت تماس و نیروهای رباط و تاندون [۲۵] به کار می‌روند، ضروری است. به همین جهت در مطالعات اخیر [۲۵-۲۶] با موضوع طراحی بریس زانو، شبیه‌سازی دقیق حرکت زانو به کمک داده‌های آزمایشگاه آنالیز حرکت و تصاویر ام‌آر‌آی زانو انجام شده است. از این رو، مدل ارائه شده در مطالعه [۲۴] کمک می‌کند که برای اولین بار در مطالعه‌ی حاضر، رابطه‌ای بین گشتاور جبرانی اعمال شده توسط بریس و کاهش نیروی تماس مفصل تیبیوفمورال (Tibiofemoral) بر اساس عمق نفوذ غضروف ارائه شود. در ادامه، گشتاور فلکشن - اکستنشن بریس برای کاهش نیروی تماس مفصل تیبیوفمورال محاسبه می‌شود. بر اساس رابطه جدید ارائه شده در این مطالعه، واضح است که چه مقدار از نیروی تماس با اعمال شدن گشتاور فلکشن - اکستنشن کاهش می‌یابد. به‌علاوه، طراحی بریس نوین با استفاده از لولای دویل (Double-Hinge) کمک می‌کند، با هدف مقابله با دوران غیرضروری از زاویه اداکشن به اداکشن (Abduction) زانو، از بروز بارگذاری بیش از حد کمپارتمان جانبی هنگام باربرداری کمپارتمان داخلی جلوگیری شود [۲۷]. مطالعات [۲۰-۲۱] اگرچه از مدل‌هایی از زانو استفاده کردند، تا گشتاور لازم برای تقسیم نیرو در

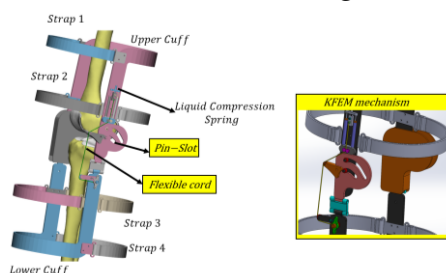
مفصل زانو (ICR)، حرکت آن را کنترل کرده و با تثبیت مفاصل لگن و مچ پا، راستای کلی اندام تحتانی را اصلاح می‌کند (Correct the Knee Alignment). در نتیجه، این اقدامات به طور همزمان گشتاور اداکشن زانو (KAM) را که عامل اصلی فشار بر کمپارتمان داخلی در آرتروز است، کاهش داده و نیروی فشاری (CF) وارد بر غضروف را کم می‌کند. در مجموع، این ویژگی‌ها باعث کاهش درد، افزایش پایداری و به تاخیر انداختن پیشرفت آرتروز می‌شود. گشتاور فلکشن - اکستنشن (KFEM) یکی دیگر از پارامترهای مهم در عملکرد بریس زانومی‌باشد. گشتاور اکستنشن در مقابل گشتاور فلکشن، از فشار بیش از حد روی زانو در حالت‌های خم شده جلوگیری می‌کند. این موارد و عملکرد هر قسمت از بریس در شکل ۱ نشان داده شده است. در بریس لویتیشن کاهش KAM توسط مکانیزم سه نقطه فشار و اعمال گشتاور اکستنشن توسط عضو کششی انجام می‌شود. همچنین مکانیزم بادامک برای ردیابی مرکز دروان طراحی شده است.



شکل ۱ بریس لویتیشن زانو با به‌کارگیری یک مکانیزم سه‌نقطه‌ای دقیق، نیروهای فشاری (CF) را کاهش می‌دهد

Fig.1 The Levitation Knee Brace utilizes a precise 3-point mechanism to reduce compressive forces (CF).

شکل (۲) طرح کلی بریس نوین زانو را نشان می‌دهد. در اینجا طرح بیومکانیکی مطالعه‌ی حاضر با الهام از بریس لویتیشن که یکی از بهترین بریس‌های باربردار زانو است، نشان داده شده است. بریس پیشنهاد شده، به کمک مکانیزم پین - اسلات و کابل انعطاف پذیر توانایی اعمال گشتاور فلکشن - اکستنشن را دارد. با افزودن یک کابل انعطاف پذیر برای اعمال گشتاور فلکشن - اکستنشن، پتانسیل بریس در باربرداری ارتقا داده شد. شماتیک این سیستم قابل استفاده در انواع بریس‌ها در شکل (۲) قابل مشاهده است.



شکل ۲ شماتیک بریس طراحی شده به همراه مکانیزم KFEM که شامل مجموعه پین-شیار و یک طناب انعطاف‌پذیر می‌باشد.

سطح تماس تیبیا فمور را اعمال کنند، اما پارامتر مهمی چون عمق نفوذ در بهبود درد در بیماران آرتروزی را در نظر نمی‌گیرند. مطالعه‌ی [۲۱] با اعمال چهار نقطه فشار و رابطه‌ای در صفحه فرونتال برای گشتاور اداکشن، نیروهای وارد بر کمپارتمان‌های داخلی و جانبی را تقسیم می‌کند، اما از اعمال گشتاور فلکشن بر خلاف مطالعه‌ی [۱۵] صرف‌نظر می‌کند. این در حالی است که مطالعه‌ی حاضر به شکلی محاسباتی به تأثیر گشتاور فلکشن پرداخته است. در عین حال بر اساس مطالعه‌ی اخیر ما [۲۸] بریس با استفاده از مکانیزم مفصل دابل این قابلیت را دارد که زاویه اداکشن را کنترل کند. مسئله‌ی مهم دیگر موضوع تطابق مرکز دوران بریس و زانو است که مطالعات [۲۰، ۲۶] به آن پرداخته‌اند که این موضوع در مطالعه‌ی حاضر با کمک مدل‌های سه‌بعدی زانو مستخرج از ابرنقاط، تصاویر ام‌آرآی و تعریف حرکت بر اساس داده‌های آزمایشگاه آنالیز حرکت با شبیه‌سازی حرکت زمانی که به بریس متصل است، انجام شده و مکانیزم پین - شیار برای ردیابی مرکز دوران مفصل زانو پیشنهاد شده است. در مقابل مطالعات [۲۰، ۲۶] اگرچه به موضوع تطبیق مرکز دروان پرداخته‌اند، اما میزان گشتاور و نیروی بریس، متناسب با آسیب زانو برای هر شخص را پیشنهاد نمی‌دهند.

به دلیل عدم وجود روابط میان عمق نفوذ غضروف (Penetration Depth) و گشتاور اکستنشن، تا به حال مطالعه‌ای برای به‌کارگیری گشتاور اکستنشن در حذف درد به‌صورت محاسباتی وجود نداشته است. این روش نوآورانه می‌تواند، عمق نفوذ غضروف را محاسبه کند و بریس نوین را به طور اختصاصی از بریس‌های کنونی متمایز کند. مهم‌ترین ویژگی که باعث این تمایز می‌شود، اعمال کردن گشتاور فلکشن - اکستنشن زانو به‌صورت محاسباتی و به‌منظور جلوگیری از عبور عمق نفوذ از آستانه بحرانی می‌باشد. این سیستم دینامیکی باربردار پیشنهاد شده برای بریس قادر به غلبه بر چالش‌های ذکر شده می‌باشد. مهم‌ترین دستاوردهای این مطالعه عبارت‌اند از:

- ۱) ارائه رابطه‌ای بین گشتاور جبرانی اکستنشن اعمال شده توسط بریس و کاهش عمق نفوذ غضروف تیبیوفمورال برای اولین بار
- ۲) طراحی و ارزیابی عملکرد مفصل نوین بریس زانو که با اعمال گشتاور فلکشن - اکستنشن و در نظر گرفتن مسیر مرکز آبی دروان از عبور عمق نفوذ از آستانه بحرانی جلوگیری می‌کند.

۲- طراحی بیومکانیکی

هدف اصلی دستگاه‌های کمکی، تغییر مکانیک مفصل زانو است تا فشارهای آسیب‌زا در نواحی خاصی از مفصل کاهش یابد [29]. بریس لویتیشن زانو با بهره‌گیری از یک چارچوب و مکانیزم مهندسی شده، عملکرد زانو را به طور اساسی بهبود می‌بخشد [۱۵]. مکانیزم اصلی آن، مکانیزم سه‌نقطه فشار است که با ایجاد نیروهای کنترل‌شده در نقاط استراتژیک بالا و پایین زانو، یک گشتاور تصحیح‌کننده اعمال می‌کند. این بریس با شبیه‌سازی مرکز آبی

است. یافته‌های کلیدی مطالعه [۷] نشان می‌دهد، که صرفاً اعمال گشتاور ابداع‌شده، ضمانتی برای کاهش نیروی تماسی در ناحیه میانی (مدیال) زانو در حین راه رفتن نیست. براین اساس، هدف اصلی این مطالعه، بررسی تأثیر گشتاور فلکشن - اکستنشن بر عمق نفوذ به غضروف زانو به عنوان یک پارامتر بیومکانیکی کلیدی تعریف شده است. اگرچه طراحی بریس با مکانیزم‌های الحاقی خود، امکان اعمال هم‌زمان هر دو گشتاور را فراهم می‌کند، اما تمرکز این مقاله به طور خاص بر ارزیابی اثرات گشتاور فلکشن - اکستنشن است. نتایج این پژوهش، بنیانی ضروری را برای مطالعات آتی فراهم خواهد آورد تا بتوان با تلفیق یافته‌های آن با داده‌های حاصل از پژوهش‌های مربوط به گشتاور ابداع‌شده - ابداع‌شده [۲۸]، تأثیر هم‌زمان و ترکیبی این دو گشتاور بر مکانیک مفصل زانو را مورد بررسی قرار داد.

