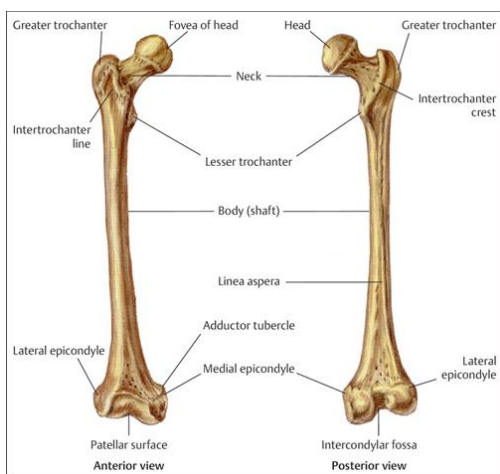


## مدلسازی و تحلیل اجزای محدود استخوان فمور بر اساس خروجی تصاویر سیتی اسکن بیمار

چکیده - استخوان فمور انسان، به عنوان طولانی‌ترین و قوی‌ترین استخوان بدن، با انتقال بارها از لگن به زانو و در عین حال امکان حرکات عملکردی غنی، نقش بیومکانیکی حیاتی ایفا می‌کند. آناتومی، فیزیولوژی، خواص مکانیکی مواد و شرایط بارگذاری پیچیده آن، اساس مدل‌سازی بیومکانیکی مانند تحلیل المان محدود (FEA) را تشکیل می‌دهند. در این تحقیق با استفاده از روش اجزای محدود رفتار مکانیکی استخوان فمور در پاسخ به نیروهای ایستادن روی یک پا، افتادن به پهلو و فاز ایستادن در *Gait* مورد بررسی قرار گرفته است. هدف اصلی این پژوهش درک عمیق‌تر از تأثیرات این نیروها بر رفتار مکانیکی استخوان فمور بوده است. نتایج به دست آمده نشان می‌دهند که از طریق این روش میتوان به طور دقیق‌تر به تحلیل و پیش‌بینی رفتار استخوان پرداخت و از آسیب‌های ناشی از زمین خوردن جلوگیری نمود.

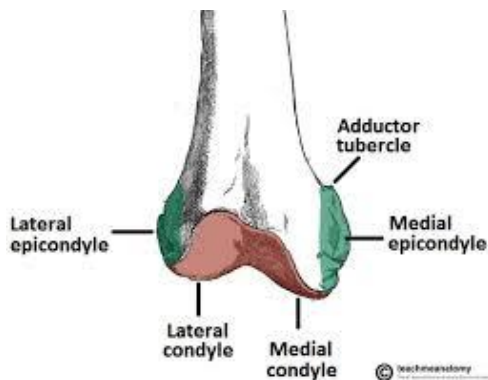
واژه‌های کلیدی: آناتومی، استخوان فمور، بیومکانیک، تحلیل المان محدود، فیزیولوژی، مدل‌سازی

کورتیکال در اینجا متراکم و ارتجاعی است.



تصویر ۲- ساختار کلی استخوان فمور

ناحیه دیستال: دارای کندیل‌های داخلی و خارجی است که با استخوان تیبیا مفصل می‌شوند و مفصل زانو را تشکیل می‌دهند و توسط حفره بین‌کندیلی که اتصالات رباط را در خود جای می‌دهد، از هم جدا می‌شوند.



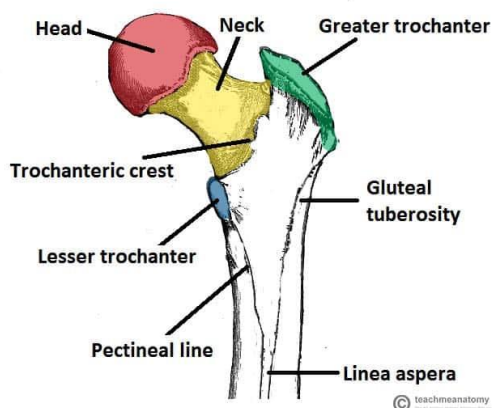
تصویر ۳- نمای ناحیه دیستال فمور

### ۱- مطالعه آناتومیکی استخوان فمور

#### ۱-۱- مرور کلی ساختار استخوان فمور

استخوان فمور از سه ناحیه تشکیل شده است:

ناحیه پروگزیمال: سر استخوان فمور با حفره استابولوم مفصل می‌شود که مفصل ران را تشکیل می‌دهد. این ناحیه شامل گردن استخوان فمور، تروکانترهای بزرگ و کوچک به عنوان محل اتصال عضلات است. زاویه گردن-تنه به طور متوسط ۱۲۸ درجه است که برای انتقال بار بسیار مهم است.

