

بررسی رفتار پس از تسلیم استخوان کورتیکال در آزمایش فروروی نانو با استفاده از روش اجزاء محدود اویلر-لاگرانژ دلخواه

در این مقاله با به کارگیری روش اجزاء محدود اویلر-لاگرانژ دلخواه، جریان ماده و میزان برآمدگی استخوان در آزمایش فروروی نانو با خطای کمتر از ۱٪ پیش‌بینی گردید. همچنین پارامترهای مناسب برای مدل دراگر-پراگر برای پیش‌بینی رفتار پس از تسلیم استخوان کورتیکال گاوی ارائه شد، به طوری که نتایج به دست آمده از میزان نیروی وارده بر استخوان برحسب جابجایی ابزار فرورونده، با انحراف کمتر از ۵٪ از نتایج آزمایشگاهی به دست آمد. همچنین نشان داده شد که تغییر زاویه اتساع از صفر به ۱۰ درجه تا ۴۰٪ می‌تواند بیشترین نیروی وارد بر استخوان را افزایش دهد.

بابک ثقفی^۱

دکتر

مجید قریشی^۲

استاد

کیوان نارویی^۳

استادیار

واژه‌های راهنما: استخوان کورتیکال، آزمایش فروروی نانو، روش اجزاء محدود، اویلر-لاگرانژ دلخواه، مدل دراگر-پراگر توسعه یافته

۱- مقدمه

امروزه اعمال جراحی متنوع جهت ترمیم استخوان آسیب‌دیده در حال افزایش و پیشرفت می‌باشد. از سوی دیگر آزمایش‌ها به کمک روش‌های اجزاء محدود، دقت اعمال جراحی اورتوپدی را افزایش داده و احتمال آسیب‌دیدگی استخوان به میزان قابل توجهی کاهش یافته است. در اعمال جراحی اورتوپدی در اثر ارتباط ابزار جراحی با بافت، تنش‌های کششی و فشاری به استخوان وارد می‌گردد که ممکن است باعث ایجاد ترک در ابعاد میکرو و در نهایت منجر به آسیب استخوان گردد. همچنین میزان حرارت وارده که در اثر تماس ابزار و بافت به استخوان منتقل می‌گردد، ممکن است در اثر رسیدن به میزان بحرانی منجر به مرگ سلولی بافت گردد [۱]. راثو و همکاران [۲] در تحقیقی عنوان کردند که عوارض مهم مربوط به استخوان مانند پوکی، آرتروز، پیری و سایر بیماری‌های مشابه، به فرسودگی و تغییر ساختاری استخوان وابسته می‌باشند. این عوارض بعضاً در لایه‌ی خاصی از استخوان اتفاق می‌افتد، که با بررسی استخوان در ابعاد و لایه‌های مختلف راحت‌تر می‌توان این مسائل را مورد بررسی قرار داد. بنابراین بررسی رفتار استخوان در هنگام تغییر شکل در ناحیه الاستیک و پلاستیک تحت فرایندهای جراحی استخوان بسیار مهم می‌باشد.

^۱ دکتر، مهندسی مکانیک دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

^۲ استاد، مهندسی مکانیک دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی، تهران ghoreishi@kntu.ac.ir

^۳ استادیار، مهندسی و علم مواد، دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۰۹/۰۴، تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۰۸/۲۱

با توجه به پیچیدگی ساختار لایه‌ای استخوان کورتیکال در سال‌های اخیر تحقیقات زیادی درباره خواص الاستیک و پلاستیک، جهت ارائه یک مدل ساختاری برای استخوان صورت گرفته‌است. اما هنوز مدلی که بتواند تمام خواص ناهمسانگردی، وابستگی به فشار هیدروستاتیک و نرخ کرنش استخوان را تحت کشش و فشار پوشش دهد، ارائه نشده است [۳]. تحقیقات انجام شده تاکنون، رفتار ناهمسانگردی را در ابعاد میکرو [۴] و ماکرو [۵-۶] برای محدوده الاستیک استخوان معرفی نمودند. همچنین در تحقیقات دیگری با استفاده از مدل جانسون-کوک، به بررسی رفتار دمایی و وابسته به نرخ کرنش استخوان در فرایندهای برش و سوراخکاری استخوان پرداختند [۷-۸]. هرچند مدل جانسون-کوک قادر به بررسی رفتار وابسته به فشار و ناهمسانگردی استخوان نبوده و خصوصاً در فرایندهایی شامل تنش‌های فشاری، قابل اطمینان نمی‌باشد. مرسر و همکاران [۹] نشان دادند که میزان انرژی کرنشی الاستیک آزاد شده از استخوان در فشار ۳ برابر بیشتر از این انرژی در کشش می‌باشد. به عبارت دیگر در کشش بلافاصله پس از رسیدن به نقطه بحرانی، شکست اتفاق می‌افتد، اما در فشار حتی در تغییر شکل بالا استخوان نیرو را در خود نگه می‌دارد که باعث تجمع آسیب‌ها و تشکیل باند برشی می‌گردد. همچنین آنها نشان دادند با افزایش کرنش در فشار و کشش، مدول الاستیک کاهش می‌یابد، که نشان‌دهنده خاصیت وابستگی به فشار در استخوان است. با توجه به اهمیت سن، جنسیت و ساختار استخوان در تعیین خواص مکانیکی نوبیتسکایا و همکاران [۱۰] با تحقیق بر روی خواص الاستیک استخوان کورتیکال گاوی در سه حالت عادی، فاقد مواد معدنی، و فاقد مواد پروتئینی، نشان دادند که خواص الاستیک استخوان به مواد معدنی و پروتئینی موجود در آن وابسته می‌باشد. مانیلی و همکاران [۱۱] نیز در تحقیقی تاثیر افزایش سن را بر روی دو استخوان کورتیکال گاوی مورد بررسی قرار داده و نشان دادند که علاوه بر تغییر خواص الاستیک استخوان بر اثر افزایش سن، میزان انرژی چقرمگی آن نیز کاهش خواهد یافت. در سال‌های اخیر آزمایش فروروی نانو^۱ به‌عنوان یک آزمایش معتبر مکانیکی برای مطالعه خواص مواد از جمله مدول الاستیک، میزان سختی، مقاومت تسلیم پلاستیک، نسبت سخت شوندگی کرنشی و پارامترهای شکست در مقیاس ابعادی نانو و میکرو^۲ استفاده می‌گردد. تای و همکاران [۱۲] با استفاده از فروروی نانو پارامترهای مدل پیشنهادی کولمب-موهر را برای استخوان کورتیکال یک گاو بالغ بدست آوردند. در این تحقیق از دو ابزار فرورونده بر کوویچ و Cube-corner جهت انجام آزمایش و بررسی خاصیت وابستگی به فشار بافت استخوان استفاده شده است. در نهایت زاویه اصطکاک^۳ در مدل موهر-کولمب ۱۵ درجه و چسبندگی^۴ را ۱۰۰ MPa تخمین زدند و این پارامترها را توسط شبیه‌سازی با نرم افزار آباکوس صحت‌سنجی نمودند. آنها با استفاده از این مدل نشان دادند که استخوان فاقد مواد معدنی نسبت به استخوان سالم در عمق فروروی یکسان، نیروی کمتری به ابزار وارد می‌نماید. مولینز و همکاران [۱۳] با استفاده از آزمایش فروروی نانو و شبیه‌سازی این آزمایش مدل دراکر-پراگر را برای استخوان کورتیکال کالیبره نمودند. آنها زاویه اصطکاک ۴۶ درجه، زاویه اتساع صفر درجه و مقاومت برشی را برای استخوان کورتیکال ۱۲۲ MPa معرفی نمودند. در این مقاله نشان داده شد که استخوان با مدل وون-میسز در مدلسازی آزمایش فروروی دارای برآمدگی زیادی خواهد شد. که این برآمدگی ناشی از

