



## Designing a Novel Personalized Bio-Inspired Knee Joint for Misalignment Reduction between Knee Braces and Exoskeletons with Knee Joint

Farrokhi, Parsa<sup>1</sup> / Nazari, Mostafa<sup>2\*</sup> / Bamdad, Mahdi<sup>2</sup>

<sup>1</sup> - M.Sc., Faculty of Mechanical Engineering, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran

<sup>2</sup> - Associate Professor, Faculty of Mechanical Engineering, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran

### ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2024.2025800.1893

Received: 4 April 2024

Revised: 23 June 2024

Accepted: 13 September 2024

### KEYWORDS

*Bio-Inspired Brace Joint*  
*Biomechanics*  
*Knee Kinematics*  
*Knee Osteoarthritis*  
*Stephenson Mechanism*

### ABSTRACT

The lack of alignment between the performance of a knee brace and the kinematics of the knee joint can lead to damage and pain in the knee of individuals suffering from arthritis. More compatibility between the knee joint and the brace leads to more effectiveness of these devices. Human knee movement is a combination of rolling and sliding, while most commercial braces use rotational or hinge mechanisms that cannot fully mimic the movement of the human knee. To address this limitation and reduce the incongruence in commercial braces, this paper aims to design a novel supplementary knee brace mechanism based on the biomechanical features of the knee for replacement in commercial braces. Initially, the knee joint's kinematics is thoroughly studied, and the femur bone's performance from full extension to full flexion is simulated. Then, using this simulation, the intersection points of the anterior and posterior femoral bone axes during the knee flexion were identified on the sagittal plane where the knee brace joint is positioned. Therefore, the two new curves of the femur bone path are much more related to the kinematics of the knee than the other obtained paths. Based on these two path curves, the supplementary knee joint was designed as a type-3 six-link Stephenson mechanism to achieve a sufficient and necessary alignment with knee joint kinematics. For optimization of the geometry of the mechanism, the PSO algorithm has been used. The designed brace kinematics demonstrates the ability to mimic human knee movement and exhibit much less incongruence compared to other commercial brace joints.

### \*Corresponding Author

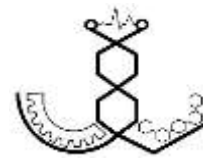
**Address:** Faculty of Mechanical Engineering, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran

**Postal Code:** 3619995161

**E-Mail:** nazari\_mostafa@shahroodut.ac.ir

**Tel:** +98-23-32396310





## طراحی یک مفصل جدید شخصی‌سازی شده با الهام از بیولوژیک زانو برای کاهش ناهماهنگی بین بریس‌ها و آگزواسکلتون‌ها با مفصل زانو

فرخی، پارسا<sup>۱</sup> / نظری، مصطفی<sup>۲\*</sup> / بامداد، مهدی<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup> - کارشناسی ارشد، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران

<sup>۲</sup> - دانشیار، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران

### مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2024.2025800.1893

پذیرش: ۲۳ شهریور ۱۴۰۳

بازنگری: ۳ تیر ۱۴۰۳

ثبت در سامانه: ۱۶ فروردین ۱۴۰۳

### چکیده

### واژه‌های کلیدی

عدم تطابق عمل‌کرد یک بریس زانو با سینماتیک مفصل زانو باعث ایجاد آسیب و درد بیش‌تر در زانوی فرد مبتلا به آرتروز می‌شود. برای مفید بودن این وسیله، باید ناهماهنگی بین مفصل زانو و بریس به حداقل خود رسانده شود. حرکت مفصل زانوی انسان، ترکیبی از غلتش و لغزش با هم بوده و از طرفی در تمام مفصل‌های بریس‌های تجاری تنها از مکانیسم‌های غلتشی و یا دورانی استفاده شده است که توانایی تقلید حرکت مفصل زانوی انسان را ندارند. برای جبران این نقص و کاهش ناهماهنگی، در این مقاله به طراحی یک مفصل الحاقی جدید بر اساس ویژگی بیومکانیک زانو برای بریس‌های تجاری پرداخته شده است. برای این منظور ابتدا سینماتیک مفصل زانو به طور کامل بررسی شده و عمل‌کرد استخوان فمور از اکستنشن کامل تا فلکشن کامل زانو شبیه‌سازی گردیده است. با استفاده از این شبیه‌سازی، مسیر حرکتی جدیدی برای استخوان فمور از تداخل محور قدامی و خلفی این استخوان در طول خمش زانو با صفحه‌ی ساجیتال که در محل قرارگیری مفصل بریس زانو تعیین شده به دست آمده است. این دو منحنی مسیر استخوان فمور نسبت به سایر مسیرهای به دست آمده دقت بسیار بیش‌تری با سینماتیک مفصل زانو دارند. بر اساس این دو مسیر، مکانیسم جدیدی برای مفصل بریس‌های زانو به صورت یک مکانیسم شش‌لینکی استفنسون نوع سوم طراحی و بهینه‌سازی شده است تا این وسایل تطابق کافی و لازم را با سینماتیک مفصل زانو داشته باشند. برای بهینه‌سازی هندسه‌ی مکانیسم از الگوریتم بهینه‌سازی ازدحام ذرات استفاده شده است. در نهایت مشاهده شده که سینماتیک مفصل بریس طراحی شده می‌تواند حرکت زانوی انسان را تقلید کند و نسبت به سایر مفصل‌های بریس‌های تجاری، ناهماهنگی بسیار کم‌تری داشته باشد.

مفصل بریس

بیومکانیک

سینماتیک زانو

آرتروز زانو

مکانیسم استفنسون

### \*نویسنده‌ی مسئول

نشانی: دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران

تلفن: +۹۸-۲۳-۳۲۳۹۶۳۱۰

پست الکترونیک: nazari\_mostafa@shahroodut.ac.ir

کد پستی: ۳۶۱۹۹۵۱۶۱



## ۱- مقدمه

مفصل زانو جزو مفصل‌های بزرگ بدن بوده و با ساختار پیچیده‌ی خود علاوه بر به حرکت در آوردن اندام پا، وظیفه‌ی تحمل وزن بدن در فعالیت‌های روزمره شامل ایستادن، راه رفتن، بلند شدن و نشستن از صندلی را بر عهده دارد [۱]. نیروهای وارد شده به مفصل زانو به مرور زمان و با افزایش سن باعث خوردگی غضروف‌های مفصل زانو شده و بیماری‌هایی مانند آرتروز زانو را به وجود می‌آورد. بیماری آرتروز در مفصل زانو بیش‌تر از سایر مفصل‌های بدن مشاهده می‌شود [۲]. برای پیش‌گیری و درمان آسیب‌های مفصل زانو، عموماً از آگرواسکلتون‌ها و بریس‌ها استفاده می‌شود [۳، ۴]. این دستگاه‌های کمکی مفصل زانو باید دو مورد را برای یاری‌رسانی به بیماران به طور هم‌زمان برآورده کنند. اول این که مفاصل این دستگاه‌ها با مفصل زانو باید از نظر ارگونومی هماهنگ باشند. به عبارت دیگر مفصل بریس‌ها و آگرواسکلتون‌ها باید سینماتیک مفصل زانو را به طور کامل تقلید کنند تا فشار روی رباط‌ها و بافت‌های غضروفی استخوان‌های زانو افزایش نیابد. مورد دوم مربوط به تولید گشتاور کمکی مناسب در مفصل‌های این وسایل است که باعث تحمل وزن بدن شده و فرد استفاده کننده فشار کم‌تری را به زانوی خود اعمال کرده که موجب باربرداری از قسمت‌های آسیب دیده‌ی زانو می‌شود.

در مفصل تمام آگرواسکلتون‌ها و بیش‌تر بریس‌های تجاری به دلایل مختلفی از جمله کاهش هزینه و راحتی در ساخت، از مکانیسم لولا استفاده شده است. اشملز و هم‌کارانش و نیز گسبینک و هم‌کارانش در بریس‌های خود از مکانیسم لولایی ساده در قسمت خارجی زانو استفاده کرده‌اند [۵، ۶]. این نوع مفصل، بحث تطابق داشتن با سینماتیک مفصل زانو را برآورده نمی‌کند زیرا مفصل زانوی انسان ۶ درجه‌ی آزادی دارد و حرکت آن به صورت ترکیبی از غلتش و لغزش به طور هم‌زمان است که عمدتاً در صفحات ساجیتال و افقی بدن مشاهده می‌شود [۷، ۸]. اسپیرینگ و هم‌کارانش نیز در بریس خود از مکانیسم لولا استفاده کرده‌اند با این تفاوت که در طول خمش زانو، گشتاور کمکی غیرفعال را در مفصل لولای بریس تولید می‌کند [۹]. با توجه به این که عمل‌کرد مفصل بریس با سینماتیک مفصل زانو در تضاد است، گشتاور تولید شده علاوه بر یاری‌رسان نبودن، باعث اعمال نیروی خارجی مخربی در مفصل زانوی بیماران شده که موجب ایجاد درد و تخریب بیش‌تر اجزای مفصل زانو می‌شود. این مورد نیز در بریس باربردار طراحی شده توسط جانسون و هم‌کارانش مشاهده می‌شود [۱۰].

