

طراحی چارچوب مقیاس شده به منظور تحلیل رفتار فروروی غشای گلبول قرمز در بارگذاری ضربه‌ای نانوذرات

سید محمد عطیفه^۱، علی باستی^{۲*}

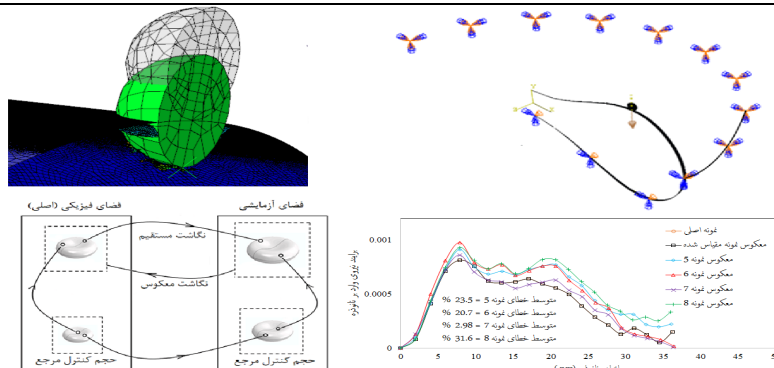
^۱ دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

^۲ دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

برجسته‌ها

- تحلیل رفتار مکانیکی گلبول قرمز در رسانش دارویی از طریق نانوذرات
- استفاده از نرم‌افزار المان محدود آباکوس در سنجش کارایی تشابه محدود
- مقیاس کردن با استفاده از تشابه محدود و انجام آزمایش‌ها روی نمونه‌های معادل با ابعاد و مواد متفاوت

چکیده گرافیکی



مشخصات مقاله

تاریخچه مقاله:

نوع مقاله: علمی پژوهشی

دریافت: ۱۴۰۲/۰۷/۱۸

بازنگری: ۱۴۰۲/۰۸/۰۳

پذیرش: ۱۴۰۲/۰۹/۲۱

ارائه برخط: ۱۴۰۲/۱۲/۱۹

*نویسنده مسئول:

basti@guilan.ac.ir

کلیدواژه‌ها:

تشابه محدود

مقیاس کردن

سلول گلبول قرمز

معادلات ساختاری هایپرلاستیک

لاستیک‌ها

چکیده

در حال حاضر روش مقیاس‌سازی شناخته شده جهت تحلیل رفتار مکانیکی سلول که فراهم‌کننده آزمایش‌های مقیاس شده و قابل اجرا در کاربردهای عملی سامانه‌های رسانش دارویی توسط نانوذرات باشد وجود ندارد. در این مقاله برای اولین بار بر اساس نظریه جدید تشابه محدود، طراحی چارچوب مقیاس شده جهت تحلیل رفتار فروروی غشای گلبول قرمز در مواجهه بار ضربه‌ای از طریق تعیین آزمایش‌های تجربی و نسبت دادن نمونه‌ها در مقیاس ابعادی متفاوت و با معادلات ساختاری هایپرلاستیک متفاوت مانند لاستیک‌ها ارائه و بسط داده شده است. نرم‌افزار المان محدود آباکوس جهت سنجش کارایی نظریه تشابه محدود به کار گرفته شده است. تطابق نتایج شبیه‌سازی بارگذاری ضربه‌ای نشان می‌دهد که رفتار غشای گلبول قرمز با نسبت دادن رابطه ساختاری یئو، با دقت خوب قابل پیش‌بینی است. از بین ۸ ماده آزمایشی انتخابی، می‌توان بهترین نمونه آزمایشی برای مقیاس کردن گلبول با خطای زیر ۵ درصد را نمونه ۷ با رابطه ساختاری مونی‌ریولین برگزید. همچنین با فرض پذیرش خطای کمتر از ۱۰ درصد در نتایج، نمونه ۲ با رابطه ساختاری یئو نیز انتخاب مناسب برای مقیاس کردن گلبول می‌باشد. با دقت در نتایج و میزان خطا، نامناسب‌ترین نمونه برای مقیاس کردن گلبول، نمونه ۸ با رابطه ساختاری اگدن می‌باشد.

۱- مقدمه

مکانیک سلول^۷ که یکی از حوزه‌های مهم بیومکانیک است با رویکرد نانو/میکروسازه‌ای و مدل‌های پیوسته به تحلیل مکانیکی سامانه‌های زیستی مانند انسان، جانوران و گیاهان در مقیاس‌های میکروسکوپی سلولی و مولکولی می‌پردازد [۱]. در همین راستا برای نخستین بار مدل‌های فیزیکی کمی مکانیک پیوسته در سال ۱۹۷۳ برای غشاهای همگن توسط هلفریچ ارائه شدند [۵]. همچنین جهت تفسیر رفتار مکانیکی غشا، دیولینگ [۶] و زاردا [۷] با رویکرد مدل‌های محاسباتی پیوسته، معادلات ساختاری هایپرالاستیک^۸، ویسکووالاستیک^۹ و ویسکوهایپرالاستیک^{۱۰} را برای سلول‌های مختلف (عمدتاً گلبول قرمز) پیشنهاد داده و به کار بردند. در تحقیقات اخیر نیز، بررسی رفتار اندامک‌ها و اجزای داخل سلول مانند ریزلوله‌ها در بارگذاری‌های مختلف مانند کماتش و تحلیل ارتعاشات با استفاده از انواع نظریه‌های توضیح‌دهنده اثر اندازه^{۱۱} مانند گرادیان کرنش^{۱۲}، گرادیان تنش^{۱۳} و تنش غیرمحلی^{۱۴} انجام شده است [۸ و ۹].