¹ Nano-Indentation

² Micro-Indentation

³ Frictional angle

⁴ Cohesion

تراکم‌ناپذیری و رفتار مستقل از فشار^۱ ماده در مدل میسز می‌باشد. در صورتیکه مدل دراگر-پراگر با توجه به وابسته به فشار بودن در مقایسه با مدل وون-میسز برای استخوان مناسب‌تر بوده و میزان کمتری از برآمدگی را در استخوان خواهد داد. هرچند نتایج مدل ارائه شده توسط مولینز و همکاران در پیش‌بینی میزان برآمدگی^۲ و جریان ماده با نتایج ارائه شده توسط میکروسکوپ اتمی تفاوت داشت و خطا در اندازه‌گیری میزان برآمدگی و فرورفتگی در آزمایش فروروی نانو می‌تواند منجر به خطا در محاسبه مدول الاستیک و میزان سختی ماده شود [۱۴]. همچنین مولینز و همکاران برای شبیه‌سازی فرایند فروروی از نرم افزار آباکوس استفاده کرده و سطح تماس میان ابزار و استخوان را بدون اصطکاک در نظر گرفتند. همچنین از المان‌های CAX4R و روش مش‌بندی مجدد برای اصلاح المان‌ها در زمانی که دچار اعوجاج گردند، بهره برده شده است. هرچند تا کنون در مقالات متعددی عنوان شده که استفاده از این روش در اجزاء محدود با حذف کردن اطلاعات تنش و کرنش هر گره و منتقل نشدن آن به گره‌های جایگزین همراه است که می‌تواند منجر به ایجاد خطای بالایی در نتایج شبیه‌سازی شود [۱۷-۱۵]. برای حل این مسئله ثقفی و همکاران [۱۶] از روش اوایلر-لاگرانژ دلخواه^۳ استفاده کرده و نتایج بهبود دقت شبیه‌سازی را در فرایند برشکاری استخوان کورتیکال گزارش نمودند.

دمیرال و همکاران [۱۹] از آزمایش فروروی نانو به همراه مدل ناهمسانگرد هیل برای بررسی رفتار ناهمسانگردی استخوان کورتیکال گاو استفاده نمودند. در این تحقیق از فرورونده با نوک کره‌ای استفاده شده، که در قسمت اتصال فرورونده و قطعه با استفاده از مش‌بندی مجدد ریزتر می‌شوند. هرچند نتایج بدست آمده از طریق فرمولاسیون الیور-فار با نتایج شبیه‌سازی اختلاف زیادی داشته و آن را ناشی از خطای موجود در فرمولاسیون الیور-فار [۲۰] عنوان نمودند. مروری بر تحقیقات صورت گرفته تا کنون نشان می‌دهد، مدل دراگر-پراگر برای رصد رفتار پس از تسلیم استخوان نسبت به مدل وون-میسز مناسب‌تر می‌باشد. لذا در این تحقیق برای نخستین بار مدلسازی فرایند فروروی نانو استخوان کورتیکال گاو بالغ با کمک روش اجزاء محدود اوایلر-لاگرانژ دلخواه و مدل دراگر-پراگر توسعه یافته ارائه می‌شود. همچنین در ادامه تاثیر تغییرات پارامتر زاویه اتساع در مدل دراگر-پراگر و شرایط تماسی ابزار و استخوان بر روی نتایج بدست آمده از آزمایش فروروی نانو مورد بررسی قرار خواهد گرفت. بر اساس نتایج، روش ارائه شده در این تحقیق قادر خواهد بود با دقت خوبی رفتار پس از تسلیم و جریان ماده در فروروی را پیش‌بینی نماید.