بنابراین، طرح بریس پیشنهادی می‌تواند ایمنی تعادل را به شکل قابل‌توجهی افزایش دهد و موجب کاهش درد در بیماران آرتروزی شود. در این مطالعه اثباتی طراحی مفهومی، بریس متصل به زانو در طی چرخه راه رفتن شبیه‌سازی شده است. اجزای تشکیل‌دهنده بریس بادقت بالا طراحی شده‌اند و عملکرد آنها نیز در محیط نرم‌افزاری سالدورک (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) از طریق تحلیل‌های حرکتی مورد ارزیابی قرار گرفته است. جدول ۱ مزایای بریس پیشنهادی را در مقایسه با مطالعه [۱۵] نشان می‌دهد. برای بریس مقایسه شده در مطالعه [۱۵] مقدار گشتاور فلکشن - اکستنشن بر اساس عمق نفوذ غضروف و تماس استخوان - استخوان به صورت محاسباتی بررسی نشده است. مدل پیشنهادی زانو با ارائه یک فرایند باربرداری به کمک ایجاد ارتباط بین گشتاور فلکشن - اکستنشن و بار مفصلی بر پایه مدل زانوی مطالعه [30] از تماس استخوان - استخوان جلوگیری می‌کند.

جدول ۱ مقایسه طراحی بریس حاضر با بریس لویتیشن توسعه‌یافته توسط بوداریک [15]

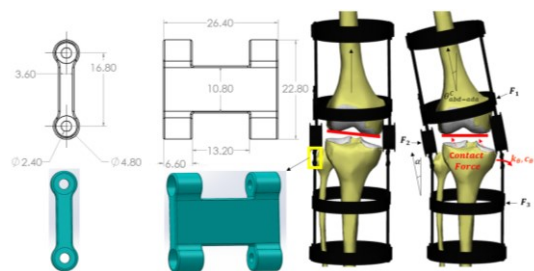
Table 1 Comparison between our brace design and developed levitation brace by Budarick [15]

Study	Exoskeleton	Knee model	Apply flexion moment	Contact consideration in design	DOF in KAAA	Gliding motion consideration in design	ICR analysis	Gait analysis
Budarick (2020) [15]	Knee Brace	Rigid Hinge	✓	×	×	×	×	×
Present study	Knee Brace	Compliant knee model	✓	✓	✓	✓	✓	✓

مطالعاتی با استفاده از مکانیزم چهار میله‌ای [۳۲-۳۳]، دو مکانیزم شش میله‌ای یک درجه آزادی [۳۴] و مکانیزم اتصال پنج میله‌ای با چرخ‌دنده [۳۵] برای ردیابی مرکز آنی دوران وجود دارند، که البته ساخت مکانیزم‌های پیشنهادی آن‌ها ساده نیست. ضمناً این مکانیزم‌ها نیروهای اینرسی و گشتاور خمشی کنترل نشده تولید می‌کنند. از این رو از نظر عملکرد قابل اعتماد نیستند. با این حال مکانیزم مطالعه حاضر، نیروی باربردار را بدون نیروی اینرسی و

Fig. ۲ Schematic of the designed brace, featuring a KFEM mechanism that incorporates a pin-slot assembly and a flexible cord.

مکانیزم لولای دوبل تعبیه شده، به گونه‌ای طراحی شده است که نیروی عکس‌العمل مفصل را در صفحه فرونتال (Frontal Plane) روی سطح صفحه تیبیا (Tibia Surface) مطابق شکل (۳) توزیع می‌کند. در حین راه رفتن انتظار می‌رود که زانو تا ۴ درجه حرکت ابداع‌شده و همچنین تا ۴ درجه حرکت ابداع‌شده را تجربه کند [۳۱] لولای طراحی شده می‌تواند این درجات آزادی را در مفصل زانو اصلاح کند؛ در حالی که بریس‌های موجود [۱۵] معمولاً درجه آزادی در صفحه فرونتال ندارند. مکانیزم لولای دوبل تعبیه شده شامل دمپرهای دورانی و توقف‌های سخت مکانیکی، به بریس افزوده می‌شود، تا کنترل زاویه ابداع‌شده - ابداع‌شده را امکان‌پذیر کند. هرچه زاویه ابداع‌شده (زانوی پرانتزی) یا ابداع‌شده (زانوی ضربدری) بیشتر باشد، نیروی تماسی در یک سمت مفصل زانو به‌طور غیرطبیعی افزایش یافته و خطر آرتروز در آن ناحیه به شدت بالا می‌رود. مکانیزم کنترل، یک عنصر کلیدی در بریس برای اصلاح زاویه ابداع‌شده - ابداع‌شده زانو (KAAA) است، که به طور کامل در مطالعه [28] توضیح داده شده است.



شکل ۳ شماتیک بریس متصل‌شده به مفصل تیبیا - فمور و لولاهای دوبل به همراه جزئیات) خط قرمز تغییرات زاویه KAAA را نشان می‌دهد، α زاویه لولای دوبل، $\theta_{abd-ada}^C$ نمایانگر زاویه جدایش است [27].

Fig. ۳ Schematic of attached brace to tibia-femur joint and double hinges by detail (red line shows altering KAAA, α : double-hinge angle, $\theta_{abd-ada}^C$ is the separation angle) [27]

طرح پیشنهادی بریس نه تنها از اعمال گشتاور فلکشن - اکستنشن (از طریق مفصل فلکشن بریس) و نیروی عکس‌العمل (از طریق یک فنر فشرده مایع) به شیوه‌ای مشابه بریس لویتیشن پشتیبانی می‌کند، بلکه با بهره‌گیری از یک لولای فلکشن نوآورانه، امکان ردیابی مرکز آنی دوران (Instantaneous Center of Rotation) مفصل زانو را فراهم می‌سازد. قانون اصلی در این طراحی تطبیقی آن است که مفصل بریس می‌بایست در طول چرخه راه رفتن، مرکز آنی دوران زانو را دنبال کند؛ چرا که انحراف از این مسیر، منجر به ایجاد نیروهای نامطلوب در ساختار بریس می‌گردد. افزون بر این، طرح حاضر با الهام از مطالعه [۲۸] قابلیت اعمال یک گشتاور ابداع‌شده دینامیکی را برای اصلاح زاویه ابداع‌شده - ابداع‌شده در خود گنجانده

سیستم‌های دینامیکی چند عضوی (Multibody System Dynamic Attitude) استفاده شد. این مطالعه نخستین پژوهشی است که برای این موضوع معادله‌ای را با استفاده از روابط میان گشتاور فلکشن - اکستنشن و نیروی تماس کمپارتمان داخلی و δ بیان می‌کند. برای محاسبه نیروی تماس طبق مطالعه [37-36]، p_c نقطه‌ای است که بیشترین عمق نفوذ در شرایط هندسی تصادم را دارد که با رابطه زیر محاسبه می‌شود.

$$\begin{cases} \text{for } p_c \rightarrow n \parallel n' \parallel y, & t \parallel t' \parallel x \\ \text{for } p_c \rightarrow n \parallel n' \parallel d \end{cases} \quad (1)$$

که n, n' و t, t' بردارهای نرمال و مماس سطوح تیبیا - فمور است. به کمک رابطه‌ی بالا، δ در نقطه تماس تعیین می‌شود. برای محاسبه نیروی ویسکوالاستیک در تماس غضروف زانو گس [38] مدل هانت - کراسلی [39] را با موفقیت برای زانو به کار گرفت. بنابراین بر اساس مفهوم مدل‌سازی تماس دو لایه‌ای با ویژگی ویسکوالاستیک، این رابطه می‌تواند به صورت زیر بازنویسی شود [36]:

$$F_{TN} = \begin{cases} k_1 \delta^n + B_c(\delta) \delta & \text{if } \delta \leq h_{s1} \\ K_1 h_{s1}^n + K_2 (\delta - h_{s1})^n + B_c(\delta) \delta & \text{if } \delta > h_{s1} \end{cases} \quad (2)$$

که k_1 و k_2 مقدار سفتی کلی برای لایه اول (غضروف) و لایه دوم (استخوان) هستند. $B_c(\delta)$ پارامتری برای تعریف ویسکوزیته‌ی تماس بین غضروف‌های مفصلی تیبیوفمورال می‌باشد. δ ضخامت غضروف در آرتروز زانو، h_{s1} عمق نفوذ بحرانی می‌باشد.