بدیهی است علیرغم توسعه تئوری‌های مختلف، یکی از مؤثرترین روش‌ها در تحقیق پاسخ مکانیکی سلول تحت بارگذاری مانند مواجهه با برخورد نانوذرات دارویی یا نانوکپسول‌ها، انجام آزمایش می‌باشد. از سویی انجام آزمایش در مقیاس میکرومتر روی نمونه اصلی سلول به تجهیزات بسیار گران‌قیمت نیازمند است و همچنین ممکن است منجر به آسیب جدی به نمونه‌های آزمایشگاهی از بافت شود [۱۰ و ۱۱]. استفاده از شبیه‌سازی عددی نیز به‌عنوان روش جایگزین دارای محدودیت مختص خود می‌باشد و در مورد همه پدیده‌ها امکان‌پذیر نیست. مهم‌تر اینکه پذیرش نتایج عددی بدون صحت‌سنجی آزمایشگاهی معمولاً با چالش همراه است. لذا ایجاد یک مدل مقیاس بزرگ که محدودیت‌های آزمایش روی نمونه اصلی سلول را ندارد ضروری و هدف اصلی این پژوهش می‌باشد.

به‌منظور بهینه کردن فرایند و کاهش اثرات جانبی^۱، تحقیقات متعددی در زمینه رسانش دارویی^۲ به سلول هدف^۳ به‌وسیله نانوذرات، نانوسوزن‌ها و نانو کپسول‌ها از طریق نرم‌افزارهای دینامیک مولکولی^۴ انجام شده است. به‌کارگیری توابع پتانسیل مختلف، استفاده از مدل مولکولی نانولوله کربن به‌عنوان نانو سوزن، افزایش سرعت شبیه‌سازی با استفاده از روش درشت‌دانه کردن، بررسی تأثیر شکل هندسی، اندازه، جنس، زاویه و سرعت برخورد موضوع این تحقیقات بوده است [۱-۳].

امروزه با هدف کمینه کردن اثرات جانبی و آسیب‌زای دارو و جهت رسانش دقیق دارو به سلول‌های هدف، از نانولوله کربنی به‌عنوان محافظ و حامل نانوداروی کپسوله شده استفاده می‌شود. در سال ۲۰۱۲، انصاری و همکاران [۴] با به‌کارگیری روش ترکیبی مدل تقریب پیوسته با پتانسیل لnard-جونز^۵، روابط نیمه‌تحلیلی جهت ارزیابی برهم‌کنش‌های واندروالس دارو و نانولوله کربنی را ارائه و اثر شعاع نانولوله، موقعیت و جهت‌گیری ترجیحی و بهینه نانوداروی سیسیپلاتین هنگام ورود به نانولوله را بررسی کردند. جهت صحت‌سنجی روش به‌کاربرده شده، این محققین با به‌کارگیری تابع پتانسیل ترسف-برنر^۶ و فرض دمای ۳۰۰ درجه کلونین، شبیه‌سازی مسئله با استفاده از دینامیک مولکولی را نیز انجام دادند. مقایسه نتایج کمینه انرژی پتانسیل نانودارو جهت ورود به نانولوله، نشانگر دقت بالای روابط نیمه‌تحلیلی ارائه‌شده در تعیین موقعیت و جهت‌گیری ترجیحی نانودارو هنگام ورود به نانولوله است.

علیرغم توسعه کاربرد و پیشرفت روش‌های گسسته مبتنی بر دینامیک ذره، در تحلیل مسائل مکانیکی و فیزیکی مقیاس بزرگ زمانی و طولی مربوط به سلول و غشای آن، مدل‌های پیوسته تنها طرح عملی شبیه‌سازی هستند. لذا

⁷ Cell Mechanics

⁸ Hyper-Elastic

⁹ Visco-Elastic

¹⁰ Visco-Hyper-Elastic

¹¹ Length Effect

¹² Strain Gradient

¹³ Stress Gradient

¹⁴ Non-Local Stress

¹ Side Effect

² Drug Delivery

³ Target Delivery

⁴ Molecular Dynamic

⁵ Lennard-Jones

⁶ Tersoff-Brenner

است توسعه داده و بکار گرفته شده است. همچنین این نظریه به منظور ارائه راه حل در مسائلی که از سال ۱۹۱۵ تاکنون حل نشده است و در آن لازم است ابعاد به صورت غیریکسان در جهات مختلف^۶ مقیاس شود، توسعه داده شده است. نظریه توسعه داده شده حتی امکان مقیاس کردن مشخصات مواد ارتوتروپیک^۷ به مشخصات مواد همگن^۸ را دارد [۲۱ و ۲۲].

هدف از تحقیقات انجام شده در این مقاله نیز ارائه یک چارچوب مقیاس شده برای گلبول قرمز و بر اساس نظریه تشابه محدود به منظور پیش بینی رفتار و پاسخ مکانیکی گلبول از طریق انجام آزمایش ها بر روی مدل های معادل با ابعاد و حتی مواد متفاوت با گلبول است. در واقع نوآوری این تحقیق، ایجاد شرایط انتخاب ابعاد و مواد و حتی رابطه ساختاری متفاوت نمونه آزمایش با نمونه اصلی گلبول بر اساس به کارگیری پیکره بندی نظریه تشابه محدود می باشد. استفاده از نظریه تشابه محدود در این تحقیق، با ایجاد ارتباط بین ابعاد سازه ای میکرو و ماکرو، دستیابی به اطلاعات مفیدی از کاربردهای واقعی نظیر نانوربات های سلول و رسانش دارویی را امکان پذیر می کند.

