

## مقایسه بیومکانیکی استفاده از پلاک و یا میله داخل کانال استخوانی در مفصل شارکو، در بیماران دیابتی: تحلیل المان محدود

### چکیده

**زمینه و هدف:** پای شارکو بیماری ناتوان کننده مرموزی است که به طور شایع در بیماران دیابتی دیده می‌شود و به صورت کلاسیک با تخریب مفاصل کوچک قسمت میانی پا و نشست کردن قوس طولی داخلی پا خود را نشان می‌دهد. هنگامی که جراحی برای حفظ یک پای دارای عملکرد ضرورت یابد سؤال بعدی یافتن بهترین روش فیوژن (fusion) و بازسازی و فیکس کردن و بی‌حرکت کردن پا با کمترین آسیب نسج نرم است. امروزه استفاده از پلاک مدیال و پلنتر برای حفظ قوس پا توصیه می‌شود، همچنین در مواردی که سابقه زخم و عفونت وجود دارد استفاده از پیچ‌های بلند، ترجیحاً اینترامدولاری، با نتایج موفق بالایی همراه بوده است. هدف این مطالعه مقایسه بیومکانیکی روش‌های مختلف فیکس کردن به صورت فینیت آنالیز است. در این پژوهش رفتار بیومکانیکی سه روش با بارگذاری شبه‌استاتیک روی مدل ساخته شده در نرم افزارهای المان محدود بررسی می‌شود.

**روش‌ها:** از جمله اهداف این پژوهش مدل‌سازی و شبیه‌سازی به گونه‌ای بود که تا حد ممکن نزدیک به آناتومی واقعی موضع محل بررسی باشد. برای این منظور از تصاویر ثبت شده به روش سی‌تی‌اسکن که از پای یک خانم ۴۰ ساله تهیه شده بود استفاده کردیم و این تصاویر برای تکمیل مدل هندسی به نرم افزار میمیکس (mimics) منتقل شد. سپس، مدل تحت آنالیز بیومکانیکی به صورت شبه‌استاتیک در محیط نرم‌افزار آباکوس (abaqus19.0) قرار گرفت. برای دستیابی به مدل واقعی از لحاظ خواص، خواص مکانیکی برای استخوان کورتیکال و اسفنجی به صورت ارتوتروپیک خطی لحاظ شده است. بافت نرم به صورت هایپراالاستیک توصیف ماهیت غیرخطی و تراکم‌ناپذیر در نظر گرفته شد.

**نتایج:** با مقایسه اقسام سازه‌های مورد بررسی در مدل میله، تنش بیشتر روی ایمپلنت و تنش کمتر روی استخوان مشاهده شد. روش پلاک پلنتر از نظر حداکثر تنش به پا بدون ایمپلنت، نزدیکتر بود.

نتیجه‌گیری: مطالعه حاضر نشان داد کمترین تنش در حالت پلاک پلنتر رخ می‌دهد که احتمالاً باعث خستگی کمتر و با تاخیر بیشتر این پلاک می‌شود و نیز معلوم شد تنش وارده بر میله بیشتر از پلاک‌ها بوده است که این می‌تواند نشانه استحکام (regidity) بیشتر ساختمان ایجاد شده و افزایش سپر تنش (stress sheilding) باشد. البته جنس استیل یا تیتانیوم و قطر میله می‌تواند در این مقادیر تأثیرگذار باشد.

