



دانشکده مهندسی مکانیک

پایان نامه دوره کارشناسی

استخراج کانتور هندسی استخوان فمور از تصاویر رادیوگرافی و تحلیل رفتار مکانیکی آن

تحت بارگذاری های مختلف

نگارش:

سارا عاشوری - محمدامین حسین نیا

استاد راهنما: دکتر محمد راوندی

بسم الله الرحمن الرحيم



تاسیس ۱۳۰۷

دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی

اظهارنامه دانشجو

اینجانب محمدامین حسین نیا دانشجوی مقطع کارشناسی رشته مهندسی مکانیک گواهی

می‌نمایم که تحقیقات ارائه‌شده در پروژه با عنوان:

استخراج کانتور هندسی استخوان فمور از تصاویر رادیوگرافی و تحلیل رفتار مکانیکی آن

تحت بارگذاری‌های مختلف

با راهنمایی استاد محترم جناب آقای محمد راوندی توسط شخص اینجانب انجام شده است. صحت

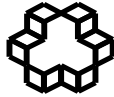
و اصالت مطالب نگارش شده در این پروژه مورد تأیید می‌باشد و در تدوین متن پروژه چارچوب

(فرمت) مصوب دانشگاه را به طور کامل رعایت کرده‌ام.

امضاء دانشجو:

تاریخ:

۱۴۰۱/۰۶/۱۶



تاسیس ۱۳۰۷

دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی

اظهارنامه دانشجو

اینجانب سارا عاشوری دانشجوی مقطع کارشناسی رشته مهندسی مکانیک گواهی می‌نمایم که تحقیقات ارائه‌شده در پروژه با عنوان:

استخراج کانتور هندسی استخوان فمور از تصاویر رادیوگرافی و تحلیل رفتار مکانیکی آن

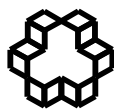
تحت بارگذاری‌های مختلف

با راهنمایی استاد محترم جناب آقای محمد راوندی توسط شخص اینجانب انجام‌شده است. صحت و اصالت مطالب نگارش‌شده در این پروژه مورد تأیید می‌باشد و در تدوین متن پروژه چارچوب (فرمت) مصوب دانشگاه را به طور کامل رعایت کرده‌ام.

امضاء دانشجو:

تاریخ:

۱۴۰۱/۰۶/۱۶



تاسیس ۱۳۰۷

دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی

تاییدیه هیأت داوران

هیأت داوران پس از مطالعه پروژه و شرکت در جلسه دفاع از پروژه تهیه شده تحت عنوان :

استخراج کانتور هندسی استخوان فمور از تصاویر رادیوگرافی و تحلیل رفتار مکانیکی آن

تحت بارگذاری های مختلف

توسط محمدامین حسین نیا و سارا عاشوری صحت و کفایت تحقیق انجام شده را برای اخذ درجه کارشناسی رشته مهندسی مکانیک در تاریخ ۱۴۰۱/۰۶/۱۹ مورد تأیید قرار دادند.

۱- استاد راهنما دکتر راوندی امضاء

۲- استاد داور دکتر یزدان مهر امضاء

حق طبع، نشر و مالکیت نتایج

۱- حق چاپ و تکثیر این پروژه متعلق به نویسنده و استاد/استادان راهنمای آن می‌باشد. هرگونه تصویربرداری از کل یا بخشی از پروژه تنها با موافقت نویسنده یا استاد/استادان راهنما یا کتابخانه دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی مجاز می‌باشد.

۲- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی می‌باشد و بدون اجازه کتبی دانشگاه به شخص ثالث قابل واگذاری نیست.

۳- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود پروژه بدون ذکر مرجع مجاز نمی‌باشد.

چکیده

شکستگی‌های لگن و ران که در اثر پوکی استخوان روی می‌دهند، در افراد مسن و به خصوص زنان بسیار شایعند. وجود روشی برای تشخیص و پیش‌بینی احتمال وقوع شکستگی و محل دقیق آن می‌تواند بسیار مفید واقع شود. هدف از این پژوهش، ایجاد رهیافتی برای مدلسازی استخوان فمور انسان به منظور بررسی توزیع تنش در آن بر اثر انجام فعالیت‌های مختلف و یافتن موقعیت‌های بحرانی تر است.

در این پژوهش، با توسعه‌دادن روش‌هایی بر مبنای تکنیک‌های پردازش تصویر و هوش مصنوعی، از تصاویر رادیوگرافی لگن بیمار، خواص مکانیکی و هندسه‌ی استخوان فمور را استخراج کرده و به تحلیل استخوان تحت بارگذاری نیروهای دو بعدی به کمک روش‌های المان محدود پرداختیم.

کلید واژه: فمور، پوکی استخوان، پیش‌بینی شکست، رادیوگرافی، سنجش تراکم استخوان

۱	مقدمه و معرفی روش‌ها.....	۲
۱-۱	مقدمه:	۲
۱-۲	انگیزه‌ی پژوهش:.....	۳
۱-۳	پژوهش‌های مرتبط	۶
۱-۳-۱	استخراج فمور	۶
۱-۳-۲	الگوریتم‌های کلاسیک	۷
۱-۳-۳	الگوریتم‌های مدرن	۱۱
۱-۳-۴	خواص مکانیکی.....	۱۳
۱-۳-۵	بارگذاری	۱۳
۲	استخراج کانتور فمور	۱۸
۲-۱	روش کلاسیک	۱۸
۲-۱-۱	کانتور فالوینگ:.....	۲۲
۲-۲	استخراج کانتور فمور با استفاده از شبکه عصبی:.....	۲۶
۳	تحلیل رفتار مکانیکی استخوان فمور:.....	۳۰
۳-۱	استخراج هندسه‌ی فمور از تصاویر segment شده حاصل از بخش قبل:	۳۲
۳-۲	اختصاص مدول ینگ به هر کدام از المان‌ها	۳۵
۳-۳	وارد کردن مدل ایجادشده به نرم‌افزار آباکوس:.....	۳۶
۳-۴	بارگذاری مدل دو بعدی در آباکوس	۳۹
۴	مراجع	۵۴

فهرست اشکال

- شکل ۱. تصویر خروجی دستگاه سنجش استخوان..... ۴
- شکل ۲. تصویر ناحیه‌بندی‌شده‌ی خروجی *DEXA*..... ۵
- شکل ۳. دو تصویر رادیوگرافی با روشنایی‌های بسیار متفاوت..... ۶
- شکل ۴. مراحل انجام پژوهش *Yi ng, n.d.*..... ۸
- شکل ۵. دو تصویر سمت چپ، میانگین گرفته‌شده از ۲۰ فمور و تصویر سمت راست *segment* شده‌ی فمورها و پلوئیس..... ۹
- شکل ۶. خروجی الگوریتم اطلس (و نیز فمور *segment* شده)..... ۱۰
- شکل ۷. مدل درخت تصمیم‌گیری..... ۱۱
- شکل ۸. مدل بهبودیافته‌ی شبکه‌ی *U-net*..... ۱۲
- شکل ۹. خروجی مدل بهبودیافته‌ی شبکه‌ی *U-net*..... ۱۲
- شکل ۱۰. سمت چپ مدل مش زده و بارگذاری شده به همراه شرایط مرزی و سمت راست مدل پس از تحلیل..... ۱۵
- شکل ۱۱. اعمال کرنش روی استخوان فمور واقعی انسان..... ۱۵
- شکل ۱۲. تقسیم فمور به نواحی مختلف..... ۱۵
- شکل ۱۳. نمایش نوع بارگذاری روی فمور..... ۱۵
- شکل ۱۴. کراپ کردن فمور و ناحیه‌ی سر فمور..... ۱۸
- شکل ۱۵. ترسیم دایره‌ی سر فمور با الگوریتم *Hough Transform*..... ۱۹
- شکل ۱۶. یافتن چهار نقطه در هر سطر که بیشترین میزان تغییر روشنایی را دارند در هر دو لبه‌ی شفت فمور..... ۲۰
- شکل ۱۷. نقاط نامطلوب باقی‌مانده در پروسه‌ی پیدا کردن شفت فمور..... ۲۱
- شکل ۱۸. یافتن لبه‌ی شفت فمور..... ۲۲
- شکل ۱۹. اولین مرحله‌ی الگوریتم کانتور فالوینگ..... ۲۳
- شکل ۲۰. فیلترهای گوناگون برای حرکت در جهت‌های مختلف مستقیم و اریب..... ۲۴
- شکل ۲۱. ناحیه‌ی مجاور محدوده‌ی سر فمور برای پیدا کردن نقطه‌ی شروع کانتور فالوینگ..... ۲۴
- شکل ۲۲. خروجی روش کلاسیک برای استخراج کانتور فمور..... ۲۶
- شکل ۲۳. خروجی شبکه عصبی برای استخراج فمور..... ۲۷
- شکل ۲۴. تصویر گرفته‌شده از بیمارستان اختر..... ۳۰
- شکل ۲۵. سمت چپ - تصویر فلیپ شده سمت راست - همان تصویر پس از اضافه کردن ستون‌های سیاه..... ۳۱
- شکل ۲۶. خروجی شبکه..... ۳۲
- شکل ۲۷. ابعاددهی در کامپوز بر حسب پیکسل..... ۳۲
- شکل ۲۸. علامت‌زدن ورود ابعاد در *Solid works*..... ۳۳

- شکل ۲۹. وارد کردن فایل *dxg* به صورت دو بعدی در *Solidworks*..... ۳۳
- شکل ۳۰. تصویر فمور وارد شده در فضای نرم افزار *Solidworks*..... ۳۴
- شکل ۳۱. خروجی هندسه‌ی فمور در کامسول..... ۳۴
- شکل ۳۲. فمور مش زده شده در متلب..... ۳۵
- شکل ۳۳. مدل وارد شده به آباکوس..... ۴۰
- شکل ۳۴. خروجی سایت *orthol oad* در یکی از فریم های فعالیت راه رفتن..... ۴۰
- شکل ۳۵. محل و زوایای بارگذاری که سایت *orthol oad* برای استخوان سه بعدی خروجی می دهد..... ۴۱
- شکل ۳۶. بارگذاری راه رفتن و اعمال شرای مرزی در آباکوس..... ۴۲
- شکل ۳۷. سمت چپ، فمور قبل از تغییر شکل - سمت راست، بعد از تغییر شکل..... ۴۲
- شکل ۳۸. توزیع تنش در اثر راه رفتن..... ۴۳
- شکل ۳۹. توزیع تنش ها در فمور در اثر راه رفتن..... ۴۳
- شکل ۴۰. سمت راست- کرنش ها- سمت چپ- جابه جایی ها..... ۴۴
- شکل ۴۱. بارگذاری و شرایط مرزی در هنگام زمین خوردن از کنار..... ۴۵
- شکل ۴۲. سمت چپ - قبل از تغییر شکل- سمت راست- بعد از تغییر شکل..... ۴۵
- شکل ۴۳. تصویر بالا - خروجی میدان تنش مدل ما - تصویر پایین - خروجی تنش پژوهش..... ۴۷
- شکل ۴۴. سمت راست- کرنش هاسمت چپ - جابه جایی ها..... ۴۸
- شکل ۴۵. توزیع فاکتور ریسک شکست در المان پژوهش..... ۴۹
- شکل ۴۶. توزیع تنش های فشاری و کششی در اثر برخورد به زمین..... ۵۰
- شکل ۴۷. فمور با مش های ریز توسط متلب..... ۵۲

فصل اول

مقدمه و معرفی روش‌ها

1-1 مقدمه:

پوکی استخوان بیماری بسیار رایجی میان افراد مسن به حساب می‌آید و یکی از آسیب‌زاترین بیماری‌های اسکلتی است.

طبق آمار بنیاد بین المللی پوکی استخوان ([International Osteoporosis Foundation](#))، از هر سه زن پس از یائسگی و از هر پنج مرد بالای پنجاه سال، یک نفر پوکی استخوان را در عمر خود تجربه می‌کند.

پوکی استخوان باعث کم‌شدن تدریجی استحکام استخوان‌ها شده و ساختار و ویژگی‌های مکانیکی آن‌ها را تحت تأثیر قرار می‌دهد و متأسفانه فیزیوتراپی خطر شکستگی را بالا می‌برد. متخصصان پیش‌بینی می‌کنند که تا سال ۲۰۲۵، پوکی استخوان مسبب سه میلیون شکستگی خواهد بود و سالانه ۳/۲۵ میلیون دلار هزینه بر جای خواهد گذاشت.

شکستگی‌ها به دو نوع تقسیم می‌شوند؛ دسته‌ی اول شکستگی‌هایی هستند که به دلیل ورود نیرو و تنش نامتعارف و بالاتر از توان تحمل استخوان، در اثر اتفاقاتی مانند تصادف یا پرت‌شدن از ارتفاع رخ می‌دهند و دسته‌ی دوم شکستگی‌هایی هستند که به خاطر ضعیف‌شدن تدریجی استخوان در اثر بیماری‌های گوناگون از جمله پوکی استخوان و بر اثر نیروهای کوچکی که در طی انجام فعالیت‌های روزمره ایجاد می‌شوند و هیچ مشکلی برای استخوان سالم ایجاد نمی‌کنند، روی می‌دهند. به این نوع شکستگی، پاتولوژیک می‌گویند.

یکی از شکستگی‌های بسیار رایج ناشی از پوکی استخوان، شکستگی‌های مربوط به ناحیه‌ی لگن و استخوان ران است چراکه این ناحیه از اسکلت به طور پیوسته تحت نیروهایی در زوایای مختلف و با مقادیر بالا قرار دارد و این تنش‌های پیوسته می‌توانند باعث بروز ترک و بزرگ‌شدن آن شوند.

تنها در ایالات متحده‌ی آمریکا سالانه ۳۴۰۰۰۰ شکستگی مربوط به ناحیه‌ی لگن رخ می‌دهد که از بین آن‌ها حدود ۱۰۰۰۰ مورد در دسته‌ی شکستگی‌های پاتولوژیک قرار می‌گیرند. این نوع شکستگی باعث افزایش احتمال مرگ و میر تا دو سال بعد از شکستگی می‌شود و تقریباً در ۵۰ درصد بیماران تا یک سال پس از شکست، بهبودی حاصل نمی‌شود. به دلیل محل حساس لگن، این بیماران برای انجام حتی ساده‌ترین فعالیت‌های ممکن، مانند نشستن، دچار سختی‌های فراوان و ناتوانی خواهند شد.

برای درمان شکستگی‌های مربوط به استخوان فمور، از پروتزهای گوناگونی با توجه به نوع و محل شکستگی استفاده می‌شود.

با توجه به مطالب گفته‌شده، مشخص است که وجود روشی دقیق برای تشخیص به موقع پوکی استخوان و شناخت فعالیت‌هایی که ریسک شکستگی را در بیماران مبتلا به پوکی استخوان بالا می‌برند، بسیار حائز اهمیت است و می‌تواند از این شکستگی‌ها جلوگیری کند. همین موضوع از اتلاف هزینه‌های زیاد مالی و روانی بیماران و خانواده‌های آن‌ها و در مقیاس بزرگ‌تر، کشورها، تا حد زیادی پیشگیری خواهد کرد. اهمیت این موضوع سبب‌شده تا تحقیقات بسیاری در این حوزه انجام شود؛ تا حدی که مهندسين در تلاش برای تشخیص پوکی استخوان، دستگاه رادیولوژی را ارتقا داده و دستگاهی برای سنجش تراکم استخوان طراحی کرده‌اند که امروزه در سراسر جهان استفاده می‌شود و در حال حاضر بهترین راه تشخیص پوکی استخوان است. این دستگاه که DEXA نام دارد، می‌تواند مقدار از دست رفته‌ی چگالی مواد معدنی استخوان (BMD) را با مقایسه‌کردن با یک فرد سالم و جوان محاسبه کند. اغلب پزشکان برای تشخیص پوکی استخوان، عکس‌برداری از یکی از سه ناحیه‌ی مچ دست، مهره‌های ستون فقران و یا لگن را با دستگاه DEXA توصیه می‌کنند؛ چرا که بیشترین احتمال رخ‌دادن شکستگی‌ها در این نواحی است.

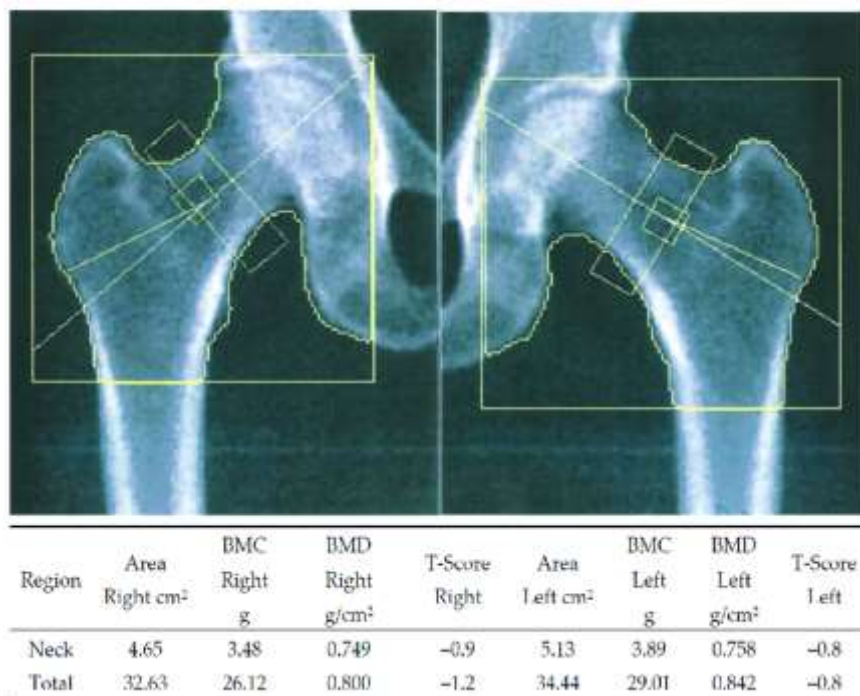
1-2 انگیزه‌ی پژوهش:

با اینکه دستگاه تشخیص تراکم استخوان کمک شایانی به فرایند تشخیص پوکی استخوان کرده‌است و دارای مزایایی از جمله آسان‌بودن فرآیند عکس‌برداری برای بیمار و نیز استفاده از مقادیر کمی پرتوی مضر برای عکس‌برداری می‌باشد، اما متأسفانه اسکن‌کردن با آن زمان‌بر بوده و نیازمند فردی متخصص برای انجام تصویربرداری است و از همه مهم‌تر، در تمامی مراکز درمانی و بیمارستان‌ها وجود ندارد؛ چرا که قیمت بالایی دارد و کاربرد آن منحصرأً برای تشخیص پوکی استخوان است. در مقابل، دستگاه عکس‌برداری با اشعه‌ی X یا همان رادیوگرافی یکی از رایج‌ترین ابزار عکس‌برداری پزشکیست و تقریباً در تمامی بیمارستان‌ها وجود دارد. این دستگاه به منظور کاربردهای متنوعی مانند تشخیص شکستگی‌های استخوان، تومورهای سینه، سرطان استخوان، رگ‌های خونی بسته‌شده، بررسی ریه‌ها، بیماری‌های گوارشی، بررسی روند پیشرفت پوکی استخوان و ... استفاده می‌شود. تصویربرداری با آن بسیار آسان است و در زمان کمی نتایج آماده می‌شوند. به طوری که معمولاً اولین نوع عکس‌برداری‌ای است که پزشک برای تشخیص درخواست می‌کند.