بررسی کارایی روش مقیاس کردن به کار برده شده، با استفاده از نرم افزار اجزا محدود آباکوس و با به کارگیری روابط ساختاری های پرا الاستیک نظیر یئو^۹، مونی ریولین^{۱۰}، اگدن^{۱۱} در شبیه سازی پاسخ گلبول در مواجهه بارگذاری فروری ضربه ای بیان شده است. در قسمت دوم، نظریه تشابه محدود که رابطه بین دو فضای اصلی (فیزیکی)^{۱۲} و فضای آزمایشی^{۱۳} را ایجاد می کند به اختصار توضیح داده شده است. در قسمت سوم و چهارم، پیاده سازی مقیاس کردن بر اساس نظریه تشابه محدود در پیش بینی رفتار گلبول با ابعاد واقعی توسط طراحی آزمایش های با مقیاس بزرگ تر و مواد متفاوت

تاکنون روش شناخته شده در مقیاس کردن و انجام آزمایش روی نمونه های معادل و با ابعاد و مواد متفاوت با سلول (در این تحقیق سلول گلبول قرمز) ارائه نشده است. در تحلیل ابعادی که شناخته شده ترین روش مقیاس سازی است منابع خطا با انتخاب های متفاوت گروه های پای^۱، نامشخص و مبهم است [۱۲]. امکان انتخاب هندسه متفاوت و انتخاب ماده متفاوت و یا حتی انتخاب ماده با رابطه ساختاری متفاوت برای مدل آزمایش مقیاس شده نیز از محدودیت های نظریه گروه های پای با کینگهام^۲ در تحلیل ابعادی است. بر اساس تحلیل ابعادی، استفاده از مواد متفاوت برای نمونه مقیاس شده و نمونه اصلی در فرایندهای بارگذاری ضربه ای، توانایی پوشش دادن صحیح، دقیق و هم زمان بسیاری از خواص مواد را ندارد. همچنین در تحلیل ابعادی، مقیاس کردن سازه های حساس به نرخ کرنش در بارگذاری های دینامیکی امکان پذیر نیست [۱۳-۱۶].

اخیراً بر اساس تغییر شکل فضاها، روشی برای مقیاس کردن توسط دیوی و همکارانش^۳، معرفی و توسعه داده شده است [۱۷]. با انتخاب هر ماده و مدل آزمایشی^۴ (واقعی)، این روش منجر به ایجاد یک ماده و مدل مقیاس شده^۵ (مجازی) صرفاً بر اساس روابط ریاضی تشابه محدود و پیش بینی کننده پاسخ مدل اصلی با خطای صفر می شود و همچنین شرایط انتخاب بهترین مدل آزمایشی (واقعی) و پیش بینی رفتار مدل اصلی با کمترین خطا را فراهم می کند.

کارایی نظریه تشابه محدود به صورت عددی و آزمایشگاهی در فرایندهای مختلف شامل بارگذاری ضربه ای، بیومکانیک، متالورژی پودر و شکل دهی فلزات اثبات شده است [۱۲، ۱۸-۲۰]. نظریه تشابه محدود فضاها و محتوای آن ها را بر اساس معادلات انتقال پایه حجمی کنترل می کند. این نظریه اخیراً به منظور افزایش درجات آزادی در کاربردهایی که بیشتر از یک مدل یا پارامتر مقیاس شده را شامل می شود مانند تحلیل لوله های تحت بارگذاری ضربه ای که در آن دو پارامتر مختلف و با یکای یکسان با ضرایب مختلف مقیاس شده

⁶ Anisotropic

⁷ Orthotropic

⁸ Isotropic

⁹ Yeoh

¹⁰ Mooney-Rivlin

¹¹ Ogden

¹² Physical Space

¹³ Trial Space

¹ Pi Groups

² Buckingham

³ Davey et al.

⁴ Trial Model

⁵ Scaled Model

جسمی (حجمی) و واحد نرمال مرز Γ حجم کنترل Ω می‌باشند. توجه شود که با قرار دادن ψ در معادلات با مقادیر عدد ۱، سرعت \underline{v} ، انرژی e به ترتیب فرم عمومی معادلات بقای جرم، بقای مومنتوم، بقای انرژی به شرح ذیل حاصل می‌شود [۱۷].

$$\begin{aligned} & \frac{D^*}{D^*t} \int_{\Omega_{ps}} \rho_{ps} dV_{ps} + \int_{\Gamma_{ps}} \rho_{ps} (\underline{v}_{ps} - \underline{v}_{ps}^*) \cdot \underline{n}_{ps} d\Gamma_{ps} = 0 \\ & \frac{D^*}{D^*t} \int_{\Omega_{ps}} \rho_{ps} \underline{v}_{ps} dV_{ps} + \int_{\Gamma_{ps}} \rho_{ps} \underline{v}_{ps} (\underline{v}_{ps} - \underline{v}_{ps}^*) \cdot \underline{n}_{ps} d\Gamma_{ps} \\ & = \int_{\Gamma_{ps}} \underline{\sigma}_{ps} \cdot \underline{n}_{ps} d\Gamma_{ps} + \int_{\Omega_{ps}} \rho_{ps} \underline{b}_{ps} dV_{ps} \quad (3) \\ & \frac{D^*}{D^*t} \int_{\Omega_{ps}} \rho_{ps} e_{ps} dV_{ps} + \int_{\Gamma_{ps}} \rho_{ps} e_{ps} (\underline{v}_{ps} - \underline{v}_{ps}^*) \cdot \underline{n}_{ps} d\Gamma_{ps} \\ & = \int_{\Gamma_{ps}} \underline{q}_{ps} \cdot \underline{n}_{ps} d\Gamma_{ps} - \int_{\Gamma_{ps}} \underline{q}_{ps} \cdot \underline{n}_{ps} d\Gamma_{ps} \\ & + \int_{\Omega_{ps}} \rho_{ps} Q_{ps} dV_{ps} + \int_{\Omega_{ps}} \rho_{ps} \underline{v}_{ps} \cdot \underline{b}_{ps} dV_{ps} \end{aligned}$$

که در این معادلات، $e = u + \frac{1}{2} \underline{v} \cdot \underline{v}$ ، انرژی مخصوص داخلی، \underline{n} شار گرما، Q منبع گرما، $\underline{\sigma}$ تانسور تنش کوشی، \underline{b} نیروی جسمی (حجمی) است.