**واژگان کلیدی:** مفصل شارکو، میله گذاری داخل کانال استخوانی، آنالیز المان محدود، آرتروپاتی عصبی

دریافت مقاله: ۴ ماه قبل از چاپ؛ مراحل اصلاح و بازنگری: ۱ بار؛ پذیرش مقاله: ۳ ماه قبل از چاپ

\*پگاه خزاعی نژاد، \*\*بهروز سپهری، \*\*\*علیرضا موسویان

### مقدمه

بیماری پای شارکو بیماری ناتوان کننده مرموزی است که به طور شایع در بیماران دیابتی دیده می‌شود. این وضعیت نخستین بار در سال ۱۸۳۱، توسط میچل<sup>۱</sup> در یک بیمار تابس دورسالیس<sup>۲</sup> مبتلا به سفلیس عصبی گزارش شد، اما مارتین شارکو<sup>۳</sup> نخستین کسی بود که این وضعیت عجیب تخریب غیرعفونی استخوان و مفصل را توضیح داد. این بیماری بیشتر اندام تحتانی و به صورت خاص پا و مچ پا را درگیر می‌کند<sup>(۱)</sup> و به صورت کلاسیک، با تخریب مفاصل کوچک قسمت میانی پا و نشست کردن قوس طولی داخلی پا خود را نشان می‌دهد. امروزه این وضعیت به طور شایع در بیماران دیابتی دیده می‌شود، اما محدود به این بیماران نیست.

\*دانش‌آموخته کارشناس ارشد،

\*\*گروه مهندسی پزشکی،

(دانشگاه آزاد اسلامی، واحد مشهد،

مشهد، ایران)

\*\*\*گروه ارتوپدی، مرکز تحقیقات

ارتوپدی، دانشگاه علوم پزشکی

مشهد، مشهد، ایران

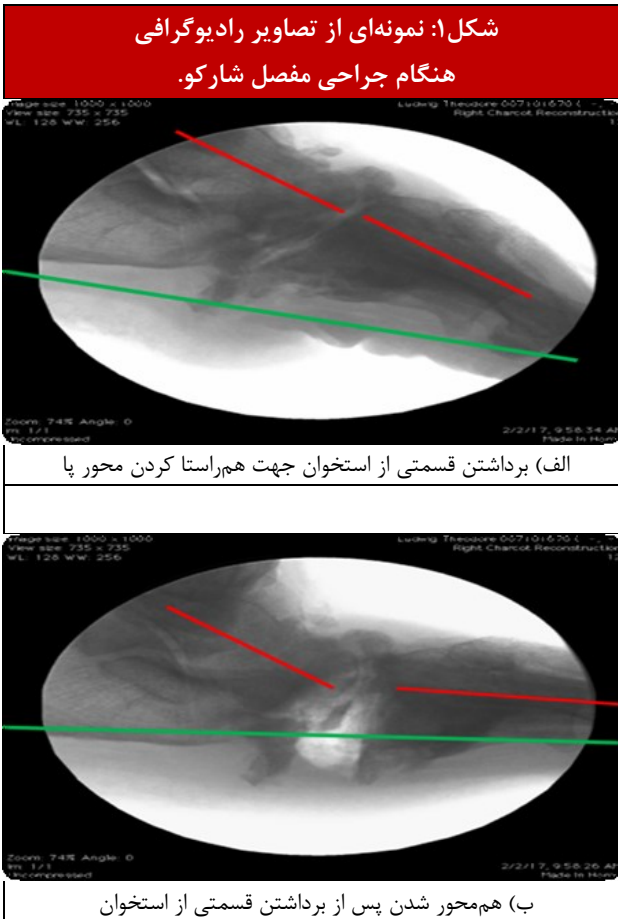
نویسنده مسئول:

بهروز سپهری

Email:  
b\_sepahr@mshdiau.ac.ir

1. Michele
2. Tabes Dorsalis
3. Martin Charcot

روش اول، دارای عوارض عروقی و نسج نرم زیادی است و خطر بالاتر آمپوتاسیون بعدی را دارد. لذا بیشتر روش دوم با کم کردن تنش نسج نرم و بهبود سریعتر بافت مورد توافق است<sup>(۴)</sup> (شکل ۱).