با توجه به توضیحات فوق، هدف ما در این پژوهش استفاده از تصاویر رادیوگرافی ساده برای تشخیص احتمال شکستگی در استخوان فمور و محل وقوع آن در اثر انجام فعالیت‌های مختلف است. در صورت محقق شدن این هدف، می‌توان از این مدل‌سازی برای برنامه‌ریزی‌های عمل‌های جراحی توسط پزشکان و نیز انتخاب فعالیت‌های مناسب برای بیمار در درمان‌های فیزیوتراپی و به صورت کلی پیشگیری از شکستگی‌های محتمل استفاده کرد. در راستای انجام این پروژه به چالش‌هایی برخوردیم که در ادامه به ترتیب بررسی می‌کنیم. پیش از آن کمی با دستگاه‌های X-Ray و DEXA آشنا شویم:

اساس اولیه‌ی دستگاه عکس‌برداری X-Ray این است که مقدار انرژی جذب شده توسط بافت بدن، رابطه‌ی مستقیم با میزان کلسیم موجود دارد. اگر جرم استخوان کاهش یابد، یعنی میزان کلسیم کاهش یافته و این باعث کم‌تر شدن میزان جذب انرژی است. هر ناحیه‌ای که جذب انرژی بیشتری داشته باشد، در تصویر نهایی روشن‌تر خواهد بود و بالعکس. پس هرچه تصویر روشن‌تر باشد، استحکام هم بیشتر است.

در **Error! Not a valid bookmark self-reference.** خروجی تصویر DEXA را مشاهده می‌کنیم. اساس کار این دستگاه، استفاده از دو منبع اشعه‌ی ایکس به جای یک منبع (در دستگاه رادیوگرافی) است. این منابع اشعه‌هایی از جنس ایکس به صورت متناوب بین ۷۰kVp تا ۱۴۰kVp منتشر می‌کنند.

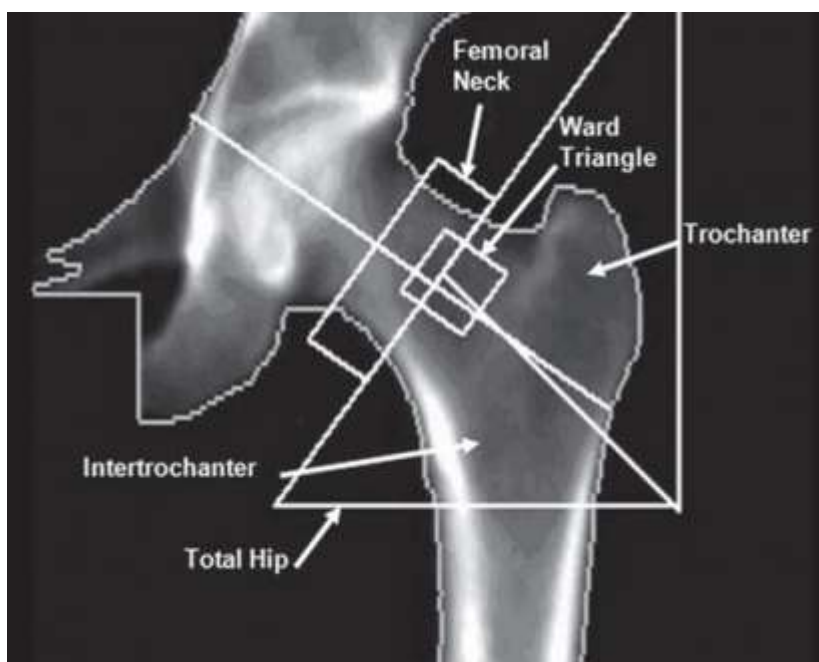


شکل ۱. تصویر خروجی دستگاه سنجش استخوان

همان‌طور که در شکل ۲ می‌بینیم، این دستگاه به صورت نیمه‌اتوماتیک (به کمک یک کاربر) می‌تواند استخوان فمور را جدا کند و به نواحی مختلفی از جمله گردن فمور، تروکانتر، ناحیه‌ی ward، ناحیه‌ی تروکانتر میانی (Intertrochanter) تقسیم کند. به این نواحی، نواحی مورد علاقه (region of interest) یا به صورت اختصار ROI می‌گویند. سپس برای هر ناحیه، علاوه بر چگالی معدنی استخوان (BMD) در واحد گرم بر سانتی‌متر مربع، عددی موسوم به T-Score هم می‌دهد (شکل ۱) که عبارت است از انحراف معیار از مقدار میانگین برای یک فرد سالم جوان ۲۰ تا ۳۰ ساله.

$$T - Score = \frac{BMD_{Patient} - BMD_{Young Normal Mean}}{SD_{Young Normal Mean}}$$

معادله ۱



شکل ۲. تصویر ناحیه‌بندی‌شده‌ی خروجی DEXA

پس اولین گام دستگاه جذب‌سنجی دوگانه‌ی اشعه‌ی ایکس یا همان DEXA، جداکردن استخوان فمور است. بنابراین اولین چالش ما برای استفاده از تصاویر رادیوگرافی به جای تصاویر DEXA، توسعه‌ی الگوریتم جداکردن کانتور فمور از کل تصویر رادیوگرافی لگن است. این کار می‌تواند به صوت کاملاً دستی، نیمه‌اتوماتیک (مانند DEXA) و یا در بهترین حالت کاملاً اتوماتیک انجام شود. انتخاب ما، تمام‌اتوماتیک بود که به دلیل ویژگی‌های ذاتی تصاویر رادیوگرافی، کار پیچیده‌ای است. مثلاً نوسانات آماری در چگالی فوتون‌های منبع انتشار اشعه‌ی ایکس خودش باعث ایجاد نویزهای کوانتومی می‌شود. همپوشانی نواحی مختلف بدن در تصاویر رادیوگرافی (مثلاً استخوان پلوئیس (Pelvis) و سر فمور و به صورت کلی بافت ران پا و شفت فمور)، تشخیص مرزهای آن را، حتی گاهی

برای چشم انسان هم دشوار می‌کند. از طرفی بعضی از بافت‌های بدن دارای نرخ جذب نزدیک به هم می‌باشند و این بازهم باعث کم رنگ‌شدن مرزهای تصاویر خواهد شد. از طرف دیگر، به دلیل اینکه چگالی‌های استخوان در افراد متفاوت است، تصاویر رادیوگرافی از یک ناحیه‌ی استخوان دو بیمار می‌توانند از نظر روشنایی پیکسلی بسیار با هم متفاوت باشند. در تصویر بیمار با پوکی استخوان، به دلیل کاهش مواد معدنی استخوان، بخشی از استخوانش که تحت تاثیر پوکی قرار گرفته، تاریک‌تر از بخش‌های سالم استخوانش است. هندسه‌های متفاوت فمور در افراد مختلف هم باعث پیچیده‌تر شدن این فرایند می‌شود. شکل ۳



شکل ۳. دو تصویر رادیوگرافی با روشنایی‌های بسیار متفاوت

1-3 پژوهش‌های مرتبط

۱-۳-۱ استخراج فمور

با توجه به موضوعات فوق، تصاویر رادیوگرافی از سخت‌ترین تصاویر پزشکی برای پردازش با کامپیوترند. در راستای استخراج کانتور فمور به صورت نیمه‌اتوماتیک و کاملاً اتوماتیک، پژوهش‌های زیادی صورت گرفته که آن‌ها را می‌توان به دو دسته‌ی کلی الگوریتم‌های کلاسیک و الگوریتم‌های مدرن تقسیم کرد. هردوی این الگوریتم‌ها را می‌توان از حیث روند تشخیص فمور، به دو دسته‌ی segmentation و استخراج کانتور تقسیم کرد. استخراج کانتور، همانطور که از اسمش پیداست، در تلاش برای یافتن مرزهای فمور برای جداکردن آن از تصویر کلی است. درحالی که Segmentation در واقع کل استخوان فمور را به صورت یک تکه جدا می‌کند و برای این کار مرزها را پیدا نمی‌کند. مثلاً در الگوریتم‌های کلاسیک segmentation، فرض می‌شود که بافت تصویر داخل ناحیه‌ای

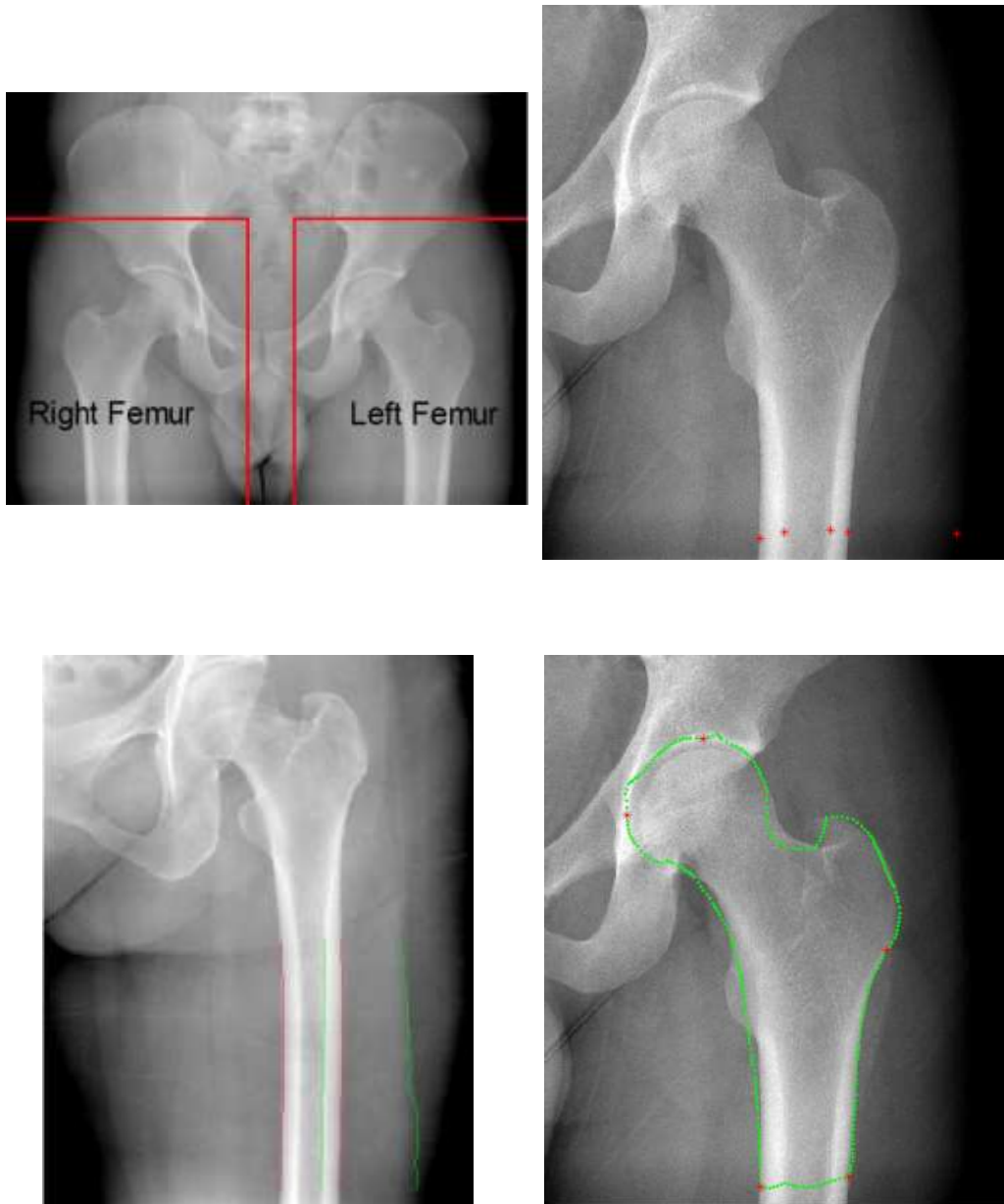
که قرار است جدا شود همگن است و تلاش می‌شود که این بافت همگن جدا شود و به این صورت ناحیه‌ی مورد نظر، استخراج شود.

2-3-1 الگوریتم‌های کلاسیک

الگوریتم‌های کلاسیک segmentation به دلیل ویژگی‌های تصاویر رادیوگرافی که در بالاتر توضیح داده‌شد، قابل استفاده برای استخراج فمور نیستند. در مقابل، الگوریتم‌های استخراج کانتور موفق‌تر عمل کرده‌اند. این الگوریتم‌ها را می‌توان به دسته‌های کلی دنبال کردن کانتور، مدل‌های تغییر شکل پذیر و مدل بر پایه‌ی اطلس تقسیم کرد.

پژوهش (Ying, n.d.) از ترکیب دو ایده‌ی دنبال کردن کانتور و مدل‌های تغییر شکل پذیر استفاده کرده‌است و الگوریتم کاملاً اتوماتیکی برای استخراج فمور از تصاویر رادیوگرافی لگن ارائه داده‌است. در این پژوهش ابتدا دو ناحیه‌ی شامل فمور چپ و فمور راست از تصویر رادیوگرافی کراپ شدند. سپس با پیدا کردن نقاطی در محدوده‌ی شفت فمور که در آن‌ها روشنایی در هر سطر تصویر به طور محسوسی تغییر می‌کند، مرزهای شفت را شناسایی کردند. با یک بررسی آماری، متوجه شدند که عرض شفت فمور در بیماران مختلف به شکل یک تابع گاوسی توزیع شده‌است. همچنین بر اساس مشاهدات آماری، رابطه‌ای بین عرض شفت فمور و قطر دایره‌ی سر فمور به دست آوردند. با داشتن نقاط شناسایی‌شده روی لبه‌ی شفت فمور، عرض شفت و به تبع آن قطر دایره محاسبه شد. پس از آن با به‌کارگیری ایده‌ی دنبال کردن کانتور، لبه‌ی بیرونی فمور شناسایی شد. نقطه‌ای که در آن تقعر منحنی تشکیل‌دهنده‌ی لبه‌ی بیرونی فمور تغییر جهت می‌دهد، به عنوان محل تروکانتر بزرگ تعیین شد. دایره‌ی سر فمور هم با دو نقطه نشان داده‌شد و الگوریتم Hough transform برای یافتن مرزهای آن به کار گرفته‌شد.

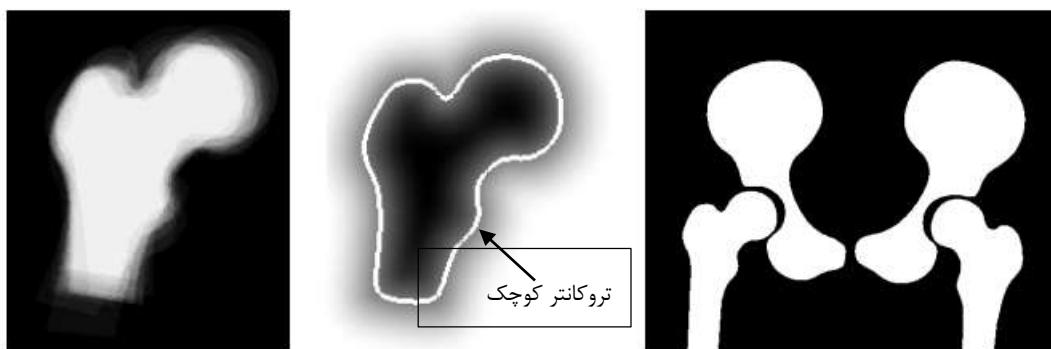
بدین ترتیب مدلی برای نمایاندن فمور به دست آمد. این مدل با مرزهای واقعی فمور اختلافی جزئی داشت. با استفاده از الگوریتم‌های active contour که زیرمجموعه‌ای از مدل‌های تغییر شکل پذیر است، برای برطرف کردن این اختلاف تلاش کردند. این پژوهش که در واقع یک پایان نامه است، یکی از اصلی‌ترین منابع ایده‌ی ما برای توسعه‌ی الگوریتم کلاسیک و بهبود این روش بوده چراکه این روش نواقص فراوانی در Hough transform و active contour دارد و به ندرت توانایی استخراج کانتور فمور را دارد. مراحل این پژوهش در شکل 4 قابل مشاهده است.



شکل ۴ . مراحل انجام پژوهش. *Yi ng, n.d.*

در پژوهش (Ding, Leow, and Howe 2007) که از مدل بر پایه‌ی اطلس استفاده شده، در ۲۰ تصویر لگن، استخوان فمور را به صورت دستی جدا کردند و ناحیه‌ی شفتشان را برش زدند تا هم‌طول شوند. سپس همه‌ی این ۲۰ فمور را در یک راستا قرار دادند و با ماکسیمم کردن نواحی همپوشانی آن‌ها و استفاده از الگوریتم **Principal Component Analysis (PCA)**، یک مدل میانگین برای استخوان فمور به دست آوردند (**Error!** **Reference source not found.**). سپس از یک الگوریتم چهار مرحله‌ای استفاده کردند که مرحله‌ی اول آن مربوط به تشخیص مرزهای استخوان است؛ در این مرحله ابتدا شدت روشنایی تصویر و کنتراست آن را به

کمک یکسان‌سازی هیستوگرام انجام دادند و سپس به کمک الگوریتم معروف Canny edge detector. مرزهای تصویر را شناسایی کردند و زاویه‌های مرزهای مشخص‌شده را محاسبه کرده و با متصل کردن این مرزها، مرز کلی ناحیه را به دست آوردند. در مرحله‌ی دوم که تخمین انطباق نام دارد، تلاش بر آن بود که مشخص کنند که چه مقدار از مرز تشخیص داده‌شده در مرحله‌ی قبل (e) با مرز میانگین مدل فمور به دست آمده از ۲۰ تصویر اولیه (c)، انطباق دارد. (e و c مجموعه‌ای از نقاط روی مرزها هستن و به ترتیب U_i و V_i هم زاویه‌ی جهت گیری نقاط e و c هستند. U_i i امین نقطه روی e است).



شکل ۵. دو تصویر سمت چپ، میانگین گرفته‌شده از ۲۰ فمور و تصویر سمت راست segment شده‌ی فمورها و پلوئیس

هدف از این مرحله انتخاب کردن دو زیرمجموعه از کانتورهای e و c می‌باشد (e' و c') که بیشترین انطباق را با هم دارند.