۲- روش انجام کار

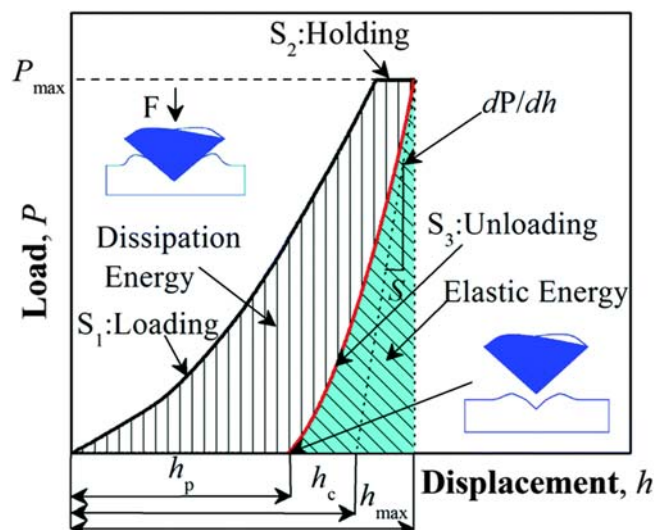
۲-۱- آزمایش فروروی نانو

آزمایش فروروی عموماً در سه مرحله بارگذاری (S_1)، آسایش (S_2) و باربرداری (S_3) انجام می‌گردد شکل (۱). مساحت محدوده محصور توسط سه منحنی S_1 ، S_2 و S_3 ، میزان انرژی هدر رفته و مساحت محدوده زیر منحنی باربرداری، انرژی الاستیک را نشان می‌دهد. همچنین شیب مماس بر منحنی باربرداری، پارامتر سفتی ماده را نشان می‌دهد.

¹ Pressure independent

² Pile-up

³ Arbitrary Lagrangian Eulerian (ALE)



شکل ۱- شماتیک نمودار نیرو جابجایی در آزمایش فروری نانو [۲۱].

در ماده بعد از حالت سکون را نشان داده و P_{max} بیشترین نیروی وارد بر ماده در آزمایش فروری را نشان می‌دهد. البته در این پژوهش از مرحله آسایش صرف نظر شده است.

۲-۲- مدل مادی و شبیه‌سازی

معیار تسلیم دراکر-پراگر توسعه یافته^۱ به عنوان یک مدل سه‌بعدی همسانگرد و وابسته به فشار هیدرواستاتیک اولین بار در سال (۱۹۵۲) از تعمیم معیار کولمب-موهر معرفی گردید [۲۲]:

$$F = \tau - p \tan \beta - d = 0 \quad (1)$$

به طوری که β زاویه اصطکاک، d میزان تنش تسلیم در برش خالص و τ تنش انحرافی^۲ است که از فرمول زیر بدست می‌آید:

$$\tau = \frac{1}{2} \bar{\sigma} \left[1 + \frac{1}{k} - \left(1 - \frac{1}{k} \right) \frac{r^3}{\bar{\sigma}^3} \right] \quad (2)$$

همچنین در رابطه ۱، P فشار هیدرواستاتیک، و $\bar{\sigma}$ تنش معادل وون-میسز $\bar{\sigma} = \sqrt{\frac{3}{2}} \sigma'$ تنش انحرافی و r^3 نوردای سوم تانسور تنش انحرافی می‌باشد. اندازه تنش انحرافی بر اساس پاسخ‌های مختلف ماده در کشش و فشار اندازه‌گیری شده و با استفاده از پارامتر $1 \leq k \leq 0.778$ با محدوده متفاوت که میزان انحنای سطح تسلیم دراکر-پراگر را نسبت به سطح تسلیم میسز مشخص می‌نماید. به طوری که اگر $k = 1$ و $\beta = 0$ باشد سطح تسلیم به سطح تسلیم وون-میسز تبدیل خواهد شد [۲۲]. تاثرات زاویه β شیب انحنای سطح تسلیم را مشخص می‌کند و با زاویه اصطکاک داخلی در مدل تسلیم کولمب-موهر (φ) به صورت زیر ارتباط دارد که از طریق داده‌های آزمایش کشش و فشار بدست می‌آید [۲۳]:

¹ Extended linear Drucker-Prager

² Deviatoric

$$\tan\beta = \frac{6\sin\varphi}{3 - \sin\varphi} \quad (۳)$$

همچنین تابع جریان در مدل تسلیم دراگر-پراگر به صورت زیر تعریف می گردد:

$$c = 1 - \frac{1}{3}\tan\psi \quad (۴)$$

که در این رابطه ψ زاویه اتساع^۱ می باشد. این مدل نشان دهنده جریان ناهمبسته^۲ در صفحه $p - \tau$ و جریان همبسته^۳ در صفحه انحرافی می باشد. اگر $\psi = \varphi$ باشد یک مدل همبسته دراگر-پراگر بدست آمده و زمانی که $\psi = 0$ باشد میزان تراکم پذیری در حالت غیر الاستیک صفر خواهد شد. برای اعمال مدل دراگر-پراگر از ضرایب ارائه شده در مقالات معتبر کالیبره شده با نتایج آزمایشگاهی استفاده شده است. در این تحقیق زاویه اصطکاک ۴۶ درجه، نسبت تنش ۰/۸ و زاویه اتساع نیز صفر جدول (۱) در نظر گرفته شده است [۱۳].

همچنین برای منطقه الاستیک برای شبیه سازی فرایند فروروی نانو با استفاده از مدل دراگر-پراگر توسعه یافته، مدل سازی به صورت متقارن دوبعدی و با پارامترهای ورودی مدول الاستیک $13/56 \text{ GPa}$ و نسبت پواسون ۰/۳ (جدول ۲) صورت گرفت. شبیه سازی آزمایش فروروی نانو به صورت دو مرحله بارگذاری و باربرداری تعریف شد. ابزار فرورونده به شکل مخروطی با نوک کروی^۴ و به صورت صلب و استخوان سالم کورتیکال ران گاو بالغ به عنوان ماده همگن و به صورت متقارن مدل سازی شده است. شرایط تماس بین ابزار و استخوان بر اساس مقاله مرجع، به صورت ایده آل و بدون اصطکاک [۱۳] در نظر گرفته شده است. در ادامه برای بررسی تاثیر اصطکاک بر میزان برآمدگی و نیروی فروروی در شرایط خشک و بدون خنک کاری، ضریب اصطکاک بین ۰/۱ تا ۰/۵ اعمال گردید. برای المان بندی قسمتی از قطعه که با ابزار در تماس می باشد از المان های ریزتر و از نوع المان^۵ چهار گره ای تقارن محوری، چهار ضلعی دوخطی، دارای فرمول بندی کاهش یافته، با قابلیت کنترل ساعت شنی^۶ (CAX4R) استفاده شده است.