۳-۲ نیروی مفصلی در سیکل گام‌برداری

مطالعه روی آناتومی مفاصل انسان در طراحی مکانیزم‌های کمکی امری ضروری است، که در مطالعات بسیاری پیشنهاد شده است [۴۰]. بارگذاری دینامیکی با محاسبه نیروهای اسکلتی - عضلانی در سیکل گام‌برداری می‌تواند به فرایندهای درمانی باربرداری مفصل کمک کند. در این مطالعه از شبیه‌سازی در اپن سیم (Sim Open TK, V.3.3) برای ترکیب با یک مدل مناسب دینامیکی تماس همان‌طور که در شکل (۵) نشان داده شده، استفاده شده است. تحلیل حاضر مبتنی بر یک چارچوب چندمرحله‌ای است که در شکل ۵ به صورت شماتیک نشان داده شده است. این فرایند با استخراج پارامترهای سینماتیک و کینتیک ضروری از نرم‌افزار OpenSim آغاز می‌شود. پارامترهای کلیدی استخراج شده شامل زاویه فلکشن - اکستنشن زانو، جابه‌جایی قدامی - خلفی (AP) فمور و نیروی عکس‌العمل مفصل زانو در طول یک سیکل کامل راه‌رفتن (گیت) می‌باشد.

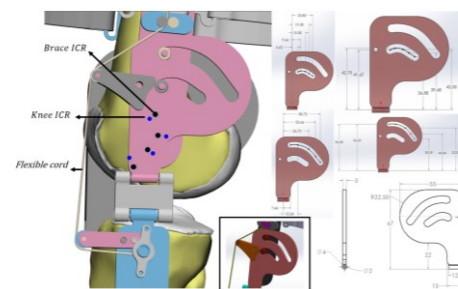
این داده‌های که خروجی مستقیم شبیه‌سازی در OpenSim هستند، به‌عنوان ورودی‌های اصلی به یک مدل تحلیلی نوآورانه و دوبعدی از زانو اعمال می‌شوند. هدف از این مدل، محاسبه دقیق نیروی تماس بین سطوح مفصلی و همچنین عمق نفوذ این تماس در شرایط مختلف است.

در گام نهایی و با هدف طراحی یک بریس باربردار هوشمند، از خروجی‌های مدل زانو (نیرو و عمق نفوذ) استفاده می‌شود. بر این

گشتاور فلکشن کلی فراهم می‌کند، زیرا نیروی تماس شیار - پین در امتداد مرکز آنی دوران منتقل می‌شود.

یکی از اهداف اصلی مطالعه حاضر، شبیه‌سازی حرکت سه‌بعدی زانو با توجه به استفاده از داده‌های مطالعه [۳۱] برای استخراج مرکز آنی دوران زانو و طراحی مفصل است. بر این اساس ابتدا، هندسه زانو استخراج می‌شود. دوم، حرکت طبیعی زانو با توجه به محورهای تعریف شده شبیه‌سازی می‌شود. سوم، به کمک برنامه‌های گرافیکی کامپیوتری (سالیدورک) حرکات مفصل با سعی و خطا بررسی می‌شوند تا منحنی شیار تعریف شده، حرکت پین را با بهترین تطابق تولید کند (در طراحی جدید حرکت توسط یک پین در شیار تعریف شده است).

بدین ترتیب تابع شکل شیار استخراج می‌شود. بدنه شامل شیار است که توسط مفصل دابل به کاف پایین متصل می‌شود. برنامه گرافیکی کامپیوتری به ما کمک می‌کند، تا نقاط تعیین شده را استخراج کنیم و منحنی شیار جهت ردیابی مرکز آنی دوران زانو را متناسب با آن طراحی کنیم. علاوه بر آن بریس با استفاده از فنرهایی که نیروی کششی به کابل انعطاف‌پذیر عبوری از عضو متصل به شیار - پین وارد می‌کنند، گشتاور اکستنشن زانو را تأمین می‌کند، تا کاف بالایی بریس را نسبت به کاف پایینی بچرخاند.



شکل ۴ شماتیک مرکز آنی دوران (ICR) زانو و مرکز آنی دوران کاف تحتانی بریس در طی چرخه راه رفتن و تعریف شکل شیار با نقاط تعیین شده توسط برنامه گرافیکی رایانه‌ای

Fig.4 Schematic of knee ICR and brace lower cuff ICR during gait cycle and the slot shape definition with determined points by computer graphics program

۳-۳ مدل دینامیکی

۱-۳ مدل تماس زانو

یکی از فرایندهای بسیار ضروری در طراحی بریس برای آرتروز زانو، بررسی روابط مکانیکی میان پارامترها، به‌ویژه گشتاور فلکشن - اکستنشن زانو و نیروی تماس می‌باشد. در نتیجه، شناسایی پارامترهای مؤثر در نیروی تماس کمپارتمان داخلی زانو، می‌تواند منجر به یافتن راهبردهای درمانی مؤثرتری برای درمان یا کاهش علائم بیماری شود.

پارامتر عمق نفوذ (δ) در نظر گرفته شد برای ایجاد رابطه‌ای که بتواند با ایجاد ارتباط ریاضیاتی بین گشتاور فلکشن - اکستنشن زانو و بارگذاری در کمپارتمان داخلی موجب کاهش نیروی درونی زانو به شکلی محاسباتی شود. از این رو برای به دست آوردن پارامترهای مکانیکی زانو از معادلات حرکت بر اساس رویکرد

شکل ۶ تحلیل نیروی عکس‌العمل مفصلی (JRF) (الف) تحلیل اپن‌سیم (ب) زاویه فلکشن زانو (ج) نیروی عکس‌العمل مفصلی کل و کمپارتمان داخلی (Medial JRF)

Fig. 6 Joint reaction force (JRF) analysis (a) OpenSim analysis (b) knee flexion angle (c) Total and medial joint reaction force (Medial JRF)

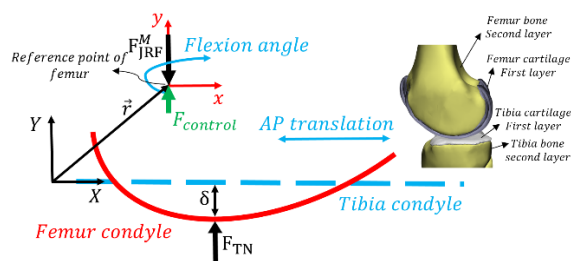
۳-۳ معادلات حرکت نقطه مرجع فمور

در مطالعات [۲۴، ۳۶] نویسندگان اثبات می‌کنند که با کنترل مدل پیشنهادی زانو در صفحه‌ی ساجیتال، نیرو می‌تواند در نقطه مرجع فمور اعمال شود، تا به این ترتیب میزان نیروی تماسی و عمق نفوذ برای حالت‌های مختلف ضخامت غضروف استخراج شود. این اطلاعات مستخرج از مطالعه‌ی [24] اساس محاسبات گشتاور فلکشن - اکستنشن در مطالعه‌ی حاضر است.

در مطالعه حاضر، حرکت در صفحه ساجیتال با مختصات (X, Y) تعریف شده است. در شکل (۷)، پارامترهای مورد نیاز تشکیل معادله‌ی حرکت به همراه لایه‌های تماسی تعریف شده، به نمایش درآمده است. پس از استفاده از معادلات (۲-۱)، معادله‌ی حرکت مفصل تیبیوفمورال را می‌توان بر اساس قانون دوم نیوتن نوشت [24]:

$$M\ddot{Y} = F_{JRF}^M + F_{TN} \quad (3)$$

که در آن M جرم استخوان ران است درحالی‌که $\ddot{Y}$ نشان دهنده بردار شتاب انتقالی نقطه مرجع فمور، F_{JRF}^M نیروهای خارجی و F_{TN} کل نیروی تماس نرمال است. با استفاده از معادلات بالا، مدل سازی دینامیک مستقیم برای استخوان ران ارائه شده است، تا آزادانه با سه درجه‌ی آزادی، حرکت انتقالی و دورانی داشته باشد. با این حال، دو درجه آزادی سیستم به عنوان زاویه خمش - کشش و حرکت قدامی - خلفی به هم مرتبط شده اند، که به کمک آنالیز سینماتیک معکوس اپن سیم (زاویه خمش) و ام آر آی دینامیکی زانو (حرکت قدامی-خلفی) تعریف شده اند [۳۱]. شکل (۷) یک مدل دو بعدی از زانو با استخوان ران متحرک و ساق ثابت را، با مدل سازی دو بعدی، در صفحه ساجیتال نشان می‌دهد.

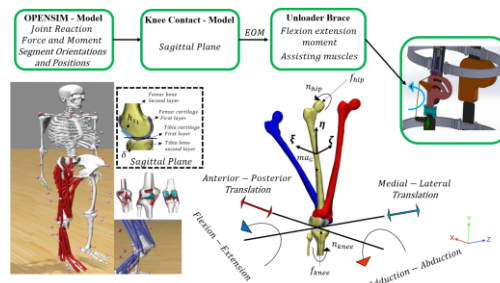


شکل ۷ مدل صفحه‌ای زانو

Fig. ۷ Planar knee model

در مطالعه حاضر با فرض مدل سازی معین با استفاده از مفاهیم کنترل بر اساس مدل زانوی پیشنهادی، نیرویی در نقطه مرجع فمور اعمال می‌شود؛ لذا تعیین نیروی باربردار استخراج شده از

اساس، میزان یک گشتاور فلکشن/اکستنشن جبرانی محاسبه می‌گردد. در نهایت، با به‌کارگیری مکانیزم ارائه شده برای بریس، مقدار نیروی کششی مورد نیاز در کابل بریس برای ایجاد گشتاور محاسبه شده، تعیین می‌شود. این زنجیره محاسباتی به‌طور کامل در شکل ۵ نمایش داده شده است.