فیکساسیون‌های رایج با استفاده از پلاک در مقاله‌های تخصصی عبارتند از: ۱- پلاک‌های سطح دورسال<sup>(۵)</sup>، ۲- پلاک‌های سطح پلنتار<sup>(۶)</sup>، ۳- پلاک‌های سطح مدیال<sup>(۷)</sup>. پلاک دورسال به دلیل شکل گنبدی بخش مدیال پا و این که در سطح فشاری پا قرار دارد، از نظر بیومکانیک تثبیت مستحکم‌تری ندارد. بنابراین، به ویژه در افراد دیابتی که استخوان‌ها ضعیف هستند توصیه می‌شود پلاک در سطح پلنتار قرار داده شود که گذاشتن آن سخت‌تر است، ولی چون در سطح تنشی و زیر گنبد قرار داده می‌شود، استقامت بهتری خواهد داشت. در این مورد طبق تست‌های انجام شده روی جسد و بیمار، توافق نظر وجود دارد. در این پژوهش به بررسی پلاک‌ها در دو سطح پلنتار و مدیال پرداخته می‌شود. یکی از روش‌های دیگر، گذاشتن میله یا پیچ داخل مدولاری است. از جمله مزایای میله

بیماری سیرنگومیلی<sup>۴</sup>، فلج مغزی، جذام، سفلیس (بیشتر هیپ و زانو)، آسیب‌های نخاع و تزریق‌های مکرر استروئید در داخل مفصل مچ پا، پیچ خوردگی‌های مکرر مچ، صدمات متعدد، زمینه را برای بروز بیماری مفصل شارکو فراهم می‌کند<sup>(۲)</sup>. در این بیماری هنوز جنبه‌های ناشناخته علت‌شناسی و بافت‌شناسی زیادی وجود دارد اما آنچه مورد توافق است نقش ضربه (ناگهانی یا تدریجی) و اختلال عصبی (به‌ویژه اتونوم و لمسی) در شروع این بیماری است. در ابتدای بیماری، پا به صورت یکطرفه دچار تورم، گرمی و سلولیت می‌شود، به تدریج این التهاب روند کاهشی پیدا می‌کند، اما شکستگی‌ها و دررفتگی‌ها به آسانی ایجاد می‌شوند؛ نکته جالب بی‌دردی نسبی این بیماری است به طوری که معمولاً بیمار زمان دقیق شکستگی را به یاد نمی‌آورد. مجموع این شرایط همراه با سفتی و کوتاهی آشیل که خود در نتیجه دیابت رخ می‌دهد، باعث فروپاشی قوس طولی پا، اختلال در راه رفتن و زخم‌های مقاوم کف پا می‌شود<sup>(۳)</sup>. ضعف ایمنی، اختلال عروقی و روند پیش‌رونده شارکو باعث می‌شود که عمل جراحی برای بازسازی پا با شکست بالا همراه باشد و با وجود پیشرفت‌های زیاد در شناخت بیومکانیک پا، هنوز در مورد بهترین روش درمانی توافق نظر حاصل نباشد. آنچه مشخص است هدف از هر اقدام درمانی یا حمایتی به دست آوردن یک پای تا حدودی حس‌دار، محکم و توانا به راه رفتن و کفش پوشیدن است. جراحی زودرس برای این وضعیت توصیه نمی‌شود<sup>(۳)</sup>.

هنگامی که جراحی برای حفظ یک پای دارای عملکرد ضرورت یابد، پرسش بعدی یافتن بهترین روش فیوژن و بازسازی و فیکساسیون پا با کمترین آسیب نسج نرم است. امروزه استفاده از پلاک مدیال و پلنتار برای حفظ قوس پا توصیه می‌شود، همچنین در مواردی که سابقه زخم و خطر عفونت وجود دارد استفاده از پیچ‌های بلند ترجیحاً اینترامدولاری، با نتایج موفق بالایی همراه بوده است<sup>(۳)</sup>. در این مطالعه، هدف، مقایسه بیومکانیکی روش‌های مختلف فیکساسیون به صورت فینیت آنالیز است.