جدول ۱- پارامترهای ورودی مدل دراگر-پراگر در نرم افزار آباکوس [۱۳]

Angle of friction	Yield stress (MPa)	Flow stress ratio	Dilation angle
46	181	0.8	0

جدول ۲- خواص الاستیک استخوان کورتیکال [۱۳]

Elastic module (GPa)	Poisson's ratio
13.56	0.3

¹ Dilation angle

² Non-associated flow

³ Associated flow

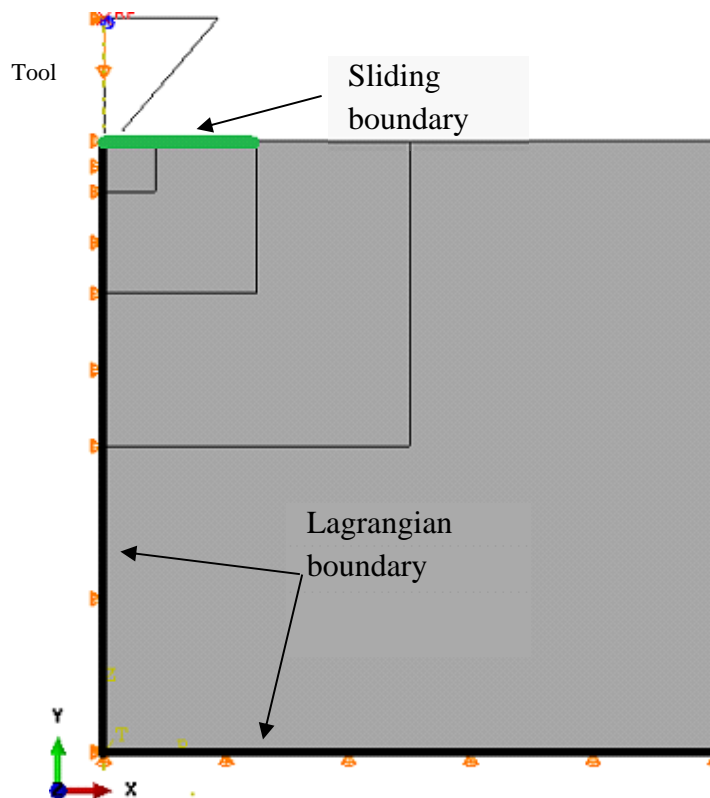
⁴ Spheroconical

⁵ CAX4R (4-node bilinear, reduced integration with hourglass control)

⁶ Hourglass

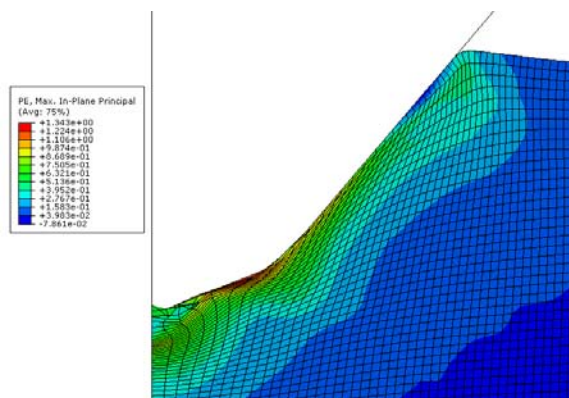
۲-۳- شبیه‌سازی اویلر-لاگرانژ دلخواه

همان‌طور که در شکل ۲(۲) مشخص است، حرکت ابزار فرورونده در جهت عمود در نظر گرفته شده و در جهات دیگر بدون حرکت می‌باشد. بر اساس روش اویلر-لاگرانژ دلخواه حرکت گره‌ها و المان‌های مرزی بر اساس فرایند فروروی برای نرم‌افزار تعریف می‌شود. برای جلوگیری از بهم ریختگی و اعوجاج المان‌ها در منطقه تماس ابزار با استخوان، گره‌های مرزی درگیر در این منطقه به صورت لغزشی^۱ تعریف شده است. همچنین گره‌های مربوط به لبه زیرین و سمت چپ استخوان که با ابزار درگیر نمی‌باشد، به صورت لاگرانژی تعریف شده و به ترتیب در جهات عمودی و افقی مقید شده‌اند. مرزهای لاگرانژی با حرکت ماده حرکت کرده و ماده به هیچ وجه نمی‌تواند از مرز لاگرانژی عبور کند. مرزهای لغزشی همانند مرزهای لاگرانژی می‌باشند با این تفاوت که ماده می‌تواند از آن عبور نماید و گره‌های لغزشی تنها اجازه دارند تا در جهت عمود بر مرز لغزشی همراه با ماده حرکت نمایند. این موضوع سبب می‌گردد تا المان‌ها در اثر تغییر شکل ماده دچار اعوجاج نشده و نیازی به المان‌بندی مجدد نباشد. در شبیه‌سازی به روش لاگرانژی، المان‌هایی از قطعه که با ابزار فرورونده در تماس می‌باشند، دچار اعوجاج شده و باعث خطا در نتایج کرنش، جریان ماده و در نهایت توقف شبیه‌سازی می‌گردند (شکل ۳-الف). بسیاری از تحقیقات برای حل این مشکل از المان‌بندی مجدد استفاده می‌نمایند [۱۳] که باعث ایجاد خطا در محاسبات تنش و کرنش می‌گردد. علاوه بر این استفاده از چگالی المان نامناسب در این روش نیز می‌تواند باعث خطا در میزان برآمدگی ماده گردد [۲۴]. استفاده از روش اویلر-لاگرانژ دلخواه، با کنترل اعوجاج المان‌ها دقت شبیه‌سازی را تا حد خوبی ارتقا خواهد داد (شکل ۳-ب).