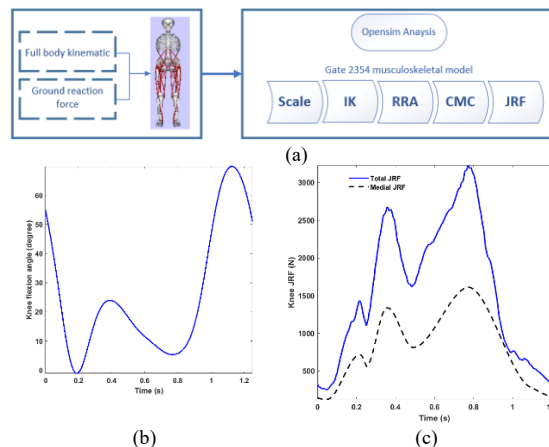


شکل ۵ روند نمای مدل توسعه‌یافته

Fig. 5 Workflow of the model developed

برای اصلاح عمق نفوذ، مدل سازی دینامیک مستقیم ارائه شده برای فمور، دارای ۳ درجه آزادی حرکتی انتقالی و دورانی می‌باشد که منجر به تشکیل یک سیستم دینامیکی می‌شود. جزئیات مدل در شکل ۵ ارائه شده است.

با این حال دو درجه آزادی سیستم شامل زاویه فلکشن - اکستنشن و جابه‌جایی قدامی خلفی (Anterior-Posterior) مقید شده‌اند. ورودی‌های مدل تماسی زانو عبارت‌اند از: جابه‌جایی قدامی خلفی، زاویه فلکشن - اکستنشن (θ_f)، نیروی خالص عکس‌العمل مفصل (JRF)، نیروی عکس‌العمل مفصل در کمپارتمان داخلی (F_{JRF}^M) و گشتاور (n_{knee}). تمام گشتاورها و نیروهای خارجی اعمال شده بر زانو از تحلیل در نرم افزار اپن سیم به دست آمده‌اند. شکل (۶) مراحل مختلفی را نشان می‌دهد؛ که برای محاسبه نیروهای عکس‌العمل زانو انجام می‌شود. این مراحل به ترتیبی که در شکل آمده است، شامل مقیاس بندی مدل کلی (Scale)، سینماتیک معکوس (IK)، دینامیک معکوس (ID)، الگوریتم کاهش باقیمانده (RRA)، کنترل عضلات محاسبه شده (CMC) و نیروی واکنش مفصل (JRF) می‌شود.



(b)

(c)

$$F_s = F_p \times \sin\beta - F_{et} \times \cos\delta_1 - F_{ef} \times \cos\delta_2 - mg \times \cos\delta_3 = 0 \quad (11)$$

که در آن δ_1 ، δ_2 و δ_3 زوایا نسبت به سطح تیپیا هستند. برای باربرداری مفصل تیپیوفمورال، بریس جدید با استفاده از گشتاور فلکشن - اکستنشن، F_p را مطابق معادله زیر کاهش می‌دهد. بنابراین، معادله (۱۰) را، می‌توان به صورت زیر بازنویسی کرد:

$$F_{ct} = \left(\frac{M - T_{fbrace}}{dp} \right) \times \cos\beta + F_{et} \times \sin\delta_1 + F_{ef} \times \sin\delta_2 - mg \times \sin\delta_3 = 0 \quad (12)$$

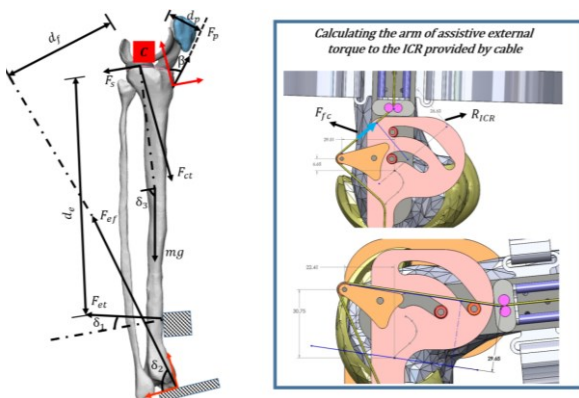
با توجه به معادله (۸)، نیروی باربردار ($F_{unloaded}$) از بررسی زانوی آرتروزی در طول چرخه راه رفتن بر اساس مطالعه [۳۶] محاسبه می‌شود و گشتاور بیرونی (T_{fbrace}) باید توسط کابل کششی اعمال شود:

$$T_{fbrace} = \frac{F_{unloaded} \times dp}{\cos\beta} \quad (13)$$

T_{fbrace} گشتاور خارجی کمکی حول مرکز آنی دوران زانو است، که توسط کابل کششی تعبیه‌شده در بریس جدید، برای کاهش نیروی کمکی تاندون کشکک، اعمال می‌شود و می‌توان آن را به صورت زیر بازنویسی کرد:

$$T_{fbrace} = F_{fc} \times R_{ICR} \quad (14)$$

که F_{fc} نیروی کشش کابل انعطاف پذیر و R_{ICR} بازوی گشتاوری نیروی کششی است. در نهایت، برای اولین بار با محاسبه مقدار گشتاور فلکشن-اکستنشن زانو، رابطه‌ای ریاضیاتی بین گشتاور مورد نیاز اعمالی توسط بریس و نیروی باربردار، ارائه شده است.



شکل ۸ نمودار آزاد ساق پا و بریس. مقادیر نیروی تاندون کشکک (F_p)، نیروی برشی تیپیوفمورال (F_s) و نیروی فشاری (F_{ct}) در صورت تعیین مقادیر نیروهای خارجی (mg و F_{et} ، F_{ef})، زوایای آنها نسبت به صفحه تیپیبال (δ_1 ، δ_2 و δ_3) و بازوهای گشتاور آنها (d_e ، d_f و d_m) قابل محاسبه هستند (معادلات (۷-۱۲))

Fig. 8 Free body diagram of lower leg and brace. The magnitudes of the patellar tendon force (F_p), tibiofemoral shear (F_s) and compressive force (F_{ct}) can be calculated (see equations above) if the external forces (F_{et} , F_{ef} and mg), their angles in relation to the tibial plateau (δ_1 , δ_2 and δ_3) and their moment arms (d_e , d_f , d_m) have been determined

یک روش کنترلی، با کنترل حرکت نقطه مرجع در جهت Y و اجتناب از آستانه بحرانی عمق نفوذ غضروف مفصل تیپیا - فمور h_{s1} ، دنبال می‌شود. در این روش کنترلی، از ایده اعمال دینامیک خطی مورد نظر، با حذف غیرخطی‌ها، با کنترل کننده سیستم غیرخطی، استفاده می‌شود. نیروی کنترلی فعال u که به نقطه مرجع فمور اعمال می‌شود؛ عبارت است از [24]:

$$u = -u_{nl} + v \quad (3)$$

که در آن u_{nl} عبارت مربوط به حذف غیرخطی‌ها و v جهت اعمال دینامیک خطی مطلوب را، می‌توان به صورت معادله (۴) نوشت [24]:

$$u_{nl} = F_{JRF}^M + F_{TN} \quad (4)$$

$$v = k_d \dot{e} + k_p e + M \ddot{Y}_d$$

بنابراین، خطای خطی و جدا شده، به صورت معادله (۵) نشان داده شده است [24]:

$$M \ddot{e} + k_d \dot{e} + k_p e = 0 \quad (5)$$

درحالی‌که k_p و k_d مقادیر مثبت هستند؛ e بردار خطای ردیابی است و می‌توان آن را به صورت معادله (۶) تعریف کرد [24]:

$$e = Y - Y_d \quad (6)$$

$$Y_d = Y_0 - P_{OA} \delta_H$$

درحالی‌که Y بردار حرکت انتقالی موردنظر را نشان می‌دهد؛ جابه‌جایی انتقالی موردنظر Y_0 و Y_d نشان دهنده موقعیت استخوان ران در حالت سالم، در طول چرخه گام‌برداری است. P_{OA} درصد آسیب و δ_H عمق نفوذ غضروف را در موارد سالم منعکس می‌کند.