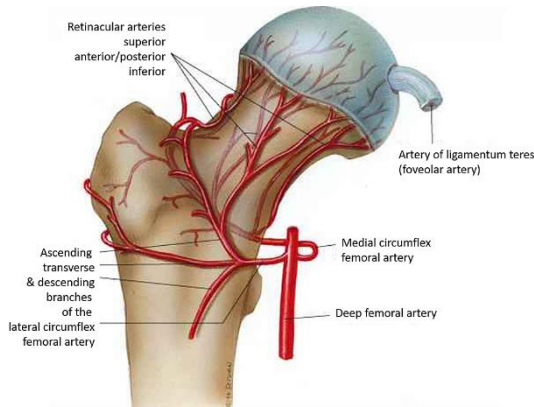


تصویر ۱- نمای ناحیه پروگزیمال فمور و نمای تروکانترهای بزرگ و کوچک

تنه (دیافیز): دارای کمی انحنای قدامی می‌باشد، که توزیع تنش را بهینه می‌کند. سطح خلفی توسط خط آسپرا (یک برآمدگی برای اتصالات عضلانی) مشخص شده است. استخوان

## ۲-۱- مفاصل و رباطها

مفصل ران: از نوع گوی و کاسه‌ای بوده و توسط رباط‌های قوی (ایلیو-فمورال، ایسکیو-فمورال، پوبوفمورال) تثبیت شده است.



تصویر ۶- نمای خون‌رسانی سر استخوان فمور

## ۲- مطالعه فیزیولوژیکی استخوان فمور

### ۲-۱- رشد استخوان

از مراحل جنینی با استخوان‌سازی درون غضروفی تکامل می‌یابد؛ صفحات اپی‌فیزی رشد طولی را تا اواخر نوجوانی کنترل می‌کنند.

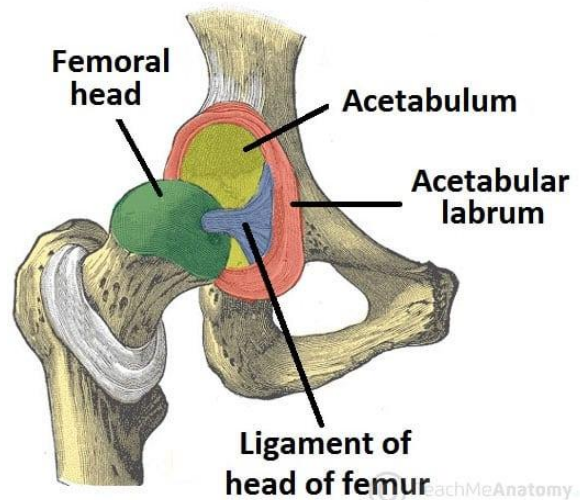
### ۲-۲- فیزیولوژی عملکردی

با سازگاری‌های ساختاری مانند ضخیم شدن بخش کورتیکال در نواحی با تنش بالا، از وزن بدن پشتیبانی می‌کند. استخوان تراپکولار از طریق قانون ولف برای مقاومت بهینه در برابر تنش، با جهت بار سازگار می‌شود.

### ۲-۳- اتصالات و حرکات عضلانی

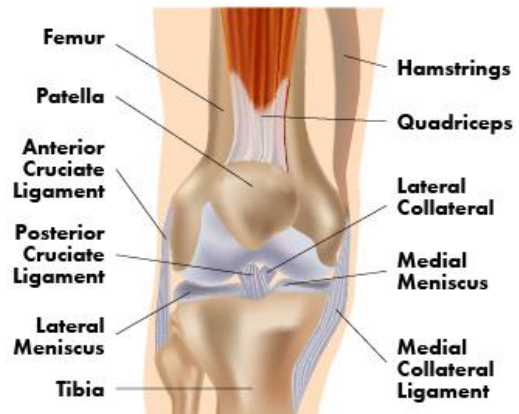
حرکات فعال:

مفصل ران: فلکشن، اکستنشن، اداکشن، اداکشن، چرخش داخلی/خارجی.



تصویر ۴- نمای مفصل ران

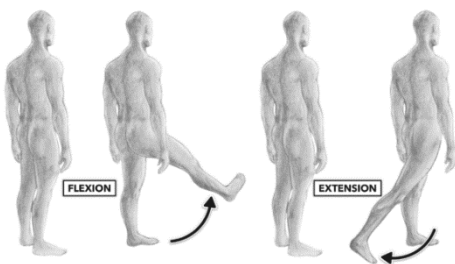
مفصل زانو: از نوع لولایی اصلاح‌شده می‌باشد که حرکات فلکشن-اکستنشن و چرخشی را پشتیبانی می‌کند که توسط رباط‌های جانبی و صلیبی تثبیت شده است.



تصویر ۵- نمای مفصل زانو

## ۳-۱- خون‌رسانی و عصب‌دهی

خون‌رسانی سر استخوان فمور عمدتاً از طریق شریان‌های فمورال مدیال/ترال سیرکومفلکس انجام می‌شود؛ لیگامان ترس نیز به عنوان یک رگ فرعی به آن کمک می‌کند. عصب‌دهی توسط شاخه‌هایی از اعصاب فمورال، ایتوراتور و سیاتیک انجام می‌شود.