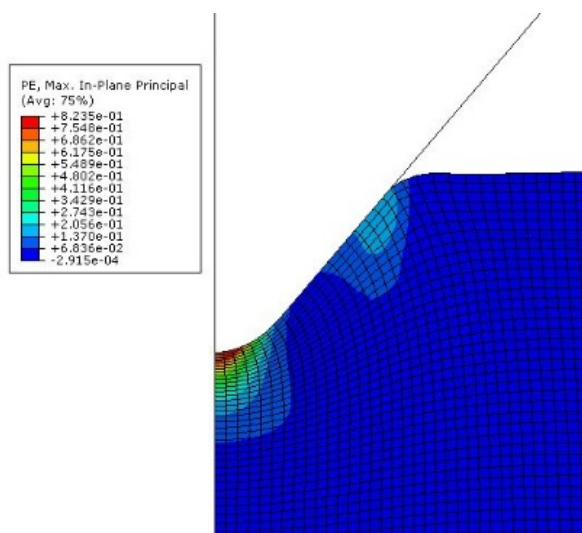


شکل ۲- شرایط مرزی اعمال شده بر روی ابزار فرورونده و استخوان.

^۱ Sliding



(الف)

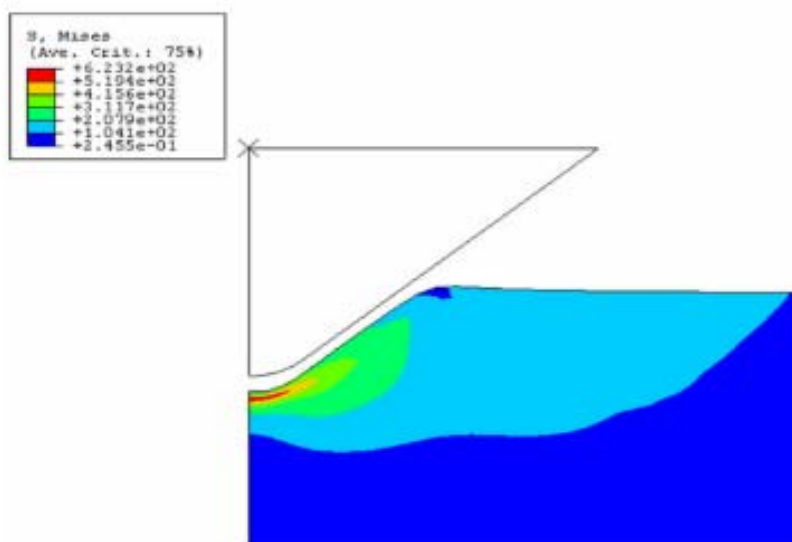


(ب)

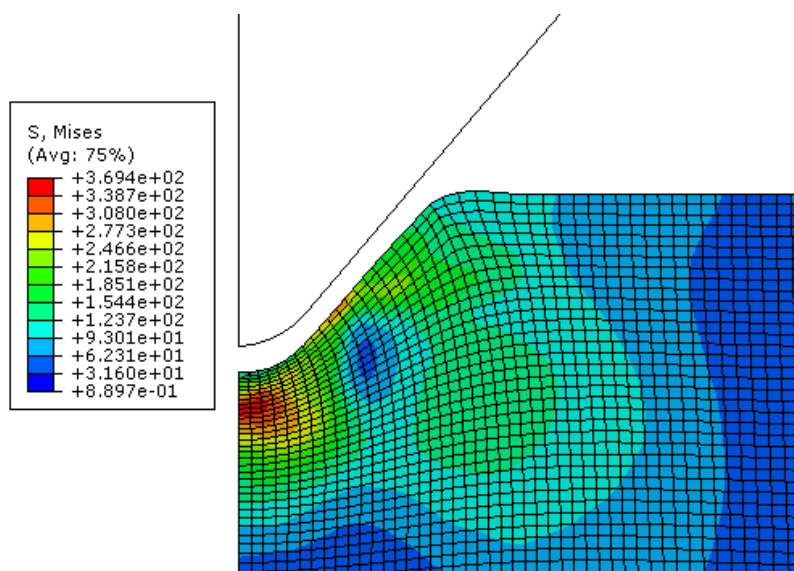
شکل ۳- کرنش معادل در شبیه‌سازی آزمایش فروروی نانو: (الف) بصورت لاگرانژی و (ب) با استفاده از روش ALE.

۳- بحث و نتایج

همان‌طور که در مرور بر منابع عنوان شد، استفاده از روش المان‌بندی مجدد با توجه به عدم انتقال اطلاعات مربوط به تنش و کرنش هر گره به گره‌های تازه تولید شده، منجر به تولید خطا در نتایج تنش و کرنش می‌گردد. در شکل ۴) نتایج توزیع تنش معادل با در نظر گرفتن شرایط یکسان با مقاله مولینز و همکاران برای مدل دراکر-پراگر در باربرداری تا عمق ۱/۲۵ میکرومتر برای حالت مدل‌سازی به صورت لاگرانژی (با استفاده از روش المان‌بندی مجدد) [۱۳] با حالت استفاده از روش اویلر-لاگرانژ دلخواه مقایسه شده است. همان‌طور که در شکل ۴) مشخص است، میزان تنش وارده بر استخوان در حالت استفاده از روش المان‌بندی مجدد دو برابر بیشتر از میزان این تنش در حالت اعمال روش اویلر-لاگرانژ دلخواه است. این اختلاف می‌تواند ناشی از عدم انتقال داده‌های تنش گره‌ای به گره‌های تولید شده در فرایند المان‌بندی مجدد باشد.