۳-۴- بار برداری با استفاده از گشتاور فلکشن-اکستنشن

با توجه به شکل (۸) نقطه تماس تیپیوفمورال (C) به عنوان مبدأ برای محاسبه گشتاورها انتخاب شد. برای استخوان تیپیا در دیاگرام جسم آزاد و وضعیتی پایدار مطابق شکل (۵)، گشتاور (M) حول C را می‌توان به صورت معادله (۷) تعیین کرد [۳۰]:

$$M = d_e \times f_{et} + d_f \times f_{ef} + d_m \times mg \quad (7)$$

که در آن f_{et} و f_{ef} و mg نیروهای خارجی وارد بر استخوان ساق و d_e ، d_f و d_m بازوهای گشتاوری آن‌ها هستند. برای نیروی تاندون کشکک (F_p) در معادله (۸) داریم [30]:

$$F_p = \frac{M}{dp} \quad (8)$$

dp بازوی گشتاوری F_p است. همانطور که در شکل (۸) نشان داده شده است، معادله برداری را می‌توان، به صورت معادله (۹) نوشت [30]:

$$\vec{F}_p + \vec{F}_{ct} + \vec{F}_s + \vec{F}_{et} + \vec{F}_{ef} + \vec{mg} = 0 \quad (9)$$

معادله برداری (۹)، در جهت عمود (یا F_{ct}) به صورت معادله (۱۰) بازنویسی می‌شود [30]:

$$F_{ct} = F_p \times \cos\beta + F_{et} \times \sin\delta_1 + F_{ef} \times \sin\delta_2 - mg \times \sin\delta_3 = 0 \quad (10)$$

و همین‌طور در جهت مماسی (یا F_s)، به صورت معادله (۱۱) است [30]:

۴- یافته‌ها و تحلیل نتایج

در مطالعه حاضر از روش بیومکانیکی پیشنهادی با توجه به نیروی تماس و عمق نفوذ غضروف استفاده و نیروی باربردار مفصلی برای فردی با ۷۵٪ آرتروز کمپارتمان داخلی زانو محاسبه شد. شکل (۹) روند نمای محاسبات و چگونگی بهره‌گیری از نرم‌افزارها و مدل‌های مربوطه را نشان می‌دهد.

به منظور دستیابی به اهداف پژوهش، از یک چارچوب مدل‌سازی یکپارچه با بهره‌گیری از چندین نرم‌افزار تخصصی استفاده شد که ارتباط مفهومی بین آنها در شکل (۹) نمایش داده شده است. در گام اول، از نرم‌افزار OpenSim به منظور استخراج پارامترهای بیومکانیکی ضروری، شامل نیروی عکس‌العمل مفصل زانو، زوایای فلکشن/اکستنشن و جابه‌جایی قدامی - خلفی (Anteroposterior) فمور در طول یک سیکل راه‌رفتن استفاده گردید. در مرحله بعد، هندسه سطوح تماس مفصلی تیبیا - فمور، که در مطالعه قبلی [36] به تفصیل تشریح شده بود، در نرم‌افزار Mimics بازسازی و برای تعریف دقیق هندسه تماس آماده شد. به این ترتیب پس از استخراج مدل سه‌بعدی از میمیکس، با نرم‌افزار تری‌متیک مختصات دقیق نقاطی که سطوح درگیر را تعریف می‌کنند، استخراج شد. لازم به ذکر است، تصاویر ام آر آی از سیستم ام آر آی بالینی ۳/۰ تسلا تهیه شده است. سطوح درگیر با الهام از مکان نقاط تماس گزارش شده، از تصاویر سی تی در [41] بدست آمده است. سپس استخراج معادله‌ی سطح و باقی مراحل تحلیل در نرم‌افزار متلب ادامه می‌یابد [36]. داده‌های استخراج شده از OpenSim همراه با هندسه تعریف شده در Mimics، به عنوان ورودی به یک مدل تحلیلی دینامیکی در نرم‌افزار MATLAB استفاده شدند. در محیط متلب، محاسبات مربوط به نیروهای تماسی، عمق نفوذ و در نهایت محاسبه مقدار گشتاور جبرانی فلکشن/اکستنشن و نیروی کششی مورد نیاز در کابل بریس انجام پذیرفت. به موازات این فرآیند، در نرم‌افزار SolidWorks یک مدل سه‌بعدی از بریس طراحی شد. یک جنبه حیاتی در این طراحی، محاسبه و تطبیق دقیق مرکز آنی دوران (Instantaneous Center of Rotation) مفصل زانو با مرکز آنی دوران مکانیزم بریس بود، تا از عملکرد مطمئن آن اطمینان حاصل شود. این رویکرد یکپارچه، امکان انتقال بی‌درنگ داده‌های بیومکانیکی به فرآیند طراحی مهندسی را فراهم ساخته است.

برای محاسبه نیرو، مقدار سفتی تماس تعمیم‌یافته، در تماس غضروف‌ها $\frac{N}{mm^{1.5}}$ در نظر گرفته شده است. ضریب میرایی به صورت ثابت $0 \frac{N.s}{mm}$ فرض شده است [39]. لازم به ذکر است؛ پارامترهای تماس از مشخصات مواد در تماس به دست می‌آید. برای مشخصات غضروف، ضریب پواسون ۰/۳۸، مدول یانگ ۲۴ مگاپاسکال و برای استخوان سالم ضریب پواسون ۰/۳۹ و مدول یانگ ۱۷۲۰۰ مگاپاسکال در نظر گرفته شده است [38]. ضمناً شبیه‌سازی برای یک سیکل گام برداری با گام زمانی $1 \times 10^{-12}s$ انجام شده است.

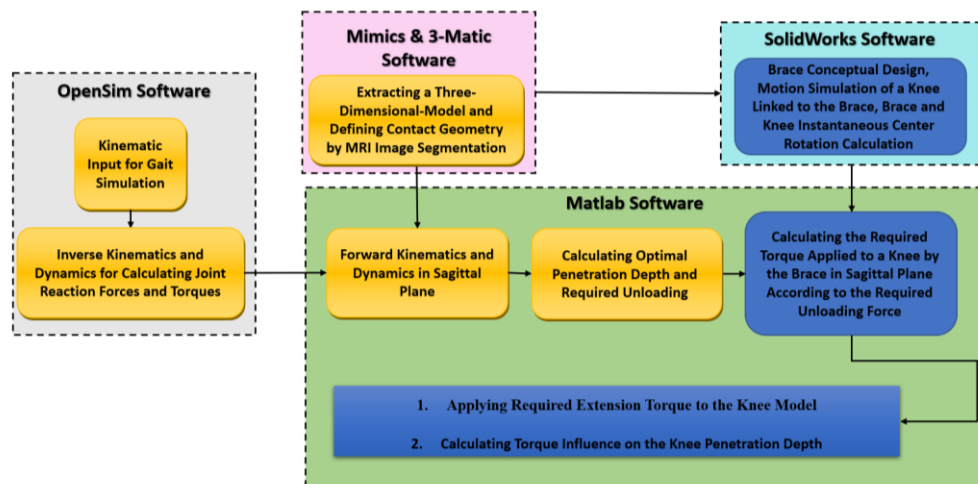
طبق محاسبات مطالعه [۳۶] میزان عمق نفوذ کمپارتمان داخلی برای آرتروز زانو با شدت ۷۵٪ در شکل (10) نشان داده شده است. برای ارزیابی عملکرد بریس بر آرتروز زانو، عمق نفوذ 0/52 میلی‌متر به عنوان آستانه بحرانی برای آرتروز ۷۵ درصد در نظر گرفته شد. سه سناریوی با اهداف سخت‌گیرانه‌تر (عمق نفوذ 0/47، 0/45 و 0/40 میلی‌متر) تعریف گردید. برای هر سناریو، میزان باربرداری لازم، گشتاور جبرانی و نیروی کششی کابل محاسبه شد. همچنین، تأثیر کاهش پیک دوم عمق نفوذ بر پیک دوم باربرداری، گشتاور جبرانی و نیروی کشش کابل در چرخه راه رفتن تحلیل و در جدول (۲) گزارش گردید. جدول ۲ کاهش نیروی تماس کمپارتمان داخلی را برای مقادیر مختلفی از گشتاور بریس که مقدار پیک آنها ۲۵/۱۸، ۳۶/۲۵ و ۵۷/۵۴ نیوتن متر است، نسبت به حالت بدون بریس (حالت نرمال) نشان می‌دهد. هر سه حالت از تماس استخوان - استخوان (Bone-Bone Contact) جلوگیری می‌کنند و حالت دوم با مقدار ۳۶/۲۵ نیوتن متر مقدار میانی برای گشتاور بریس را نشان می‌دهد. بر اساس نیروی باربردار در شکل (11)، مقدار گشتاور کمکی در شکل (12) برای هر سه حالت نشان داده شده است. شکل (13) نیروی عضو کششی در بریس جدید را برای سه حالت مختلف ارائه می‌دهد. همچنین نیروی موجود در تاندون کشکک Fp پس از اعمال گشتاور خارجی کمکی توسط عضو کششی کاهش می‌یابد.

به عنوان یک مزیت از این فرایند، نیروی تماس کمپارتمان داخلی از طریق مقدار گشتاور اعمال شده توسط بریس کاهش پیدا می‌کند و عمق نفوذ کمپارتمان داخلی مفصل فراتر از آستانه بحرانی خودش یعنی ۰.۵ میلی‌متر نخواهد رفت و در شکل (10) عمق نفوذ غضروف مربوط به حالت زانوی آرتروزی با بریس باربردار قابل مشاهده است. بیشینه نیروی وارد بر عضو کششی زمانی که زانو در دومین پیک نیروی تماس قرار دارد حدود ۱۳۷۵ نیوتن است.