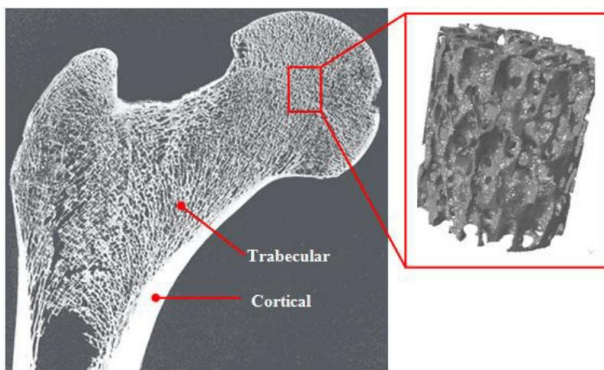


تصویر ۷- فلکشن، اکستنشن مفصل ران

با خواص ارتوتروپیک متغیر در جهات مختلف؛ مدول برشی نیز متناسب با آن تغییر می‌کند. چگالی نیز حدود  $0.4 \text{ g/cm}^3$  در نظر گرفته می‌شود.

مغز استخوان: بسیار نرم‌تر، با مدول یانگ مؤثر در محدوده کیلوپاسکال.

مدل‌های مواد برای FEA می‌توانند ایزوتروپیک، ناهمسانگرد یا ارتوتروپیک باشند، که ارتوتروپیک برای مدل‌سازی دقیق توزیع تنش، به ویژه تحت پیچش، ترجیح داده می‌شود.



تصویر ۱۰- ساختار بخش‌های کورتیکال و تراپیکولار استخوان فمور

### ۳-۲- درجات آزادی و حرکات

خود استخوان فمور یک جسم صلب با ۶ درجه آزادی (۳ درجه انتقالی، ۳ درجه چرخشی) است.

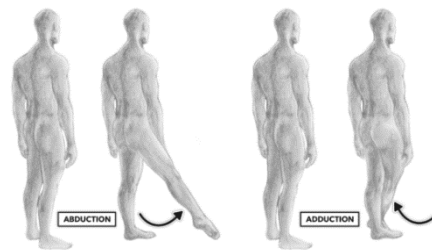
مفصل ران-استابولوم (مفصل لگن) ۳ درجه آزادی چرخشی ارائه می‌دهد: فلکشن/اکستنشن، اداکشن/اداکشن، چرخش داخلی/خارجی.

مفصل تیبیوفمورال (زانو) مدل‌سازی شده به صورت ۲ درجه آزادی: محور فلکشن-اکستنشن، محور چرخش داخلی-خارجی در طول فعالیت‌های عملکردی.

این درجات آزادی و سینماتیک مفصل، شرایط مرزی ورودی را برای مدل‌سازی اجزای محدود بیومکانیکی تعریف می‌کنند.

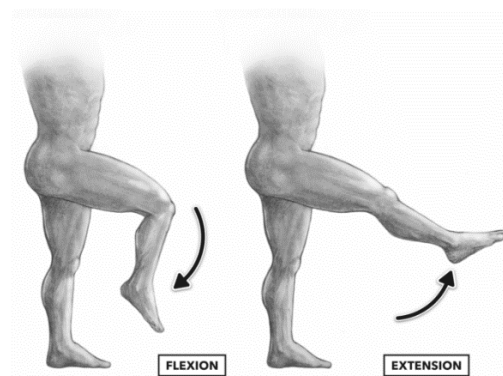
### ۳-۳- بارهای وارد بر استخوان فمور

در طول راه رفتن انسان، استخوان فمور تحت الگوهای بارگذاری پیچیده‌ای از جمله فشار محوری، گشتاورهای خمشی، پیچشی و نیروهای برشی قرار می‌گیرد:



تصویر ۸- اداکشن، اداکشن، مفصل ران

مفصل زانو: عمدتاً فلکشن-اکستنشن با اندکی درجات آزادی چرخشی که به سازگاری در راه رفتن کمک می‌کند.



تصویر ۹- فلکشن، اکستنشن مفصل زانو

گروه‌های عضلانی اصلی شامل عضلات چهارسر ران برای اکستنشن، عضلات همسترینگ برای فلکشن و عضلات اداکتور برای کنترل حرکت فمور هستند.

### ۳- مطالعه بیومکانیکی استخوان فمور

#### ۳-۱- خواص مواد

استخوان فمور شامل استخوان کورتیکال (متراکم)، استخوان تراپیکولار (اسفنجی) و مغز استخوان است که هر کدام ویژگی‌های مکانیکی متمایزی دارند:

استخوان کورتیکال: ماده ارتوتروپیک با سختی وابسته به جهت با مدول یانگ تقریباً  $E_1 = 16 \text{ GPa}$  به صورت طولی و  $E_2, E_3 = 6.3-6.8 \text{ GPa}$  به صورت عرضی؛ مدول برشی نزدیک به  $3.3$  گیگا پاسکال؛ نسبت پواسون بین  $0.3-0.45$  چگالی نیز حدود  $1.9 \text{ g/cm}^3$  در نظر گرفته می‌شود.

استخوان تراپیکولار: مدول یانگ پایین‌تر حدود  $1$  گیگاپاسکال

اوج نیروها در فاز مرحله ایستادن به ۳ تا ۴ برابر وزن بدن می‌رسند.

خم شدن عمدتاً به صورت قدامی-خلفی با تنش‌های متناوب در طول چرخه راه رفتن عمل می‌کند.