مکانیسم دیگری که در مفصل بریس‌های زانو استفاده شده به صورت غلتشی است. در بریس تجاری والگوس و هم‌چنین در بریس طراحی شده توسط سلف و گرین‌والد از این نوع مکانیسم در مفصل بریس استفاده شده که شامل دو چرخ‌دنده‌ی ساده است [۱۱، ۱۲]. بودارک و هم‌کارانش نیز در مفصل بریس جدید خود از این نوع مکانیسم استفاده کرده‌اند، با این تفاوت که در طول خم شدن زانو گشتاور کمکی به مفصل زانو در جهت راست شدن پا اعمال می‌شود [۱۳]. غلتشی که در این نوع مکانیسم مفصل تولید می‌شود، مشابهتی با غلتش ایجاد شده از حرکت استخوان فمور روی سطح صاف استخوان تیبیا ندارد و علاوه بر آن حرکت لغزشی مفصل زانو را نیز پوشش نمی‌دهد. از این رو این نوع بریس‌ها نیز تطابق لازم و کافی را با مفصل زانو نداشته و علاوه بر آن، بریس طراحی شده توسط بودارک با گشتاوری قوی که در مفصل خود تولید می‌کند باعث تخریب بیش‌تر زانو نسبت به سایر بریس‌ها می‌شود.

عدم تطابق مفاصل بریس‌ها و آگرواسکلتون‌ها با سینماتیک مفصل زانو موجب شده است که محققان به تازگی مفاصلی را برای این وسایل کمکی طراحی کنند تا تضاد عمل‌کرد با مفصل زانو کاهش یابد. مکانیسم این مفاصل جدید بر اساس نحوه‌ی حرکت مفصل زانو طراحی شده که به نام مفصل الهام گرفته از زیست<sup>۱</sup> شناخته می‌شوند. نکته‌ی بسیار مهم و قابل تامل در این نوع مفاصل، نحوه‌ی استخراج مسیر حرکتی مفصل زانو است زیرا از حرکت استخوان فمور و استخوان تیبیا در طول خمش زانو می‌توان به روش‌های گوناگون، مسیرهای مختلفی را استخراج و بر اساس آن مفصل بریس را طراحی کرد. از این رو مشخص شدن صحت هر کدام از مسیرهای حرکتی به دست آمده از مفصل زانو یک امر ضروری است.

ماریلین و شرایشی در مقاله‌های خود نحوه‌ی عمل‌کرد مفصل زانو را به صورت یک مسیر از حرکت استخوان فمور در صفحه‌ی ساجیتال معرفی کرده‌اند [۱۴، ۱۵]. این مسیر از قرار دادن نقطه‌ای روی استخوان در نمای ساجیتال به عنوان مرکز دوران استخوان فمور مشخص شده، مختصات آن نقطه در طول خمش زانو استخراج گردیده و در یک صفحه‌ی ساجیتال به نمایش گذاشته شده است. بر اساس این مسیر به دست آمده، کیکوچی و ساکای برای مفصل بریس خود مکانیسم پین و اسلایدی را طراحی کرده تا یک پین از این مکانیسم بتواند در مسیر به دست آمده، حرکت منطبقی با استخوان فمور داشته باشد [۱۶]. یکی از نقص‌های موجود در این مسیر حرکتی به دست آمده، این است که ماریلین و شرایشی، استخراج این مسیر حرکتی

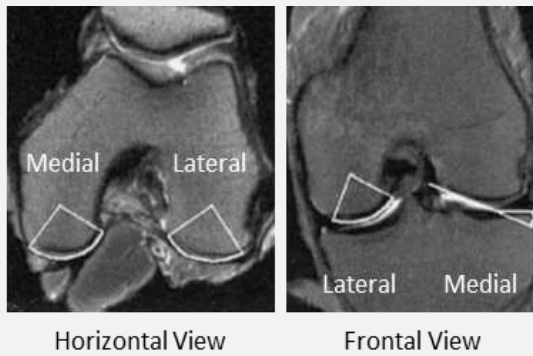
<sup>۱</sup> Bio-Inspired

۲- طراحی مکانیسم جدیدی مبتنی بر استفنسون نوع ۳ برای مفصل بریس ها با استفاده از مسیر طراحی شده

## ۲- روش کار

### ۲-۱- آناتومی و سینماتیک مفصل زانو

مفصل زانوی انسان از اتصال استخوان فمور به استخوان تیبیا به وجود می آید. ساختار انتهایی استخوان فمور از دو کندیل تقریباً دایروی شکل تشکیل شده است که روی سطح صاف استخوان تیبیا قرار می گیرند [۱۸]. سطح صاف استخوان تیبیا با مینیسک پوشش یافته و عمل کردی مانند بالشتک دارد که نیروهای وارد شده به مفصل زانو را جذب می کند [۱۹]. دو عدد رباط جانبی در دو طرف داخل و خارج استخوان فمور قرار دارد تا این استخوان به استخوان تیبیا متصل شده و از جابه جا شدن مفصل به طرفین زانو جلوگیری شود. رباط صلیبی نیز در مرکز استخوان فمور قرار دارد و دو استخوان فمور و تیبیا را به گونه ای به یکدیگر متصل می کند که در طول خمش زانو، سطح خارجی دو کندیل استخوان فمور به طور مداوم با سطح صاف استخوان تیبیا در تماس باشد [۱۴، ۱۸]. سینماتیک مفصل زانو وابسته به سطح خارجی دو کندیل استخوان فمور است که روی سطح صاف استخوان تیبیا حرکت می کند. با تصاویر MRI گرفته شده از استخوان فمور در نمای صفحه ی روبه رو و افقی نشان داده شده است که سطح خارجی هر دو کندیل استخوان در هر نما یک کمان را تشکیل می دهد (شکل ۱) [۲۰، ۲۱].



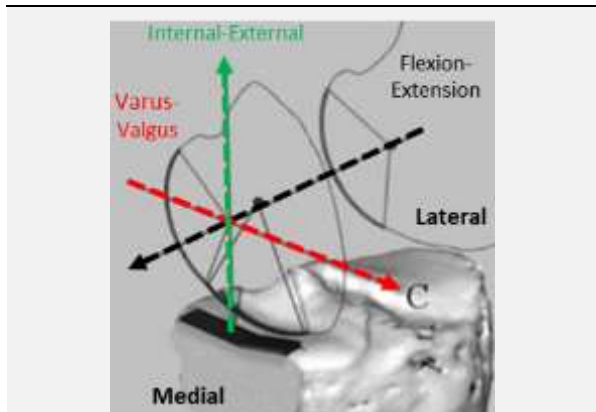
شکل (۱) - ترسیم کمان روی تصویر MRI گرفته شده از دو نمای روبه رو و افقی مفصل زانو [۲۱]

در کندیل داخلی، اختلاف فاصله ی بین مرکز دو کمان در دو نمای روبه رو و افقی بدن نسبت به یکدیگر ۳ میلی متر است. این اختلاف در کندیل خارجی نیز به همین مقدار وجود دارد. از این رو در بین بازه ی ۳ میلی متری در فضای سه بعدی، صفحه ی ساجیتالی در کندیل داخلی و خارجی استخوان فمور