برای این منظور سه تابع مختلف تعریف کرده اند که عبارتند از:

1- تشابه بین جهت گیری‌های کلی (global): در این تابع، میانگین زاویه‌های نقاط مختلف c' و e' را پیدا کرده (θ) و با فرمول ۲ تطابق در جهت گیری کلی e' و c' را محاسبه می‌کند. (τ یک آستانه threshold) است و سایر پارامترها هم ثابت هستند).

$$\eta(e', c') = \begin{cases} \exp[-\lambda_1(1 - \theta(e') \cdot \theta(c'))] & \text{if } \theta(e') \cdot \theta(c') > \tau \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad \text{معادله ۲}$$

2- تشابه بین جهت گیری‌های محلی: این تابع میزان تشابه بین تک تک نقاط e' و c' را بررسی می‌کند که با محاسبه‌ی شباهت بین جهت گیری هر نقطه‌ی خم‌های اصلی e و c، و جهت گیری کلی e' و c' (θ)، به دست می‌آید.

$$\rho(e', c') = \frac{1}{l+1} \sum_{i=a}^{a+l} (\mathbf{u}_i - \boldsymbol{\theta}(e')) \cdot (\mathbf{v}_{f(i)} - \boldsymbol{\theta}(c')) \quad \text{معادله ۳}$$

۳- تشابه بین موقعیت ها: و بالاخره در این تابع فاصله‌ی اقلیدسی نقاط را با هم محاسبه می‌کند.

$$\psi(e', c') = \exp \left[-\frac{\lambda_2}{l+1} \sum_{i=a}^{a+l} \|\mathbf{p}_i - \mathbf{q}_{f(i)}\|^2 \right]. \quad \text{معادله ۴}$$

در نهایت یک تابع کلی تعریف می‌شود که تابع تشابه نامیده‌شده و تمامی توابع بالا را در هم ضرب می‌کند. تلاش بر این است که این تابع ماکسیمم شود.

$$s(e', c') = \eta(e', c') \rho(e', c') \psi(e', c'). \quad \text{معادله ۵}$$

باید توجه شود که در این روش، استخوان پلويس هم جدا می‌شود.

در مرحله‌ی سوم، بهترین مجموعه نقاط مرحله‌ی قبل را به دست آورده و تابعی برای انتقال آن‌ها روی مرز اصلی تعریف می‌کنند و در مرحله‌ی آخر بر اساس پیدا کردن نقطه‌ی اتصال بین پلويس و فمور و با تعریف تابع خطا و مینیمایز کردن آن، بهترین زیرمجموعه از نقاط را به دست می‌آورند. نتایج به دست آمده از این پژوهش برای تصاویری که تروکانتر کوچک شکل به دلیل زاویه‌ی ایستادن بیمار هنگام عکس برداری، قابل مشاهده نباشد، خطا دارد و برای تصاویر با کنتراست پایین به دلیل ضعف الگوریتم Canny edge detection قابل استفاده نیست.

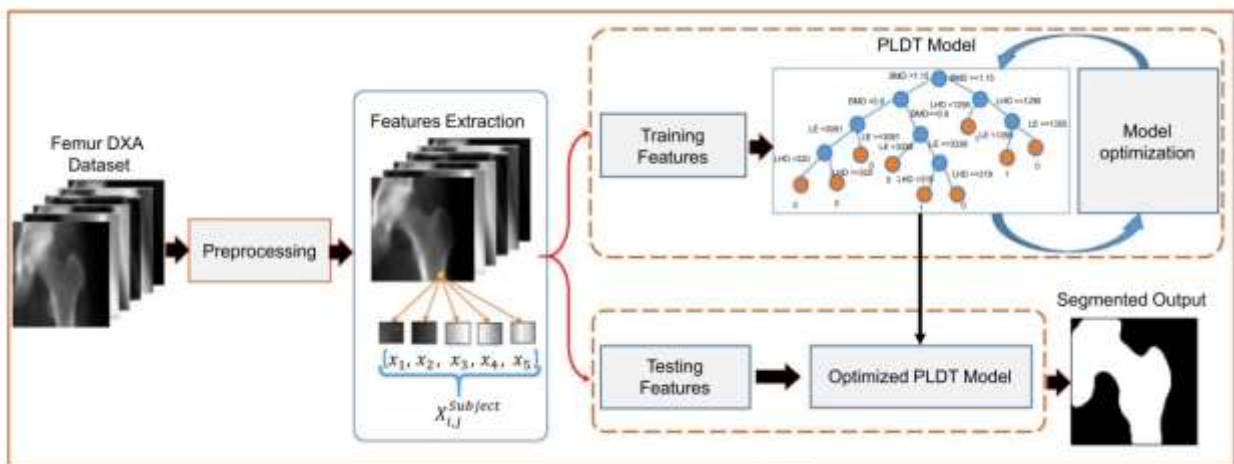


شکل ۶. خروجی الگوریتم اطلس (و نیز فمور segment شده)

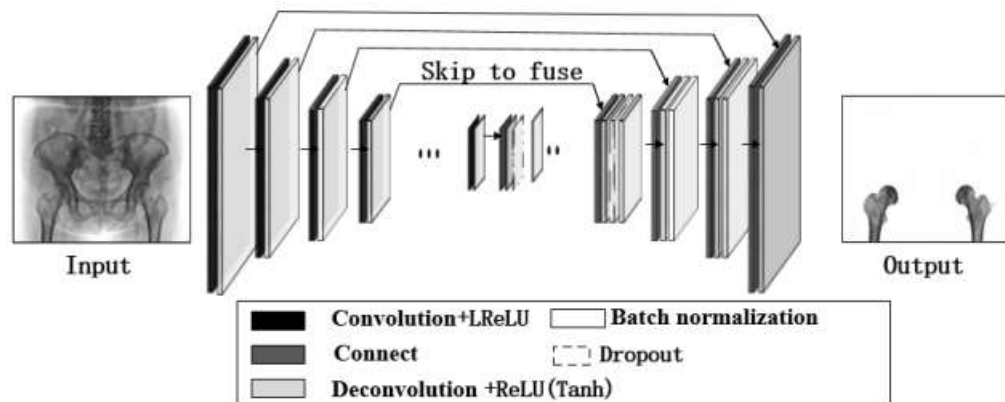
1-3-3 الگوریتم‌های مدرن

برخلاف الگوریتم‌های کلاسیک که در segmentation ناتوان بودند، در الگوریتم‌های جدید که معمولاً بر مبنای تکنیک‌های یادگیری ماشین و یادگیری ژرف بنا شده‌اند، از segmentation استفاده می‌شود.

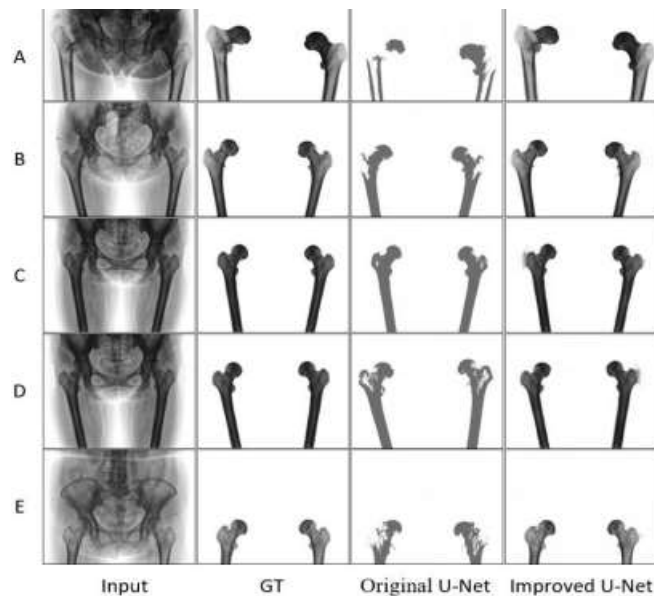
در پژوهش دیگری برای جدا کردن استخوان فمور، (Hussain et al. 2018) برخلاف دو روش قبلی که از الگوریتم‌های کلاسیک استفاده شده بود، در اینجا از روش‌های مبتنی بر یادگیری ماشین و درخت تصمیم‌گیری کمک گرفته‌اند که بالاترین IOU (Intersection over Union) (یعنی میزان تطابق ماسک واقعی فمور با نتیجه‌ی پیش‌بینی‌شده توسط مدل) گزارش شده، ۹۱ درصد می‌باشد. در این روش ابتدا دیتاستی شامل ۶۰۰ عکس DEXA لگن که فمور آن‌ها توسط متخصصین جدا شده است به نسبت ۸۰ به ۲۰ درصد به ترتیب برای آموزش مدل و تست آن آماده شده و سپس به منظور بهبود دقت، این عکس‌ها به کمک الگوریتم NLMF نویزگیری می‌شوند. (NLMF به کمک مقایسه‌ی شباهت بین تکه‌های مختلف عکس از طریق پیکسل‌های همسایه، نویز را کاهش می‌دهد) سپس طبق شکل ۷ ابتدا feature های تصاویر استخراج شده و سپس وارد درخت تصمیم‌گیری (decision tree) می‌شوند و پس از مقایسه با ماسک‌های از قبل تهیه شده (همان فمورهایی که توسط متخصصین جدا شده‌اند)، پارامترهای داخل درخت تصمیم‌گیری بهبود می‌یابند و در نهایت پس از آموزش کامل مدل، به کمک دیاتاهای test، مدل ارزیابی می‌گردد.



شکل ۷ مدل درخت تصمیم‌گیری



شکل ۸. مدل بهبودیافته‌ی شبکه‌ی *U-net*



شکل ۹. خروجی مدل بهبودیافته‌ی شبکه‌ی *U-net*

در پژوهش (Lianghui et al. 2019) که در سال ۲۰۱۹ منتشر شده، از شبکه‌های عصبی مربوط به پردازش تصویر استفاده شده و سعی کرده اند که شبکه‌ی *U-Net* را بهبود ببخشند. در این مقاله، از ساختار شبکه‌ی شکل ۸ استفاده شده که در آن مراحل *encode* و *decode* کردن که در شبکه‌ی عادی *U-net* وجود دارد، حذف شده تا هیچ داده‌ای در اثر این فرآیند از دست نرود. و با ۸۳ تصویر رادیوگرافی لگن این شبکه آموزش دیده و با ۱۷ تصویر ارزیابی شده که بهترین نتیجه بر مبنای معیار *Dice*، ۹۶٫۶ درصد گزارش شده است. در تصویر شکل ۹ مقایسه‌ی بین شبکه‌ی *U-Net* و نیز نسخه‌ی تغییر یافته‌اش توسط این پژوهش را ملاحظه می‌کنید.

ما برای استخراج فمور، دو رهیافت داریم، اولی استفاده از الگوریتم‌های کلاسیک به کمک شبکه‌ی عصبی و دومی تنها مبتنی بر شبکه‌ی عصبی مصنوعی می‌باشد. هر دو را در فصل‌های بعد شرح می‌دهیم. ولی لازم به ذکر است که نتایج به دست آمده از شبکه‌ی عصبی تا کنون بالاترین دقت را بین پژوهش‌های انجام‌شده دارد.

1-3-4 خواص مکانیکی

دومین چالشی که در راستای دستیابی به هدف پروژه با آن مواجه شدیم، محاسبه‌ی خواص مکانیکی استخوان فمور از روی تصاویر رادیوگرافی بود. در این مورد نیز پژوهش‌های بسیاری انجام‌شده که بیشتر آن‌ها مبتنی بر استفاده از فانتوم مواد مختلف و کالیبره کردن دستگاه‌های رادیوگرافی و یا حتی سی اسکن، و درون یابی تابعی برای محاسبه‌ی چگالی استخوان بر اساس روشنایی پیکسل‌های آن در مقایسه با روشنایی پیکسل‌های فانتوم (که چگالی اش مشخص است) هستند. پژوهش مروری (Knowles, Reeves, and Ferreira 2016) که مربوط به سال ۲۰۱۶ است، جدولی تدوین کرده که شامل نتایج حاصله از این کالیبره کردن‌ها، یعنی مشخصات فانتوم‌های مورد استفاده در پژوهش‌های مختلف، فرمول‌هایی که چگالی استخوان را بر حسب چگالی فانتوم و روشنایی تصویر، خروجی می‌دهند؛ و نیز محاسبه‌ی مدول الاستیسیته بر اساس چگالی به دست آمده، است.

1-3-5 بارگذاری

در انتهای‌ترین بخش این فصل دو مقاله‌ی مهم دیگر را نیز مرور می‌کنیم که به بارگذاری استخوان فمور و تحلیل المان محدودی آن پرداختند.

در پژوهش (Keyak et al. 2005) از عکس‌های سی تی اسکن استفاده شده، این عکس‌ها سه بعدی هستند و کل استخوان را به صورت کامل نمایش می‌دهند. آن‌ها به کمک فانتوم‌های $K_2 HPO_4$ و کالیبره کردن دستگاه‌های سیتی اسکن توانستند چگالی استخوان را محاسبه کنند و سپس این مدل سه بعدی را، با المان‌های مکعبی به ضلع ۳ میلی متر، مش زدند (شکل ۱۰) و به هر المان چگالی مربوط به آن را که با کالیبره کردن دستگاه محاسبه شده بود، نسبت دادند (بر حسب چگالی $K_2 HPO_4$). سپس دو رابطه توسعه دادند که چگالی را به مدول یانگ و استحکام نهایی ماده مربوط می‌کند. این دو رابطه را برای تمامی المان‌ها اعمال کردند و سپس مدل را تحت کرنش قرار دادند.

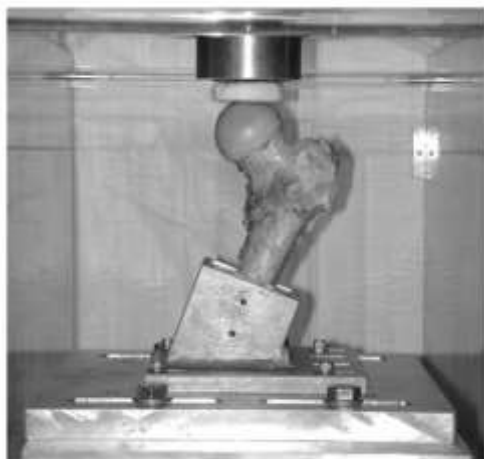
$$\rho_{ash} = 0.0526 + 1.22\rho_{K_2 HPO_4}$$

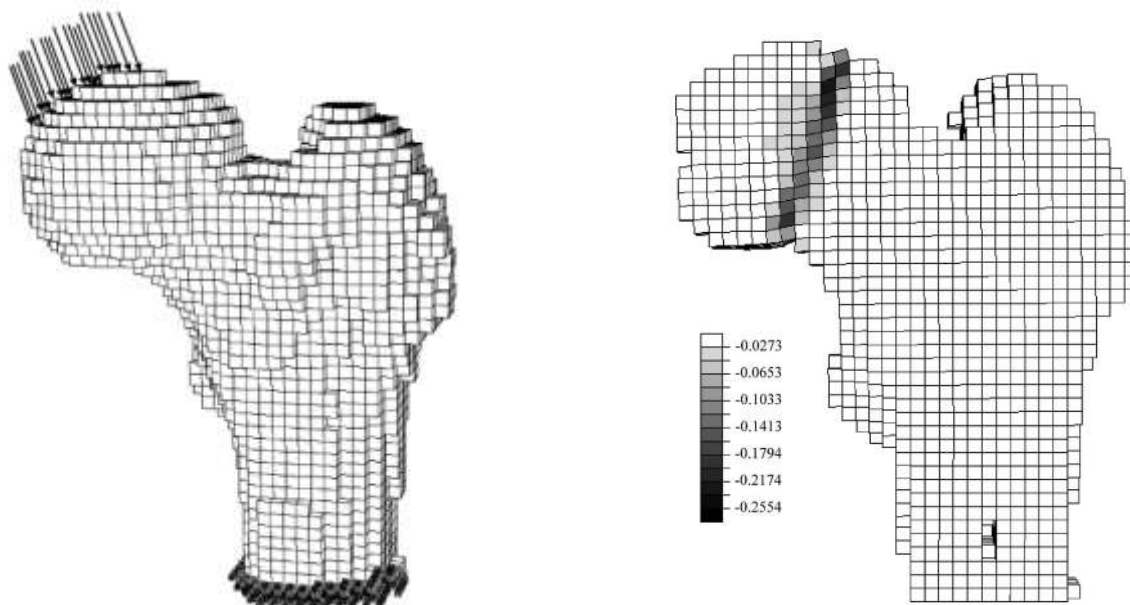
Relationship	Type of Bone
$E \text{ (MPa)} = 14900\rho_{ash}^{1.86}$	Trabecular and cortical
$S \text{ (MPa)} = 102\rho_{ash}^{1.80}$	Trabecular and cortical

از طرف دیگر با آزمایش عملی روی همان استخوان ها، نتایج را مقایسه کردند (شکل ۱۱). در نهایت نتیجه گیری این بود که مدل المان محدود تقریباً همیشه وقوع شکستگی را به درستی پیش بینی می کند ولی در تشخیص محل دقیق آن دچار خطاست. این پژوهش ارزشمندی در این حوزه محسوب می شود چرا که استخوان را به صورت سه بعدی بررسی می کند و این دقت را نسبت به مدل دو بعدی بالا می برد ولی برای دستیابی به مدل سه بعدی به دستگاه سی تی اسکن نیاز داریم که نسبت به رادیوگرافی پرهزینه و بسیار کمیاب تر است.

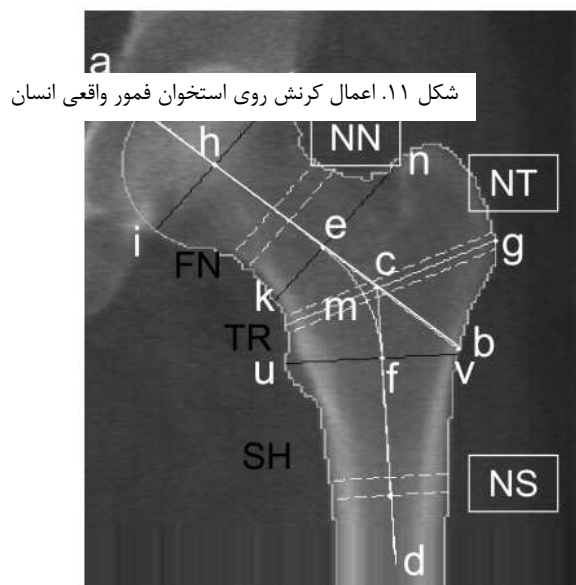
نهایت نتیجه گیری این بود که مدل المان محدود تقریباً همیشه وقوع شکستگی را به درستی پیش بینی می کند ولی در تشخیص محل دقیق آن دچار خطاست. این پژوهش ارزشمندی در این حوزه محسوب می شود چرا که استخوان را به صورت سه بعدی بررسی می کند و این دقت را نسبت به مدل دو بعدی بالا می برد ولی برای دستیابی

به مدل سه بعدی به دستگاه سی تی اسکن نیاز داریم که نسبت به رادیوگرافی پرهزینه و بسیار کمیاب تر است. از طرف دیگر با آزمایش عملی روی همان استخوان ها، نتایج را مقایسه کردند.