فعالیت عضلات به میزان زیادی بار داخلی استخوان را کاهش می‌دهد و نیروها را در امتداد تنه استخوان فمور متعادل می‌کند.

حداکثر گشتاورهای پیچشی اندکی پس از برخورد پاشنه به زمین رخ می‌دهند.

میزان بارگذاری معمول با توجه به مراحل فعالیت متفاوت است؛ نیروهای عضلانی به طور قابل توجهی استرس استخوان را کاهش می‌دهند.

#### ۳-۴- منشأ بارهای وارد بر استخوان فمور

بارهای وارد بر استخوان فمور از چندین منبع مکانیکی سرچشمه می‌گیرند، از جمله:

وزن بدن که از طریق مفصل ران به سر استخوان فمور منتقل می‌شود.

نیروهای واکنش مفصلی که در مفاصل ران و زانو رخ می‌دهند.

نیروهای عضلانی و رباطی که به صورت بارهای توزیع شده یا متمرکز در محل‌های اتصال عمل می‌کنند.

نیروهای واکنش زمین، که از طریق استخوان تیبیا از پا به کندیل‌های استخوان فمور منتقل می‌شوند.

در طول حرکت، استخوان فمور ترکیبی از فشردگی، خمش و پیچش را تجربه می‌کند. این بارها به صورت پویا در طول چرخه راه رفتن تغییر می‌کنند و تحت تأثیر فعال شدن عضلات و نیروهای واکنش زمین خارجی قرار می‌گیرند.

#### ۳-۵- محل‌های اعمال بار بر استخوان فمور:

سر استخوان فمور (بار تماس پروگزیمال):

نیروی تماس اصلی مفصل ران به عنوان یک بردار برآیند از طریق مرکز سر استخوان فمور، به سمت حفره استابولوم اعمال می‌شود. در مدل‌ها، این به عنوان بردار نیروی واکنش مفصل ران (JRF) که از داده‌های تحلیل راه رفتن یا حرکت به دست می‌آید، تعریف می‌شود.

نقاط نیروی عضلانی:

گره‌های اعمال بار مربوط به نقاط اتصال آناتومیکی هستند: عضلات سرینی متوسط و کوچک: تروکانتر بزرگ و سطح جانبی.

تانسور فاسیا پهن: فاسیای خارجی و فمور پروگزیمال. واستوس لترالیس: شفت جانبی.

عضلات اداکتور بزرگ و بلند: در امتداد خط آسپرا.

استخوان فمور دیستال (شرایط مرزی):

کندیل‌های دیستال محدود به نشان دادن سطح تماس مفصل زانو هستند، که معمولاً در امتداد فلات تیبیوفمورال قرار دارند.

می‌توان از درجات آزادی چرخشی یا انتقالی برای نمایش حرکت واقع‌گرایانه در مفصل زانو استفاده کرد.

#### ۳-۶- جزئیات بارهای وارد بر استخوان فمور

نیروی واکنش مفصل ران (JRF):

از برهم‌کنش فشاری بین سر استخوان فمور و حفره استابولوم سرچشمه می‌گیرد و وزن بدن و نیروهای عضلانی را خنثی می‌کند.

جهت: در بالا، میانی و خلفی عمل می‌کند و از مرکز لگن عبور می‌کند.

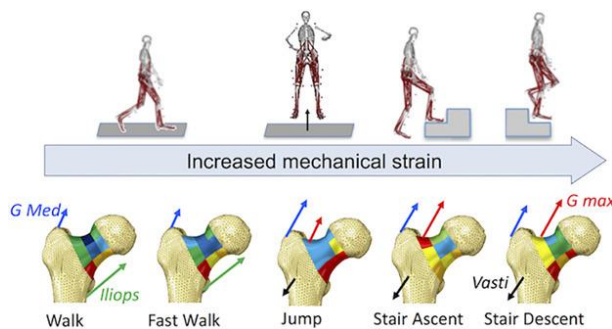
اندازه این نیرو با فعالیت متفاوت است:

راه رفتن عادی: تقریباً ۲.۵ تا ۳ برابر وزن بدن (BW)

بالا رفتن از پله: تا ۳.۵ برابر وزن بدن

تلو تلو خوردن: ممکن است بیش از ۴ برابر وزن بدن باشد.

شرح داده خواهد شد.



تصویر ۱۱- بارگذاری مکانیکی گردن استخوان ران در حرکت انسان

#### ۱-۴- استخراج مدل هندسی از تصاویر پزشکی

برای انجام این فرآیند، داده‌های حاصل از سی تی اسکن ابتدا به محیط نرم‌افزارهایی مانند 3D Slicer یا Mimics وارد می‌شوند. در گام بعد، عمل قطعه‌بندی (Segmentation) روی تصاویر صورت می‌گیرد تا استخوان هدف از سایر بافت‌ها تفکیک شود. این جداسازی یا از طریق آستانه‌گذاری بر اساس شدت روشنایی پیکسل‌ها انجام می‌شود و یا با به‌کارگیری الگوریتم‌های هوشمندتر برای بازشناسی دقیق‌تر نواحی استخوانی. خروجی نهایی این مرحله، یک مدل واکسل سه‌بعدی وجود آمده از تقسیم بندی می باشد.