اصلاح دفرمیت در پای بدشکل شارکو و برگرداندن قوس پا به دو روش کلی میسر است: نخست، استئوتومی میدفوت و باز کردن یک وج دورسال با پیوند استخوان و دوم انجام استئوتومی به صورت وج بسته پلنتار بدون نیاز به گرافت استخوانی.

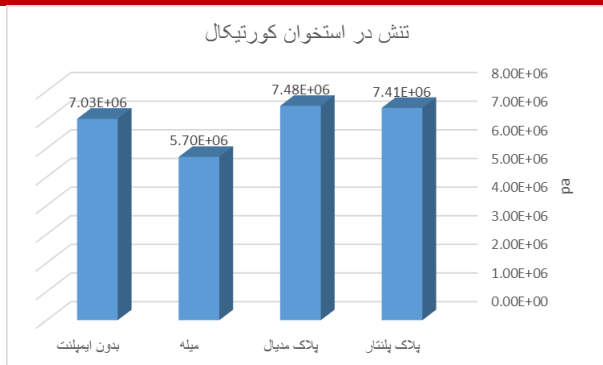
شبه‌استاتیک در راستای عمودی ۱/۲ وزن فرد و در راستای افقی ۰/۲ وزن فرد اعمال شد<sup>(۱۲)</sup>.

## نتایج

### تنش فون میزز در استخوان کورتیکال<sup>۷</sup>

توزیع تنش در دو حالت پلاک و حالت میله در استخوان کورتیکال، در شکل نشان داده شده است. تست‌های بیومکانیکی جهت بررسی تنش در استخوان کورتیکال مشخص کرد که در همه حالت‌ها، حداکثر تنش در استخوان کورتیکال در ناحیه گردن متاتارس مشاهده می‌شود و در مدل میله با ۵/۷ مگاپاسکال کمترین و پلاک مدیال با ۷/۴۸ مگاپاسکال بیشترین تنش مشاهده شد (شکل ۲).

شکل ۲: نمودار مقایسه‌ای توزیع تنش در استخوان کورتیکال بر حسب مگاپاسکال



### تنش در ایمپلنت

توزیع تنش در دو حالت پلاک و حالت میله در ایمپلنت، در شکل نشان داده شده است. تست‌های بیومکانیکی جهت بررسی تنش در ایمپلنت مشخص کرد که تنش روی پلاک‌ها کمتر از حالت میله بود و کمترین میزان تنش در حالت پلاک پلنتار ۴۱/۲ مگا پاسکال و بیشترین تنش در میله ۷۱/۲ مگا پاسکال مشاهده شد (شکل ۳).

### ضریب‌های اطمینان

برای اطمینان از صحت نتایج به دست آمده، ضریب‌های اطمینان بر اساس تنش‌های تسلیم به دست آمده در مطالعات گذشته با استفاده از معادله ضریب اطمینان (تنش تسلیم)

این است که داخل استخوان قرار داده می‌شود و خطر عفونت و آسیب به عروق خونی کم می‌شود، در مقابل، مفاصل بیشتری در فیوژن سهیم می‌شوند. در این پژوهش خواص بیومکانیکی این سه روش بررسی می‌شود.

این پژوهش در اساس نرم افزاری بوده و هیچگونه تست و تداخل با موجودات زنده نداشته است. همچنین موضوع توسط کمیته تحصیلات تکمیلی دانشگاه آزاد واحد مشهد با کد پایان نامه ۱۱۱۴۰۱۰۹۹۶۲۰۰۳ به تصویب رسیده است.

## مواد و روش‌ها

در این پژوهش مدل‌سازی و شبیه‌سازی تا حد ممکن نزدیک به آناتومی واقعی پا انجام شد، مسئله‌ای که همواره مورد توجه محققان بیومکانیک بوده است. در این مدل، نیاز به ایجاد مدل‌های هندسی از استخوان پای سالم فرد بود. برای این منظور از تصاویر ثبت شده به روش سی تی اسکن از پای یک خانم ۴۰ ساله تهیه شده بود استفاده کردیم. تصاویر سی تی اسکن به نرم افزار میمیکس منتقل شد و استخوان‌های کف پا جداسازی گردید و نیز بخش اسفنجی و کورتیکال و بافت نرم تفکیک شدند.