معادله ۴ [۱۷] به عنوان یک نگاشت هم‌ریخت^۶ ارتباط‌دهنده حجم کنترل‌های مرجع Ω_{ps}^* و Ω_{ts}^* و حجم کنترل جاری Ω_{ps} و Ω_{ts} در نظر گرفته می‌شود.

$$\begin{aligned} & \underline{x}^*(X^*, t): \Omega_{ps}^* \rightarrow \Omega_{ps} \\ & \underline{s}^*(S^*, \tau): \Omega_{ts}^* \rightarrow \Omega_{ts} \end{aligned} \quad (4)$$

بر اساس معادله ۴، مشتق زمانی ستاره‌ای که نقشی شبیه مشتق مادی دارد، منجر به تعریف سرعت حجم کنترل به صورت معادله ۵ [۱۷] می‌شود.

$$\begin{aligned} & D^*/D^*t = \partial/\partial t|_{X^*} \rightarrow \underline{v}_{ps}^* = D^* \underline{x}^*/D^*t \\ & D^*/D^*t = \partial/\partial \tau|_{S^*} \rightarrow \underline{v}_{ts}^* = D^* \underline{s}^*/D^*t \end{aligned} \quad (5)$$

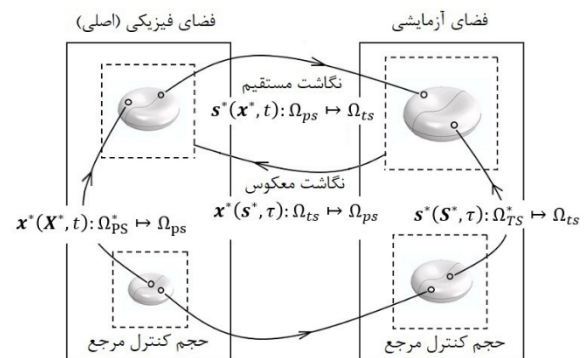
استفاده از D^*/D^*t در زمانی که به تابعی از زمان اعمال شود با مشتق معمولی d/dt یکسان است. استفاده از D^*/D^*t به انتقال حجم کنترل Ω_{ps} با سرعت \underline{v}_{ps}^* دلالت دارد.

معادلات انتقال حجم‌پایه با تمرکز بر فضا بجای تمرکز بر اشیاء، انعطاف بیشتری با تأکید بر انتقال کمیت‌ها بین فضاها فراهم می‌کند. اگرچه در ابتدا هیچ ارتباطی بین فضاها اصلی (فیزیکی) و آزمایشی که شامل دو آزمایش متفاوت می‌باشند وجود ندارد، نظریه تشابه محدود به ایجاد ارتباط

توضیح داده شده است و کارایی روش به کاربرده شده با ارائه نتایج شبیه‌سازی‌های عددی بحث و بررسی شده است.

۲- روش تشابه محدود

مطابق شکل ۱، دو منطقه از فضا دربرگیرنده آزمایش‌های متفاوت که توسط معادلات انتقال حجم پایه^۱ به دست آمده‌اند در نظر گرفته می‌شود. روش تشابه محدود، بر اساس شکل انتگرالی عمومی معادلات بقا است. این معادلات به صورت ریاضی به شرح ذیل بیان می‌شوند [۱۷].



شکل (۱): شرایط مرجع و جاری مدل‌های فیزیکی و آزمایشی و نگاشت بین فضاها.

$$\begin{aligned} & \frac{D^*}{D^*t} \int_{\Omega_{ps}} \rho_{ps} \psi_{ps} dV_{ps} + \int_{\Gamma_{ps}} \rho_{ps} \psi_{ps} (\underline{v}_{ps} \\ & - \underline{v}_{ps}^*) \cdot \underline{n}_{ps} d\Gamma_{ps} \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} & = - \int_{\Gamma_{ps}} \underline{j}_{ps}^{\psi} \cdot \underline{n}_{ps} d\Gamma_{ps} + \int_{\Omega_{ps}} \rho_{ps} b_{ps}^{\psi} dV_{ps} \\ & \frac{D^*}{D^*t} \int_{\Omega_{ts}} \rho_{ts} \psi_{ts} dV_{ts} + \int_{\Gamma_{ts}} \rho_{ts} \psi_{ts} (\underline{v}_{ts} \\ & - \underline{v}_{ts}^*) \cdot \underline{n}_{ts} d\Gamma_{ts} \end{aligned} \quad (2)$$

زیرنویس‌های ps و ts به ترتیب متغیر مرتبط در فضای فیزیکی^۲ و فضای آزمایشی^۳ (مدل مقیاس شده^۴) را بیان می‌کند. پارامترهای ρ ، ψ ، V ، \underline{v} ، \underline{j} ، \underline{b} ، \underline{n} ، نمایانگر چگالی، میدان فیزیکی^۵، حجم، میدان سرعت، شار، نیروی