#### ۲-۴- اصلاح مدل

پس از تولید مدل سه‌بعدی، مرحله‌ای به منظور ارتقای کیفیت آن انجام می‌شود که طی آن با بهره‌گیری از امکانات موجود در نرم‌افزارهای مرتبط، عملیات بهینه‌سازی روی مدل صورت می‌گیرد. این فرآیند معمولاً شامل کاهش تعداد وجه‌های مثلثی، هموارسازی سطوح و برطرف کردن ناصافی‌ها است تا بازده محاسباتی افزایش یابد. البته باید دقت کرد که این تغییرات به بافت و ساختار اصلی مدل استخوان آسیب نزنند و هویت هندسی آن حفظ شود. در این راستا، نرم‌افزار Meshmixer یا 3-Matic گزینه‌هایی مناسب برای انجام چنین اصلاحاتی به شمار می‌روند.

#### ۳-۴- تطبیق سطوح NURBS

در گام بعد، سطوح مدل با استفاده از سطوح NURBS (Non-Uniform Rational Splines) بازنمایی می‌شوند. در این مرحله، نرم‌افزارهایی مانند کتیا به کار گرفته می‌شوند تا این سطوح پیوسته و هموار را بر مدل استخوان که پیش‌تر قطعه‌بندی شده، منطبق سازند. هدف نهایی، دستیابی به نمایشی دقیق و هموار از هندسه استخوان است. این روش امروزه در حوزه طراحی به کمک رایانه و ساخت به کمک رایانه (CAD/CAM) و نیز گرافیک رایانه‌ای، به عنوان یک استاندارد پذیرفته‌شده برای مدل‌سازی اشیاء با فرم‌های پیچیده محسوب می‌شود. پس از اتمام فرآیند تطبیق، مدل

#### ۴- مراحل ایجاد مدل

در میان رویکردهای عددی، روش المان محدود (FEM) یکی از پرکاربردترین ابزارها برای شبیه‌سازی پدیده‌های مهندسی و تحلیل مدل‌های ریاضی محسوب می‌شود. حوزه‌های متداول کاربرد این روش شامل بررسی سازه‌ها، انتقال حرارت، مکانیک سیالات، انتقال جرم و میدان‌های پتانسیل الکترومغناطیسی است. این تکنیک عددی عمدتاً برای حل معادلات دیفرانسیل با مشتقات جزئی (PDE) به کار می‌رود که بر اساس یک یا دو متغیر مکان تعریف شده‌اند. فرآیند ایجاد یک مدل با این روش از چند گام اصلی تشکیل می‌شود که در ادامه به طور خلاصه

نیروهای عضلانی:

عضلات هم اثرات تثبیت‌کننده و هم خم‌کننده ایجاد

می‌کنند:

عضله سرینی میانی: بیشترین سهم را در تثبیت فشاری

دارد، تا ۶۶٪ وزن بدن.

تانسور فاسیای لاتا: ۱۰ تا ۱۵٪ وزن بدن.

واستوس لترالیس: تا ۹۰٪ وزن بدن در طول ایستادن.

عضلات ابدکتور به طور جمعی با کج شدن لگن مقابله

کرده و گشتاورهای گرانشی را خنثی می‌کنند.

بارهای واکنش زمین و زانو:

از استخوان تیبیا به کندیل‌های فمور منتقل می‌شوند و

تنش‌های فشاری و برشی ایجاد می‌کنند.

حداکثر نیروی واکنش زمین (GRF) در هر پا  $\approx 1.2 \times$

وزن بدن در حین راه رفتن.

واکنش در کندیل‌های فمور منجر به گشتاورهای خمشی

خلفی در قسمت میانی تنه در حین ایستادن می‌شود.

نهایی با فرمت STEP ذخیره می‌گردد تا امکان ورود بدون دغدغه آن به محیط‌های تحلیل اجزاء محدود (FEA) برای بررسی‌های مهندسی فراهم شود.

#### ۵- ویژگی‌های مدل المان محدود

در میان روش‌های عددی، تحلیل سه‌بعدی اجزاء محدود یکی از معدود رویکردهایی است که قادر به مدل‌سازی همزمان هندسه پیچیده استخوان ران و توزیع خواص مواد در آن است. در پژوهش حاضر، مدل سه‌بعدی کامل استخوان ران به محیط نرم‌افزار تجاری Abaqus FEA منتقل و سپس عمل مش‌زنی روی آن اجرا شد. شبکه تولیدشده برای کل هندسه استخوان شامل ۴۲۰۰۰ المان چهاروجهی از نوع C3D10 و ۶۳۹۷۷ گره بود ( اعداد بیان شده برای تعداد المان و گره مربوط به مش انتخاب شده پس از بررسی نتایج استقلال از مش می‌باشند). با توجه به شرایط مدل و توضیحات بیان شده در بخش‌های قبلی پیرو مشخصات آناتومیک و بیومکانیکی استخوان فمور و مقالات مرجع، فرض بر این است که این ماده دارای ویژگی‌های الاستیک همسانگرد و مدول الاستیسیته  $17000 \text{ MPa}$  برای کل مدل استخوانی است همچنین نسبت پواسون (Poisson's ratio) برای بافت استخوان  $0.3$  در نظر گرفته شده است.