طراحی پلاک و میله نیز با توجه به نمونه تجاری مورد استفاده جراحان، طراحی در نرم افزار سالیدورک ۱۸<sup>۵</sup> صورت گرفت. از لحاظ جنس، استخوان در واقع دارای خاصیت ارتوتروپیک خطی است. برای دستیابی به مدلی با خواص واقعی، برای استخوان کورتیکال و اسفنجی خواص مکانیکی به صورت ارتوتروپیک خطی منظور شد<sup>(۸)</sup>.

بافت نرم به صورت هاپیرالاستیک با ماهیت غیرخطی و تراکم‌ناپذیر توصیف شد<sup>(۹)</sup>. پلاک از جنس استیل ۳۱۶ ضدزنگ<sup>۶</sup> با چگالی ۷۸۵۰ کیلوگرم بر متر مربع و ضریب پواسون ۰/۳ و مدول یانگ ۲۰۰ GPa<sup>(۱۰)</sup> لحاظ شد.

طراحی این مدل بر اساس یکی از فازهای راه رفتن انجام شده که از قبل مورد بررسی و اعتبارسنجی قرار گرفته بود. برای اعمال نیرو، ابتدا در محل کوپل شده در بالای استخوان مچ پا، استخوان در تمامی راستاها به جز راستای عمودی و افقی که برای حرکت در نظر گرفته شده بود، مقید شد. برای بارگذاری از یک جسم صلب بدون حرکت برای کف پا، به منظور اعمال نیروی عکس‌العمل زمین استفاده شد<sup>(۱۱)</sup>، سپس برای اعمال بار

5. Solidworks18.0

6. Stainless steel 316

7. Von Mises Stress in the Cortical Bone

ماکزیمم تنش به دست آمده)، برای هر حالت در ایمپلنت و استخوان‌ها محاسبه شد (۱۶،۱۳) (جدول ۱).

### شکل ۳: نمودار مقایسه‌ای تنش فون میزز در ایمپلنت بر حسب مگا پاسکال



### جدول ۱: مقادیر ضرایب اطمینان به دست آمده از تنش تسلیم

حالت	ضریب اطمینان	پلاک	استخوان کورتیکال
پلاک مدیال	۳/۸	۳/۵۱	
پلاک پلنتار	۳/۹۳	۳/۵۳	
میله	۳/۳۷	۴/۷	

$FS = \sigma_{limit} / \sigma_{actual}$

### بحث

هدف از بررسی تنش‌ها، یافتن ضریب اطمینان تسلیم بود. فرض بر این بوده است که ثبات تحت تأثیر ضریب اطمینان باشد، تنش به عنوان شاخصی برای یافتن ضریب اطمینان ناشی از بارهای اعمال شده به استخوان و ایمپلنت برای جلوگیری از رسیدن به نقطه تسلیم آنها تعیین شد.

از نظر بررسی تنش، با فرض این که بیشترین تنش اعمال شده به استخوان در هر یک از حالت‌های چهارگانه، شاخصی از میانگین کل تنش اعمالی به استخوان در آن حالت باشد، و زیاد بودن تنش در استخوان از یک طرف می‌تواند با سپر تنش (stress shielding) کمتر همراه باشد و همچنین، زیاد شدن تنش در استخوان موجب ایجاد و گسترش ریزترک و شکست می‌شود و از طرف دیگر، کم بودن آن ممکن است باعث کاهش فشار روی اندام شود که به دلیل کم شدن تنش، کاهش دانسیته و خواص مکانیکی بافت استخوانی و احتمالاً کاهش سرعت ترمیم استخوان حاصل می‌گردد. بنابراین حد بهینه همان چیزی است که در استخوان بدون پلاک اتفاق می‌افتد (۱۷ و ۱۸).