1 Volume Based

2 Physical Space

3 Trial Space

4 Scaled Model

5 Physical Field

6 Diffeomorphism

$$\rho_{ts}\psi_{ts} = \alpha^\psi \beta^3 \rho_{ps}\psi_{ps} \quad (۹)$$

$$\underline{v}_{ts}^* = h\beta^{-1} \cdot \underline{v}_{ps}^* \quad (۹)$$

$$\underline{v}_{ts} = h\beta^{-1} \cdot \underline{v}_{ps} \quad (۹)$$

$$\underline{J}_{ts}^\psi = \alpha^\psi h\beta^2 \cdot \underline{J}_{ps}^\psi \quad (۹)$$

$$\rho_{ts}b_{ts}^\psi = \alpha^\psi h\beta^3 \rho_{ps}b_{ps}^\psi \quad (۹)$$

که α^ψ برای عمومیت بیشتر استفاده شده است (توجه شود که ψ توان نیست و فقط نشانگر ضریب α مربوط به میدان فیزیکی ψ است). در یک معادله انتقال خاص، امکان انتخاب مجموعه α^ψ و h به همراه \underline{b}_{ts}^ψ و $\rho_{ts}, \psi_{ts}, \underline{v}_{ts}^*, \underline{v}_{ts}, \underline{J}_{ts}^\psi$ وجود دارد تا معادلات ۸ و ۲ تطابق پیدا کنند. پیاده سازی پارامترها در معادله بقای جرم شامل $\psi_{ps} = \psi_{ts} = 1$ و $\rho_{ts} = \alpha^\rho \beta^3 \rho_{ps}$ منجر به تولید روابط $\underline{b}_{ps} = J_{ps} = 0$ و $\underline{J}_{ts}^1 = 0$ و $\underline{v}_{ts} = h\beta^{-1} \underline{v}_{ps}$ و $\underline{v}_{ts}^* = h\beta^{-1} \underline{v}_{ps}^*$ و $\rho_{ts}b_{ts}^\psi = 0$ می شود و در نهایت رابطه اصلی مورد انتظار

مقیاس کردن چگالی $\rho_{ts} = \alpha^\rho \beta^3 \rho_{ps}$ را نتیجه می دهد.

همچنین پیاده سازی پارامترها در معادله بقای (پیوستگی)

مومنوم شامل $\psi = \underline{v}$ و $\underline{J} = \underline{\sigma}$ و \underline{b} رابطه $\rho_{ts}\underline{v}_{ts} =$

$\alpha^\rho \beta^3 \rho_{ps}\underline{v}_{ps}$ را ایجاد می کند که با فرض برقراری رابطه

$\rho_{ts} = \alpha^\rho \beta^3 \rho_{ps}$ به رابطه $\alpha^\rho \underline{v}_{ts} = \alpha^\rho \underline{v}_{ps}$ منجر می شود.

با ترکیب این رابطه با رابطه $\underline{v}_{ts} = h\beta^{-1} \underline{v}_{ps}$ مشخص

خواهد شد که تابع $h(\tau)$ یک ثابت و مطابق رابطه $\alpha^\rho =$

$h\beta^{-1} \alpha^\rho$ است. با به کارگیری رابطه $\alpha^\rho \underline{v}_{ts} = \alpha^\rho \underline{v}_{ps}$

ساختاری ماده $\rho_{ts}\underline{b}_{ts} = \alpha^\rho h\beta^3 \rho_{ps}\underline{b}_{ps}$ و فرض پاسخ ساختاری ماده

طبق رابطه $\underline{\sigma}'_{ts} : \underline{\sigma}'_{ps} = \frac{2}{3} \underline{\sigma}_{ts}^2$ و $\underline{\sigma}'_{ts} : \underline{\sigma}'_{ps} = \frac{2}{3} \underline{\sigma}_{ps}^2$ که $\underline{\sigma}$

تنش مؤثر (حد تسلیم جاری) و $\underline{\sigma}'$ نمایشگر تانسور تنش

انحرافی است، می توان رابطه $\underline{\sigma}'_{ts} = \alpha^\rho h\beta^2 \underline{\sigma}'_{ps}$ (یا رابطه

$\underline{\sigma}_{ts} = \alpha^\rho h\beta^2 \underline{\sigma}_{ps}$) را استنتاج کرد. در ادامه با ترکیب روابط و جایگذاری پارامترها، رابطه

حاصل می شود که بیان می کند مقیاس زمانی در فضای آزمایشی باید برای مواد با مقاومت های

مختلف Y به صورت $h = \sqrt{\frac{1}{\alpha^\rho \beta} \frac{Y_{ts}}{Y_{ps}}}$ فراهم شود [۱۷].

شایان ذکر است نگاشت معکوس از فضای $ts \rightarrow ps$ نیز با

روند کاملاً مشابه با انتخاب ضریب مقیاس کردن ابعاد و

زمان $g, 1/\beta$ انجام می شود. در نهایت و بر اساس توضیحات

داده شده و به کارگیری سایر معادلات بقا، روابط و کمیت های

بین معادلات انتقال حجم پایه کمک می کند و روابط تشابهی

بین دو شیء متفاوت که در فضاهای متفاوت قرار دارند

ایجاد می کند. همچنین تشابه محدود یک رابطه بین زمان

به صورت $dt = h(\tau)d\tau ; d\tau = g(t)dt$ در دو فضای

متفاوت در نظر می گیرد که h یک نگاشت بایجکشن^۱

(یک به یک و پوشا) می باشد t, τ بیان کننده زمان در

فضاهای فیزیکی و آزمایش هستند [۱۷]. دیفرانسیل نگاشت

که در شکل ۱ نمایش داده شده است به صورت

ذیل بیان می شود [۱۷].