روش بیومکانیکی ما از طریق طراحی مفهومی بریس، می‌تواند از مفصل زانو در برابر پدیده‌هایی مانند گشتاور اکستنشن ناخواسته به وسیله‌ی کابل انعطاف‌پذیر، تغییر نامطلوب در محور اداکشن - اداکشن زانو توسط لولای دابل و تماس استخوان - استخوان از طریق روش‌های بیومکانیکی جلوگیری کند. طراحی مفهومی بریس نوین با به کارگیری عضو کششی انعطاف‌پذیر تعبیه شده می‌تواند باربرداری در کمپارتمان داخلی زانو را برآورده کند. در مقایسه با دیگر روش‌ها این بریس نوین می‌تواند گشتاور فلکشن - اکستنشن زانو را پیوسته همراه با گشتاور دینامیکی ایجاد کند. در ادامه بریس می‌تواند با رویکردی تطبیقی تجهیز شود، تا بر تمام کمبودهای قابل توجهی که سبب اختلال نقش‌های حیاتی دیگر اجزای زانو مانند مایع سنوویال، رباط و مینیسک هستند، غلبه کند. البته مدل زانوی به کار گرفته شده در مطالعه حاضر، مطابقت خوبی با مطالعات گذشته دارد [41]. در حالی که مدل ما مینیسک را مانند برخی مطالعات سه بعدی [42-45] حذف می‌کند، عمق نفوذ غضروف را به طور دقیق پیش بینی می‌کند. همانطور که در

بنابراین، ساده‌سازی اعمال شده در مدل حاضر از نظر تحلیلی قابل توجهی می‌باشد. اکنون در راستای توسعه عملی بریس، قابلیت شخصی‌سازی مکانیزم پین - اسلات بر اساس مرکز دوران زانو و میزان تخریب غضروف هر بیمار فراهم می‌باشد. این رویکرد امکان تنظیم دقیق گشتاور فلکشن - اکستنشن را با توجه به سطوح مختلف نیروی تماسی و عمق نفوذ فراهم می‌کند و در مرحله پیاده‌سازی بالینی، مقادیر بهینه گشتاور می‌تواند بر اساس محاسبات مدل حاضر و همچنین بازخوردهای حسی بیمار (مانند آستانه درد) به صورت پویا تنظیم گردد.

مطالعات [43, 46] مشاهده می‌شود، حذف مینیسک خطای قابل توجهی در محاسبه ی نیروی تماس داخلی مفصل تیبیوفمورال ایجاد نمی‌کند. بنابراین، هر چند که بهتر است مینیسک در نظر گرفته شود، با توجه به پیچیدگی محاسبات و تمرکز بر عملکرد غضروف‌ها، از مدل‌سازی مینیسک مشابه مطالعات ذکر شده [42-45] صرف نظر شد. اگرچه در نظر گرفتن فاز سیال و جامد در مدلسازی زانو می‌تواند در توسعه بریس‌های تطبیقی پیشرفته مفید باشد، اما تأثیر روانکاری بر محاسبه نیروهای تماسی کلی در مفصل ناچیز است. همانطور که در مطالعه [47] نشان داده شده است، اگرچه روانکاری سیال به کاهش اصطکاک کمک می‌کند، اما تأثیر آن بر برآورد نیروهای تماسی کلی قابل چشمپوشی است.



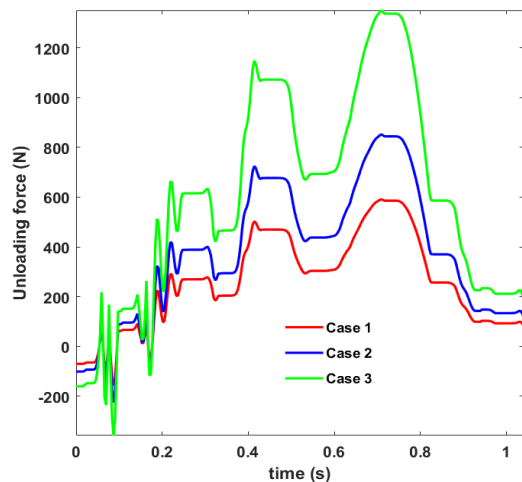
شکل ۹ فلوجارت روش بیومکانیکی

Fig. ۹ Flowchart of the biomechanical method

جدول ۲ تفاوت در مقادیر حداکثری پارامترهای مشخصات طراحی بین شرایط مختلف بریس

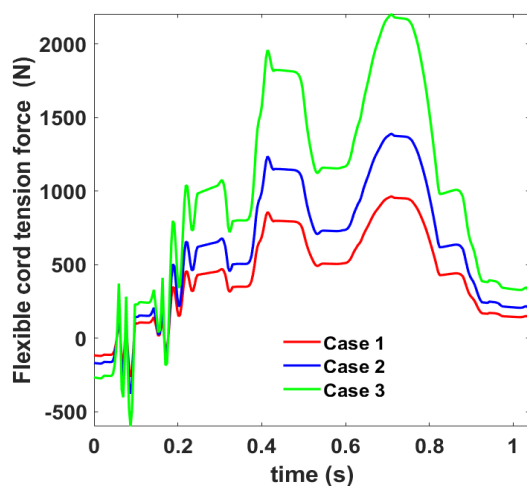
Table 2 Difference in peak of design specification parameters between the different brace conditions

Brace mode	Medial Compartment Load (N) Second Peak	Change (%)	Penetration Depth Second Peak (mm)	Change (%)	Unloading of Medial Compartment (N) Second Peak	Flexion Moment Second Peak(Nm)	Flexible cord tension force Second Peak(N)
Unbraced	941	-	0.52	-	0	-	-
Case 1	804	14.5	0.47	9.5	591	25.18	951.7
Case 2	751	20	0.45	13.5	852	36.25	1375
Case 3	663	29.5	0.4	23	1350	57.54	2175



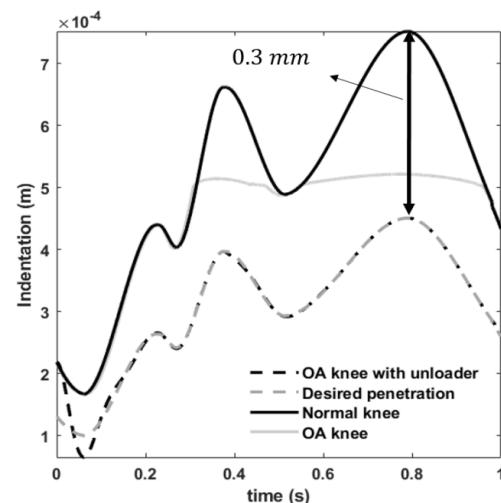
شکل ۱۱ باربرداری کمپارتمان داخلی برای سه حالت

Fig. ۱۱ Medial unloading for three cases



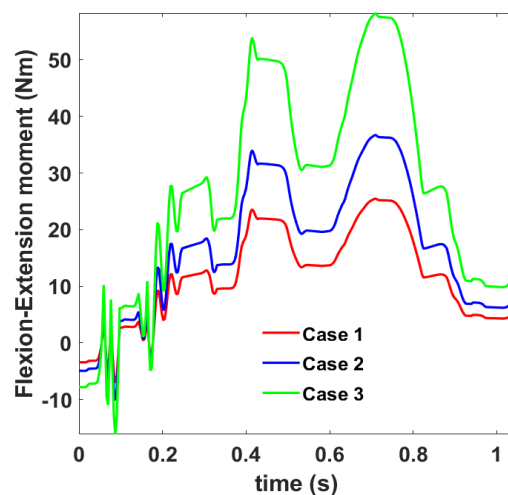
شکل ۱۳ گشتاور نیروی کشش مورد نیاز طناب انعطاف پذیر (F_{fc}) برای سه حالت مختلف

Fig. ۱۳ The required flexible cord tension force (F_{fc}) for three cases



شکل ۱۰ عمق نفوذ در غضروف (δ) بر حسب زمان همراه با فاصله جدایش میانی

Fig. ۱۰ cartilage penetration depth δ versus time with the medial separation distance



شکل ۱۲ گشتاور فلکشن مورد نیاز بریس (T_{brace}) اعمال شده بر روی استخوان ران برای سه حالت مختلف

Fig. ۱۲ The required brace flexion moment (T_{brace}) applied to the femur for three cases

مقدار سفتی کلی برای لایه اول (غضروف)	k_1
مقدار سفتی کلی برای لایه دوم (استخوان)	k_2
وزن مؤثر بخش پایین پا	mg
گشتاور حول C	M
نقطه تماس	p_c
بازوی گشتاور نسبت به مرکز آنی دوران	R
زاویه لولاهای دوپل	α
ضخامت غضروف در آرتروز زانو	δ
زاویه فلکشن - اکستشن زانو	θ_z