با توجه به نتایج، در مدل میله، تنش بیشتر روی ایمپلنت و کمتر روی استخوان است که نشان می‌دهد میله، بار کمتری به استخوان منتقل می‌کند. این امر ممکن است باعث کاهش دانسیته و در نتیجه کاهش سرعت بازسازی استخوان شود. روش پلاک پلنتار از نظر حداکثر تنش وارد شده به پای بدون ایمپلنت نزدیکتر و از این نظر مناسبتر است. مگر در شرایطی که بیمار دچار پوکی استخوان باشد که عملکرد بیشتر استئوکلاست‌ها در این حالت موجب کاهش دانسیته و در نتیجه شل شدن پیچ‌های پلاک و عملاً پلاک بی‌اثر می‌شود که در این صورت استفاده از روش میله مناسبتر به نظر می‌رسد.

برای اعتبارسنجی این پژوهش، با توجه به بررسی‌های انجام شده در مقاله‌های مرجع، تنش‌های فشاری مورد بررسی قرار گرفت (۱۱). از آنجا که مدل پای مورد بررسی در پژوهش، پای فردی دیابتی با کف پای صاف بود، از مدلی برای اعتبارسنجی استفاده شد که بیشترین شباهت را به مدل مقاله مرجع داشته باشد. بنابراین مدل مورد بررسی، ۰/۸۳ درصد اختلاف در تنش فشاری با مقاله مرجع داشت که این میزان قابل قبول است و این اختلاف می‌تواند به دلیل تفاوت در شکل هندسی پا در افراد و در نتیجه مدل‌های مورد بررسی ما باشد.

ریچارد مارکس<sup>۸</sup> و همکاران، در یک مطالعه کاداوریک فیوژن تارسومتاتارسال اول را با دو روش پیچ‌های کراس و پلاک پلنتار مورد بررسی قرار دادند که در آن به طور بارزی سختی (stiffness) اولیه در موارد پلاک پلنتار بالاتر بود. شان، این سختی بالاتر در لود آگریال را ناشی از قرار گرفتن پلاک در سطح تنش می‌داند (۱۸). مطالعه ما نشان داد که کمترین تنش در حالت پلاک پلنتار است که احتمالاً باعث خستگی کمتر و تأخیر بیشتر این پلاک می‌شود.

ویویورسکی<sup>۹</sup> و همکاران، در مطالعه خود به آمپوتاسیون کمتر و عفونت و شکست کمتر در موارد شارکوی فیکس شده با میله بولد اشاره کردند. میله داخل کانال معمولاً به داشتن عفونت و عوارض کمتر بافت نرم در مقابل پلاک شناخته می‌شود (۱۹). در مطالعه ما تنش وارد بر این میله مدولاری بیشتر از پلاک‌ها بوده است که می‌تواند نشانه سختی (ریجیدیتته) بیشتر ساختمان ایجاد شده و یا سپر تنشی (استرس شیلد) بیشتر باشد. البته جنس استیل یا تیتانیوم و قطر میله می‌تواند در این مقادیر تأثیرگذار باشد.

8. Richard Marks

9. Wiewiorski

در این پژوهش، با هدف واقعی‌تر بودن نتایج، استخوان به صورت ارتوتروپیک، اما بافت نرم به صورت همگن در نظر گرفته شده بود اما در واقع بافت‌ها به صورت همگن نیستند و این ممکن است در نتایج تأثیرگذار باشد. بنابراین پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آینده خواص مکانیکی متفاوتی برای اجزای تشکیل‌دهنده بافت نرم در نظر گرفته شود. از دیگر محدودیت‌های این پژوهش، بررسی در فاز دوم راه رفتن بود که به صورت شبه استاتیک انجام شد. پیشنهاد می‌شود در فاز سوم راه رفتن نیز تجزیه و تحلیل پویا، صورت گیرد. همچنین پیشنهاد می‌شود برای بررسی میزان مؤثر بودن هر روش، و مقایسه با روش نرم‌افزاری، روش‌های تثبیت به صورت آزمایشگاهی نیز بررسی شود.