$$\begin{aligned} \mathbf{x}^*(s^*, \tau) : \Omega_{ts} \mapsto \Omega_{ps} \\ dx_i^* = \frac{\partial x_i^*}{\partial s_j^*} ds_j^* + \frac{\partial x_i^*}{\partial \tau} \Big|_s d\tau \end{aligned} \quad (۶)$$

$$d\mathbf{x}^* = \mathbf{F}_s^{x^*} \otimes ds^* + \underline{v}^{rel} d\tau$$

رابطه فوق با فرض $dt = h(\tau)d\tau ; d\tau = g(t)dt$ معادل

عبارت $d\mathbf{x}^* = \mathbf{F}_s^{x^*} \otimes ds^* + g\underline{v}^{rel} dt$ خواهد بود که برای

راحتی کار و با در نظر گرفتن اینکه \mathbf{x}^* تنها تابعی از s^*

باشد رابطه به $d\mathbf{x}^* = \mathbf{F}_s^{x^*} \otimes ds^*$ خلاصه می شود.

در یک مقیاس کردن همگن با ثابت مقیاس β ، تانسور

گرادیان تغییر شکل حجم کنترل $\mathbf{F}_s^{x^*} = \beta \mathbf{I}$ خواهد بود. لذا

هندسه دو فضا با رابطه ریاضی ذیل که در آن β ضریب

مقیاس سازی ابعادی و \mathbf{I} تانسور همانی می باشد مرتبط

می شوند [۱۷].

$$d\mathbf{x}^* = \mathbf{F}_s ds^* = \beta \mathbf{I} ds^* \quad (۷)$$

تانسور همگن تغییر شکل \mathbf{F}_s انبساط و انقباض آزادانه فضا را

مشخص می کند که منجر به حصول کمیت های نانسون به

شرح $dV_{ps} = |\mathbf{F}_s| dV_{ts}$ و $n_{ps} d\Gamma_{ps} = |\mathbf{F}_s| \mathbf{F}_s^{-T} n_{ts} d\Gamma_{ts}$

می شود. با جایگزینی کمیت های نانسون و $dt = h(\tau)d\tau$ در

معادله ۱، معادله ۸ [۱۷] استخراج می شود.

$$\begin{aligned} \frac{1}{h(\tau)} \frac{D^*}{D^* \tau} \int_{\Omega_{ts}} \mathbf{F}_s |dV_{ts} \\ + \int_{\Gamma_{ts}} \rho_{ps} \psi_{ps} |\mathbf{F}_s| \cdot (\underline{v}_{ps} - \underline{v}_{ps}^*) \cdot \underline{n}_{ts} d\Gamma_{ts} \\ = - \int_{\Gamma_{ts}} |\mathbf{F}_s| \mathbf{F}_s^{-T} \underline{n}_{ts} d\Gamma_{ts} + \int_{\Omega_{ts}} \rho_{ps} b_{ps}^\psi |\mathbf{F}_s| dV_{ts} \end{aligned} \quad (۸)$$

از آنجاکه در حالت سه بعدی $|\mathbf{F}_s| = \beta^3$ می باشد، با ضرب

معادله ۸ در h و اسکالر α^ψ و بر آوردن ترم های

متناظر در معادلات ۸ و ۲ روابط ذیل حاصل می شوند [۱۷].

Bijection

دمای ۷۰ درجه سانتی‌گراد با ابعاد هزار برابر کوچک‌تر از فضای اصلی و شرایط محیط آزمایش هوا با دمای ۳۰ درجه سانتی‌گراد در نظر گرفته می‌شود. انتخاب اولیه ۳ پارامتر آزادی (چگالی فولاد به آلومینیوم، مقیاس کردن ابعاد و مقاومت تسلیم فولاد به آلومینیوم)، منجر به ایجاد یک ماده مجازی شبیه آلومینیوم با چگالی مشابه آلومینیوم و مقاومت تسلیم مشابه آلومینیوم خواهد شد ولی آیا ضریب انبساط و ضریب هدایت گرما و سایر مشخصات مکانیکی و خواص فیزیکی نیز در این ماده مقیاس شده مجازی مشابه ماده واقعی آلومینیوم انتخابی برای فضای آزمایشی است؟ بدیهی است معکوس کردن ماده مقیاس شده مجازی به فضای اصلی با استفاده از روابط ریاضی تشابه محدود و به‌کارگیری سه پارامتر آزاد انتخابی اولیه، تطابق کامل با نمونه اصلی را ایجاد می‌کند. لکن انجام آزمایش (شبیه‌سازی) ماده واقعی آلومینیوم در فضای آزمایشی نتایجی برای دما و شار گرما، تنش، جابجایی، کرنش، سرعت و غیره به وجود می‌آورد که معکوس کردن این نتایج به فضای اصلی با نتایج حاصل از شبیه‌سازی مدل اصلی در فضای فیزیکی تطابق کامل ندارد. اختلاف نتایج بین معکوس نمونه آزمایشی و نمونه اصلی، به دلیل محدودیت تعداد پارامترهای آزاد در نظریه تشابه محدود است. همان‌طور که توضیح داده شد در نظریه تشابه محدود تنها امکان انتخاب تعداد ۳ پارامتر آزاد مستقل وجود دارد. چنانچه پارامترهای تأثیرگذار در یک فرایند عدد ۳ باشد، معکوس کردن نتایج ماده آزمایشی و ماده مقیاس شده (مجازی) توأمان منطبق با نتایج نمونه اصلی می‌شود و لذا ماده آزمایشی انتخابی با خطای صفر، نمونه‌ای مناسب برای انتقال از فضای اصلی به فضای آزمایشی است.