(الف)



(ب)

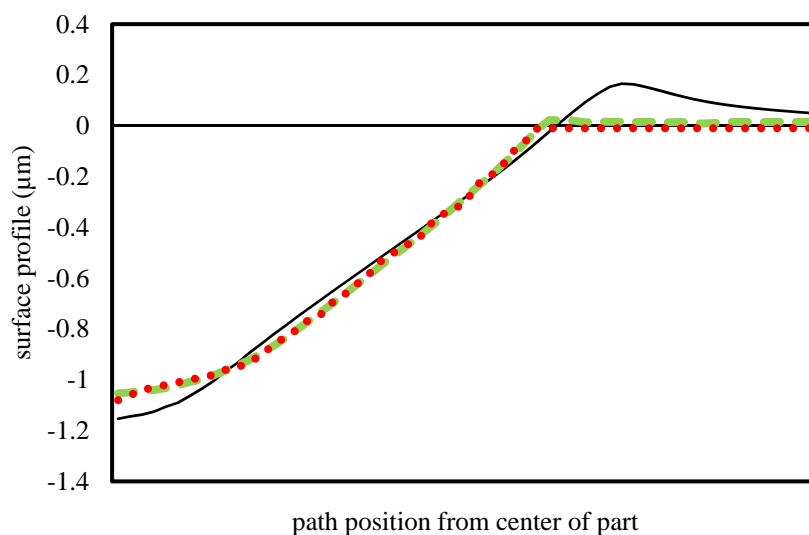
شکل ۴- تنش معادل در شبیه‌سازی باربرداری در آزمایش فروروی نانو استخوان کورتیکال: (الف) مدل دراگر-پراگر بصورت لاگرانژی با روش المان‌بندی مجدد [۱۳] و (ب) مدل دراگر-پراگر توسعه‌یافته با استفاده از ALE.

از سوی دیگر، مدل‌سازی صورت گرفته توسط مولینز و همکاران با مدل دراگر-پراگر کمتر از ۰/۲ میکرومتر برآمدگی در استخوان را نشان می‌دهد [۱۳]، که با نتایج استخراج شده توسط میکروسکوپ اتمی^۱ همخوانی ندارد. برای مقایسه میزان برآمدگی استخوان در شرایط بارگذاری در فرایند فروروی، مدل دراگر-پراگر که بصورت لاگرانژی و روش المان‌بندی مجدد در کنار مدل دراگر-پراگر با استفاده از روش اویلر-لاگرانژ دلخواه مدل‌سازی گردید. همانطور که در (شکل ۵) نشان داده شده، میزان برآمدگی استخراج شده از شبیه‌سازی با روش اویلر-لاگرانژ دلخواه با نتایج آزمایشگاهی ارائه شده توسط میکروسکوپ اتمی با انحراف کمتر از ۰/۱٪ (بر اساس درصد میانگین انحراف) مطابقت دارد.

¹ Atomic force microscopy (AFM)

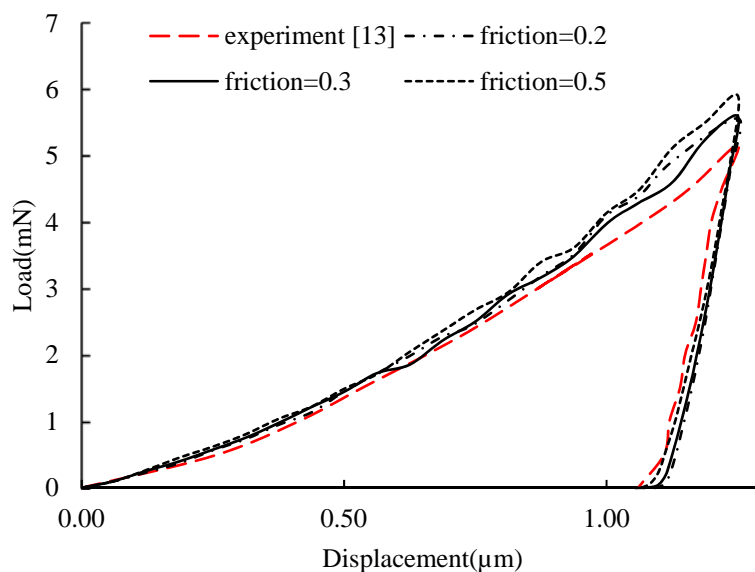
علت این بهبود در نتایج، دقیق تر شدن جابجایی گره‌ها و نحوه جریان مواد در روش اویلر-لاگرانژ دلخواه است. همچنین می‌توان از تغییر چگالی المان‌ها در روش المان‌بندی و جابجایی مرزبندی المان‌ها به عنوان علت اصلی میزان انحراف مدل‌سازی صورت گرفته توسط مولینز و همکاران توسط روش المان‌بندی مجدد نام برد [۱۳]. با توجه به دقت مدل‌سازی با روش اویلر-لاگرانژ دلخواه در پیش‌بینی رفتار پس از تسلیم استخوان در فرایند فروروی، می‌توان از این مدل‌سازی جهت بررسی تاثیر ضریب اصطکاک و بررسی پارامتر متغیر زاویه اتساع در مدل دراگر-پراگر استفاده نمود. در اکثر تحقیقات صورت گرفته تاکنون شرایط تماس میان ابزار و ماده در آزمایش فروروی به صورت ایده‌آل و بدون اصطکاک فرض شده است [۲۶].

در صورتی که همان‌طور که در (شکل ۶) نشان داده شده است، با اعمال ضریب اصطکاک $0/3$ میان ابزار و استخوان نتایج بدست آمده نیرو-جابجایی همخوانی بیشتری با نتایج آزمایشگاهی خواهد داشت و میانگین انحراف از نتایج آزمایشگاهی در آن کمتر از 0.5% می‌باشد. اما با افزایش ضریب اصطکاک تا $0/5$ تغییر قابل توجهی در نیروی فروروی مشاهده نمی‌شود که این موارد مطابق با نتایج ارائه شده توسط آدام و سواين [۲۵] در خصوص تاثیر قابل توجه اصطکاک میان ابزار و استخوان بر نیروی فروروی است. کارنلی و همکاران [۲۶] برای مدل دراگر-پراگر زاویه اتساع را 10° درجه در نظر گرفتند که در واقع میزان تراکم‌پذیری پایین‌تری به استخوان خواهد داد. همان‌طور که در (شکل ۷) نشان داده شده، با افزایش زاویه اتساع از صفر تا 10° درجه میزان بیشترین نیروی وارد بر استخوان افزایش یافته است که نسبت به نتایج آزمایشگاهی انحراف خواهد داشت. لذا بهترین زاویه اتساع برای مدل دراگر-پراگر توسعه یافته صفر درجه می‌باشد.