### منابع

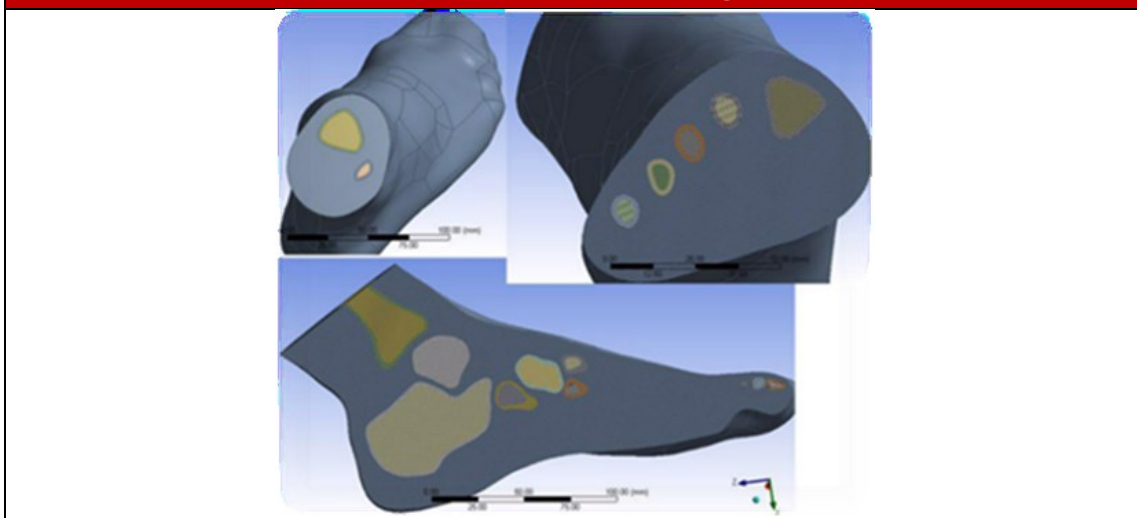
1. Charcot, JM. Sur quelques arthropathies qui paraissent dépendre d'une lésion cérébrale ou de la moelle épinière. Arch Physiol Norm Pathol 1868; 1, 161-178.
2. Frykberg RG, Mendezsoon E. Management of the diabetic Charcot foot. Diabetes Metab Res Rev. Sep-Oct 2000; 1: S59-65.
3. Schon, Lew C., Ilan Cohen, and Greg A. Horton. Treatment of the diabetic neuropathic flatfoot. Techniques in Orthopaedics. 2000; 15.3: 277-289.
4. Nadaud, Joshua P, Lew C. Schon. Chronic Charcot Midfoot Reconstruction. Techniques in Foot & Ankle Surgery. September 2010; 9.3: 123-133
5. Mann RA. Arthrodesis of the foot and ankle, R.A. Mann, M.J. Coughlin, Editors, Surgery of the foot and ankle, Mosby, St. Louis (1993), pp. 673-713
6. Horton, Greg A., and Brad W. Olney. Deformity correction and arthrodesis of the midfoot with a medial plate. Foot & ankle. 1993; 14.9: 493-499.
7. Charles Saltzman, Robert B. Anderson, Mann's surgery of foot & ankle, editor: Michael Coughlin, second volume, 9th edition (2013), pp. 753-793
8. Arks, Richard M., Brent G. Parks, et al. Midfoot fusion technique for neuroarthropathic feet: biomechanical analysis and rationale. Foot & ankle international. 1998; 19.8: 507-510.
9. Mohamad Reza Khalili, Babak Ziaie, Mahmoud Kazemi. Finite element analysis for dental implants subjected to thermal loads. Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2014; 26(4): 270-80.
10. Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, Aaron Kam-Lun Leung, Yu-Bo Fan. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study. Journal of Biomechanics, May 2005; 38(5): 1045-1054.
11. Eberle S, Gerber C, Von Oldenburg G, Hogg F, Augat P. A biomechanical evaluation of orthopedic implants for hip fractures by finite element analysis and in-vitro tests. Proc Inst Mech Eng H. 2010. Oct; 224(10): 1141-52.
12. Yan Wang, Zengyong Li, Duo Wai Chi Wong, Cheng-Kung Cheng, Ming Zhang. Finite element analysis of biomechanical effects of total ankle arthroplasty on the foot. J Orthop Translat. Jan 2018; 12: 55-65.
13. Varalsvilanonda. Finite Element Modeling of the Foot. Thesis (Ph.D.)--University of Washington, 2015.
14. Paulos Edward. Applied Biomechanics: Concepts and Connections. USA: Thomson Learning Academic Resource Center; 2008. P337-338
15. Andrew A Biewener. Safety Factors in Bone Strength. Calcified Tissue International 1993; 53: 68-74.
16. Cheryl E. Dunham, Sarah E. Takaki, James A. Johnson, Cynthia E. Dunning. Mechanical properties of cancellous bone of the distal humerus. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2005; 20(8): 834-8.
17. Harun H. Bayraktar, Elise F. Morgan, Glen L. Niebur, Grayson E. Morris, Eric K. Wong, Tony M. Keaveny. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. Journal of Biomechanics 2007; 37: 27-35.
18. RIK Huiskes, Harrie Weinan, Bert van Rietberg. The Relationship between Stress Shielding and Bone Resorption around Total Hip Stems and the Effects of Flexible Materials. Clinical Orthopaedics and Related Research: January 1992; 274: 124-134
19. Abbey M. Campbell, Michelle L. Cler, Carolyn P. Skurla, Joseph J. Kuehl. Damage accumulation of bovine bone under variable amplitude loads. Bone Reports 2016; 5: 320-332.
20. Wiewiorski, Martin, et al. Solid bolt fixation of the medial column in Charcot midfoot arthropathy. The Journal of Foot and Ankle Surgery 2013; 52.1: 88-94.