نتیجه‌گیری

در مطالعه حاضر مکانیزم بریس بر پایه روش‌های بیومکانیکی برای باربرداری کمپارتمان داخلی مفصل زانو در بیماری آرتروز بر اساس عمق نفوذ غضروف طراحی شده است. بر همین اساس چارچوب نوآورانه‌ای برای استخراج پارامترهای بیومکانیکی زانو و کاهش

فهرست علائم

ویسکوزیته تماس بین غضروف‌های مفصلی تیبیوفمورال	$B_c(\delta)$
بازوی گشتاوری نیروی تاندون کشکک نسبت به نقطه تماس	d_e
بازوی گشتاور نیروی مفصل فمور نسبت به نقطه تماس	d_f
بازوی گشتاور وزن نسبت به نقطه تماس	d_m
بازوی گشتاور F_p	d_p
نیروی فشاری بین غضروف‌های مفصل تیبیوفمورال	F_{ct}
مؤلفه عمودی نیروی مفصل فمور	F_{ef}
مؤلفه عمودی نیروی تاندون کشکک	F_{et}
نیروی کشش کابل انعطاف‌پذیر	F_{fc}
نیروی تاندون کشکک	F_p
نیروی برشی مفصل تیبیوفمورال	F_s
عمق نفوذ بحرانی	h_{s1}
مرکز آنی دوران	ICR

Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. ۲۵, no. ۶, pp. ۶۵۶-۶۶۷, ۲۰۲۲.

doi:10.1080/10255842.2021.1972291

[2] M. S. Ashrafi, M. Nazari, N. Sepehry, M. M. Rokhi, P. Samimi, and M. Attarchi. "Design and implementation of a fuzzy output feedback assistive controller for a series-elastic-actuator-driven knee exoskeleton." *Modares Mechanical Engineering* 22, no. 8 (2022): 541-553.

doi: 10.52547/mme.22.8.541

[3] J. Richard Steadman, K. K. Briggs, S. M. Pomeroy, and C. A. Wijedicks, "Current state of unloading braces for knee osteoarthritis," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. ۲۴, no. ۱, pp. ۴۲-۵۰, ۲۰۱۶.

doi:10.1007/s00167-014-3305-x

[4] W. Petersen et al., "Biomechanical effect of unloader braces for medial osteoarthritis of the knee: a systematic review (CRD ۴۲۰۱۵۰۲۶۱۳۶)," *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, vol. ۱۳۶, no. ۵, pp. ۶۴۹-۶۵۶, ۲۰۱۶.

doi:10.1007/s00402-015-2388-2

[5] Y. Dessery, É. L. Belzile, S. Turmel, and P. Corbeil, "Comparison of three knee braces in the treatment of medial knee osteoarthritis," *The Knee*, vol. ۲۱, no. ۶, pp. ۱۱۰۷-۱۱۱۴, ۲۰۱۴.

doi:10.1016/j.knee.2014.08.004

[6] A. Baliunas et al., "Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis," *Osteoarthritis and cartilage*, vol. ۱۰, no. ۷, pp. ۵۷۳-۵۷۹, ۲۰۰۲.

doi:10.1053/joca.2002.0517

[7] J. P. Walter, D. D. D'Lima, C. W. Colwell Jr, and B. J. Fregly, "Decreased knee adduction moment does not guarantee decreased medial contact force during gait," *Journal of orthopaedic research*, vol. ۲۸, no. ۱۰, pp. ۱۳۴۸-۱۳۵۴, ۲۰۱۰.

doi:10.1002/jor.21142

[8] J. S. Stoltze et al., "Development and functional testing of an unloading concept for knee osteoarthritis patients: A pilot study," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. ۱۴۴, no. ۱, ۲۰۲۲. doi:10.1115/1.4053354

[9] J. E. Pratt, B. T. Krupp, C. J. Morse, and S. H. Collins, "The RoboKnee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004, 2004, vol. 3: IEEE, pp. 2430-2435.

doi: 10.1109/ROBOT.2004.1307425

[10] K. Knaepen, P. Beyl, S. Duerinck, F. Hagman, D. Lefeber, and R. Meeusen, "Human-robot interaction: Kinematics and muscle activity inside a powered compliant knee exoskeleton," *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. ۲۲, no. ۶, pp. ۱۱۲۸-۱۱۳۷, ۲۰۱۴.

doi:10.1109/TNSRE.2014.2324153

[11] C. A. McGibbon, S. C. Brandon, M. Brookshaw, and A. Sexton, "Effects of an over-ground exoskeleton on external knee moments during stance phase of gait in healthy adults," *The Knee*, vol. ۲۴, no. ۵, pp. ۹۷۷-۹۹۳, ۲۰۱۷.

doi:10.1016/j.knee.2017.04.004

[12] M. K. Shepherd and E. J. Rouse, "Design and validation of a torque-controllable knee exoskeleton for sit-to-stand assistance," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 22, no. 4, pp. 1695-1704, 2017.

doi:10.1109/TMECH.2017.2704521

عمق نفوذ غضروف معرفی شد. ما دریافتیم که موانعی برای تحلیل ارتباط دقیق بین عمق نفوذ غضروف، نیروی تماس داخلی و گشتاور فلکشن - اکستنشن وجود دارد. از این جهت، با راهبرد بیومکانیکی پیشنهادی و ارتباط ریاضیاتی بین پارامترهای مذکور، ریسک آسیب در فرایند محافظت از زانوی مبتلا به آرتروز با استفاده از بریس باربردار کمتر شد.

این مطالعه بهبود قابل توجهی در روند طراحی مورد نیاز برای بازگرداندن عملکرد طبیعی زانو نشان می دهد و از تماس استخوان - استخوان نیز با اعمال یک گشتاور اکستنشن جهت کاهش عمق نفوذ غضروف با موفقیت می تواند جلوگیری کند. در نهایت ما می توانیم مقدار محاسباتی نیروی کششی کابل انعطاف پذیر (حداکثر ۱۳۷۵ نیوتن) و گشتاور اکستنشن بریس (پیک گشتاور اکستنشن ۳۶.۳۲ نیوتن) را برای زانوی با ۷۵٪ آرتروز تعیین کنیم. به نظر می رسد در مدل پیشنهادی ما محدودیت هایی از لحاظ در نظر گرفتن مینیسک، مایع سنیوویال و مدل سازی سه بعدی وجود دارد. همچنین اگرچه مکانیزم الحاقی طراحی شده ممکن است، برای بریس های مختلف کاربرد داشته باشد، اما تأثیر فعالیت های عضلانی بر گشتاورهای زانو پارامتری حیاتی است که با تنظیم آن روی زانو تغییر می کند و بهتر است این موارد به صورت بر خط در محاسبات لحاظ شود. در این مطالعه به دلیل محدودیت در جمع آوری داده های حرکتی، الگوی هایپراکستنشن زانو به طور مستقیم لحاظ نشد. با این حال، هایپراکستنشن یکی از الگوهای شایع در برخی افراد است و می تواند باعث افزایش فشارهای غیرطبیعی بر ساختارهای پشتی زانو، تغییر الگوی بارگذاری و تشدید ناپایداری مفصل شود. از آنجا که این موضوع نقش مهمی در تحلیل های بیومکانیکی و طراحی بریس های اصلاحی دارد، در کارهای آینده با جمع آوری داده های اختصاصی از افراد دارای این الگو، امکان مدل سازی دقیق تر و بررسی اثرات عملکردی آن فراهم خواهد شد.

تشکر و قدردانی: این تحقیق هیچ کمک هزینه خاصی از هیچ سازمان تامین مالی در بخش های دولتی، تجاری یا غیر انتفاعی دریافت نکرده است.

تأییدیه اخلاقی: این مقاله شامل هیچ مطالعه ای بر روی انسان ها یا حیوانات که توسط نویسندگان انجام شده باشد نیست.

تعارض منافع: در این مقاله از برخی نتایج حاصل از رساله دکتری نویسنده مسئول استفاده شده است. هیچ تعارض منافع دیگری برای اظهار وجود ندارد.