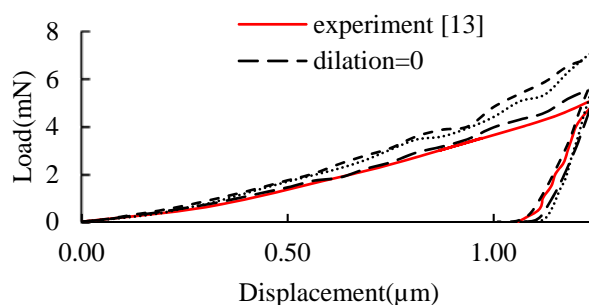


— Drucker-prager with remeshing - - - Drucker-prager with ALE
 ••••• AFM image

شکل ۵- مقایسه میزان جابجایی سطحی استخوان در مدل‌سازی بارگذاری آزمایش فروروی نانو استخوان بدست آمده از مدل مادی دراگر-پراگر لاگرانژی با المان‌بندی مجدد و مدل دراگر-پراگر توسعه یافته با استفاده از ALE با میزان اندازه‌گیری شده توسط میکروسکوپ اتمی [۱۳] بر اساس فاصله از مرکز فرورونده.



شکل ۶- نمودار نیرو بر حسب جابجایی ابزار در آزمایش فروروی نانو استخوان در شرایط مختلف تماس میان ابزار و استخوان و مقایسه با نتایج آزمایشگاهی [۱۳].



شکل ۷- نمودار نیرو بر حسب جابجایی ابزار در آزمایش فروروی نانو استخوان با مدل دراگر-پراگر با زاویه اتساع صفر، ۵ و ۱۰ درجه و مقایسه با نتایج آزمایشگاهی [۱۳].

۴- نتیجه گیری

در این پژوهش ضمن شبیه سازی آزمایش فروروی نانو برای استخوان کورتیکال گاوی با استفاده از روش اجزاء محدود اویلر-لاگرانژ دلخواه، نشان داده شد که با استفاده از این روش می توان بهترین تطابق را با نتایج آزمایشگاهی در خصوص میزان برآمدگی و نحوه جریان ماده بدست آورد. همچنین با بهره گیری از نتایج شبیه سازی، نشان داده شد که اصطکاک تماسی مناسب برای استخوان و ابزار فروروی $0/3$ است و در نظر گرفتن شرایط ایده آل برای مدلسازی باعث ایجاد خطا در نتایج خواهد گردید. پارامترهای مناسب برای مدل دراگر-پراگر زاویه اتساع صفر، زاویه اصطکاک 46 درجه و نسبت تنش $0/8$ عنوان گردید، که بهترین مطابقت

را با نتایج آزمایشگاهی داشت. همچنین نشان داده شد که اعمال اصطکاک میان ابزار و استخوان تاثیر زیادی در میزان برآمدگی ارائه شده توسط مدل دراگر-پراگر خواهد داشت، که این نتیجه با نتایج ارائه شده توسط آدام و سواين [۲۵] همخوانی داشت. زاویه اتساع به طور مستقیم بر میزان تراکم‌پذیری استخوان تاثیر گذاشته و نیروی پیش‌بینی شده وارده بر استخوان در بیشترین حالت را تا ۴۰٪ افزایش می‌دهد. مدل دراگر-پراگر توسعه یافته با اعمال روش ALE به خوبی می‌تواند رفتار پس از تسلیم و جریان ماده در فروروی را پیش‌بینی نماید. هرچند با توجه به خاصیت ناهمسانگردی استخوان، این مدل نیز برای ارائه رفتار کامل استخوان نیاز به بهبود داشته که در تحقیقاتی که در دست انجام است، مدل مناسب با توجه به رفتار ناهمسانگردی و وابستگی به فشار هیدروستاتیک و نرخ کرنش در استخوان نیز ارائه خواهد گردید.

مراجع

- [1] Tahmasbi, V., and Ghoreishi, M., "Modeling and Multi Objective Optimization of Effective Parameters in Drilling Cortical Bone", Modares Mechanical Engineering, Proceedings of the Advanced Machining and Machine Tools Conference, Vol. 15, pp. 113-119, (2015).
- [2] Rho, J.Y., Kuhn-Spearing, L., and Zioupos, P., "Mechanical Properties and the Hierarchical Structure of Bone", Medical Engineering and Physics, Vol. 20, pp. 92-102, (1998).
- [3] Li, S., Abdel-Wahab, A., Demirci, E., and Silberschmidt, V. V., "Penetration of Cutting Tool into Cortical Bone: Experimental and Numerical Investigation of Anisotropic Mechanical Behaviour", Journal of Biomechanics, Vol. 47, pp. 1117-1126, (2014).
- [4] Rho, J.Y., "An Ultrasonic Method for Measuring the Elastic Properties of Human Tibial Cortical and Cancellous Bone", Ultrasonics, Vol. 34, pp. 777-783, (1996).
- [5] Reilly, D.T., and Burstein, A.H., "The Elastic and Ultimate Properties of Compact Bone Tissue", Journal of Biomechanics, Vol. 8, pp. 393-405, (1975).
- [6] Yamada, H., and Evans, F.G., "*Strength of Biological Materials*", Baltimore, MD, (1970).
- [7] Alam, K., Mitrofanov, A.V., and Silberschmidt, V. V., "Thermal Analysis of Orthogonal Cutting of Cortical Bone using Finite Element Simulations", International Journal of Experimental and Computational Biomechanics, Vol. 1, No. 3, pp. 236-251, (2010).
- [8] Santiuste, C., Rodríguez-Millán, M., Giner, E., and Miguélez, H., "The Influence of Anisotropy In Numerical Modeling of Orthogonal Cutting of Cortical Bone", Composite Structures, Vol. 116, pp. 423-431, (2014).
- [9] Mercer, C., He, M.Y., Wang, R., and Evans, A.G., "Mechanisms Governing the Inelastic Deformation of Cortical Bone and Application to Trabecular Bone", Acta Biomaterialia, Vol. 2, pp. 59-68, (2006).