ضروری و کافی جهت مقیاس کردن، مطابق جدول ۱ به دست می‌آیند. شرح کامل نظریه تشابه محدود در مرجع [۱۷] قابل‌دستیابی است. اگرچه نظریه تشابه محدود که به‌صورت خلاصه توضیح داده شد مزایای زیادی نسبت به تحلیل ابعادی دارد، ولی همان‌طور که مشاهده می‌شود پارامترهای مختلف، با یکدیگر رابطه دارند و مستقل نیستند و لذا نظریه تشابه محدود از نظر انتخاب تعداد درجه آزادی (پارامتر آزاد مستقل) محدودیت دارد. این نظریه در فرایندهای مستقل از دما و انتقال گرما، سه درجه آزادی انتخابی مانند ضریب مقیاس کردن ابعاد β ، ضریب مقیاس کردن چگالی α^p و ضریب مقیاس کردن زمان $h; (g)$ را فراهم می‌کند [۱۲].

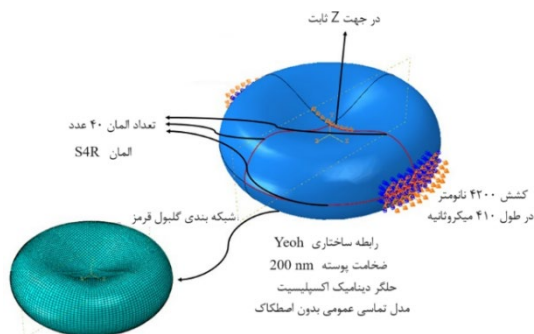
لازم است روند انجام مقیاس کردن بر اساس نظریه تشابه محدود بیشتر توضیح داده شود. در ابتدا یک مدل آزمایشی با شرایط یک ماده واقعی موجود در طبیعت انتخاب می‌شود. مدل مقیاس شده مدلی است که بر اساس مدل آزمایشی انتخابی و طبق روابط ریاضی تشابه محدود به‌صورت مجازی تعریف یا ایجاد می‌شود که با توجه به انتخاب سه درجه آزادی (پارامتر) آزادی در مقیاس کردن، این ماده مجازی از جهاتی شبیه ماده نمونه آزمایشی انتخابی (واقعی) است. به‌عنوان مثال مقیاس کردن فرایندی که علاوه بر مشخصات ابعادی، مشخصات مکانیکی و خواص فیزیکی، دمای آزمایش و انتقال گرما نیز اهمیت دارد در نظر گرفته می‌شود. در این راستا مقیاس کردن بارگذاری ضربه سرعت‌بالای گلوله صلب بر روی ورق از ماده فولاد با دمای ۲۰۰ درجه سانتی‌گراد و شرایط محیط آزمایش هوا با دمای ۵۰ درجه سانتی‌گراد بر فضای آزمایش روی ورق از ماده آلومینیوم با

جدول (۱): روابط و کمیت‌های ضروری و کافی در مقیاس کردن (استخراج روابط جدول بر اساس مرجع [۱۷] انجام شده است).

معادله	میدان	ضرایب بی‌بعد	شار	منبع
(۱۰ الف)	$\beta^{-1} g v_{ts}^* = v_{ps}^*$	$\alpha^1 = \beta^{-3}$	-	-
(۱۰ ب)	$\alpha^p \rho_{ts} \beta^3 = \rho_{ps}$	$\alpha^p(1) = 1$ $g(1) = 1$	-	-
(۱۰ ج)	$V_{ps} = \beta^{-1} g v_{ts} = v_{ps}$	$\alpha^v = \alpha^p g \beta^{-1}$	$\Sigma_{ps} = \alpha^v \beta^2 g \sigma_{ts}$ $= \sigma_{ps}$	$B_{ps} = \alpha^v \rho_{ts} \beta^3 g b_{ts}$ $= \rho_{ps} b_{ps}$
(۱۰ د)	$U_{ps} = \beta^{-1} u_{ts} = u_{ps}$	$\alpha^u = \alpha^p \beta^{-1}$	-	$V_{ps} = \beta^{-1} g v_{ts} = v_{ps}$
(۱۰ و)	$U_{ps} = \beta^{-2} g^2 u_{ts} = u_{ps}$	$\alpha^e = \beta^{-1} g \alpha^v = (\beta^{-1} g)^2 \alpha^p$	$V_{ps} \cdot \Sigma_{ps}$ $= v_{ps} \cdot \sigma_{ps}$	$V_{ps} \cdot B_{ps} = \rho_{ps} v_{ps} \cdot b_{ps}$

$$c_0 = 0.207$$

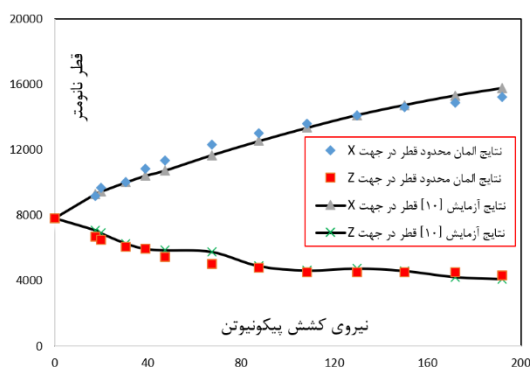
با دوران شکل دوبعدی، سطوح سه‌بعدی غشای گلبول به دست می‌آید. جهت اطمینان از صحت مدل، نتایج شبیه‌سازی عددی بارگذاری کششی گلبول در نرم‌افزار آباکوس با انتخاب سیستم یکاهای سازگار نانومتر، میکروثانیه و نانوگرم با نتایج آزمایشگاهی [۱۰] صحت‌سنجی شده‌اند (شکل‌های ۲ و ۳).