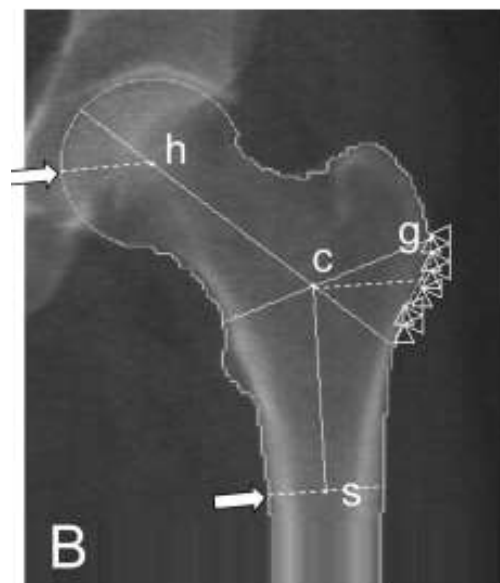




شکل ۱۰ سمت چپ مدل مش زده و بارگذاری شده به همراه شرایط مرزی و سمت راست مدل پس از تحلیل



شکل ۱۱. اعمال کرنش روی استخوان فمور واقعی انسان



شکل ۱۳. نمایش نوع بارگذاری روی فمور

شکل ۱۲. تقسیم فمور به نواحی مختلف

در پژوهش (L. Yang et al. 2009) پس از جداکردن فمور به صورت دستی از روی عکس‌های DEXA، با داشتن نتایج خروجی BMD که به صورت مستقیم از DEXA گرفته شده اند (که همان چگالی حجمی استخوان است)، تصویر را به صورت پیکسل به پیکسل مش زدند و با استفاده از رابطه‌ی پژوهش قبل، مدول یانگ

و تنش تسلیم هر پیکسل (المان) را محاسبه کردند. سپس مدل را تحت اثر نیروهای ناشی از افتادن به کنار (برخورد به زمین)، بارگذاری کردند (شکل ۱۳). (این نیروها از رابطه‌ی پژوهش محاسبه شده) و در نهایت با تقسیم تنش عمودی وارد بر هر پیکسل بر تنش تسلیم همان پیکسل و محاسبه‌ی میانگین این نسبت برای پیکسل‌های نواحی FN، TR و TH شکل ۱۲، عددی را به نام فاکتور ریسک شکست (IFR) برای این سه ناحیه تعریف کردند که نتایج نزدیکی را با آزمایش‌های عملی نشان می‌داد.

با توجه به مطالب گفته‌شده، چالش‌های مطروحه به سه دسته‌ی کلی تقسیم می‌شوند:

- 1- استخراج کانتور فمور به صورت اتوماتیک از تصاویر رادیوگرافی
 - 2- محاسبه‌ی چگالی و مدول الاستیسیته‌ی استخوان از روی روشنایی پیکسل‌های تصاویر رادیوگرافی
 - 3- بارگذاری و بررسی توزیع تنش فمور
- در هیچکدام از پژوهش‌های انجام شده، همه‌ی موارد فوق پوشش داده نشده اند پایان نامه‌ی ما شامل تمامی این بخش‌ها به صورت بهبود یافته و پیوسته و قابل استفاده در دنیای واقعی و کاملاً منحصر به فرد برای هر بیمار می‌باشد.

فصل دوم

استخراج کانتور فمور

۲ استخراج کانتور فمور

2-1 روش کلاسیک

در این روش، استخراج فمور طی سه مرحله انجام شد:

۱. یافتن دایره
۲. یافتن شفت فمور
۳. یافتن گردن فمور و تروکانترها

ابتدا به کمک یک شبکه‌ی عصبی ناحیه‌ای که فمور در آن قرار دارد را از کل عکس کراپ کردیم. سپس ناحیه‌ای که سر فمور در آن قرار دارد را کراپ کردیم. برای این کار از مدل یونت استفاده شد. تعداد ۵۷۰ عکس برچسب زده شدند.

مدل یونت مورد استفاده در این قسمت، تصاویر را از ابعاد اولیه‌شان به ابعاد ۵۱۲×۵۱۲ تغییر سایز می‌دهد. این تغییر سایز نسبت ابعاد تصویر را به هم می‌ریزد و این تغییر نسبت، تشخیص دایره را در فمور دشوارتر می‌کند. برای پرهیز از این دشواری، ابتدا ناحیه‌ای سیاه‌رنگ را به کناره‌های تصاویر اضافه کردیم تا مربعی شوند. بدین ترتیب از تغییر نسبتی که در طی فرایند ریسایز کردن اتفاق می‌افتاد مصون می‌ماندند و تشخیص دایره ساده‌تر می‌شد. خروجی این شبکه به شرح زیر بود.



شکل ۱۴. کراپ کردن فمور و ناحیه‌ی سر فمور

با استفاده از تبدیل هاوف، دایره‌ی سر فمور را جدا کردیم پارامترهای تبدیل هاوف به شرح زیر بودند:

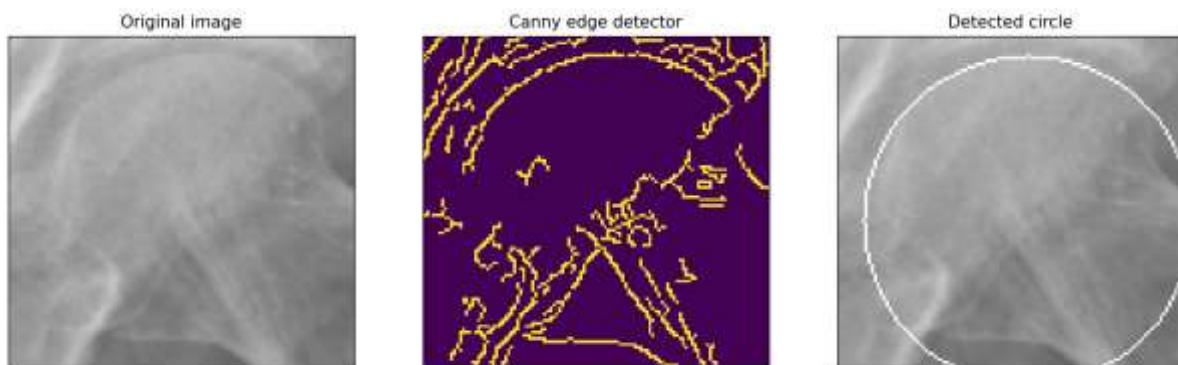
$dp = 2$

$minDist = 5$

$param1 = 70$

$param2 = 35$

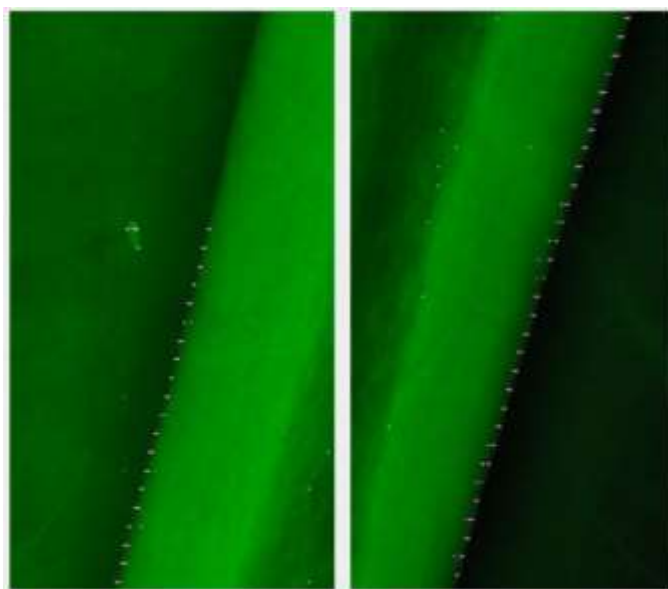
مینیمم شعاع مد نظر برای جست‌وجوی دایره، برابر یک‌سوم تعداد ستون‌های ناحیه‌ی سر فمور، و ماکزیمم آن، برابر دو سوم تعداد ستون‌های این ناحیه در نظر گرفته‌شد.



شکل ۱۵. ترسیم دایره‌ی سر فمور با الگوریتم *Hough Transform*

در مرحله‌ی بعد برای استخراج نقاط تشکیل‌دهنده‌ی لبه‌ی شفت فمور اقدام کردیم. به نظر می‌رسید پیدا کردن لبه‌ی سمت چپ با انتخاب نقطه‌ای از هر سطر که بیشترین اختلاف شدت روشنایی را با پیکسل سمت چپ خود داشته‌باشد، امکان‌پذیر باشد (به طور مشابهی برای پیدا کردن لبه‌ی سمت راست، به نظر می‌رسید که نقطه‌ای با بیشترین اختلاف شدت روشنایی نسبت به پیکسل سمت راست خود، نقطه‌ی مناسبی باشد). اما مشکلی وجود داشت و آن این بود که در بعضی سطرها، این الگوریتم نقاط نامطلوبی را به دست می‌داد. برای حل این مشکل، جهت تعیین لبه‌ی سمت چپ شفت، در هر سطرِ مضرب ده تصویر، ۴ پیکسل را که از حیث اختلاف شدت روشنایی با پیکسل مجاور در سمت چپ بیشترین مقدار مثبت را داشتند (از پیکسل سمت چپشان روشن‌تر بودند) در مرحله‌ی اول انتخاب شدند. برای تعیین لبه‌ی سمت راست، به طور مشابهی، در هر سطرِ مضرب ده تصویر، ۴

پیکسل را که از حیث اختلاف شدت روشنایی با پیکسل مجاور در سمت چپ بیشترین مقدار منفی را داشتند (از پیکسل سمت چپشان تاریک تر بودند) برگزیده شدند. شکل ۱۶

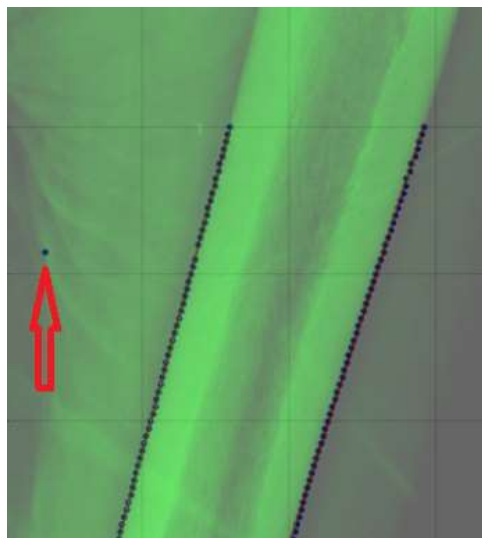


شکل ۱۶. یافتن چهار نقطه در هر سطر که بیشترین میزان تغییر روشنایی را دارند در هر دو لبه‌ی شفت فمور

برای انتخاب بهترین نقطه در هر سطر، یک تابع خطا تعریف کردیم:

$$\text{فرمول تابع خطا} = (0.8 * \text{اختلاف فاصله}) + (0.2 * \text{اختلاف روشنایی})$$

ابتدا برای هر کدام از چهار نقطه‌ی سطر اول، مجموع مقادیر این تابع خطا را به‌ازای تک‌تک نقاط موجود در سطرهای دیگر محاسبه کردیم. نقطه‌ای در سطر اول که این مقدار محاسبه شده برای آن، کمترین بود، به عنوان لبه‌ی شفت در نخستین سطر تصویر انتخاب شد. سپس در هر کدام از سطرهای دیگر، مقدار تابع خطای هر کدام از ۴ نقطه را با نقطه‌ی انتخاب شده در سطر پیش از خود محاسبه کردیم و نقطه‌ای که مقدار تابع خطای آن مینیمم بود را برگزیدیم. بدین ترتیب نقاط مناسب انتخاب شدند. در بین نقاط پیداشده، همچنان نقاط نامطلوب به چشم می‌خوردند.



شکل ۱۷. نقاط نامطلوب باقی مانده در پروسه‌ی پیدا کردن شفت فمور

برای حذف آن‌ها، نقاط را به پنج دسته تقسیم کردیم و در هر دسته، نقطه‌ای که سطر و ستون آن برابر میانگین سطر و ستون‌های تمام نقاط آن دسته بود را مشخص کردیم. بهترین خط گذرنده از این نقاط میانگین را محاسبه کردیم. از آن جایی که تعداد نقاط پراکنده بسیار کمتر از نقاط مطلوب بود، این خط محاسبه شده هم با خطی که در نهایت بایست به دست می‌آمد اختلاف جزئی‌ای داشت. لذا از آن به عنوان مرجع مناسبی جهت حذف نقاط نامطلوب استفاده کردیم. بدین صورت که پیکسل‌هایی که فاصله‌ی افقی‌شان با این خط، از هشت برابر میانگین فاصله‌ی کل نقاط با این خط بیشتر بود را به عنوان نقاط نامطلوب، شناسایی و حذف کردیم. خروجی این مرحله در شکل ۱۸ دیده می‌شود.

پیدا کردن مابقی لبه‌ها با استفاده از الگوریتم کانتور فالوینگ انجام شد. پیش از توضیح ادامه‌ی کار، به شرح این الگوریتم می‌پردازیم.

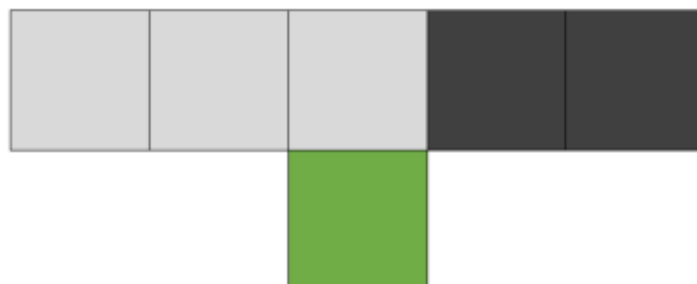
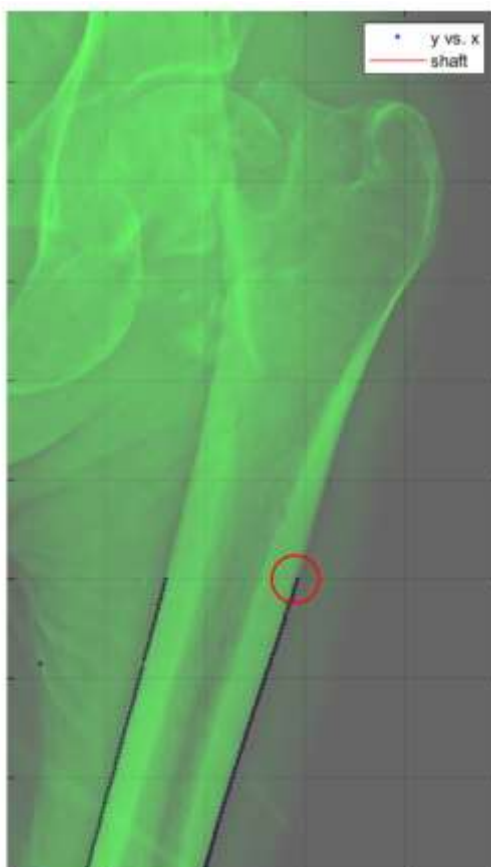


شکل ۱۸. یافتن لبه‌ی شفت فمور

۱-۲-۱ کانتور فالوینگ:

هدف این الگوریتم آن است که با داشتن یک پیکسل که روی مرز دو ناحیه در تصویر قرار دارد، آن مرز را دنبال کند و سایر نقاطی که روی آن قرار دارند را به ترتیب انتخاب کند.

در لبه‌ی سمت راست فمور، با توجه به اینکه روشنایی پیکسل‌ها از زیاد به سمت کم می‌رود، انتظار داریم در حوالی نقطه‌ای که روی مرز استخوان قرار دارد (پیکسل سبزرنگ)، با چنین منظره‌ای مواجه شویم (تصویر به طور شماتیک رسم شده):

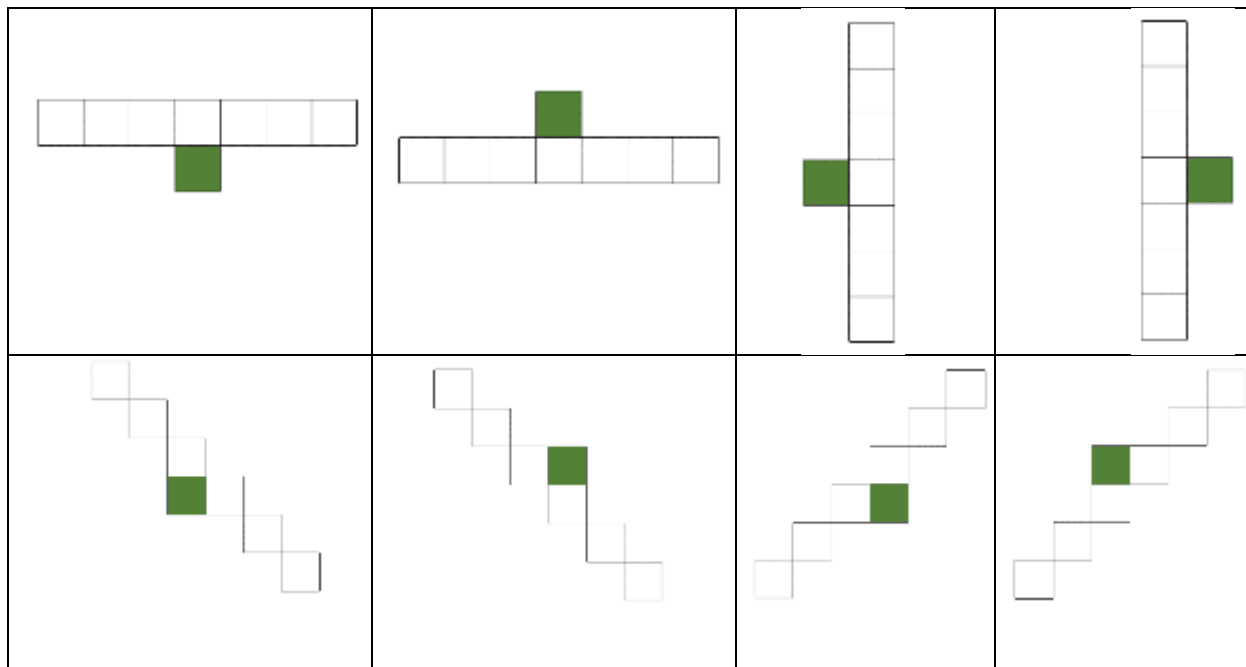


شکل ۱۹ اولین مرحله‌ی الگوریتم کانتور فالوینگ

در سطر مجاور و بالایی پیکسل مورد نظر، روشنایی پیکسل‌ها از زیاد به کم تغییر می‌کند.