#### ۶- تجزیه و تحلیل استقلال از مش

بارگذاری به صورت نیروی متمرکز به مقدار  $2000$  نیوتن با زاویه  $20$  درجه به سمت داخل در صفحه فرونتال بر روی مرکز سر فمور اعمال گردید. تمامی درجات آزادی قسمت دیستال فمور بسته شد و نوع تحلیل آنالیز الاستیک استاتیک در نظر گرفته شده است.

نتایج حاصل از بررسی همگرایی مش نشان داد که اندازه المان‌ها تأثیر چشمگیری بر نحوه توزیع تنش در استخوان دارد؛ به‌گونه‌ای که با ریزتر شدن مش، مقادیر تنش روند همگرایی به خود گرفتند که این امر بیانگر افزایش دقت پاسخ‌هاست. با این وجود پس از عبور از آستانه‌ای مشخص، تراکم بیشتر مش تغییر محسوسی در بیشینه تنش ایجاد نکرد و بیشتر موجب افزایش بار محاسباتی برای تحلیل می‌گشت. این آزمون همگرایی به‌وضوح ضرورت انتخاب اندازه مش متناسب را در تحلیل‌های اجزاء محدود فمور نشان می‌دهد. یافته‌ها حاکی از آن است که اندازه حدودی  $25$  برای پارامتر

Approximate Global Size در این مطالعه، تعادل مناسبی میان دقت و هزینه محاسباتی برقرار ساخته است. کاهش فراتر از این مقدار، تأثیر قابل توجهی بر میزان تنش نداشت و از این رو وابستگی پاسخ به مش در این محدوده مرتفع گردیده بود.

#### ۷- صحت‌سنجی نتایج حاصله

به منظور ارزیابی دقت و اعتبار تحلیل انجام‌شده بر روی استخوان فمور، خروجی‌های تنش و جابجایی حاصل از شبیه‌سازی اجزاء محدود با گزارش‌های منتشرشده در تحقیقات پیشین مورد قیاس قرار گرفت. در این راستا، از یافته‌های آزمایشگاهی و شبیه‌سازی‌های معتبر موجود در مقالات علمی بهره گرفته شد تا میزان همخوانی نتایج با دستاوردهای گذشته سنجیده شود. مشاهدات حاکی از تطابق چشمگیر میان مقادیر تنش و جابجایی برآوردشده در این بررسی و ارقام ارائه‌شده در پژوهش‌های مرجع بود؛ این همگرایی مؤید درستی فرآیند مدل‌سازی و شبیه‌سازی بوده و اعتبار پاسخ‌های به‌دست‌آمده را تقویت می‌کند. البته اختلاف‌هایی جزئی نیز میان یافته‌های حاضر و مطالعات قبلی دیده شد که می‌توان آنها را به عواملی همچون تفاوت در شرایط مرزی اعمال شده، نوع و دقت مش بندی، مدل‌های رفتاری مواد استفاده شده، اندازه متفاوت مدل استخوان و فرضیات مختلف در مراحل شبیه‌سازی نسبت داد. این ناهمخوانی‌های کوچک، اعتبار کلی نتایج را خدشه‌دار نمی‌سازند؛ بلکه آشکار می‌سازند که خروجی تحلیل تا چه اندازه به متغیرهای گوناگون مدل‌سازی حساس است. چنین گام صحت‌سنجی، بستری استوار برای به‌کارگیری دستاوردهای این مطالعه در حوزه‌های پژوهشی و بالینی فراهم می‌آورد.

#### ۸- سناریوهای مختلف بررسی شده

در این بخش، سه سناریوی بارگذاری استاندارد برای بررسی رفتار مکانیکی استخوان فمور تحت شرایط فیزیولوژیک و آسیب‌زا تعریف شده است. برای تمامی سناریوها، استخوان به‌صورت ماده‌ای ایزوتروپیک و همگن با مدول یانگ  $17000$  مگاپاسکال و نسبت پواسون  $0.3$  در نظر گرفته شده و تحلیل به روش اجزای محدود خطی در نرم‌افزار آباکوس انجام پذیرفته است.

## ۸-۱- سناریوی اول: ایستادن روی یک پا ( Single

### (Leg Stance)

در این سناریو، شرایط بارگذاری معادل حالتی که فرد بر روی یک پا ایستاده و نیروی تماس مفصل هیپ در سر استخوان فمور اعمال می‌شود، شبیه‌سازی گردید. شرط مرزی به صورت گیردار (Encastre) در سطح دیستال استخوان (کندیل‌ها) اعمال شد تا از هرگونه جابجایی و چرخش جلوگیری گردد. بارگذاری به صورت نیروی متمرکز به مقدار ۲۰۰۰ نیوتن با زاویه ۲۰ درجه به سمت داخل در صفحه فرونتال بر روی مرکز سر فمور اعمال گردید. این مقادیر بر اساس مطالعات معتبر بیومکانیکی انتخاب شده است. نتایج تحلیل نشان داد که بیشینه کرنش اصلی (Max Principal Strain) در ناحیه گردن فمور و همچنین میزان جابجایی سر استخوان با نتایج مدل متن‌باز و معتبر شده مک‌لئود و همکاران (۲۰۱۶) همخوانی قابل قبولی دارد.