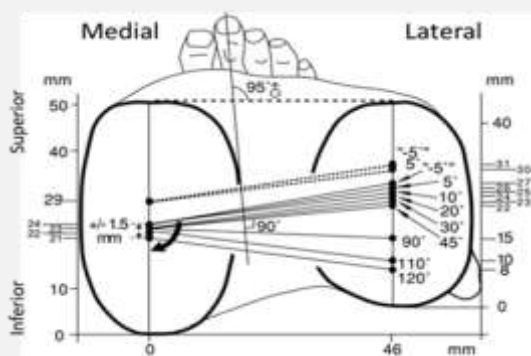
استخوان فمور را بر اساس مرکز دوران این استخوان معرفی کرده اما چگونگی استخراج این نقطه که در آن توجهی به هندسه ی کندیل های استخوان فمور نشده، مبهم می باشد. هم چنین با توجه به ۶ درجه ی آزادی بودن مفصل زانو، تصویر شدن نقطه ی مرکز دوران در یک صفحه ی ساجیتال، مسیر صحیحی از نحوه ی حرکت استخوان فمور در آن صفحه را مشخص نمی کند. از این رو مکانیسم مفصل بریس طراحی شده توسط کیکوچی و ساکای که بر اساس این مسیر حرکتی بوده تطابق لازم را با سینماتیک مفصل زانو ندارد و باید اصلاح شود. نیو و هم کارانش به نحو متفاوتی مسیر حرکتی استخوان فمور را معرفی کرده اند. آن ها در نمای ساجیتال بدن، نقطه ای را در یک محل دلخواه روی استخوان فمور قرار داده و محل های قرارگیری آن نقطه را در طول خمش زانو در یک صفحه ی ساجیتال تصویر کرده اند [۱۷]. مجموعه ی این نقاط تصویر شده، مسیر حرکتی جدیدی از استخوان فمور را نشان می دهد. در ادامه آن ها با استفاده از این مسیر، مکانیسم ۵-لینکی را طراحی کرده اند تا یک پین از این مکانیسم بتواند روی مسیر به دست آمده از حرکت استخوان فمور حرکت مقیدی داشته باشد. نقص اصلی که در نحوه ی استخراج این مسیر حرکتی وجود دارد، تصویر شدن نقطه ی انتخاب شده است. از این بابت مسیر حرکتی و مکانیسم پنج لینکی مفصل بریس طراحی شده توسط نیو و هم کارانش نیز صحت و تطابق لازم را با مفصل زانو ندارد. با توجه به ضرورت استفاده از بریس های زانو برای پیش گیری و درمان بیماری آرتروز زانو و عدم تطابق لازم بین بریس های تجاری-تحقیقاتی موجود با مفصل زانو، این نیاز وجود دارد که در جهت کاهش حداکثری ناهماهنگی بین مفصل این وسایل کمکی با مفصل زانو، اقدام به طراحی مفصل جدیدی بر اساس بیولوژیک زانو برای این وسایل کمکی شود. از این رو در این مقاله با استفاده از مدل سه بعدی استخوان های زانوی یک فرد، اقدام به شبیه سازی سینماتیک مفصل زانو بر پایه ی هندسه ی استخوان های فمور و تیبیا در نرم افزار کتیا شده است تا بیان گر روش جدیدی از نحوه ی استخراج مسیر حرکتی استخوان فمور نسبت به سایر تحقیقات باشد. هم چنین در جهت تطابق بیشتر بریس با مفصل زانو نسبت به کارهای قبلی، اقدام به طراحی مکانیسم جدیدی مبتنی بر استفنسون نوع ۳ برای مفصل بریس ها با استفاده از مسیر طراحی شده است. از این رو دو نوآوری اصلی این مقاله را می توان به صورت زیر خلاصه نمود.

۱- ارائه ی روشی جدید برای استخراج مسیر حرکتی استخوان فمور جهت طراحی بریس ها با تطابق بیشتر نسبت به کارهای انجام شده ی قبلی

این استخوان حرکت لغزشی-غلتشی به سمت عقب زانو پیدا کند که معادل با ۱۲ میلی‌متر جابه‌جایی در کندیل خارجی است و در کندیل داخلی، جابه‌جایی بسیار کمی صورت می‌گیرد که بیان‌گر درجا لغزش یافتن سطح کندیل داخلی روی سطح صاف استخوان تیبیا می‌باشد (شکل ۴) [۲۳، ۲۰].



شکل (۳) - قرارگیری دستگاه مختصات در مرکز کندیل داخلی استخوان فمور [۲۳، ۲۲]



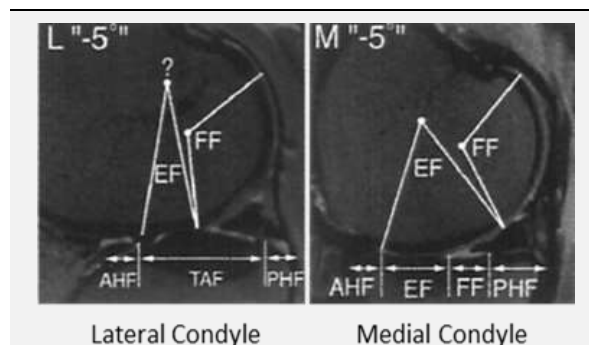
شکل (۴) - مقادیر دوران و جابه‌جایی در صفحه‌ی افقی در طول زاویه‌ی فلکشن [۲۳، ۲۰]

از زاویه‌ی ۹۰ تا ۱۶۰ درجه فلکشن، کندیل داخلی مانند کندیل خارجی حرکت لغزشی-غلتشی به سمت عقب زانو پیدا می‌کند با این تفاوت که مقدار جابه‌جایی در کندیل خارجی به نسبت بیش‌تر از کندیل داخلی است [۲۳، ۲۴]. دوران حول محور والگاس-واراس در طول فعالیت‌هایی که وزن بدن روی زانو اعمال می‌شود بسیار کم است و از آن در سینماتیک زانو صرف نظر می‌شود [۲۲، ۲۴].

## ۲-۲- شبیه‌سازی سینماتیک مفصل زانو در نرم‌افزار

با مطالعه و بررسی‌های صورت گرفته درباره‌ی نحوه‌ی سینماتیک مفصل زانو، در این مرحله می‌توان با استفاده از یک مدل سه‌بعدی از استخوان‌های زانو، سینماتیک مفصل زانو را در نرم‌افزار صنعتی کتیا شبیه‌سازی کرد. مدل سه‌بعدی استفاده شده در نرم‌افزار، بر اساس عکس‌های MRI گرفته شده از زانوی

قرار داده شده تا در محلی که این دو صفحه وجود دارد از دو کندیل استخوان فمور عکس MRI گرفته شود (شکل ۲).



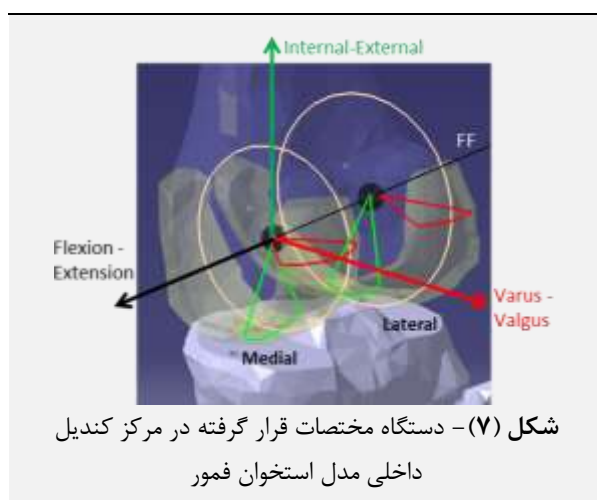
شکل (۲) - ترسیم دو کمان روی عکس MRI گرفته شده از نمای ساجیتال دو کندیل داخلی و خارجی استخوان فمور [۲۰]

مشاهده می‌شود که سطح خارجی دو کندیل داخلی و خارجی استخوان فمور به صورت ترکیبی از دو کمان می‌باشد [۲۱، ۲۰]. سطح خارجی کمان EF با سطح صاف استخوان تیبیا در بازه‌ی اکستنشن کامل تا ۳۰ درجه فلکشن زانو در تماس است و بعد از آن سطح خارجی کمان FF از ۳۰ تا ۱۶۰ درجه فلکشن با سطح صاف استخوان تیبیا تماس پیدا می‌کند [۲۰].

با متصل شدن مرکز کمان EF در کندیل داخلی و خارجی استخوان فمور به یک‌دیگر، محور اکستنشن زانو به وجود می‌آید و به همین طریق از اتصال مرکز کمان FF در کندیل داخلی به کندیل خارجی، محور فلکشن زانو ایجاد می‌شود. با توجه به این که بازه‌ی بیش‌تری از دوران‌های فلکشن و اکستنشن زانو حول محور مرکز کمان FF اتفاق می‌افتد، این محور به عنوان محور اصلی دوران فلکشن-اکستنشن زانو معرفی شده و دستگاه مختصات استخوان فمور روی این محور تعریف می‌شود. در ادامه با در نظر گرفتن این نکته که کندیل داخلی استخوان فمور نسبت به کندیل خارجی آن بزرگ‌تر است و جابه‌جایی کم‌تری دارد، از این رو مرکز دستگاه مختصات در مرکز کندیل داخلی قرار می‌گیرد (شکل ۳).

مشاهده می‌شود که محور دوم (دوران داخلی-خارجی استخوان فمور) در مرکز کندیل داخلی و عمود بر سطح صاف استخوان تیبیا قرار گرفته و محور دوران واراس-والگاس نیز در مرکزیت کندیل داخلی و عمود بر دو محور دیگر واقع می‌شود [۲۲، ۲۰]. سینماتیک استخوان فمور عمدتاً از دوران و جابه‌جایی حول محور فلکشن-اکستنشن و محور دوران داخلی-خارجی دستگاه مختصات استخوان فمور حاصل می‌شود به نحوی که از زاویه‌ی ۵- تا ۹۰ درجه فلکشن حول محور فلکشن-اکستنشن و به طور هم‌زمان دوران حول محور داخلی-خارجی استخوان فمور نیز به میزانی اتفاق می‌افتد که موجب می‌شود سطح کندیل خارجی

دو خطی که مراکز کمان های ترسیم شده در دو صفحه‌ی ساجیتال را به هم متصل می‌کند، دو محور EF و FF استخوان فمور را به وجود می‌آورد. خمش زانو بیش تر حول محور FF دوران می‌کند، به همین خاطر این محور به عنوان محور اصلی فلکشن-اکستنشن دستگاه مختصات استخوان فمور معرفی می‌شود. در ادامه‌ی تکمیل دستگاه مختصات، محور دوران داخلی-خارجی استخوان فمور در مرکز کندیل داخلی و عمود بر سطح صاف استخوان تیبیا ایجاد شده و محور سوم (محور دوران وارس-والگاس) عمود بر دو محور دیگر است (شکل ۷).