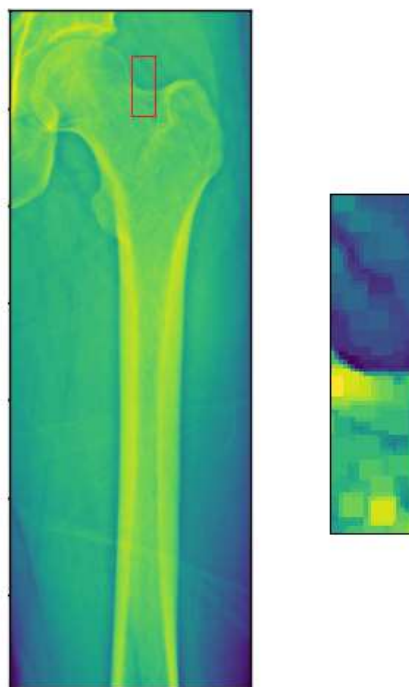
در الگوریتم کانتور فالوینگ، برای حرکت به سمت بالا در امتداد یک لبه‌ی عمودی (یا تقریباً عمودی)، یک نقطه که اطمینان داریم روی این لبه قرار دارد (پیکسلی که با رنگ سبز مشخص شده) را به عنوان شروع الگوریتم در نظر می‌گیریم. در سطر بالایی این نقطه، تعداد مشخصی از نقاط (مشخصاً ۷ نقطه) را بررسی می‌کنیم. مجموعه‌ی این ۷ نقطه را «فیلتر» می‌نامیم. از بین آن‌ها، نقطه‌ای که بیشترین اختلاف روشنایی با پیکسل مجاور و سمت چپ خود دارد را به عنوان نقطه‌ی بعدی لبه انتخاب می‌کنیم. حالا این نقطه‌ی انتخاب‌شده را به عنوان شروع الگوریتم در نظر می‌گیریم و مرحله‌ی قبل را تکرار می‌کنیم. با ادامه‌دادن این الگوریتم، نقاط روی لبه انتخاب می‌شوند.

برای حرکت در جهت‌های دیگر، می‌توان فیلترهای متنوعی با جهت‌های مختلف در نظر گرفت:



شکل ۲۰. فیلترهای گوناگون برای حرکت در جهت‌های مختلف مستقیم و اریب

جهت تکمیل لبه‌ی سمت راست و سمت چپ شفت، فیلتر صفردرجه به کار گرفته‌شد. در لبه‌ی بالای فمور، فیلتر عمودی به سمت راست اعمال شد. برای پیدا کردن نقطه‌ی شروع الگوریتم در لبه‌ی بالایی، در مجاورت محدوده‌ی سر فمور، محدوده‌ی مستطیل‌شکلی را انتخاب کردیم. تعداد سطرهای آن به اندازه‌ی ۴۰ پیکسل کمتر از تعداد سطرهای محدوده‌ی سر فمور، و تعداد ستون‌های آن برابر ۲۰ پیکسل است.



شکل ۲۱. ناحیه‌ی مجاور محدوده‌ی سر فمور برای پیدا کردن نقطه‌ی شروع کانتور فالوینگ

در هر ستون این ناحیه، به ترتیب از چپ به راست، نقطه‌ای که بیشترین اختلاف روشنایی نسبت به پیکسل مجاور و پایین‌تر از خود دارد را انتخاب کردیم. بدین ترتیب در هر ستون این ناحیه، نقطه‌ای که اطمینان داریم روی مرز فمور قرار دارد را مشخص کرده‌ایم. این کار شبیه اقدامیست که در ابتدا برای پیدا کردن شفت فمور قصد انجام آن را داشتیم. در آن مرحله این الگوریتم جواب نداد و باعث تولید نویزهای زیادی شد. در لبه‌ی بالای فمور اما، به دلیل اینکه ناحیه‌ی مورد بررسی کوچکتر بود و همچنین به این دلیل که ناحیه‌ی خلوت‌تری بود، با مشکل پیداشدن نقاط پراکنده مواجه نشدیم.

در اعمال کانتور فالوینگ روی لبه‌ی بالایی، آپدیتی به این الگوریتم اضافه کردیم. در این لبه، با توجه به اینکه مرز فمور مسیر ناهمواری را طی می‌کند، استفاده از یک فیلتر برای کل مسیر، چندان منطقی نیست. بنابراین در هر مرحله دو فیلتر صفردرجه و افقی به سمت راست **Error! Reference source not found.** را اعمال کردیم و از بین آن‌ها، فیلتری که در آن اختلاف روشنایی شدیدتری به نظر می‌رسید را اعمال کردیم.

در الگوریتم کانتور فالوینگ یک گزینه برای انتخاب محل پایان کار این الگوریتم گنجانده شده‌است. در پیدا کردن لبه‌ی سمت چپ، الگوریتم تا جایی ادامه پیدا می‌کند که سطر نقطه‌ی انتخاب‌شده، به ضلع پایینی ناحیه‌ی سر فمور برسد. پس از آن، یک بار دیگر کانتور فالوینگ اعمال می‌شود تا جایی که به محیط دایره‌ی سر فمور برسد. دلیل این تقسیم کردن آن است که بررسی دستیابی به محیط دایره، از نظر محاسباتی امر پرهزینه‌ایست، اما بررسی دستیابی به ضلع پایینی ناحیه‌ی سر فمور، به راحتی انجام می‌شود. لذا تا رسیدن به نزدیکی‌های محیط دایره (تا رسیدن به ضلع پایینی ناحیه‌ی سر فمور)، شرطی که بررسی آن آسان‌تر است را اتخاذ کردیم و تعداد اندک نقاط باقی‌مانده را با شرط اصلی، ولی پیچیده‌تر، پیدا کردیم.

در پیدا کردن لبه‌ی سمت راست فمور، الگوریتم تا رسیدن به سطری که به اندازه‌ی یک سوم تعداد سطرهای ناحیه‌ی سر فمور، بالاتر از ضلع پایینی ناحیه‌ی سر فمور است، ادامه پیدا می‌کند. در پیدا کردن لبه‌ی بالایی، الگوریتم تا جایی ادامه پیدا می‌کند که به آخرین نقطه‌ی پیداشده در لبه‌ی سمت راست فمور برسد. خروجی این روش در قابل مشاهده است.



شکل ۲۲. خروجی روش کلاسیک برای استخراج کانتور فمور

2-2 استخراج کانتور فمور با استفاده از شبکه عصبی:

برای این کار باز هم مدل U-net به کار گرفته شد. تعداد ۵۸۳ تصویر برچسب زده شدند. ۹۰ درصد از این تعداد به مرحله‌ی آموزش و ۱۰ درصد به ارزیابی عملکرد شبکه اختصاص یافتند. برچسب‌زنی با استفاده از ابزار انتخاب سریع (quick selection) در نرم‌افزار فوتوشاپ انجام شد.

در مرحله‌ی برچسب‌زنی، استخوان‌های شکسته از دستور کار خارج شدند. دلیل این تصمیم آن بود که هدف از انجام این پروژه، اعمال تحلیل المان محدود و بررسی امکان شکسته شدن استخوان‌های سالم، جهت جایگزینی به موقع استخوان ضعیف با پروتز بود. لذا استخوان‌های شکسته در این پروژه موضوعیت پیدا نمی‌کردند.

برچسب‌ها با فرمت tiff و تصاویر با فرمت png به شبکه داده شدند. Batch Size برابر ۴ قرار داده شد. آموزش شبکه روی گوگل کولب و با به‌کارگیری پردازنده‌ی گرافیکی‌ای که گوگل در اختیار کاربران می‌گذارد انجام شد. پس از ۱۰۰ اپاک، دقت شبکه روی داده‌های تست به ۹۹٫۷۳ درصد رسید. این دقت با معیار bce_dice_loss محاسبه شده که معیار استاندارد محاسبه‌ی دقت در segmentation است. خروجی شبکه یک ماسک است که

با استفاده از دستور bitwise در کتابخانه‌ی openCv روی تصویر اصلی اعمال می‌شود و خروجی مد نظر را به دست می‌دهد.



شکل ۲۳. خروجی شبکه عصبی برای استخراج فمور

شایان ذکر است در هر دو شیوه‌ای که برای استخراج کانتور به کار گرفته‌شد (روش کلاسیک و شبکه عصبی)، تنها کانتور فموری به دست آمد که در سمت راست تصویر دیده می‌شود (حسب وضعیت قرارگیری بیمار، این فمور می‌تواند مربوط به پای راست یا چپ باشد). برای دستیابی به کانتور فمور دیگر، به سادگی تصویر را قرینه می‌کنیم تا فمور چپ به شکل یک فمور راست ظاهر شود. پس از پردازش، کانتور استخراج‌شده را بار دیگر قرینه می‌کنیم تا بدین ترتیب کانتور فمور سمت چپ به شکل مورد انتظار به دست آید. دلیل این امر آن است که در شیوه‌ی کلاسیک، برای استخراج کانتور فمور سمت چپ، تمامی مراحل الگوریتم می‌بایست برای آن سمت قرینه‌سازی می‌شدند. هم‌چنین در استفاده از شبکه عصبی، برای استخراج کانتور فمور سمت چپ لازم بود تا تمامی تصاویر

یک بار دیگر هم برچسب زده شوند. با یک گزینه کردنِ ساده، حجم محاسبات و تعداد برچسب‌های مورد نیاز را به نصف کاهش دادیم.

فصل سوم

تحليل رفتار مکانیکی استخوان
فمور

۳ تحلیل رفتار مکانیکی استخوان فمور:

این بخش که به استفاده از کانتور فمور استخراج شده می‌پردازد، از مراحل زیر تشکیل شده:

استخراج هندسه‌ی فمور از تصاویر segment شده در بخش قبل

مش‌بندی این هندسه به کمک نرم‌افزار متلب

اختصاص مدول یانگ به هر کدام از المان‌ها

وارد کردن مدل ایجاد شده به نرم‌افزار آباکوس

بارگذاری مدل دو بعدی در آباکوس

بررسی و تحلیل نتایج

آماده‌سازی تصویر:



شکل ۲۴. تصویر گرفته شده از بیمارستان اختر

یکی از تصاویر رادیوگرافی بیمارستان اختر را با ابعاد 2854×2879 که در شکل ۲۴ مشاهده می‌کنید، انتخاب کرده‌ایم. از آنجایی که فمور سمت چپ بیمار دارای شکستگی است، ما ابتدا تصویر را flip کرده‌ایم تا بتوانیم فمور سالم بیمار را بررسی کنیم و سپس این تصویر را در شکل شکل ۲۵ با اضافه کردن ستون‌های سیاه در دو طرف تصویر تغییر دادیم. چرا که شبکه‌ی ما روی تصاویری آموزش دیده‌است که ابعاد 1627×757 داشتند. (دیتاست شبکه از دستگاه رادیوگرافی متفاوتی نسبت به دستگاه بیمارستان اختر، به دست آمده است). بنابراین برای اینکه

شبکه بتواند خروجی درستی داشته باشد نیاز است که نسبت عرض به طول تصویر ورودی شبیه به نسبت دیتاست یعنی ۱۶۲۷/۷۵۷ باشد. پس تعداد ستون‌های سیاه اضافه شده در دو طرف عکس با حل معادله‌ی زیر به دست می‌آید.

$$\frac{1627}{757} = \frac{2854 + x}{2879} \quad \text{معادله ۶}$$

که $x = 1667$ به دست می‌آید. و ابعاد نهایی تصویر $۶۱۸۸ * ۲۸۷۹$ خواهد شد. (شکل ۲۵)



شکل ۲۵ سمت چپ - تصویر فلیپ شده سمت راست - همان تصویر پس از اضافه کردن ستون‌های سیاه

سپس عکس را از فرمت DICOM که مخصوص تصاویر پزشکی و فرمت خروجی دستگاه‌های رادیوگرافی است، به فرمت PNG که فرمت ورودی شبکه‌ی عصبی آموزش دیده در بخش قبل است، تبدیل کردیم. در ادامه تصویر به دست آمده را وارد کد شبکه‌ی مربوط به Segment کردن فمور کردیم و نتیجه‌ی زیر حاصل شد. (شکل ۲۶)



شکل ۲۶. خروجی شبکه

3-1 استخراج هندسه‌ی فمور از تصاویر segment شده حاصل از بخش قبل:

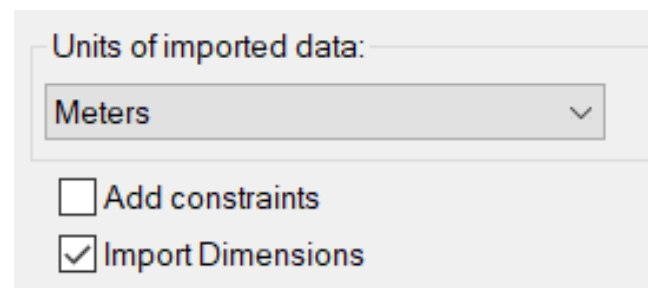
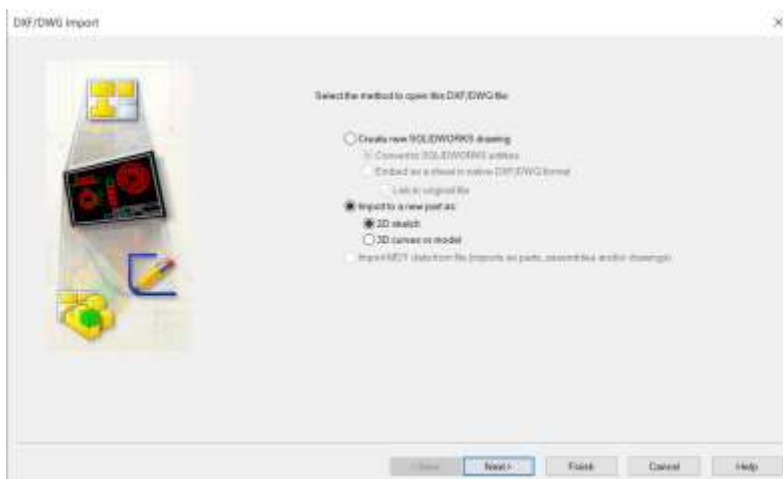
حالا که فمور را داریم، باید آن را مش بزنییم. متأسفانه نرم‌افزارهای تحلیل المان محدود مانند آباکوس یا کامسول مشکلاتی در این زمینه دارند. مثلاً نرم‌افزار آباکوس توانایی ایجاد مدل از روی یک عکس را ندارد و کل تصویر را به یک صورت می‌بیند. در مقابل نرم‌افزار کامسول یک کتابخانه دارد که به کمک آن می‌توان تصویر را وارد کرد و خود نرم‌افزار توانایی تشخیص این را دارد که تصویر ما شامل یک بخش اصلی با حاشیه‌ی سیاه است. بنابراین می‌تواند به صورت خودکار دور فمور یک کانتور بکشد. علاوه بر آن هنگام ورود تصویر به کامسول، دو راه برای ورود ابعاد هم وجود دارد، می‌توان یک عدد را به عنوان عرض تصویر بر حسب متر یا سایر واحدهای طول در نرم‌افزار وارد کرد شکل یا اینکه یک نسبت که نسبت پیکسل بر حسب واحد طول است را وارد کرد؛ مثلاً هر پیکسل n میلیمتر است (شکل ۲۷). از طرفی عکس‌های خروجی رادیوگرافی هم دقیقاً همین نسبت را در فایل دایکام گزارش می‌کنند. پس مشکلی برای تعیین ابعاد فمور نخواهیم داشت. شکل ۳۱ خروجی کامسول را نشان می‌دهد. با تمام این اوصاف باز هم مشکل بزرگ کامسول دور ریختن تمامی اطلاعات مربوط به مقادیر روشنایی پیکسل‌هاست که ما برای خواص‌دهی به هر المان در ادامه نیاز خواهیم داشت.



شکل ۲۷. ابعاددهی در کامسول بر حسب پیکسل

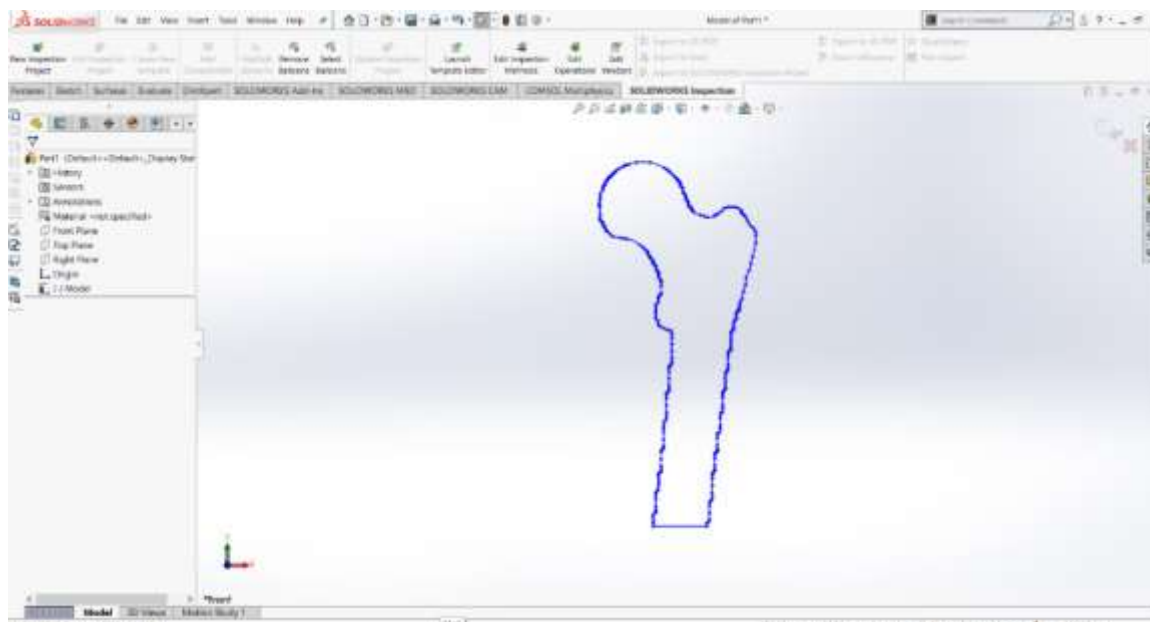
(تعداد پیکسل‌های عرض تصویر ۶۱۸۴ و عرض تصویر ۰٫۵۷۲۳ سانتی متر است).