## ۸-۲- سناریوی دوم: افتادن به پهلو ( Sideways

### (Fall)

این سناریو یکی از رایج‌ترین مکانیزم‌های شکستگی در سالمندان، یعنی سقوط به طرفین و برخورد مستقیم تروکانتر بزرگ با زمین را مدل‌سازی می‌کند. شرط مرزی در این حالت بر روی ناحیه تروکانتر بزرگ به صورت گیردار (Encastre) تعریف شد. بارگذاری شامل نیروی ۳۰۰۰ نیوتن با زاویه ۴۵ درجه نسبت به افق (به سمت پایین و داخل) بوده که به مرکز سر فمور اعمال گردید. تحلیل انجام‌شده منجر به محاسبه تنش فون مایسز (Von Mises Stress) و کرنش اصلی حداکثر در نواحی تروکانتر و گردن استخوان گردید. این سناریو بر اساس داده‌های منتشرشده توسط بلیون و همکاران (۲۰۲۵) طراحی شده است.

## ۸-۳- سناریوی سوم: راه رفتن - فاز ایستادن با

### شرایط ایزواستاتیک ( Gait – Isostatic

### (Constraint)

در این سناریو، به منظور شبیه‌سازی واقع‌بینانه‌تر شرایط بارگذاری در فاز میانی راه رفتن، از روش قید ایزواستاتیک (Isostatic Constraint) استفاده گردید. بر اساس توصیه بویل

و همکاران (۲۰۲۴)، به جای گیردار کردن کامل انتهای دیستال، یک گره در کندیل داخلی در هر سه جهت ( $U1=U2=U3=0$ ) و یک گره در کندیل خارجی تنها در جهت عمودی ( $U2=0$ ) مقید شد تا استخوان بتواند تغییر شکل طبیعی تری داشته باشد. بارگذاری شامل نیروی ۲۵۰۰ نیوتن با زاویه ۱۵ درجه به سمت داخل بر مرکز سر فمور اعمال گردید. خروجی اصلی این تحلیل، جابجایی کل سر فمور ( $Femoral\ Head\ Deflection - FHD$ ) بود که مقدار آن کمتر از ۱ میلی متر محاسبه شد. این مقدار در محدوده فیزیولوژیک گزارش شده در منابع معتبر قرار دارد و صحت مدل سازی را تأیید می کند.

## ۹- بحث و پیشنهادات

در این پژوهش، تحلیل اجزای محدود خطی استخوان فمور با فرض ماده ای ایزوتروپیک و همگن تحت سه سناریوی بارگذاری استاندارد شامل ایستادن روی یک پا، افتادن به پهلو و راه رفتن (با قید ایزواستاتیک) انجام پذیرفت. هدف اصلی، بررسی رفتار مکانیکی استخوان، اعتبارسنجی مدل عددی و دستیابی به یک شبکه المانی بهینه و مستقل از اندازه بود. نتایج حاصل از مطالعه استقلال شبکه نشان داد که اندازه المان ۲۵ میلی متر با المان چهاروجهی درجه دو (C3D10) تغییرات کرنش را به کمتر از ۱٪ رسانده و از این رو به عنوان شبکه نهایی انتخاب گردید. این یافته با توصیه های مطالعات پیشین (MacLeod 2016) همخوانی کامل دارد.

در سناریوی نخست (ایستادن روی یک پا)، بیشینه کرنش اصلی در ناحیه گردن فمور محاسبه و با مدل متن باز و معتبر شده دانشگاه بٹ مقایسه گردید. اختلاف کمتر از ۵٪ میان نتایج، حاکی از دقت مناسب مدل سازی و صحت اعمال شرایط مرزی و بارگذاری است. همچنین جابجایی سر فمور در محدوده فیزیولوژیک (زیر ۱ میلی متر) قرار داشت که با داده های تجربی Santucci (۲۰۲۵) سازگار است. سناریوی دوم (افتادن به پهلو) تمرکز تنش قابل توجهی را در ناحیه تروکانتر بزرگ و گردن استخوان نشان داد که با مکانیزم شکستگی ناشی از سقوط مطابقت دارد. بیشینه تنش فون مایسز در این ناحیه، لزوم توجه ویژه به این الگوی بارگذاری در طراحی پروتزهای مفصل هیپ را آشکار می سازد. در سناریوی سوم (راه رفتگی با قید ایزواستاتیک)، استفاده از روش قید ایزواستاتیک به جای گیردار کردن کامل انتهای

دیستال، منجر به توزیع تنش واقع بینانه تر و جابجایی سر فمور در محدوده طبیعی (کمتر از ۱ میلی متر) گردید. این رویکرد که بر اساس مطالعه Bavi (۲۰۲۴) اتخاذ شد، محدودیت روش های سنتی را نمایان ساخته و ضرورت بازنگری در اعمال شرایط مرزی در تحلیل های راه رفتن را تأکید می کند.