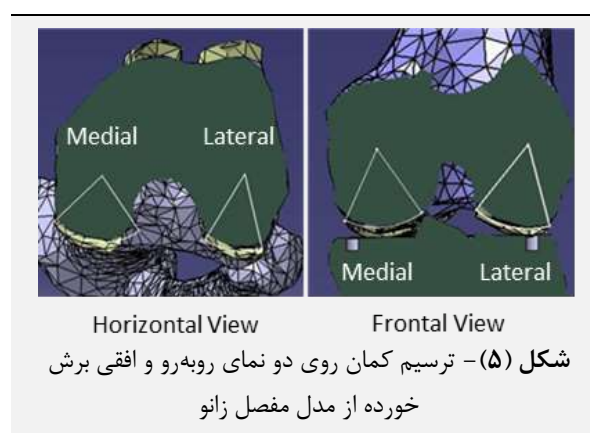
### ۲-۳- مسیر حرکتی استخوان فمور

با شبیه‌سازی به دست آمده از سینماتیک مفصل زانو می‌توان درک بهتری از نحوه‌ی عمل کرد استخوان فمور داشت و با دقت بیش تری مسیر حرکتی این استخوان را استخراج کرد. از این رو در این بخش با استفاده از دو روش متفاوت، مسیر حرکتی استخوان فمور در صفحه‌ی ساجیتال به دست آمده و صحت این دو مسیر با یکدیگر مقایسه شده است.

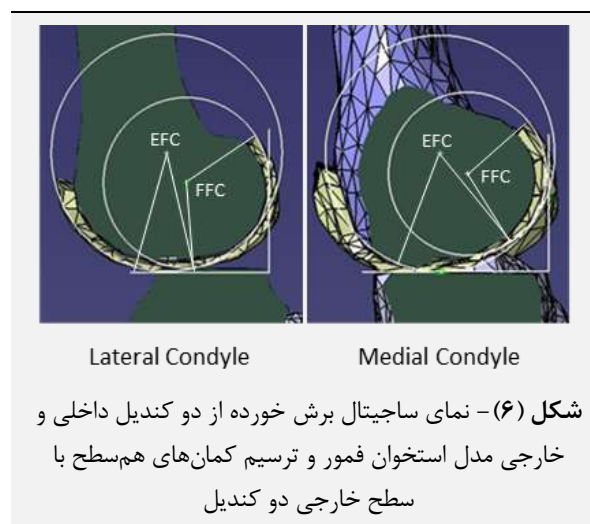
روش اول، تصویر شدن مسیر حرکت یک نقطه در صفحه‌ی ساجیتال است. در این روش ابتدا در صفحه‌ی ساجیتال مدل استخوان فمور در نرم‌افزار، یک نقطه در محلی دلخواه تعریف شده و سپس با استفاده از شبیه‌سازی سینماتیک انجام شده‌ی استخوان فمور، مسیر حرکتی این نقطه در فضای سه‌بعدی به دست آمده است (شکل ۸).

در ادامه مطابق شکل (۹) از امتداد یافتن تمام نقاط مسیر سه‌بعدی استخوان فمور عمود بر صفحه‌ی ساجیتال انتخاب شده، مسیر حرکتی این استخوان در صفحه‌ی ساجیتال به دست آمده که در شکل (۹) به رنگ سبز مشخص شده است. در روش دوم (روش ابداعی این مقاله) ابتدا محوری در نقطه‌ی انتخاب شده و موازی با محور دوران فلکشن-اکستنشن دستگاه

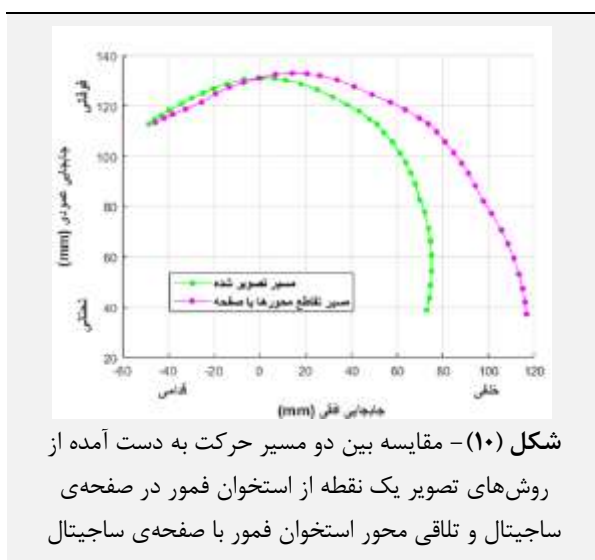
یک بانوی میان‌سال هندی با قد ۱۷۴ سانتی‌متر و وزن ۷۸ کیلوگرم مدل‌سازی شده است [۲۵]. مشخصات این فرد، میانگین قد و وزن بیماران مبتلا به آرتروز زانو را پوشش می‌دهد و به همین دلیل برای شبیه‌سازی سینماتیک زانو از آن استفاده شده است. برای شبیه‌سازی سینماتیک مدل سه‌بعدی در نرم‌افزار، ابتدا باید محورهای دستگاه مختصات استخوان فمور مشخص شود. از این رو مانند عکس‌های MRI گرفته شده در نماهای افقی و روبه‌روی بدن (شکل ۱)، برشی بر مدل زانو در هر یک از دو نما زده شده و با استفاده از صفحه‌ی برش خورده، دو کمان هم‌سطح با سطح خارجی هر دو کندیل در هر یک از صفحه‌های افقی و روبه‌روی بدن ترسیم شده است (شکل ۵).



از تلاقی مرکز دو کمان ترسیم شده در دو صفحه‌ی افقی و روبه‌روی بدن، محل قرارگیری صفحه‌ی ساجیتال در فضای سه‌بعدی در مرکز دو کندیل داخلی و خارجی این استخوان مشخص شده است. با استفاده از این دو صفحه‌ی ساجیتال، مدل استخوان فمور در هر دو کندیل داخلی و خارجی برش داده شده و در ادامه دو دایره‌ی هم‌سطح با سطح خارجی این دو کندیل ترسیم شده است (شکل ۶).



از روش تصویر کردن در صفحه‌ی ساجیتال مشخص نمی‌شود. این عامل جزو معایب اصلی این روش است، اما روش ارائه شده که از تداخل محور استخوان فمور با صفحه‌ی ساجیتال به دست می‌آید، میزان دوران در دو صفحه‌ی ساجیتال و افقی بدن را پوشش داده و بر خلاف مسیر تصویر شده، تداخلی با عمل کرد مفصل زانو به وجود نمی‌آورد. دو مسیر به دست آمده و اختلافات در این دو روش در شکل (۱۰) نشان داده شده است.

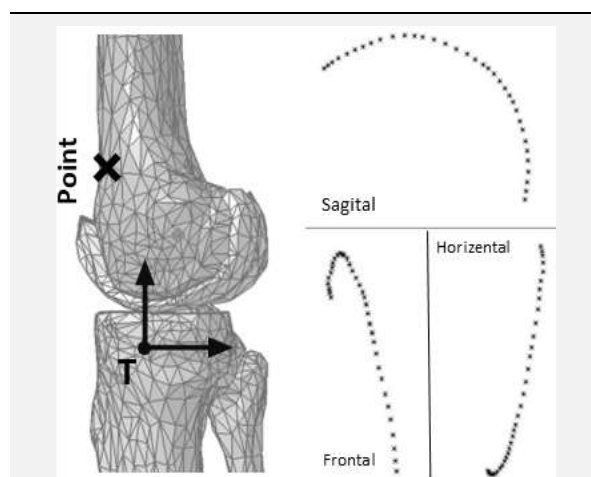


پس از بررسی دو مسیر استخراج شده مشاهده گردیده که روش ابداعی نسبت به روش تصویر کردن مسیر نقطه‌ی انتخابی صحت و تطبیق بسیار بیشتری با سینماتیک مفصل زانو دارد. از این رو در ادامه‌ی مقاله از این روش جهت استخراج مسیر حرکتی استخوان فمور استفاده شده است.