با این توضیحات به نظر می‌رسید که بهترین نرم‌افزار برای مش‌زدن متلب است. چراکه دسترسی به پیکسل‌های تصویر بسیار راحت خواهد بود و از طرفی هم دسترسی به متخصصات نودها و نحوه‌ی المان‌ها راحت است ولی باز هم مشکلی وجود دارد و آن هم تشکیل هندسه‌ی قابل درک برای متلب به منظور مش‌زدن است. در متلب برای ورود هندسه‌ی مدل دو روش وجود دارد (متلب هندسه‌ها را به فرم *pde* می‌شناسد) که یکی استفاده از تابعی به نام *importgeometry* است و دیگری هم قراردادن شکل‌های از پیش تعریف‌شده مثل دایره و مثلث و ... در کنار هم برای تشکیل هندسه‌ی مد نظر می‌باشد. دومین روش که برای شکل پیچیده‌ی فمور فایده‌ای ندارد و روش اول هم فقط قابلیت وارد کردن مدل‌های سه بعدی با فرمت *stl* را دارد. بنابراین برای رفع این مشکل ما تصمیم گرفتیم راه طولانی‌تری را پیدا کنیم و آن استفاده از سه نرم‌افزار کامسول، سالیدورکس و در نهایت متلب به صورت متوالی است که در ادامه توضیح می‌دهیم. در ابتدا همین مراحل گفته‌شده در توضیح کامسول را طی می‌کنیم. هنگام ورود تصویر ابعاد را هم به درستی وارد می‌کنیم و به شکل ۳۰ می‌رسیم. در اینجا در واقع یک هندسه در کامسول تشکیل شده‌است، در ادامه این هندسه را به فرمت *dxf* خروجی می‌گیریم و بلافاصله به فرمت دوبعدی وارد نرم‌افزار سالیدورکس می‌کنیم. نرم‌افزار سالیدورکس این هندسه را به عنوان یک *sketch* دو بعدی می‌بیند و آن را متشکل از تعدادی نقطه و خم‌های متصل کننده‌ی این نقاط می‌داند مانند شکل ۳۰. فقط در هنگام ورود به سالیدورکس باید توجه کنیم که تیک ورود ابعاد را بزنیم (شکل ۲۸) و یکاها را یکی انتخاب کنیم تا این اطلاعات از دست نرود.



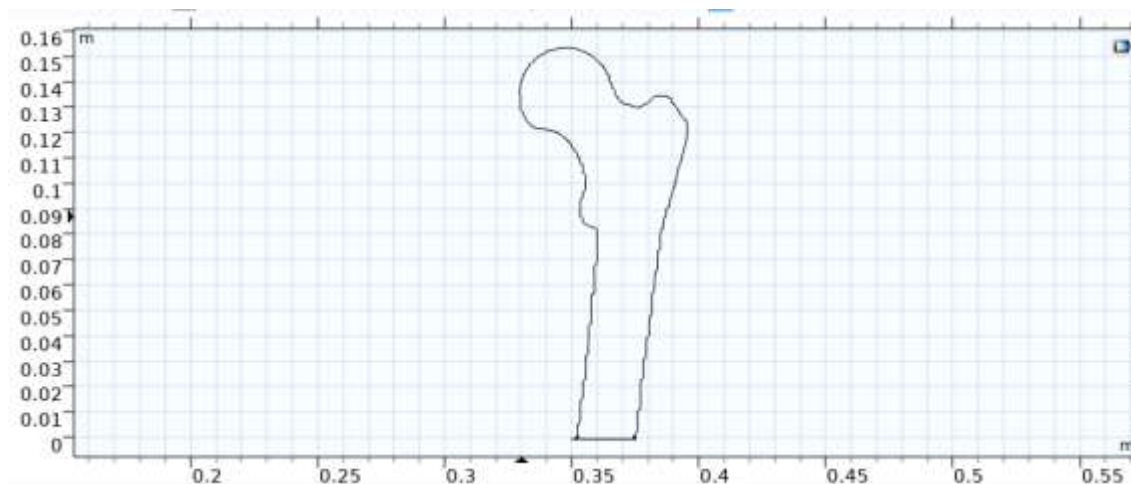
شکل ۲۸. علامت‌زدن ورود ابعاد در *Solidworks*

شکل ۲۹. وارد کردن فایل *dxf* به صورت دو بعدی در *Solidworks*



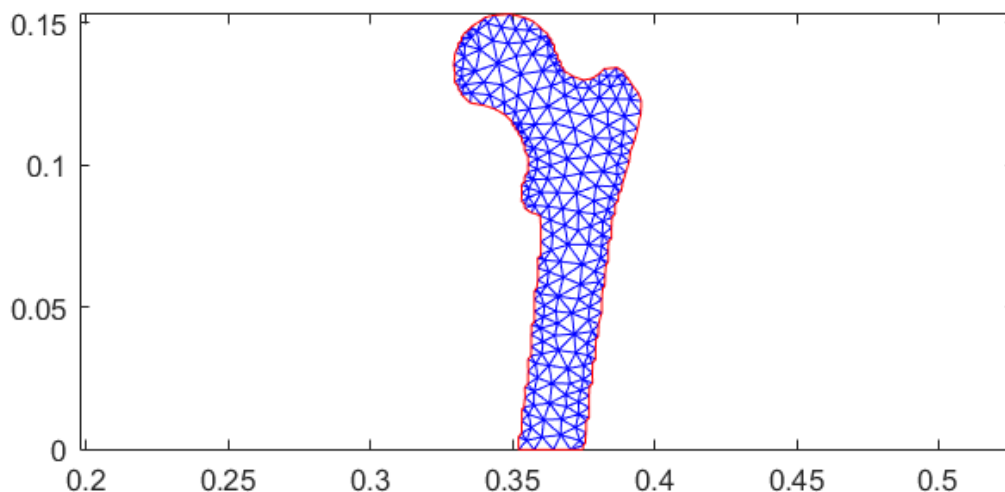
شکل ۳۰. تصویر فمور وارد شده در فضای نرم افزار *Solidworks*

در مرحله‌ی بعدی به کمک یک فایل *macro* و اجرا کردن آن در سالی‌دوورکس، مختصات این نقاط را در یک فایل اکسل استخراج می‌کنیم. از اینجا به بعد کار آسان‌تر شده و کاملاً با متلب کار خواهیم کرد.



شکل ۳۱. خروجی هندسه‌ی فمور در کامسول

با خواندن اطلاعات فایل اکسل در متلب و به ترتیب با دستورهای polyshape و triangulation می‌توانیم هندسه‌ی فمور را برای متلب بازسازی کنیم و بالاخره مش بسازیم.



شکل ۳۲. فمور مش زده‌شده در متلب

نتایج مش‌زدن را در شکل ۳۲ **Error! Reference source not found.** مشاهده می‌کنید.

همانطور که می‌بینید، ابعاد همچنان صحیح است.

3-2 اختصاص مدول یانگ به هر کدام از المان‌ها

این بخش از پروژه با پروژه‌ی آقای علی اکبر طاهری تلاقی دارد. همان‌طور که در مقدمه اشاره شد، برای به دست آوردن چگالی استخوان به ازای روشنایی پیکسل‌ها، به کالیبره کردن دستگاه رادیوگرافی نیاز است که آقای طاهری در پروژه‌ی کارشناسی خود، دستگاه رادیوگرافی بیمارستان اختر را کالیبره کردند و تابعی را به ما گزارش دادند که روشنایی پیکسل را به چگالی آن مربوط می‌کند: PI روشنایی پیکسل است و چگالی بر حسب گرم بر سانتی متر مکعب به دست می‌آید)

$$\text{Density} = \rho_{app} = (0.0005 * PI + 0.4795) + 0.0325 \quad \text{معادله ۷}$$

پس از دریافت این رابطه از آقای طاهری، با استفاده از رابطه‌ی ذکرشده در مقاله‌ی (Ali et al. 2014) می‌توانیم مدول یانگ هر پیکسل را محاسبه کنیم.

$$E(\text{MPa}) = 6850 * \rho_{app}^{1.49} \quad \text{معادله ۸}$$

ولی هدف ما اختصاص دادن مدول یانگ به هر المان بود؛ نه پیکسل؛ برای این کار به ازای تمامی المان‌های مدل، در دو حلقه‌ی for تمامی پیکسل‌های غیر صفر تصویر شکل ۲۶ را بررسی کردیم که در کدام یک از المان‌ها قرار دارند. (این کار به کمک تابع inpolygon متلب بسیار راحت‌تر انجام شد) ولی باید توجه کنید که از شدت روشنایی این پیکسل‌ها استفاده نکردیم؛ چرا که این تصویر که همان خروجی شبکه است از جنس RGB می‌باشد و رابطه‌ی ما برای به دست آوردن چگالی برای محدوده‌ی عکس‌های DICOM تعریف شده. بنابراین از این تابع فقط برای یافتن مختصات پیکسل‌های داخل هر المان استفاده کردیم و سپس از روی دایکام اصلی از روی این مختصات‌ها، روشنایی پیکسل‌ها را خوانده و برای هر المان میانگین روشنایی‌ها را محاسبه کردیم. (این کار به این دلیل قابل انجام بود که ابعاد فایل دایکام با ابعاد تصویر خروجی شبکه برابر بوده و فمورها کاملاً روی هم قرار می‌گیرند) در مرحله‌ی بعد با استفاده از روابط ذکر شده، برای تک تک المان‌ها مدول الاستیک را محاسبه کردیم.

3-3 وارد کردن مدل ایجاد شده به نرم‌افزار آباکوس:

در این بخش باز هم به کمک نرم‌افزار متلب یک فایل INP آباکوس که در آن مدل تعریف شده، نوشتیم.

این فایل از بخش‌های مختلفی تشکیل شده که در ادامه بررسی می‌کنیم:

بخش‌های کلی شامل part

بخش headings

که توضیحات اولیه‌ی مدل را می‌دهد:

```
** Job name: Job-1 Model name: Model-1
Generated by: Abaqus/CAE 2021.HF3
*Preprint, echo=NO, model=NO, history=NO, contact=NO
**
** PARTS
**
*Part, name=Part-1
```

پس از آن مختصات نودهای المان را به صورت هر نود در هر سطر می‌گیرد. اولین عدد شماره‌ی نود، دومی X و سومی Y مختصات نود است.

برای مثال پنج نود اول را مشاهده می کنید :

```
*Node
1,      0.9224,      0.0000
2,      0.9420,      0.2149
3,      0.9284,      0.2230
4,      0.8636,      0.3403
5,      0.8614,      0.3551
```

در ادامه نحوه ی اتصال این نودها برای تشکیل المان ها را می گیرد. البته قبل از آن نوع المان را باید مشخص کرد، مثلا در اینجا نوع المان مثلثی است پس ورودی را باید CPS3 بدهیم. در هر سطر، عدد اول شماره ی المان است و سه عدد بعدی شماره ی نودهایی است که آن المان را تشکیل می دهند:

```
*Element, type=CPS3
1, 212, 156, 155
2, 245, 237, 224
3, 235, 164, 187
4, 216, 162, 185
5, 218, 171, 169
```

پس از وارد کردن المان ها، آباکوس می تواند مدل را تشکیل دهد. ولی کار ما هنوز تمام نشده؛ چراکه باید به هر المان، مدول یانگ منحصر به فردی اختصاص دهیم. برای این منظور به تعداد المان ها set تعریف می کنیم و هر set را به یک المان نسبت می دهیم:

```
*Elset, elset=Set-1
1
*Elset, elset=Set-2
2
*Elset, elset=Set-3
3
```

سپس به هر کدام از این set ها یک متریال و یک سطح مقطع نسبت می دهیم:

```
** Section: Section-1
*Solid Section, elset=Set-1, material=Material-1
,
** Section: Section-2
*Solid Section, elset=Set-2, material=Material-2
,
```

در پایان این مرحله بخش part تمام شده و وارد assembly می شویم.

در اینجا یک set تعریف می کنیم که هم متشکل از شماره‌ی نودهای مرز پایین و افقی شفت فمور و هم متشکل از شماره‌المان‌های آن ناحیه است. از این set در آینده برای اعمال شرایط مرزی یک تیر یک سر گیردار، استفاده خواهیم کرد.

```
** ASSEMBLY
**
*Assembly, name=Assembly
**
*Instance, name=Part-1-1, part=Part-1
*End Instance
**
*Nset, nset=Set-394, instance=Part-1-1
1, 99, 100, 101, 24
*Elset, elset=Set-394, instance=Part-1-1
151, 174, 288, 268, 323, 324, 339, 216
*End Assembly
```

در بخش بعد که متریال است، به اختصاص دادن مدول یانگ به set هایی که قبلاً از المان‌ها تعریف کردیم می پردازیم. در اینجا کد متلب را به گونه‌ای زدیم که این اختصاص دادن کاملاً صحیح باشد. یعنی این عدد همان خروجی فرمول میانگین روشنایی پیکسل‌ها و مدول یانگ برای هر المان است که البته به پاسکال تعریف شده. چرا که ابعاد بر حسب متر بود. (در کد متلب مدول یانگ‌ها به صورت یک ماتریس تعریف شده که شماره‌ی سطر آن مربوط به شماره‌ی المان است. به همین دلیل دسترسی به آن آسان است). از طرفی باید برای هر المان یک ضریب پواسون هم بدهیم که همه را ۰,۳ در نظر گرفتیم طبق مقاله (Ali et al. 2014).

```
*Material, name=Material-1
*Elastic
8303410150.9776,0.3000
*Material, name=Material-2
*Elastic
5236741356.3382,0.3000
```


در نهایت پس از اتمام بخش متریال، در آخرین بخش، **step** تعریف شده و سپس شماره‌ی آخرین ست ساخته شده که همان نودها و المان‌های پایین شفت بوده‌اند آورده شده و شرایط مرزی با محدود کردن تمامی جهات آزادی لحاظ شده است.

```
** STEP: Step-1
**
*Step, name=Step-1, nlgeom=NO
*Static
1., 1., 1e-05, 1.
**
** BOUNDARY CONDITIONS
**
** Name: BC-1 Type: Symmetry/Antisymmetry/Encastre
*Boundary
Set-394, ENCASTRE
```

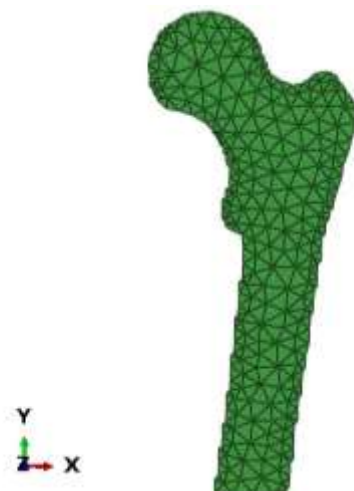
بدین ترتیب نوشتن فایل **INP** پایان می‌یابد. لازم به ذکر است که کد متلب نوشته شده کاملاً اتوماتیک است و به عنوان ورودی صرفاً همان فایل اکسل را می‌گیرد و خروجی یک فایل کامل **INP** مخصوص ورود به آباکوس تهیه می‌کند.

3-4 بارگذاری مدل دو بعدی در آباکوس

پس از وارد کردن مدل از طریق فایل **INP** نوشته شده به آباکوس، دو نوع بارگذاری را روی استخوان فمور بررسی می‌کنیم و نتایج را ارائه می‌دهیم ولی به صورت کلی می‌توان انواع بارگذاری‌ها را انجام داد.

بارگذاری اول مربوط به نیروهای مفصلی وارده به استخوان فمور در اثر راه رفتن ساده است. این نیروها به کمک سایت orthoload.com به دست آمده‌اند. این سایت برای مفاصل زانو، لگن، شانه و ستون فقرات، داده‌های گسترده‌ای از نیروهای وارده به این نواحی تحت اثر انجام فعالیت‌های گوناگون را ارائه داده است. این نیروها به کمک ایمپلنت‌ها و پروتزهایی به دست می‌آید که برای بیماران جاگذاری شده و دارای سنسورهای نیروسنج هستند. روش انجام آزمایش آن‌ها ضبط یک فیلم چند ثانیه‌ای از بیمار در حال انجام فعالیت مورد نظر است و در تمامی این مدت اطلاعات سنسورها خوانده می‌شود و اندازه‌ی نیروها و گشتاورها و جهت و نقطه اثر آن‌ها به صورت سه بعدی به دست می‌آید (شکل ۳۴). این اطلاعات به صورت فایل اکسل قابل دریافت هستند که به ازای هر فریم، یک سطر اطلاعات موجود می‌باشد. در این فایل فرمولی برای اثر دادن وزن فرد هم ارائه می‌شود. ما برای بارگذاری از دیتاست راه رفتن استفاده کردیم و وزن بیمار را به صورت میانگین ۷۵ کیلوگرم در نظر گرفتیم تا محاسبات

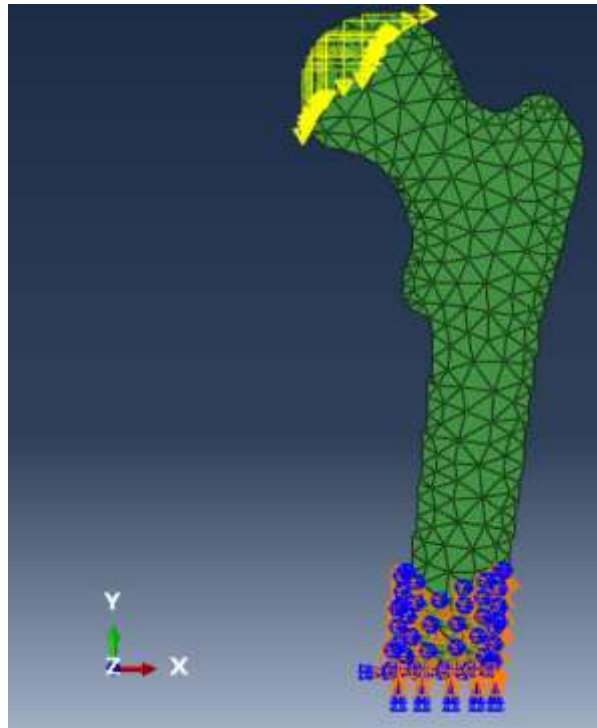
ساده‌تر شود. (وزن بیمار ما ۶۸ کیلوگرم گزارش شده‌است). و بین فریم‌های مختلف، بیشترین نیروهای وارده را انتخاب کردیم که شامل ۵۳۵/۷۲ نیوتن نیرو در راستای X و ۱۷۴۷/۱۸ نیوتن نیرو در راستای منفی محور Y شکل ۳۳ می‌باشد؛ البته به دلیل سه‌بعدی بودن در راستای Z هم نیرو داریم و سه نوع گشتاور هم وجود دارد ولی چون مدل ما دو بعدی است، آن‌ها را صفر فرض می‌کنیم.