منابع:

[1] P. Marisami and R. Venkatachalam, "Towards optimal toe-clearance in synthesizing polycentric prosthetic knee mechanism," *Computer Methods in*

- [25] M. Adouni, T. R. Faisal, and Y. Y. Dhaher, "Sensitivity analysis of the knee ligament forces to the surgical design variation during anterior cruciate ligament reconstruction: a finite element analysis," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, pp. ۱-۹, ۲۰۲۱.
doi:10.1080/10255842.2021.2006647
- [26] Q. T. Schmid, S. Ruschke, D. C. Karampinos, and V. Senner, "Development of a 3D-knee brace joint using MRI data and a genetic algorithm," *Sports Engineering*, vol. 28, no. 1, p. 5, 2025.
doi: 10.1007/s12283-025-00486-8
- [27] A. Javanfar and M. Bamdad, "Knee brace control for reduction of medial compartment load," in 2022 11th RSI International Conference on Robotics and Mechatronics, 2022: IEEE, publishing.
doi:10.1109/ICRoM57054.2022.10025353
- [28] M. Bamdad and A. Javanfar, "Computational control strategy for reducing medial compartment load in knee bracing with embedded actuator," *Actuators*, vol. 12, no. 6, p. 256, 2023.
doi:10.3390/act12060256
- [29] K. D. Gross and H. J. Hillstrom, "Noninvasive devices targeting the mechanics of osteoarthritis," *Rheumatic Disease Clinics of North America*, vol. ۳۴, no. ۳, pp. ۷۵۵-۷۷۶, ۲۰۰۸.
doi:10.1016/j.rdc.2008.06.001
- [30] R. Nisell, "Mechanics of the knee: a study of joint and muscle load with clinical applications," *Acta Orthopaedica Scandinavica*, vol. ۵۶, no. sup۲۱۶, pp. ۱-۴۲, ۱۹۸۵.
doi: 10.3109/17453678509154159
- [31] R. L. Lenhart, J. Kaiser, C. R. Smith, and D. G. Thelen, "Prediction and validation of load-dependent behavior of the tibiofemoral and patellofemoral joints during movement," *Annals of biomedical engineering*, vol. ۴۳, no. ۱۱, pp. ۲۶۷۵-۲۶۸۵, ۲۰۱۵.
doi:10.1007/s10439-015-1326-3
- [32] M. Gao et al., "Design and optimization of exoskeleton structure of lower limb knee joint based on cross four-bar linkage," *AIP Advances*, vol. ۱۱, no. ۶, p. ۰۶۵۱۲۴, ۲۰۲۱.
doi: 10.1063/5.0053899
- [33] D. J. Hyun, H. Park, T. Ha, S. Park, and K. Jung, "Biomechanical design of an agile, electricity-powered lower-limb exoskeleton for weight-bearing assistance," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. ۹۵, pp. ۱۸۱-۱۹۵, ۲۰۱۷.
doi:10.1016/j.robot.2017.06.010
- [34] B. Xiao, Y. Shao, and W. Zhang, "Design and optimization of single-degree-of-freedom six-bar mechanisms for knee joint of lower extremity exoskeleton robot," in ۲۰۱۹ IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), ۲۰۱۹: IEEE, pp. ۲۸۶۱-۲۸۶۶.
doi:10.1109/ROBIO49542.2019.8961400
- [35] Y. Sun, W. Ge, J. Zheng, and D. Dong, "Design and evaluation of a prosthetic knee joint using the geared five-bar mechanism," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. ۲۳, no. ۶, pp. ۱۰۳۱-۱۰۳۸, ۲۰۱۵.
doi:10.1109/TNSRE.2015.2401042
- [13] K. Shamaei, A. A. Adams, M. Cenciarini, K. N. Gregorczyk, and A. M. Dollar, "Preliminary investigation of effects of a quasi-passive knee exoskeleton on gait energetics," in 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2014: IEEE, pp. 3061-3064.
doi: 10.1109/EMBC.2014.6944269
- [14] A. Collo, V. Bonnet, and G. Venture, "A quasi-passive lower limb exoskeleton for partial body weight support," in ۲۰۱۶ ۶th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), ۲۰۱۶: IEEE, pp. ۶۴۳-۶۴۸.
doi:10.1109/BIOROB.2016.7523698
- [15] A. R. Budarick, B. E. MacKeil, S. Fitzgerald, and C. D. Cowper-Smith, "Design evaluation of a novel Multicompartment unloader knee brace," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. ۱۴۲, no. ۱, ۲۰۲۰.
doi:10.1115/1.4044818
- [16] E. Cusin, J. Honeine, M. Schieppati, and P. Rougier, "A simple method for measuring the changeable mechanical action of unloader knee braces for osteoarthritis," *IRBM*, vol. ۳۹, no. ۲, pp. ۱۳۶-۱۴۲, ۲۰۱۸.
doi:10.1016/j.irbm.2018.02.003
- [17] W. D. Lew, C. M. Patrnchak, J. L. Lewis, and J. Schmidt, "A comparison of pistoning forces in orthotic knee joints," *Orthot Prosthet*, vol. 36, no. 2, pp. 85-95, 1982.
- [18] J. D. Hsu, J. Michael, and J. Fisk, *AAOS Atlas of orthoses and assistive devices e-book*. Elsevier Health Sciences, ۲۰۰۸.
- [19] P. Walker, H. Kurosawa, J. Rovick, and R. Zimmerman, "External knee joint design based on normal motion," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 22, no. 1, pp. 9-22, 1985.
doi: 10.1682/jrrd.1985.01.0009
- [20] K. Liu, S. Ji, Y. Liu, S. Zhang, and L. Dai, "Design and optimization of an adaptive knee joint orthosis for Biomimetic Motion Rehabilitation Assistance," *Biomimetics*, vol. 9, no. 2, p. 98, 2024.
doi:10.3390/biomimetics9020098
- [21] X. Zhou, X. Liu, J. Hao, Y. Liu, and Y. Tang, "Design and evaluation of a wedge-shaped adaptive knee orthosis for the human lower limbs," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 12, p. 1439616, 2024.
doi:10.3389/fbioe.2024.1439616
- [22] B. A. Killen et al., "Automated creation and tuning of personalised muscle paths for OpenSim musculoskeletal models of the knee joint," *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, vol. ۲۰, no. ۲, pp. ۵۲۱-۵۳۳, ۲۰۲۱.
doi:10.1007/s10237-020-01391-5
- [23] Y. Sun et al., "Study on the poroelastic behaviors of the defected articular cartilage," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, pp. ۱-۱۳, ۲۰۲۱.
doi:10.1080/10.1080/10255842.2021.2007376
- [24] A. Javanfar and M. Bamdad, "A developed multibody knee model for unloading knee with cartilage penetration depth control," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, p. ۰۹۵۴۴۱۱۹۲۲۱۱۲۲۰۶۷, ۲۰۲۲.
doi:10.1177/09544119221122067

- [36] A. Javanfar and M. Bamdad, "Development of a planar multibody model of the knee joint with contact mechanics," *Iranian Journal of Biomedical Engineering*, ۲۰۲۲.
 Doi: [10.22041/ijbme.2022.555148.1775](https://doi.org/10.22041/ijbme.2022.555148.1775)
- [37] M. M. F. Machado, "A multibody approach to the contact dynamics: a knee joint application," 2013.
 doi: <https://doi.org/10.1007/s11071-009-9608-7>
- [38] T. M. Guess, H. Liu, S. Bhashyam, and G. Thiagarajan, "A multibody knee model with discrete cartilage prediction of tibio-femoral contact mechanics," *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 16, no. 3, pp. 256-270, 2013.
 doi: [10.1080/10255842.2011.617004](https://doi.org/10.1080/10255842.2011.617004)
- [39] K. H. Hunt and F. R. E. Crossley, "Coefficient of restitution interpreted as damping in vibroimpact," 1975.
 doi: [10.1115/1.3423631](https://doi.org/10.1115/1.3423631)
- [40] S. H. Heidary, and B. Beigzadeh. "Design New Cable System to Drive Exoskeleton Fingers for Rehabilitation." *Modares Mechanical Engineering* 19, no. 1 (2019): 201-209.
 doi: [20.1001.1.10275940.1397.19.1.26.6](https://doi.org/10.1001.1.10275940.1397.19.1.26.6)
- [41] A. Zeighami et al., "Tibio-femoral joint contact in healthy and osteoarthritic knees during quasi-static squat: A bi-planar X-ray analysis," *Journal of biomechanics*, vol. 53, pp. 178-184, 2017.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.01.015>
- [42] C. R. Winby, G. L. David, F. B. Thor, and T. B. Kirk, "Muscle and external load contribution to knee joint contact loads during normal gait," *Journal of Biomechanics*, vol. 42, no. 14, pp. 2294-2300, 2009.
 doi: [10.1016/j.jbiomech.2009.06.019](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.06.019)
- [43] C. R. Smith, K. Won Choi, D. Negrut et al., "Efficient computation of cartilage contact pressures within dynamic simulations of movement," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*, vol. 6, no. 5, pp. 491-498, 2018.
 doi: [10.1080/21681163.2016.1172346](https://doi.org/10.1080/21681163.2016.1172346)
- [44] L. Li, and K. Gu, "Reconsideration on the use of elastic models to predict the instantaneous load response of the knee joint," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 225, no. 9, pp. 888-896, 2011.
 doi: [10.1177/0954411911412464](https://doi.org/10.1177/0954411911412464)
- [45] J. Hu, H. Xin, Z. Chen et al., "The role of menisci in knee contact mechanics and secondary kinematics during human walking," *Clinical Biomechanics*, vol. 61, pp. 58-63, 2019.
 doi: [10.1016/j.clinbiomech.2018.11.009](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.11.009)
- [46] M. Q. Liu, F. C. Anderson, M. H. Schwartz et al., "Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds," *Journal of biomechanics*, vol. 41, no. 15, pp. 3243-3252, 2008.
 doi: [10.1016/j.jbiomech.2008.07.031](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.031)
- [47] G. A. Ateshian and H. Wang, "A theoretical solution for the frictionless rolling contact of cylindrical biphasic articular cartilage layers," *Journal of Biomechanics*, 1998.
 doi: [10.1016/0021-9290\(95\)00008-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00008-6)