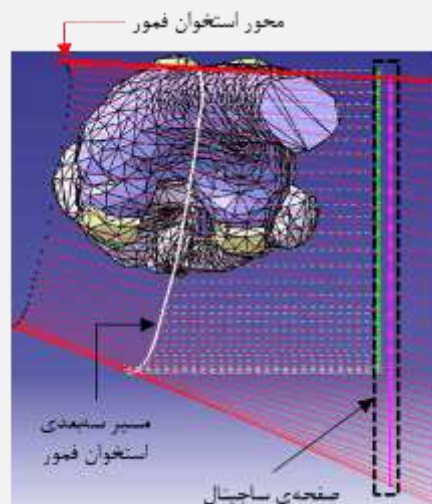
فاصله‌ی قرارگیری صفحه‌ی ساجیتال از مرکز استخوان فمور برای به دست آمدن مسیر حرکت بسیار مهم است. با توجه به دوران افقی این استخوان در طول خمش زانو، هر چه فاصله‌ی صفحه‌ی ساجیتال از مرکز زانو بیشتر باشد، ابعاد مسیری که از تداخل محور استخوان فمور با این صفحه به وجود می‌آید افزایش می‌یابد (شکل ۱۱).

بنابراین اگر مکانیسمی که برای مفصل زانو بر اساس مسیر حرکت به دست آمده در صفحه‌ی ساجیتال که در مرکز زانو قرار دارد طراحی شود، قابل استفاده برای قرارگیری به عنوان مثال در فاصله‌ی ۷۰ میلی‌متری از مرکز مفصل زانو نمی‌باشد. عدم رعایت این نکته باعث ایجاد تداخل در عمل کرد بریس با سینماتیک مفصل زانو می‌شود. با توجه به میانگین ابعاد مفصل زانوی افراد مختلف، محل قرارگیری مفصل بریس‌ها و اگزواسکلتون‌ها در فاصله‌ی تقریبی ۷۰ میلی‌متری از مرکز مفصل زانو قرار می‌گیرد. عرض مکانیسم مفصل بریس‌ها و

مختصات استخوان فمور ترسیم شده است. این محور به عنوان محور استخوان فمور در شکل (۹) به رنگ قرمز مشخص شده است و در طول شبیه‌سازی سینماتیک استخوان فمور، با صفحه‌ی ساجیتال برخورد پیدا می‌کند. از تداخل این محور با صفحه‌ی ساجیتال، مجموعه‌ای از نقاط برخورد به دست آمده که مسیر حرکتی استخوان فمور را به وجود آورده و در شکل (۹) به رنگ بنفش مشخص شده است.



**شکل (۸) -** نقطه‌ی انتخاب شده روی استخوان فمور و مسیر حرکتی سه‌بعدی آن در سه نمای بدن

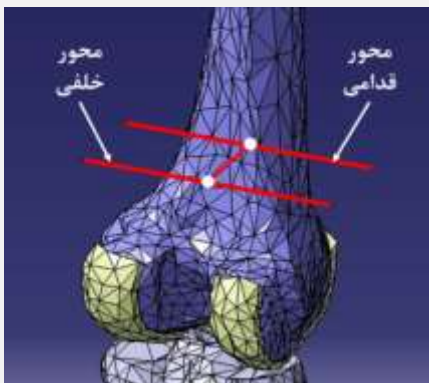


**شکل (۹) -** نمای افقی بدن، از مقایسه‌ی روش‌های تصویر یک نقطه از استخوان فمور در صفحه‌ی ساجیتال و تلالی محور استخوان فمور با صفحه‌ی ساجیتال

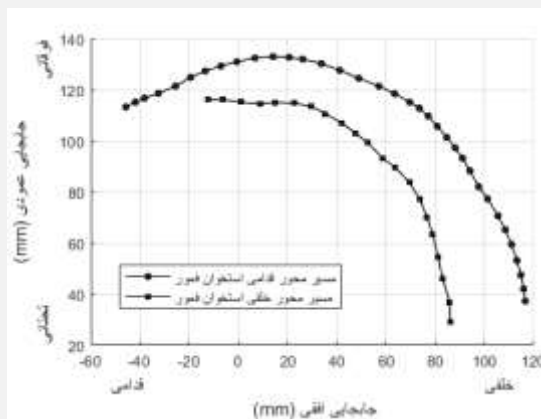
با بررسی مسیر حرکتی نقطه‌ی انتخاب شده در نمای افقی بدن (شکل ۸ و ۹) ملاحظه می‌شود که در هنگام افزایش خمش در مفصل زانو، مسیر حرکتی این استخوان انحرافی به سمت داخل زانو پیدا کرده است. این انحراف موجب ایجاد تفاوت‌ها در به دست آوردن مسیر حرکتی در صفحه‌ی ساجیتال می‌شود زیرا مطابق شکل (۹) میزان انحراف موجود در مسیر استخوان فمور،

فemor یک خط بالای دو کندیل این استخوان ترسیم شده و در نقطه‌ی جلویی و عقبی آن خط، دو محور در راستای محور فلکشن-اکستنشن دستگاه مختصات، به نام محور قدامی و محور خلفی استخوان femor تعریف شده است (شکل ۱۳).

طول این دو محور طوری انتخاب شده که در حین شبیه‌سازی سینماتیک خمش استخوان femor در نرم‌افزار، هر کدام از محورها با صفحه‌ی ساجیتال که در فاصله‌ی ۸۰ میلی‌متری از مرکز زانو قرار گرفته است تداخل داشته باشد. محل تداخل این دو محور، مجموعه‌ی نقاطی را در این صفحه به وجود آورده که با متصل شدن هر کدام از آن‌ها به یک‌دیگر مسیر محور قدامی و محور خلفی استخوان femor ایجاد می‌شود (شکل ۱۴).



شکل (۱۳) - ترسیم خط در صفحه‌ی ساجیتال، بالای دو کندیل استخوان femor و ایجاد دو محور قدامی و خلفی

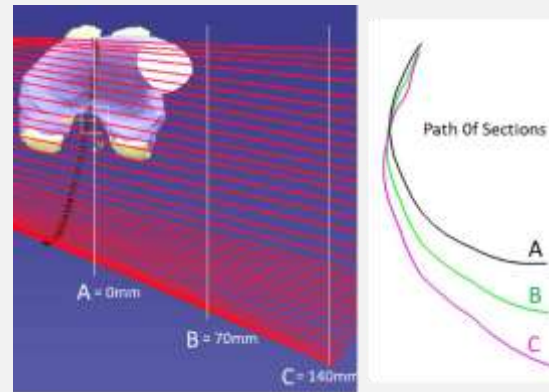


شکل (۱۴) - مسیرهای قدامی و خلفی استخوان femor از تلاقی محورهای قدامی و خلفی با صفحه‌ی ساجیتال در ۸۰ میلی‌متری از مرکز زانو

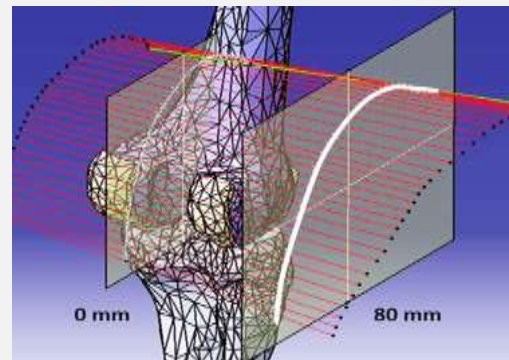
#### ۲-۴- طراحی مکانیسم برای مفصل زانو

پس از به دست آمدن دو مسیر استخوان femor، در طراحی مکانیسم مفصل بریس باید ابتدا و انتهای یک لینک از مکانیسم که قرار است در بریس به استخوان femor متصل شود روی دو مسیر محور قدامی و خلفی استخوان femor حرکت مقیدی داشته

آگزواسکتون‌ها تقریباً در بازه‌ی ۱۰ تا ۲۰ میلی‌متری است. به همین دلیل محل قرارگیری صفحه‌ی ساجیتال در فاصله‌ی ۸۰ میلی‌متری از مرکز استخوان femor در نظر گرفته شده است تا مسیر به دست آمده در این صفحه منطبق با محل قرارگیری مفصل این وسایل کمکی باشد (شکل ۱۲).