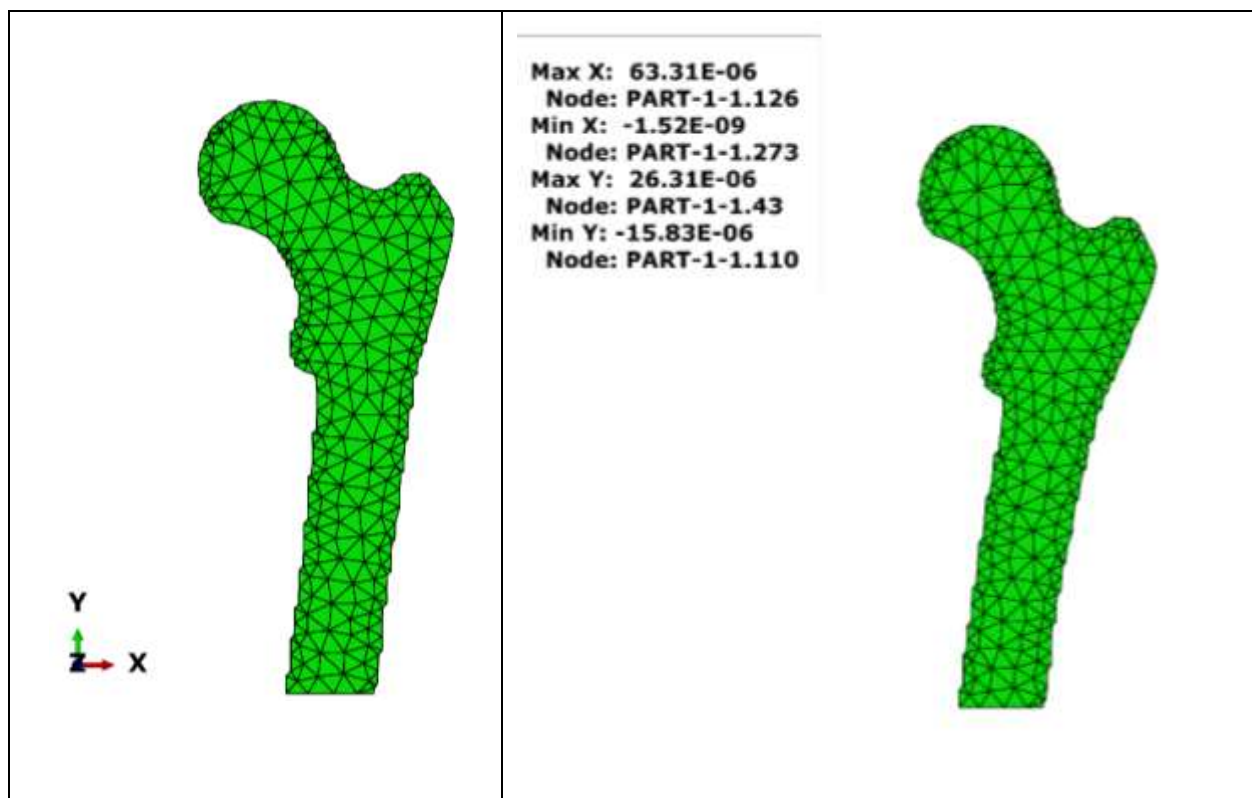
شکل ۳۳. مدل وارد شده به آباکوس



شکل ۳۴. خروجی سایت orthoload در یکی از فریم‌های فعالیت راه رفتن

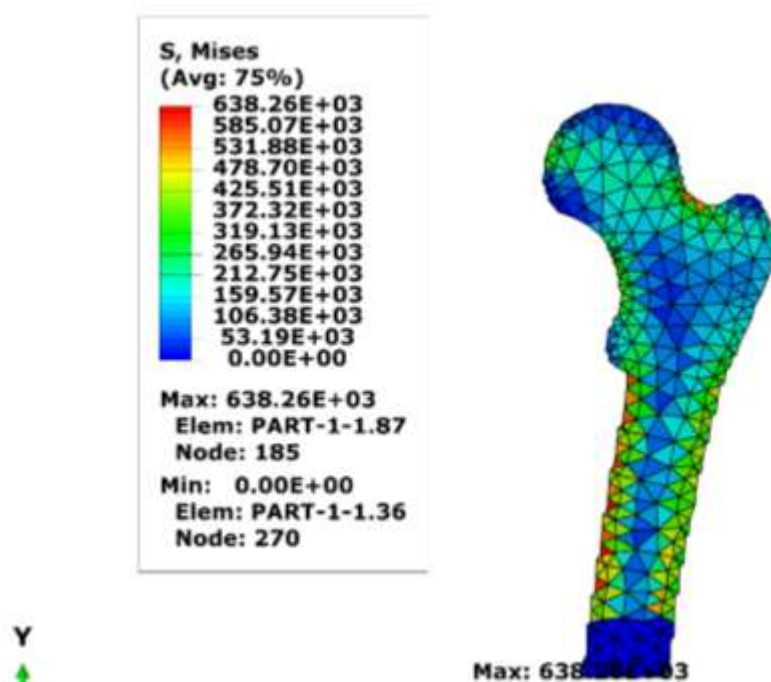


شکل ۳۶. بارگذاری راه رفتن و اعمال شرای مرزی در آباکوس

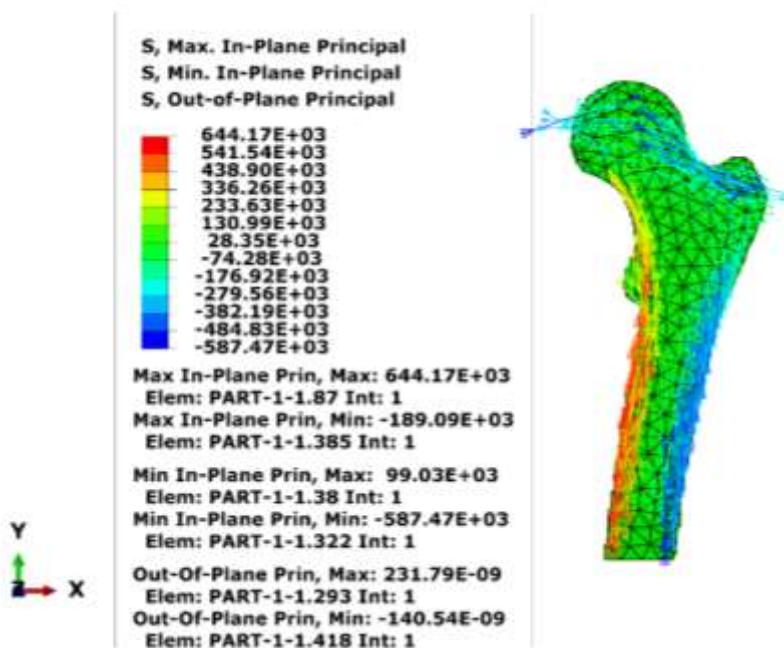


شکل ۳۷. سمت چپ، فمور قبل از تغییر شکل - سمت راست، بعد از تغییر شکل

و در شکل ۳۸ فمور تغییر شکل یافته به همراه توزیع تنش وون-میسز بر حسب Pa نشان داده شده است. و شکل ۳۹ هم دید خوبی از توزیع تنش‌ها به صورت‌های مجزای کششی و فشاری به ما می‌دهد.

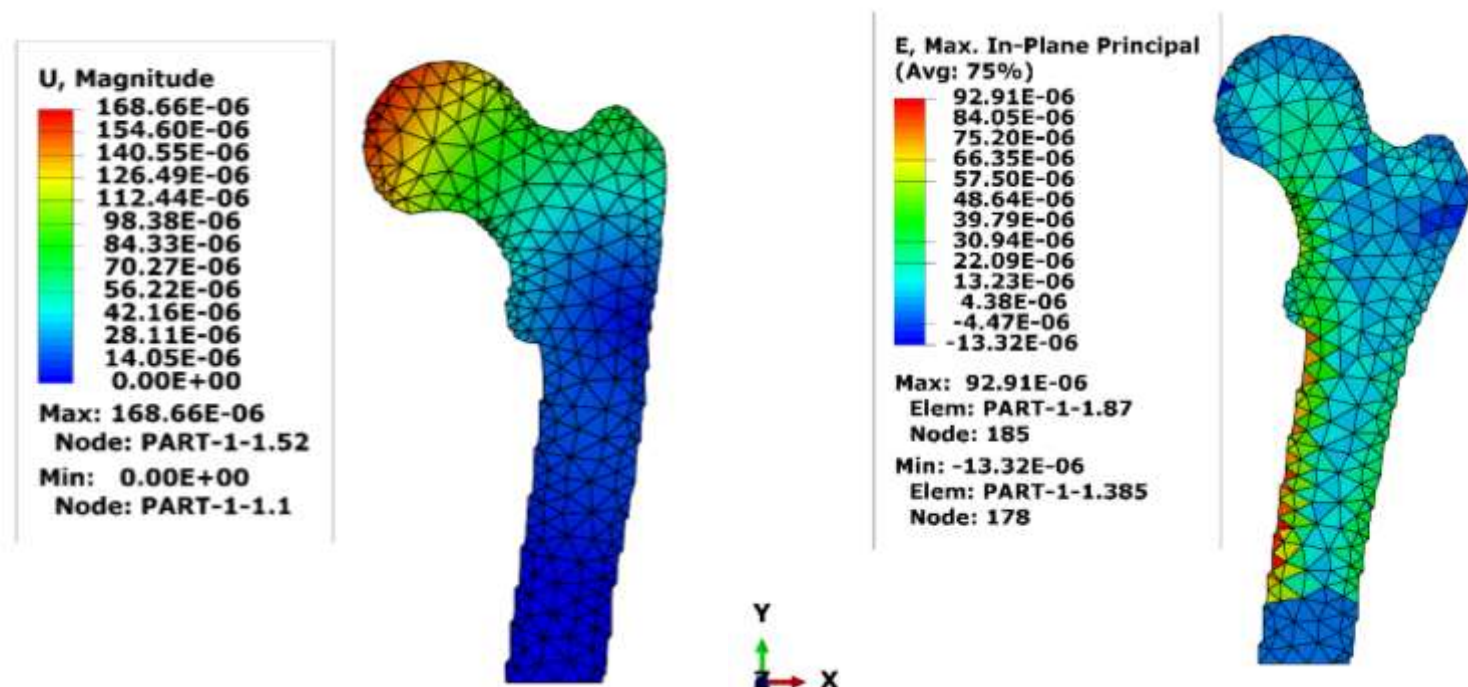


شکل ۳۸ توزیع تنش در اثر راه رفتن



شکل ۳۹ توزیع تنش‌ها در فمور در اثر راه رفتن

در شکل ۴۰. Error! Reference source not found. توزیع جابه جایی ها و کرنش ها بر حسب متر را ملاحظه می کنید.



شکل ۴۰. سمت راست-کرنش ها- سمت چپ- جابه جایی ها

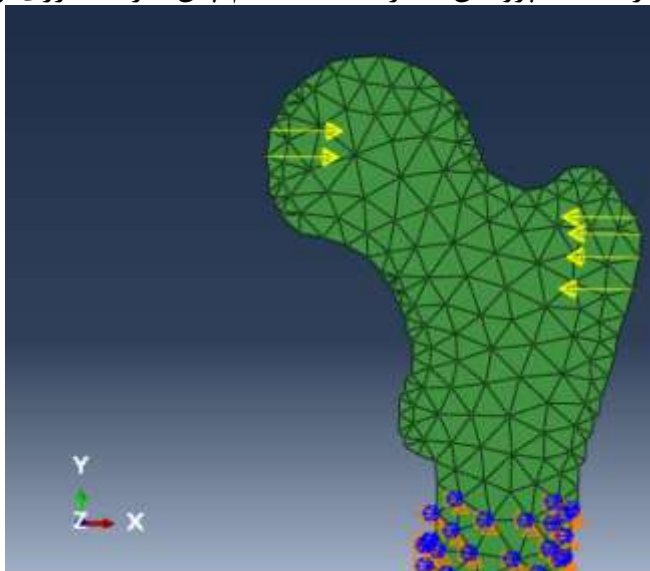
در نوع دوم بارگذاری می خواهیم، فمور را تحت تاثیر نیروی ناشی از افتادن به کنار که از مقاله ی (Yoshikawa et al. 1994) برداشت کردیم، بررسی کنیم.

این نیرو با استفاده از وزن و قد بیمار که هر دو را داریم. (وزن ۶۸۰ نیوتن و قد ۱۷۵ سانتی متر) با استفاده از فرمول ۹ محاسبه می شود.

$$F = 8.25 * w * \left(\frac{h}{170}\right)^{\frac{1}{2}} \quad \text{معادله ۹}$$

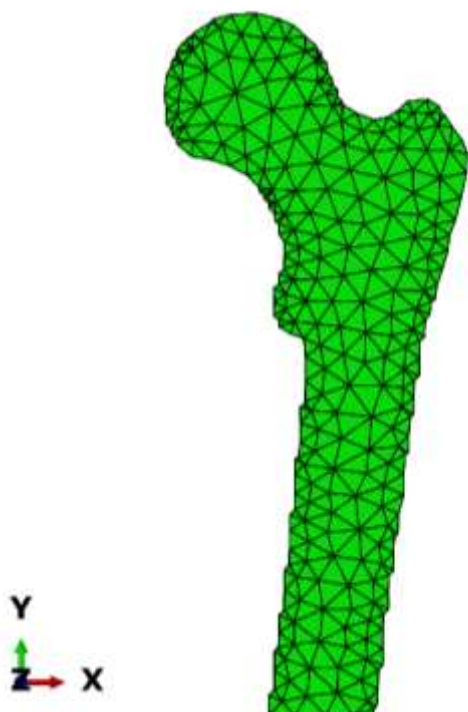
که برای بیمار ما برابر ۵۶۹۲ نیوتن خواهد شد. همانطور که در شکل ۴۱ ملاحظه می کنید، ما باید این نیرو رو بر دو تقسیم کرده و در دو سر فمور، یعنی جایی که هنگام افتادن از کنارضربه می خورد (سمت راست شکل) و مفصل لگن قرار دادیم؛ به این صورت به شکل خودکار یک کوپل هم به فمور وارد خواهد شد. برای شرایط مرزی هم

تمامی نوده‌های پایینی فمور را تا نزدیکی‌های زیر تروکانتر کوچک از نظر جابه جایی و چرخش کاملاً بسته‌ایم (چرا که می‌خواهیم جلوتر نتایج را با یک پژوهش دیگر مقایسه کنیم پس شرایط مرزی را مانند آن پژوهش اعمال کردیم).

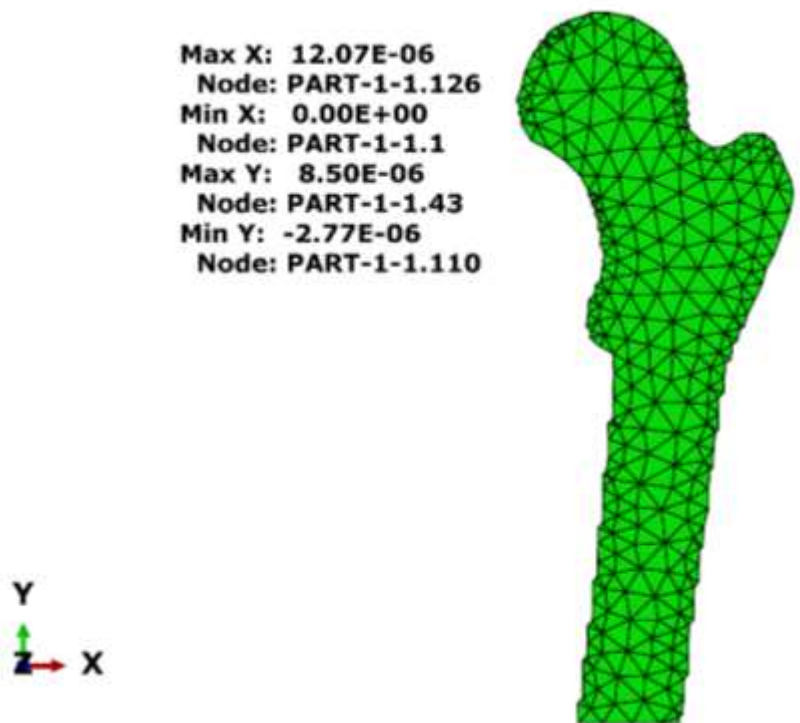


شکل ۴۱. بارگذاری و شرایط مرزی در هنگام زمین خوردن از کنار

شکل ۴۲ سمت راست.. **Error! Reference source not found.** تغییر شکل فمور در اثر برخورد از بغل با زمین را نشان می‌دهد.



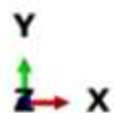
شکل ۴۲. سمت چپ - قبل از تغییر شکل - سمت راست - بعد از تغییر شکل



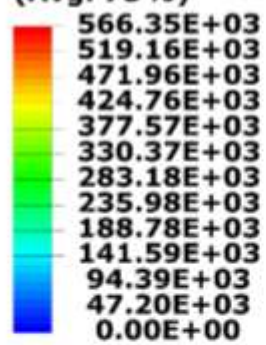
در پژوهش (S. Yang et al. 2017) که در سال ۲۰۱۸ به چاپ رسیده، مدلسازی را از روی تصاویر DEXA انجام داده‌اند و بنابراین چگالی استخوان را برای هر المان داشتند. با استفاده از چگالی توانستند مدول یانگ را محاسبه کنند. سپس همین بارگذاری مربوط به زمین خوردن از کنار را روی مدل مش‌زده‌ی خود وارد کردند. در ادامه ابتدا نتایج به دست آمده توسط پژوهش ذکرشده را با نتایج مدل خودمان مقایسه می‌کنیم. تصویر بالای شکل ۴۳ توزیع تنش وون میسر را در شکل نهایی ما نشان می‌دهد و تصویر پایین آن، همین توزیع تنش را در پژوهش مذکور.

همانطور که مشاهده می‌کنید، نحوه‌ی توزیع تنش در هر دو شکل تقریباً شبیه به هم هستند ولی در مورد اعداد بیشترین عدد ما ۵۶۶ کیلو پاسکال و بیشترین عدد گزارش‌شده توسط این گزارش ۳۵۰ کیلو پاسکال است که این اختلاف احتمالاً به علت نوع بارگذاری متفاوت (چراکه در این مقاله دقیقاً ذکر نشده که نیروهای زمین‌خوردن چگونه و در کجای فمور وارد شده) و نیز تفاوت در وزن و قد بیماران و مهم‌تر از همه تفاوت شکل فمورهای دو بیمار است.

در شکل ۴۴ به ترتیب کرنش و جابه‌جایی‌ها را می‌بینیم. که هر دو بر حسب متر هستند.