- [10] Novitskaya, E., Chen, P.Y., Lee, S., Castro-Ceseña, A., Hirata, G., Lubarda, V.A., and Mckittrick, J., "Anisotropy in the Compressive Mechanical Properties of Bovine Cortical Bone and the Mineral and Protein Constituents", *Acta Biomaterialia*, Vol. 7, pp. 3170-3177, (2011).
- [11] Manilay, Z., Novitskaya, E., Sadovnikov, E., and Mckittrick, J., "A Comparative Study of Young and Mature Bovine Cortical Bone", *Acta Biomaterialia*, Vol. 9, pp. 5280-5288, (2013).
- [12] Tai, K., Ulm, F. J., and Ortiz, C., "Nanogranular Origins of the Strength of Bone", *Nano Letters*, Vol. 6, pp. 2520-2525, (2006).
- [13] Mullins, L.P., Bruzzi, M.S., and Mchugh, P.E., "Calibration of a Constitutive Model for the Post-yield Behaviour of Cortical Bone", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 2, pp. 460-470, (2009).
- [14] Farrissey, L.M., and Mchugh, P.E., "Determination of Elastic and Plastic Material Properties using Indentation: Development of Method and Application to a Thin Surface Coating", *Materials Science and Engineering A*, Vol. 399, pp. 254-266, (2005).
- [15] Movahhedy, M., Gadala, M.S., and Altintas, Y., "Simulation of the Orthogonal Metal Cutting Process using an Arbitrary Lagrangian-Eulerian Finite-element Method", *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 103, pp. 267-275, (2000).
- [16] Donea, J., Huerta, A., J. Ph., P., and Rodríguez-Ferrán, A., "Arbitrary Lagrangian-Eulerian Methods, Encyclopedia of Computational Mechanics", Vol. 1, Fundamentals. John Wiley & Sons, Ltd. ISBN: 0-470-84699-2. (2004).
- [17] Pantalé, O., Rakotomalala, R., and Touratier, M., "An Ale Three-dimensional Model of Orthogonal and Oblique Metal Cutting Processes", *International Journal of Forming Processes*, Vol. 1. pp. 371-388, (1998).
- [18] Saghafi, B., Ghoreishi, M., and Narooei, K., "Prediction of Safe Zone for Osteonecrosis in the Cutting Process of Bovine Cortical Femur Bone using Arbitrary Lagrangian-Eulerian Method and Multi-objective Optimization", *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Vol. 104, pp. 2031-2043, (2019).
- [19] Demiral, M., Abdel-Wahab, A., and Silberschmidt, V., "A Numerical Study on Indentation Properties of Cortical Bone Tissue: Influence of Anisotropy", *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 17, pp. 3-14, (2015).
- [20] Oliver, W.C., and Pharr, G.M., "Measurement of Hardness and Elastic Modulus by Instrumented Indentation: Advances in Understanding and Refinements to Methodology", *Journal of Materials Research*, Vol. 19, pp. 3-20, (2004).
- [21] Oliver, W.C., and Pharr, G.M., "An Improved Technique for Determining Hardness and Elastic Modulus using Load and Displacement Sensing Indentation Experiments", *Journal of Materials Research*, Vol. 7, pp. 1564-1583, (1992).
- [22] Drucker, D.C., and Prager, W., "Soil Mechanics and Plastic Analysis or Limit Design", *Quarterly of Applied Mathematics*, Vol. 10, pp. 157-165, (1952).

- [23] Mijangos, I., and Kelly, K.U.O., "Drucker-Prager Finite Element Constitutive Model of Microindentation in Polycrystalline Alumina", Sem Annual Conference & Exposition on Experimental & Applied Mechanics Proceedings, Vol. 4, pp. 2704-2712, Albuquerque, New Mexico, USA, (2009).
- [24] Toal, V.R., "The Mechanics of Microdamage and Microfracture in Trabecular Bone", Doctoral Dissertation, Queensland University of Technology, Australia, (2013).
- [25] Adam, C.J., and Swain, M. V., "The Effect of Friction on Indenter Force and Pile-up in Numerical Simulations of Bone Nanoindentation", Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, Vol. 4, pp. 1554-1558, (2011).
- [26] Carnelli, D., Lucchini, R., Ponzoni, M., Contro, R., and Vena, P., "Nanoindentation Testing and Finite Element Simulations of Cortical Bone Allowing for Anisotropic Elastic and Inelastic Mechanical Response", Journal of Biomechanics, Vol. 44, pp. 1852-1858, (2011).

Abstract

Nano-indentation test is one of the most common method to study the material post-yielding behavior providing a suitable material model. Nowadays, this test is also used to investigate the pressure-dependent behavior and other mechanical behaviors of bone. Different material models such as Johnson-Cook, von-Mises, Drucker-Prager, and Hill models have been presented to consider the anisotropy, pressure dependency, strain rate, and temperature dependency of cortical bovine bones similar to human bone in tension and compression.

In the present study, using the Arbitrary Eulerian-Lagrangian (ALE) finite element method in Abaqus software with appropriate contact conditions, the material flow and the results of bone pile-up was well predicted with an error of less than 1%. Also, suitable parameters of the extended Drucker-Prager model for predicting post-yielding bovine cortical bone behavior were presented such that the force-displacement curve of test, showed less than 5% deviation from the experimental results. The friction angle 46° , and zero-degree dilation angle along with the frictional contact conditions between the tool and the bone with a coefficient of 0.3 provided the best parameters to predict post-yielding behavior. It was also shown that changing the angle of dilation from zero to 10 degrees can increase the maximum force applied to the bone up to 40%.