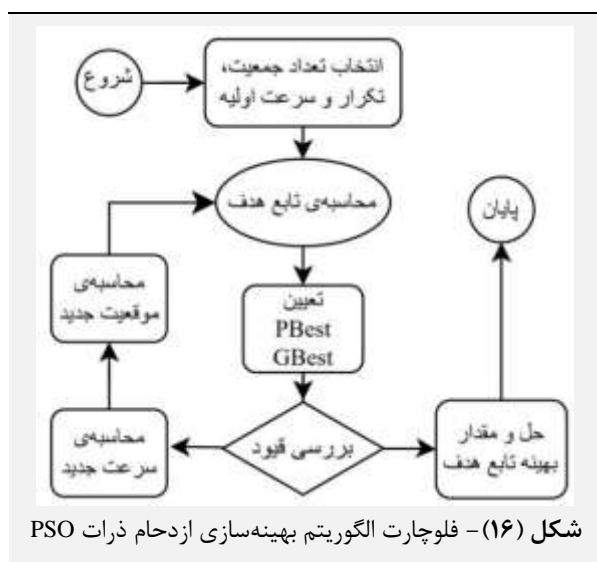
شکل (۱۱) - مسیرهای حرکت متفاوت به دست آمده از تلاقی محور استخوان femor با سه صفحه‌ی ساجیتال با فواصل مختلف از مرکز زانو



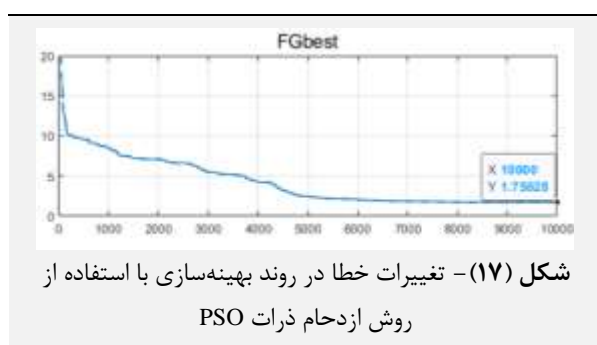
شکل (۱۲) - نمایشی از محل قرارگیری صفحه‌ی ساجیتال در فاصله‌ی ۸۰ میلی‌متری از مرکز زانو و مسیر حرکت به دست آمده از تداخل این صفحه با محور استخوان femor

با توجه به این که استخوان femor یک جسم صلب بوده و بخش بالایی بریس به بالای زانو (استخوان femor) متصل می‌شود، با استفاده از مسیر حرکت یک نقطه نمی‌توان به تطابق مناسبی بین حرکت استخوان femor با مفصل زانو دست یافت. در واقع از ردیابی مسیر حرکت یک نقطه از استخوان femor، مقدار دورانی که استخوان femor در طول حرکت انتقالی روی این مسیر ایجاد می‌کند مشخص نمی‌شود. بنابراین از مسیر حرکتی دو نقطه روی استخوان femor استفاده خواهد شد. مکانیسمی که بتواند ابتدا و انتهای یک لینک از آن روی مسیر دو نقطه از استخوان femor حرکت داشته باشد، مقدار جابه‌جایی و دوران این لینک مطابق با سینماتیک استخوان femor است. برای استخراج این دو مسیر حرکتی، ابتدا در صفحه‌ی ساجیتال و در مرکز استخوان

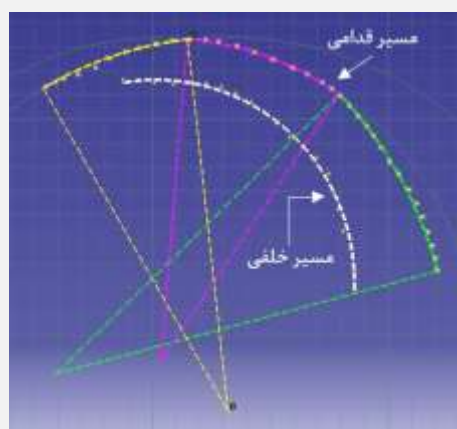
مسیر محور قدامی استخوان فمور به ۱۰ نقطه با فواصل مساوی تقسیم شده و مختصات این نقاط در نرم‌افزار متلب به عنوان نقاط مسیر مطلوب تعریف شده است. متغیرهای طراحی در این مساله شامل ۱۹ متغیر بوده که ۸ عدد از آن برای طول لینک‌ها و ۱۱ عدد دیگر برای زاویه‌های لینک‌ها است. قیود تعریف شده در این مساله شامل لنگ بودن لینک ورودی و گراشفی شدن مکانیسم است و محدوده‌ی مجاز متغیرهای طراحی به گونه‌ای قیدگذاری شده تا طول لینک‌های مکانیسم از ۳۰ میلی‌متر کم‌تر به دست نیاید. برای انجام بهینه‌سازی از الگوریتم بهینه‌سازی ازدحام ذرات (PSO) که بر مبنای حرکت گروهی پرندگان بوده استفاده شده است. نحوه‌ی عمل‌کرد این الگوریتم در فلوچارت شکل (۱۶) نشان داده شده است.



در الگوریتم PSO مقدار جمعیت اولیه ۳۵۰ عدد، تعداد تکرار ۱۰ هزار بار و سرعت اولیه صفر تعریف شده است. هر چه مقدار جمعیت و تعداد دفعات تکرار بیشتر باشد، تغییرات تابع هدف که بیان‌گر مقدار خطا در طراحی مکانیسم است کاهش می‌یابد. با توجه به جمعیت و تعداد دفعات تکرار تعریف شده، مقدار خطای به دست آمده از حرکت مکانیسم روی مسیر قدامی استخوان فمور ۱/۷ است (شکل ۱۷).



باشد تا عمل‌کرد نهایی این مکانیسم، حداکثر تطابق را با سینماتیک مفصل زانو به وجود آورد. طول این لینک از مکانیسم، میانگین فاصله‌ی بین دو مسیر قدامی و خلفی استخوان فمور در دو نقطه‌ی ابتدایی و انتهایی دو مسیر است یعنی محلی که استخوان فمور در آن محل ثابت بوده و به عنوان لینک فمور معرفی می‌شود. در ادامه مطابق شکل (۱۵) مسیر خلفی استخوان فمور به طور بسیار مشابهی مانند یک کمان دایروی است. از این رو با رسم کماتی منطبق با این مسیر، مشخصات لینکی دیگر با شعاع و مرکزیت این کمان به دست آمده و با اتصال انتهای این لینک به لینک فمور، بخشی از مکانیسم نهایی مفصل بریس کامل می‌شود.



شکل (۱۵) - مسیر خلفی استخوان فمور به صورت یک کمان دایروی بوده و مسیر قدامی ترکیبی از سه کمان است

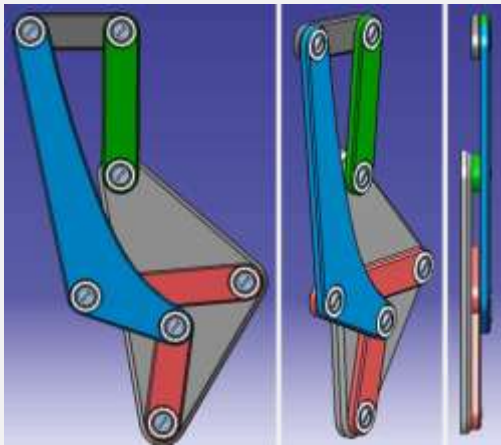
در شکل (۱۵) مسیر محور قدامی استخوان فمور به صورت ترکیبی از سه کمان مشخص شده است که برای تکمیل مکانیسم مفصل، انتهای یک لینک به تنهایی نمی‌تواند روی این مسیر منحنی حرکت مقیدی داشته باشد. از این رو برای ردیابی این مسیر نیاز به یک مکانیسم ۴-لینکی با عضو واسط مثلثی است که یک نقطه از لینک مثلثی بتواند روی این مسیر حرکت مقیدی داشته باشد. برای طراحی این مکانیسم الحاقی از بهینه‌سازی در نرم‌افزار متلب استفاده شده است.

## ۲-۴-۱- طراحی مکانیسم ۴-لینکی بر اساس روش بهینه‌سازی ازدحام ذرات

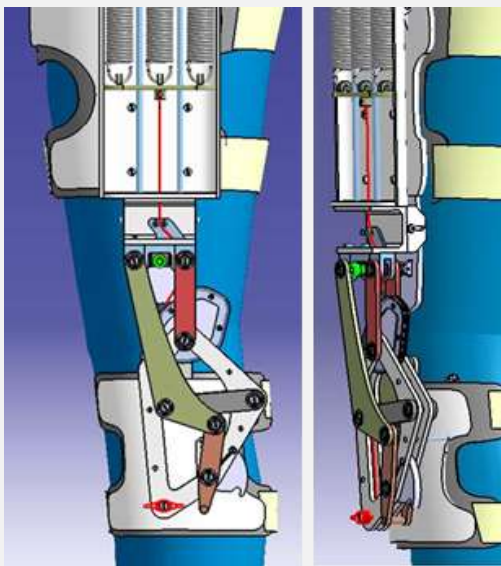
مساله‌ی بهینه‌سازی دارای چهار المان اصلی شامل تابع هدف، متغیرهای طراحی، قیود و الگوریتم بهینه‌سازی بوده که عمل‌کرد آن‌ها به یک‌دیگر وابسته است [۲۶، ۲۷]. هدف این مساله، طراحی مکانیسم ۴-لینکی با عضو واسط مثلثی است که یک نقطه از لینک مثلثی شکل بتواند مسیری را منطبق با مسیر محور قدامی استخوان فمور با حداقل خطا طی کند. از این رو

### ۲-۴-۲- مدل سازی مکانیسم استفنسون نوع ۳

با به دست آمدن طول و موقعیت قرارگیری لینکها در نرم افزار متلب، از نرم افزار صنعتی کتیا برای مدل سازی این مکانیسم جهت اتصال آن به بریس ها و آگزواسکتون ها استفاده شده است. ضخامت و چیدمان لینک های مکانیسم به صورتی انجام شده است تا برخوردی بین لینکها به وجود نیاید (شکل ۲۰). لینک زمین در مکانیسم به عنوان لینک استخوان تیبیا در نظر گرفته شده و مدل سازی آن به گونه ای انجام شده است که می تواند به پوسته ی پایینی بریس و آگزواسکتون ها متصل شود. همچنین لینکی که در میان دو مسیر محور قدامی و خلفی استخوان فمور حرکت می کند نیز به عنوان لینک استخوان فمور شناخته شده و به پوسته ی بالایی بریس و آگزواسکتون ها متصل شده است. این مکانیسم در مفصل بریس تحقیقاتی به صورت شکل (۲۱) استفاده شده است.