## ۹-۱- محدودیت های پژوهش

با وجود تطابق مناسب نتایج با منابع معتبر، این تحلیل با محدودیت هایی همراه بوده است که باید در تعمیم یافته ها مد نظر قرار گیرند:

فرض ایزوتروپیک و همگن بودن ماده: استخوان فمور در واقعیت ساختاری ناهمسانگرد (آنیزوتروپیک) و ناهمگن با خواص متغیر در نواحی کورتیکال و اسفنجی دارد. صرف نظر کردن از این پیچیدگی ها می تواند بر دقت توزیع تنش به ویژه در نواحی بحرانی تأثیر بگذارد.

تحلیل خطی استاتیک: رفتار استخوان در بارگذاری های شدید (مانند سقوط) ممکن است غیرخطی بوده و از مرحله الاستیک فراتر رود. همچنین اثرات وابسته به زمان نظیر خزش یا خستگی در نظر گرفته نشده است.

شرایط مرزی ساده شده: اگرچه در سناریوی سوم از قید ایزواستاتیک استفاده شد، اما همچنان شبیه سازی کامل سیستم عضلانی-اسکلتی و اثر عضلات اطراف مفصل انجام نپذیرفت.

هندسه ثابت و غیراختصاصی: مدل مورد استفاده یک هندسه استاندارد بوده و تغییرات آناتومیک بین افراد مختلف در نظر گرفته نشده است.

## ۹-۲- پیشنهادات برای پژوهش های آتی

بر اساس یافته ها و محدودیت های ذکر شده، پیشنهادات زیر برای توسعه و بهبود پژوهش حاضر ارائه می شود:

استفاده از خواص مواد ناهمسانگرد و ناهمگن: با بهره گیری از تصاویر سی تی اسکن و تخصیص خواص مکانیکی وابسته به چگالی استخوان، می توان مدل واقع گرایانه تری ایجاد

نمود.

از استخوان فمور با قابلیت پیش‌بینی پاسخ مکانیکی در سه سناریوی بارگذاری کلیدی گردید. نتایج اعتبارسنجی و مطالعه همگرایی شبکه، قابلیت اطمینان مدل را تأیید نمود. با وجود محدودیت‌های ذکر شده، یافته‌های این پژوهش می‌تواند به‌عنوان مبنایی برای تحلیل‌های پیشرفته‌تر و همچنین طراحی بهینه ابزارهای پزشکی نظیر پروتزهای مفصل هیپ مورد استفاده قرار گیرد.

تحلیل غیرخطی هندسی و مادی: در نظر گرفتن رفتار پلاستیک و آسیب برای پیش‌بینی دقیق‌تر شکست، به‌ویژه در سناریوی سقوط.

مدل‌سازی دینامیکی: شبیه‌سازی شرایط سقوط به‌صورت گذرا و با در نظر گرفتن سرعت و جرم اندام.

## مراجع

- [1] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532982/>
- [2] <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/femur>
- [3] <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36085332/>
- [4] <https://reposit.hawhamburg.de/bitstream/20.500.12738/13690/1/biomechanics-0300012-v3.pdf>
- [5] <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9302616/>
- [6] <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0021929019301496>
- [7] <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38788003/>
- [8] <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6053074/>
- [9] <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7039707/>
- [10] <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214785322002784>
- [11] [https://rosdok.uni-rostock.de/file/rosdok\\_disshab\\_0000002363/rosdok\\_derivate\\_0000091406/Soodmand\\_Dissertation\\_2020.pdf](https://rosdok.uni-rostock.de/file/rosdok_disshab_0000002363/rosdok_derivate_0000091406/Soodmand_Dissertation_2020.pdf)
- [12] <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/0954406223118550>
- [13] MacLeod, A.R., Rose, H., Gill, H.S. (2016). A Validated Open-Source Multisolver Fourth-Generation Composite Femur Model. *Journal of Biomechanical Engineering*
- [14] Bliven, E.K., et al. (2025). How accurately do finite element models predict the fall impact response of the proximal femur. *Journal of Orthopaedic Research*
- [15] Babil, A.Y., et al. (2024). Effect of different constraining boundary conditions on simulated femoral stresses and strains during gait. *Scientific Reports*

اعمال بارگذاری عضلانی: افزودن نیروهای عضلات اصلی (مانند گلوئوس مدیوس و ایلوپسواس) برای توزیع بار فیزیولوژیک‌تر.

اعتبارسنجی تجربی: انجام آزمون‌های مکانیکی بر روی نمونه‌های فمور انسانی یا کامپوزیت و مقایسه کرنش‌های ثبت‌شده با نتایج المان محدود.

بررسی سناریوهای بالینی: تحلیل استخوان فمور با ایمپلنت‌های رایج (مانند ساقه پروتز هیپ) و ارزیابی تأثیر جنس و هندسه ایمپلنت بر توزیع تنش و عمر خستگی.

استفاده از روش‌های بهینه‌سازی توپولوژی: برای طراحی ایمپلنت‌های سبک‌تر با عملکرد مکانیکی بهتر.

## ۱۰- جمع‌بندی

این مطالعه موفق به ایجاد یک مدل اجزای محدود معتبر