## ضمیمه

### مدل سازی هندسی

در این مدل، نیاز به ایجاد مدل‌های هندسی از استخوان پای سالم فرد بود. برای این منظور از تصاویر ثبت شده به روش سی‌تی‌اسکن از پای خانمی ۴۰ ساله استفاده شده است. این تصاویر در ۵۸۵ مقطع به صورت محوری گرفته شده و با فاصله ۱/۵ میلی‌متر بین مقاطع، ذخیره و جهت تکمیل مدل هندسی به نرم افزار میمیکس ۱۹ منتقل شده است. سپس، اقدام به جداسازی بافت نرم، استخوان اسفنجی و کورتیکال شد. (شکل ۴)

شکل ۴: جداسازی استخوان اسفنجی، استخوان کورتیکال و بافت نرم در نرم افزار میمیکس (Abacus)



به منظور طراحی پلاک و میله نیز با توجه به نمونه تجارتي مورد استفاده جراحان، طراحی در نرم افزار سالیدورک ۱۸ صورت گرفت. با تعریف مدل هندسی شرایط برای تعریف مدل عددی مهیا شد. در این پژوهش تعریف مدل عددی در پکیج نرم‌افزار آباکوس صورت گرفت (شکل ۵). در مطالعه حاضر، تعریف مدل عددی شامل تعیین خواص مواد، تعیین ضرایب، تعیین نوع شبیه‌سازی، شرایط شبیه‌سازی و تعریف مش‌بندی است که در ادامه توضیحات به تفصیل داده شده است.

شکل ۵: انتقال مدل هندسی با به نرم‌افزار آباکوس (Abacus) به منظور تحلیل المان محدود