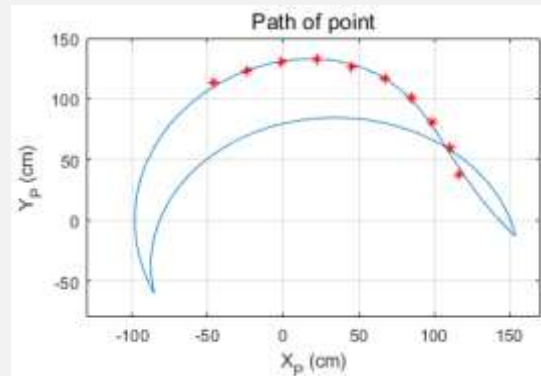


شکل (۲۰) - مدل سازی مکانیسم و چیدمان لینکها در نماهای مختلف

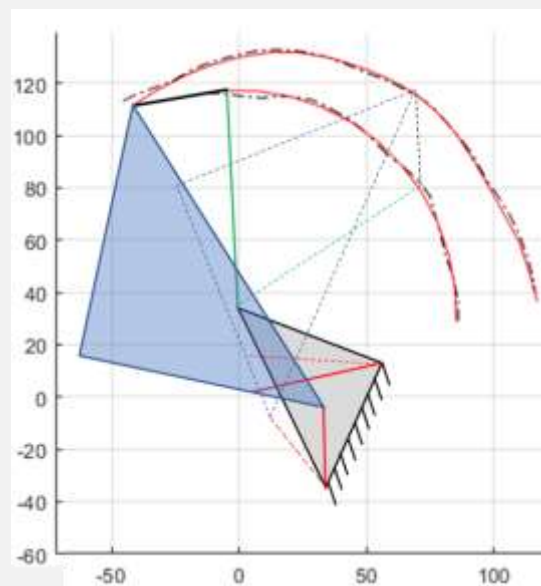


شکل (۲۱) - استفاده از مکانیسم ۶-لینکی استفنسون سری ۳ در مفصل بریس تحقیقاتی و نصب شده روی مدل پا

پس از اجرای الگوریتم PSO، متغیرهای طراحی شامل ابعاد و موقعیت قرارگیری لینک های مکانیسم ۴-لینکی به دست می آید. مسیری که نقطه ای از لینک واسط مثلثی شکل در یک دوران کامل لینک ورودی مکانیسم در صفحه طی می کند به رنگ آبی در شکل (۱۸) مشخص شده است. مشاهده می شود که تنها بخشی از مسیر طی شده از روی نقاط دقت عبور می کند. از این رو مقدار زاویه ای که لینک ورودی مکانیسم در نقطه ی دقت اول و نقطه ی دقت آخر در مسیر محور قدامی استخوان فمور تولید می کند استخراج شده و مقدار دوران لینک ورودی این مکانیسم در این بازه ی زاویه ای محدود شده است. با متصل شدن مکانیسم ۴-لینکی به دو لینک دیگری که در مراحل قبل به دست آمده است، مکانیسم نهایی مفصل بریس تبدیل به مکانیسم ۶-لینکی استفنسون نوع ۳ می شود. نحوه ی عمل کرد این مکانیسم و مسیر طی شده ی آن در شکل (۱۹) نشان داده شده است.



شکل (۱۸) - مسیر حرکت نقطه ای روی عضو واسط مثلثی در مکانیسم ۴-میله ای



شکل (۱۹) - مکانیسم ۶ لینکی استفنسون و تطابق عمل کرد آن با دو مسیر محور قدامی و خلفی استخوان فمور

### ۳- بحث

تا کنون مقالاتی که اقدام به طراحی مفصل بریس با الهام از زیست کرده‌اند، بر اساس دو مسیر به دست آمده از حرکت استخوان فمور می‌باشند. شیوه‌ی استخراج این مسیرها یکی از مباحثی است که باید به آن پرداخته شود تا علت عدم تطابق کافی این نوع بریس‌ها با مفصل زانو مشخص شود.

ماریلین و شرایشی در مقالات خود از هندسه‌ی استخوان فمور برای به دست آوردن مسیر حرکتی این استخوان استفاده کرده‌اند به گونه‌ای که در نمای ساجیتال، یک نقطه را به عنوان مرکز دوران استخوان فمور تعریف کرده و در طول خمش زانو، مختصات قرارگیری آن نقطه را به صورت یک مسیر در صفحه‌ی ساجیتال نشان داده‌اند [۱۴، ۱۵]. در بخش ۲-۱ با استفاده از عکس MRI گرفته شده در نمای ساجیتال بدن، نشان داده شده که هندسه‌ی سطح خارجی استخوان فمور ترکیبی از دو سطح دایروی است. به همین علت نمی‌توان یک نقطه را به عنوان مرکز دوران این استخوان معرفی کرد زیرا دوران حول دو محور EF و FF اتفاق می‌افتد [۲۳].

نیو و هم‌کارانش در مقاله‌ی خود با قرار دادن یک نقطه در محلی دلخواه روی استخوان فمور و با استفاده از 3dGuidance که یک فناوری سه‌بعدی برای راهنمایی و هدایت اشیا است، محل‌های قرارگیری این نقطه در طول خم شدن زانو را در فضای سه‌بعدی به دست آورده‌اند [۱۷]. این مجموعه‌ی نقاط در فضای سه‌بعدی در یک صفحه‌ی ساجیتال تصویر شده است که مسیر حرکتی استخوان فمور را نشان می‌دهد. همان‌طور که در بخش ۲-۳ اشاره شد، تصویر شدن مسیر یک نقطه در فضای سه‌بعدی روی صفحه‌ی ساجیتال، تطابق با نحوه‌ی حرکت استخوان فمور روی مسیر به دست آمده در فضای سه‌بعدی ندارد.

از این رو مفصل‌های بریسی که بر اساس این دو مسیر معرفی شده طراحی شده‌اند، تطابق با سینماتیک مفصل زانو نخواهند داشت. در مقابل با استفاده از روش جدید ارائه شده در این مقاله ابتدا هندسه و سینماتیک دقیق مفصل زانوی هر فرد مطالعه شده و بر اساس موقعیت قرارگیری مفصل این وسایل کمکی در کنار زانو، مسیر حرکت مفصل زانو تعیین شده و بر اساس آن مکانیسم ۶-لینکی استفنسون طراحی گردیده تا این مکانیسم مفصل، تطبیق حداکثری را بین این وسایل کمکی با مفصل زانوی فرد استفاده کننده به وجود آورد.

### ۴- محدودیت‌های مطالعه و پیشنهادات

در این مطالعه جهت بررسی هندسه و سینماتیک مفصل زانو، به وجود یک داوطلب نیاز بوده تا با استفاده از عکس‌های سی‌تی

اسکن گرفته شده از مفصل زانو، اقدام به مدل‌سازی سه‌بعدی از استخوان‌های فمور و تیبیای فرد داوطلب شود اما با توجه به عدم دسترسی به تجهیزات لازم و نبود داوطلب، در این مقاله از یک مدل سه‌بعدی آماده از استخوان‌های مفصل زانوی یک بانوی میان‌سال هندی استفاده شده است. لذا این مقاله به صورت تئوری روش جدیدی از نحوه‌ی استخراج مسیر حرکت مفصل زانو متناسب با هر فرد را ارائه داده و با بیان چگونه طراحی شدن مکانیسم مفصل این وسایل کمکی، حداکثر تطابق با سینماتیک مفصل زانوی هر فرد را معرفی کرده است.

به دلیل عدم حضور بانوی هندی، از ساخت مکانیسم ۶-لینکی مفصل بریس طراحی شده، صرف نظر شده زیرا خصوصیت این نوع طراحی، مختص بودن مکانیسم برای همان فرد است، از این رو نمی‌توان ارزیابی صحیحی از تعامل مفصل بریس ساخته شده با یک فرد دیگر داشت.