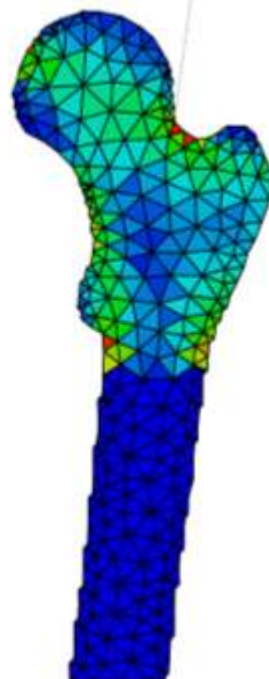


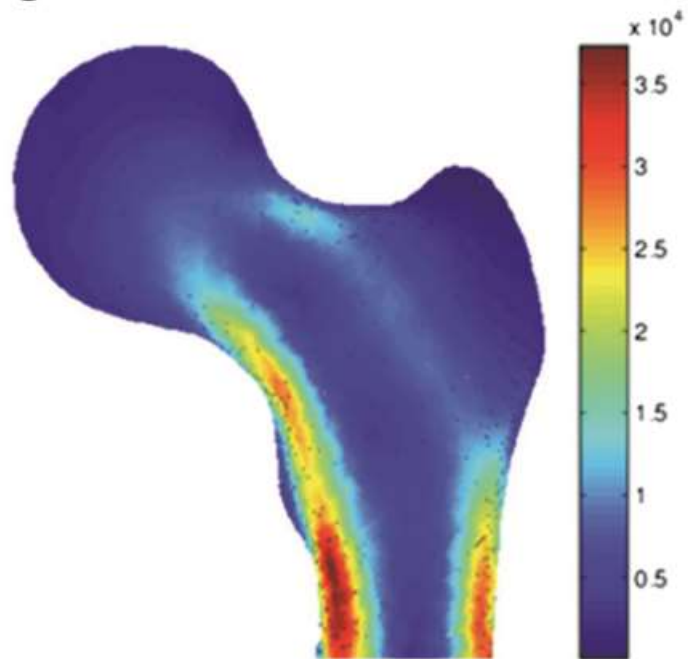
S, Mises
(Avg: 75%)



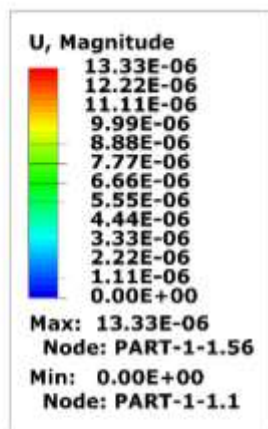
Max: 566.35E+03
Elem: PART-1-1.210
Node: 69
Min: 0.00E+00
Elem: PART-1-1.10
Node: 225

Max: 566.35E+03

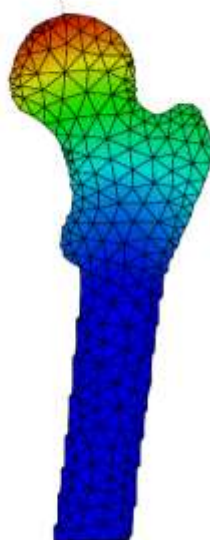




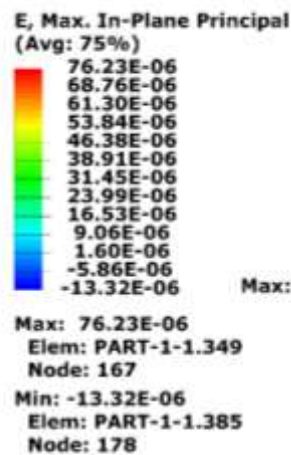
شکل ۴۳. تصویر بالا - خروجی میدان تنش مدل ما - تصویر پایین - خروجی تنش پژوهش



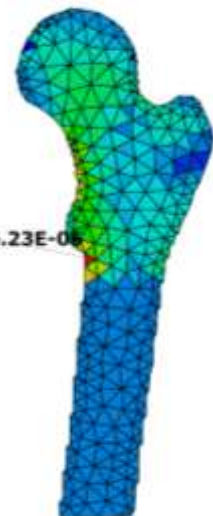
Max: 13.33E-06



K



Max: 76.23E-06



شکل ۴۴. سمت راست- کرنش هاسمت چپ - جابه جایی ها

در ادامه ی این پژوهش، آن ها سپس با استفاده از دو فرمول ارائه شده توسط مقالات

(Elise F. Morgan, Bayraktar, and Keaveny 2003; E. F. Morgan and Keaveny 2001)

توانستند تنش تسلیم هر المان را به دست آورند. فرمول ۱۰ رابطه ی تنش تسلیم کششی و فشاری (بر حسب مگاپاسکال) را به صورت مجزا و در بر حسب چگالی نشان می دهد.

$$\sigma_Y = \begin{cases} 85.5\rho^{2.26} & \text{if } \rho \leq 0.355 \text{ g/cm}^3 \\ 38.5\rho^{1.48} & \text{if } \rho > 0.355 \text{ g/cm}^3 \end{cases}$$

معادله ۱۰

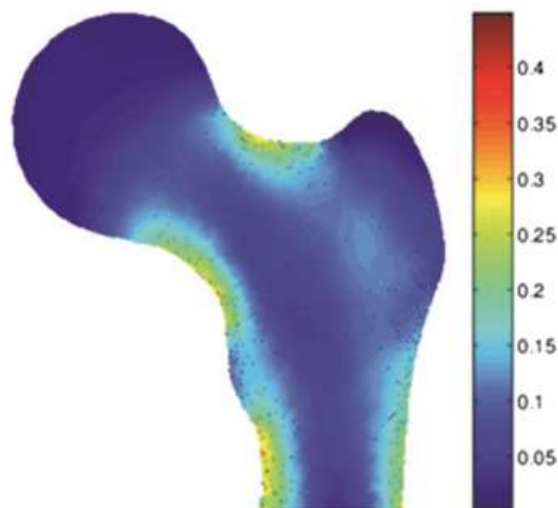
$$\sigma_Y = \begin{cases} 50.1\rho^{2.04} & \text{if } \rho \leq 0.355 \text{ g/cm}^3 \\ 22.6\rho^{1.26} & \text{if } \rho > 0.355 \text{ g/cm}^3 \end{cases}$$

و در ادامه توانستند از تنش تسلیم برای تعریف فاکتور ریسک شکست (FRI) استفاده کنند:

$$FRI = \frac{\text{von Mises stress}}{\text{yield stress}}$$

معادله ۱۱

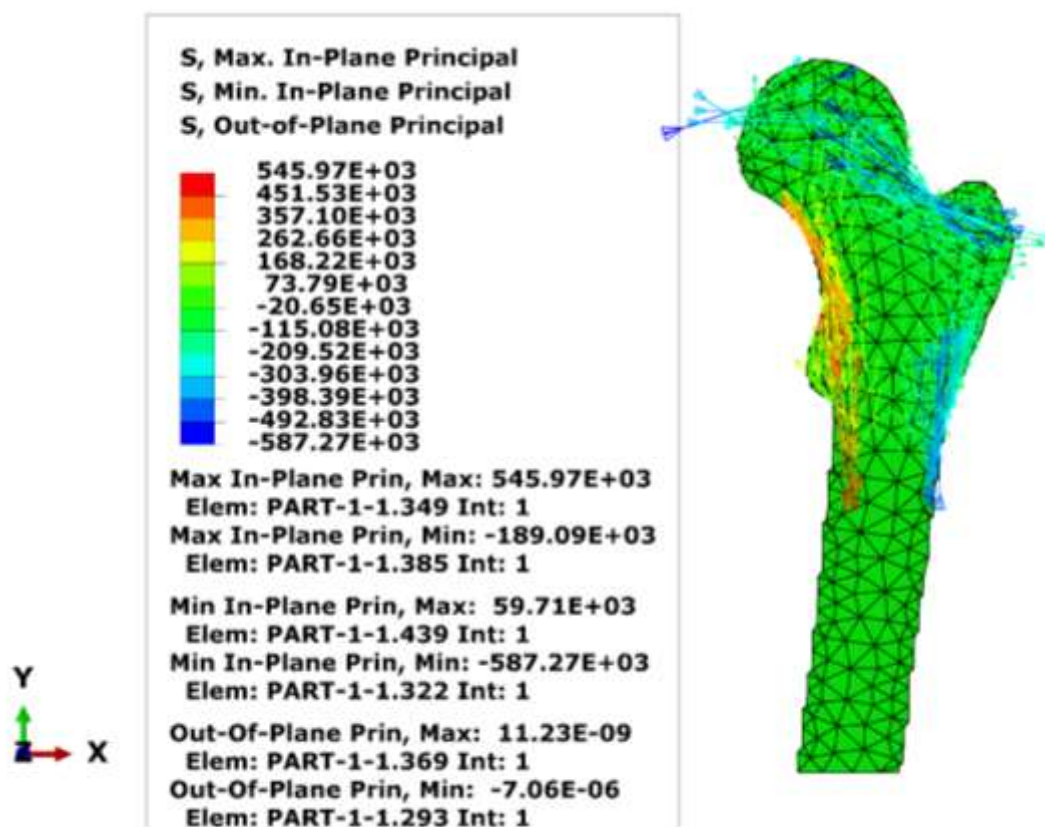
شکل ۴۵ نشان دهنده ی همین فاکتور ریسک شکست است که در واقع از تقسیم اعداد تصویر پایین شکل ۴۳ بر تنش تسلیم هر ناحیه به دست آمده است.



شکل ۴۵. توزیع فاکتور ریسک شکست در المان پژوهش

ما نیز تلاش کردیم بحرانی‌ترین فاکتور ریسک شکست را از طریق تقسیم بالاترین تنش المانی بر کمترین تنش تسلیم به دست آوریم.

تنش تسلیم را می‌توانیم از روابط به راحتی به دست آوریم. اول با توجه به شکل ۴۶ متوجه می‌شویم که بیشترین تنش، مربوط به تنش فشاری و به اندازه‌ی ۵۸۷,۳ کیلونیوتن است.



شکل ۴۶. توزیع تنش های فشاری و کششی در اثر برخورد به زمین

بنابراین بزرگترین فاکتور ریسک شکست از مراحل زیر به دست می‌آید:

کمترین چگالی المان‌ها برابر است با: 0.4252 g/cm^3

با فرمول، تنش تسلیم فشاری را به دست می‌آوریم (چون بیشترین تنش ما هم فشاری است):

$$38.5 * 0.4252^{1.48} = 10.86 (MPa) = 10860(KPa)$$

بنابر این:

$$FRI = \frac{587.3}{10860} = 0.54$$

معادله ۱۲

همانطور که در شکل ۴۵ نشان داده شد بیشترین مقدار ریسک فاکتور شکست در پژوهش مذکور، ۰,۴ بود. برای ما ۰,۵ به دست آمد که نسبتاً نزدیک است. چراکه بالاترین عددی را در نظر گرفتیم که اصلاً وجود ندارد. (چون بالاترین تنش را بر کمترین چگالی تقسیم کردیم که اصلاً برای یک المان نیستند (یعنی المانی که کمترین چگالی را دارد همانی نیست که بیشترین تنش را تحمل می کند). و از طرفی همانطور بیمار مورد بررسی ما دچار پوکی استخوان می باشد (از شکل هم می بینم که فمور چپ بیمار شکسته) و این موضوع تنش تسلیم را در بیمار تحت بررسی ما پایین می آورد. پس عدد به دست آمده توسط مدل ما منطقی به نظر می رسد. علاوه بر این ها باید توجه داشت که در پژوهش مطرح شده، فاکتور ریسک شکست برای بحرانی ترین المان از تقسیم ماکسیمم تنش بر میانگین چگالی استخوان در یکی از مناطق تروکانتر، گردن فمور و یا سر فمور محاسبه شده، پس کمترین چگالی نبوده و یا حتی چگالی خود المان هم نبوده است.

می توانیم با عوض کردن جای صورت و مخرج FRI، نتایجمان را با پژوهش (L. Yang et al. 2009) که آن هم از تصاویر DEXA استفاده کرده و در سطح پیکسلی مش زده و این فاکتور را برای نواحی مختلف فمور به دست آورده هم، مقایسه کنیم.

جدول گزارش شده ی مقاله ی مذکور را در زیر می بینیم:

<i>All fracture</i>	
FE model	
FN IFR	1.8 (1.2–2.5)
TR IFR	4.2 (2.3–7.6)
TH IFR	3.2 (1.9–5.4)

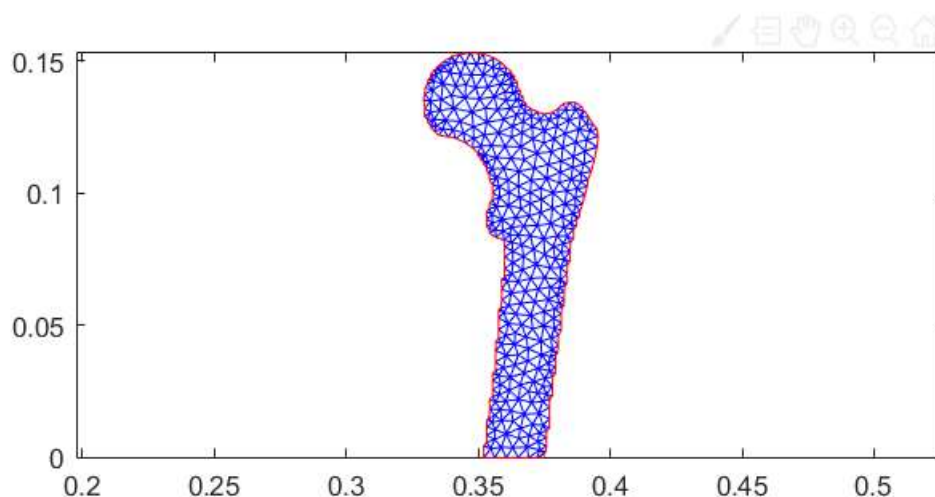
از طرفی با توجه به مدل خودمان داریم:

$$IFR = \frac{1}{FRI} = 1.85$$

همانطور که می‌بینید باز هم نتایج بسیار نزدیک است.

در اینجا نتایج پروژه‌ی ما تکمیل شده‌است ولی در آینده می‌توانیم روی نحوه‌های بارگذاری بیشتر تمرکز کرده و یک رابط کاربری مناسب برای استفاده‌ی پزشکان و بیماران تدوین کنیم.

در نهایت لازم به ذکر است که به کمک نرم‌افزار متلب ابعاد مش‌ها را کوچک‌تر کردیم (شکل ۴۷) و به کمک جابه‌جایی یک نقطه‌ی مشترک، همگرایی را هم بررسی کردیم.



شکل ۴۷. فمور با مش‌های ریز توسط متلب

در صفحه‌ی بعد نقشه‌ای از کل فرآیند لازم برای رسیدن از عکس خام رادیوگرافی لگن به میدان توزیع تنش را مشاهده می‌کنیم.



Presented with Xmind

- Ali, Azhar A., Luca Cristofolini, Enrico Schileo, Haixiang Hu, Fulvia Taddei, Raymond H. Kim, Paul J. Rullkoetter, and Peter J. Laz. 2014. "Specimen-Specific Modeling of Hip Fracture Pattern and Repair." *Journal of Biomechanics* 47 (2): 536–43. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.10.033>.
- Ding, Feng, Wee Kheng Leow, and Tet Sen Howe. 2007. "Automatic Segmentation of Femur Bones in Anterior-Posterior Pelvis X-Ray Images." In *Computer Analysis of Images and Patterns*, edited by Walter G. Kropatsch, Martin Kampel, and Allan Hanbury, 4673:205–12. Lecture Notes in Computer Science. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-540-74272-2_26.
- Hussain, Dildar, Mugahed A. Al-antari, Mohammed A. Al-masni, Seung-Moo Han, and Tae-Seong Kim. 2018. "Femur Segmentation in DXA Imaging Using a Machine Learning Decision Tree." *Journal of X-Ray Science and Technology* 26 (5): 727–46. <https://doi.org/10.3233/XST-180399>.
- Keyak, Joyce H, Tadashi S Kaneko, Jamshid Tehranzadeh, and Harry B Skinner. 2005. "Predicting Proximal Femoral Strength Using Structural Engineering Models." *Clinical Orthopaedics and Related Research* NA; (437): 219–28. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000164400.37905.22>.
- Knowles, Nikolas K., Jacob M. Reeves, and Louis M. Ferreira. 2016. "Quantitative Computed Tomography (QCT) Derived Bone Mineral Density (BMD) in Finite Element Studies: A Review of the Literature." *Journal of Experimental Orthopaedics* 3 (1): 36. <https://doi.org/10.1186/s40634-016-0072-2>.
- Lianghui, Fan, Han Jun Gang, Jia Yang, and Yang Bin. 2019. "Femur Segmentation in X-Ray Image Based on Improved U-Net." *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering* 533 (1): 012061. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/533/1/012061>.
- Morgan, E. F., and T. M. Keaveny. 2001. "Dependence of Yield Strain of Human Trabecular Bone on Anatomic Site." *Journal of Biomechanics* 34 (5): 569–77. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(01\)00011-2](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(01)00011-2).
- Morgan, Elise F., Harun H. Bayraktar, and Tony M. Keaveny. 2003. "Trabecular Bone Modulus-Density Relationships Depend on Anatomic Site." *Journal of*

Biomechanics 36 (7): 897–904. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(03\)00071-x](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(03)00071-x).

Yang, Lang, Nicola Peel, Jackie A. Clowes, Eugene V. McCloskey, and Richard Eastell. 2009. “Use of DXA-Based Structural Engineering Models of the Proximal Femur to Discriminate Hip Fracture.” *Journal of Bone and Mineral Research: The Official Journal of the American Society for Bone and Mineral Research* 24 (1): 33–42. <https://doi.org/10.1359/jbmr.080906>.

Yang, Shuman, W. Leslie, Yunhua Luo, A. Goertzen, S. Ahmed, L. Ward, I. Delubac, and Lisa Lix. 2017. “Automated DXA-Based Finite Element Analysis for Hip Fracture Risk Stratification: A Cross-Sectional Study.” *Osteoporosis International* 29 (October). <https://doi.org/10.1007/s00198-017-4232-8>.

Ying, Chen. n.d. “Model-Based Approach for Extracting Femur Contours in X-Ray Images,” 83.

Yoshikawa, T., C. H. Turner, M. Peacock, C. W. Slemenda, C. M. Weaver, D. Teegarden, P. Markwardt, and D. B. Burr. 1994. “Geometric Structure of the Femoral Neck Measured Using Dual-Energy x-Ray Absorptiometry.” *Journal of Bone and Mineral Research: The Official Journal of the American Society for Bone and Mineral Research* 9 (7): 1053–64. <https://doi.org/10.1002/jbmr.5650090713>.



Automated Femur Extraction and finite element analysis using X-Ray images

K. N. Toosi University of Technology

Department of Mechanical Engineering

Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the
Requirements for the Degree of Bachelor of Science (B.Sc)
in Mechanical Engineering.

By:

Sara Ashoori – MohammadAmin HosseinNiya

Ashoorisara1379@gmail.com , M.amin.hosseinniya@gmail.com

Supervisor:

Dr. Mohammad Ravandi

Summer 2022