به همین خاطر پیشنهاد می‌شود جهت تکمیل این مطالعه، در کارهای آینده از یک داوطلب جهت گرفتن عکس‌های سی‌تی اسکن از مفصل زانوی آن فرد استفاده شده و با بهره‌گیری از نرم‌افزارهای مدل‌سازی سه‌بعدی مانند اینوسالیوس که بر اساس عکس‌های سی‌تی اسکن و ام‌آر‌آی عمل می‌کنند، اقدام به مدل‌سازی سه‌بعدی از استخوان‌های فمور و تیبیای مفصل زانوی فرد داوطلب شود. سپس با استفاده از روش ارائه شده در این مقاله، مسیر حرکتی مفصل زانو بر اساس فاصله‌ی قرارگیری مفصل بریس در کنار مفصل زانوی فرد داوطلب مشخص گردد. در ادامه می‌توان اقدام به طراحی مکانیسم ۶-لینکی مفصل بریس بر اساس مسیر حرکتی مختص به فرد داوطلب نمود. با ساخت این مکانیسم ۶-لینکی مفصل الحاقی و متصل کردن آن به پوسته‌ی بالایی و پایینی بریس‌های تجاری، داوطلب می‌تواند بریس زانو را پوشیده و عمل کرد آن را در طول راه رفتن و فعالیت‌های بدنی مختلف مورد بررسی قرار دهد. در نهایت از این طریق می‌توان مقدار تطابق جابه‌جایی، سرعت و شتاب مفصل بریس با مفصل زانو را مورد ارزیابی عملی قرار داد.

### ۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله به طراحی یک مکانیسم مفصل زانو برای وسایل کمکی از جمله بریس‌ها و اگزواسکتون‌ها جهت کاهش تطابق بین سینماتیک مفصل زانو با مفاصل بریس‌ها و اگزواسکتون‌ها پرداخته شده است. بر خلاف مفاصل تا کنون طراحی شده برای بریس‌ها که در آن‌ها تنها از مکانیسم لولا و یا غلتشی ساده استفاده شده که با نحوه‌ی حرکت زانو در تضاد کامل بوده، در این مقاله یک مکانیسم ۶-لینکی استفنسون نوع ۳ برای این

- [9] A. N. Spring, J. Kofman, and E. D. Lemaire, "Design and evaluation of an orthotic knee-extension assist," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 20, no. 5, pp. 678-687, 2012.
- [10] A. Bhawe, "Gait and clinical improvement with a novel knee brace for knee OA," *Osteoarthritis and Cartilage*, vol. 21, p. S276, 2013.
- [11] F. E. Pollo, J. C. Otis, S. I. Backus, R. F. Warren, and T. L. Wickiewicz, "Reduction of medial compartment loads with valgus bracing of the osteoarthritic knee," *The American journal of sports medicine*, vol. 30, no. 3, pp. 414-421, 2002.
- [12] B. P. Self, R. M. Greenwald, and D. S. Pflaste, "A biomechanical analysis of a medial unloading brace for osteoarthritis in the knee," *Arthritis Care & Research*, vol. 13, no. 4, pp. 191-197, 2000.
- [13] 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. 142, no. 1, p. 014502, 2020.
- [14] A. C. Etoundi, C. L. Semasinghe, S. Agrawal, A. Dobner, and A. Jafari, "Bio-inspired knee joint: trends in the hardware systems development," *Frontiers in Robotics and AI*, vol. 8, p. 613574, 2021.
- [15] Y. Shiraishi, "Functional assessment for the natural knee joints in squat activity by simulation of 2D X-ray images based on 3D CT image," *Trans Jpn Soc of Mech Eng*, vol. 77, p. 219, 2011.
- [16] T. Kikuchi, K. Sakai, and I. Abe, "Bioinspired knee joint for a power-assist suit," *Journal of Robotics*, vol. 2016, 2016.
- [17] Y. Niu, Z. Song, and J. Dai, "Kinematic analysis and optimization of a planar parallel compliant mechanism for self-alignment knee exoskeleton," *Mechanical Sciences*, vol. 9, no. 2, pp. 405-416, 2018.
- [18] S. Hall, "Sciences H. Basic biomechanics," ed: United States: McGraw Hill Higher Education, 2014.
- [19] S. Affatato, "Biomechanics of the knee," in *Surgical techniques in total knee arthroplasty and alternative procedures*: Elsevier, 2015, pp. 17-35.
- [20] H. Iwaki, V. Pinskerova, and M. Freeman, "Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee," *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*, vol. 82, no. 8, pp. 1189-1195, 2000.
- [21] S. Martelli and V. Pinskerova, "The shapes of the tibial and femoral articular surfaces in relation to tibiofemoral movement," *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*, vol. 84, no. 4, pp. 607-613, 2002.
- [22] A. McPherson, J. Kärrholm, V. Pinskerova, A. Sosna, and S. Martelli, "Imaging knee position using MRI, RSA/CT and 3D digitisation,"

منظور ارائه شده است. برای طراحی این مکانیسم، مسیر حرکتی جدیدی که درجات حرکتی بیش‌تری از حرکت استخوان فمور را شامل می‌شود با تحلیل دقیق سینماتیک مفصل زانو ارائه شده و تطابق بهتر آن در مقایسه با مسیرهای حرکتی استفاده شده در مطالعات قبلی مورد بررسی و مقایسه قرار گرفته است. برای طراحی این مکانیسم و بهینه‌سازی آن با وجود قيود طراحی، از الگوریتم بهینه‌سازی ازدحام ذرات استفاده شده است. تحلیل حرکتی این مکانیسم نشان دهنده‌ی تنها خطای ۱/۷ میلی‌متری در مقایسه با مسیر مطلوب بوده که بیان‌گر حرکتی بسیار منطبق با مسیر حرکتی استخوان فمور بوده و موجب کاهش ناهمانگی بین وسایل کمکی و مفصل زانو شده است. این مکانیسم مفصل می‌تواند به صورت الحاقی به انواع مختلفی از بریس‌ها و آگزواسکتون‌های تجاری متصل شود و عمل کرد آن‌ها را برای هر بیمار بهبود بخشد.

## ۶- مراجع

- [1] F. R. Convery, "Basic Biomechanics of the Skeletal System. Victor H. Frankel and Margareta Nordin. Philadelphia, Lea & Febiger, 1980. 303 pages. Illustrated," ed: Wiley Online Library, 1981.
- [2] B. Heidari, "Knee osteoarthritis prevalence, risk factors, pathogenesis and features: Part I," *Caspian journal of internal medicine*, vol. 2, no. 2, p. 205, 2011.
- [3] J. Kim, T. Kim, C. Ko, S. Lee, and K. Kong, "Bio-inspired cable-driven knee orthosis for tibiofemoral joint load distribution," *IFAC-PapersOnLine*, vol. 55, no. 27, pp. 430-435, 2022.
- [4] H. Ma, *Mechatronic Design and Control of Assistive Knee Braces for Gait Rehabilitation*. The Chinese University of Hong Kong (Hong Kong), 2015.
- [5] R. D. Gaasbeek, B. E. Groen, B. Hampsink, R. J. Van Heerwaarden, and J. Duysens, "Valgus bracing in patients with medial compartment osteoarthritis of the knee: a gait analysis study of a new brace," *Gait & posture*, vol. 26, no. 1, pp. 3-10, 2007.
- [6] T. Schmalz, E. Knopf, H. Drewitz, and S. Blumentritt, "Analysis of biomechanical effectiveness of valgus-inducing knee brace for osteoarthritis of knee," *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 47, no. 5, 2010.
- [7] L. Yin, K. Chen, L. Guo, L. Cheng, F. Wang, and L. Yang, "Identifying the functional flexion-extension axis of the knee: an in-vivo kinematics study," *PloS one*, vol. 10, no. 6, p. e0128877, 2015.
- [8] C. Rivière and P.-A. Vendittoli, "Personalized hip and knee joint replacement," 2020.



- Bone & Joint Surgery British Volume, vol. 86, no. 8, pp. 1133-1136, 2004.
- [25] (Mar. 15, 2024). Free CAD Designs, Files & 3D Models | The GrabCAD Community Library. Available: <https://grabcad.com/library/knee-joint-model-1>
- [26] S. S. Rao, Engineering optimization: theory and practice. John Wiley & Sons, 2019.
- [27] A. Erdman, G. Sandor, and S. Kota, "Mechanism Design: Analysis and Synthesis, Prentice-Hall, Englewood Cliffs," ed: Upper Saddle River NJ, USA, 1984.
- Journal of Biomechanics, vol. 38, no. 2, pp. 263-268, 2005.
- [23] P. Johal, A. Williams, P. Wragg, D. Hunt, and W. Gedroyc, "Tibio-femoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using 'interventional' MRI," Journal of biomechanics, vol. 38, no. 2, pp. 269-276, 2005.
- [24] Y. Tokuhara, Y. Kadoya, S. Nakagawa, A. Kobayashi, and K. Takaoka, "The flexion gap in normal knees: an MRI study," The Journal of