شکل (۲): گلبول قرمز شبیه‌سازی شده در نرم‌افزار آباکوس

جهت صحت‌سنجی نتایج شبیه‌سازی عددی با نتایج

آزمایشگاهی.



شکل (۳): مقایسه نتایج شبیه‌سازی عددی بارگذاری

کشش گلبول با نتایج آزمایشگاهی [۱۰].

شرایط هندسی مدل در نرم‌افزار مطابق شکل ۲ و با اعمال پارامترهای مواد هایپرلاستیک یئو

$$C_{20} = 0 \text{ GPa} \quad \text{و} \quad C_{10} = 1.825 \times 10^{-8} \text{ GPa}$$

$$\text{و} \quad C_{30} = 1.216 \times 10^{-9} \text{ GPa} \quad [۱۰] \quad \text{و فرض تراکم‌ناپذیری}$$

غشای سلول با چگالی $1 \times 10^{-12} \text{ ng/nm}^3$ و ضخامت

۲۰۰ نانومتر [۲۴-۲۶] در نظر گرفته شده‌اند. با تقسیم

سرعت کشش $10.24 \frac{\text{nm}}{\mu\text{s}}$ بر قطر گلبول، نرخ بارگذاری

۱۳۰۹.۴۶/s به دست می‌آید.

لکن در فرایندهای پیچیده که پارامترهای تأثیرگذار بیشتر از ۳ عدد است، انتخاب دسته‌های مختلف از ۳ پارامتر آزاد مستقل در نظریه تشابه محدود و انجام مقیاس کردن، نتایج با دقت‌های متفاوت را ایجاد می‌کند و معقول است آن دسته از پارامترهای آزاد انتخاب شوند که در فرایند معکوس کردن نتایج، کمترین خطا و اختلاف نتایج مدل آزمایشی با مدل اصلی را ایجاد نمایند. لذا انتخاب نمونه‌های آزمایشی مختلف و مناسب و انتخاب دسته پارامترهای آزاد مستقل مختلف در مقیاس کردن در جهت رسیدن به یک مدل آزمایشی با کمترین خطا، از چالش‌های به‌کارگیری نظریه تشابه محدود است و منجر به لزوم تعداد تلاش‌های زیاد در انتخاب نمونه آزمایشی، انتخاب متنوع پارامترهای آزاد و همچنین تعداد شبیه‌سازی‌های زیاد جهت نیل به نتیجه قابل قبول خواهد شد [۱۷].

۳- شبیه‌سازی عددی

رابطه چگالی انرژی کرنشی هایپرلاستیک یئو به‌عنوان توضیح‌دهنده رفتار غشای گلبول قرمز بر اساس معادله ۱۱، استفاده شده است [۱۰ و ۲۳].

$$\bar{U} = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 \quad (۱۱)$$

که در آن C_{10} و C_{20} و C_{30} ضرایب مشخصه مواد هستند که با نتایج آزمایشگاهی به دست می‌آیند و $I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$ نامتغیر تعریف شده بر اساس کشش‌های اصلی λ_1 و λ_2 و λ_3 می‌باشد. تابع ریاضی ایجادکننده شکل حجمی رویه سطوح گلبول قرمز مورداستفاده در شبیه‌سازی‌های عددی مطابق رابطه ۱۲ بیان شده است [۱۰].

$$x = 0.5 D \sin \omega \quad (۱۲)$$

$$y = 0.25 D \cos \omega (c_0 + c_1 \sin^2 \omega + c_2 \sin^4 \omega)$$

که در آن D نشانگر قطر گلبول قرمز در راستای محور طولی بوده و برابر ۷۸۲۰ نانومتر و سایر ضرایب به شرح ذیل هستند

$$c_2 = -1.123 \quad \text{و} \quad c_1 = 2.003 \quad 0 \leq \omega \leq \pi$$

$$\bar{U}_{ps(ts)} = \frac{1}{(\lambda_1^{max} - \lambda_1^{min})} \frac{1}{(\lambda_2^{max} - \lambda_2^{min})} \frac{1}{(\lambda_3^{max} - \lambda_3^{min})} \quad (14)$$

$\times \int_{\lambda_1^{min}}^{\lambda_1^{max}} \int_{\lambda_2^{min}}^{\lambda_2^{max}} \int_{\lambda_3^{min}}^{\lambda_3^{max}} \bar{U}_{ps(ts)} d\lambda_3 d\lambda_2 d\lambda_1$
در این تحقیق با فرض اینکه دمای شرایط آزمایش در فضای اصلی و فضای آزمایشی یکسان است، ضریب مقیاس کردن ابعادی، چگالی و ضرایب روابط ساختاری هایپرالاستیک به‌عنوان پارامترهای آزاد در نظر گرفته شده است. به دلیل تعداد زیاد ضرایب و تفاوت معادلات جبری روابط ساختاری، از روش بدیع مقدار میانگین (روابط ۱۳ و ۱۴) در تعیین ثابت زمانی استفاده شده است.

در مقیاس کردن روابط ساختاری غشای گلوبول قرمز، از توابع انرژی کرنشی هایپرالاستیک مونی‌ریولین (معادله ۱۵) و اگدن (معادله ۱۶) استفاده شده است [۲۳ و ۲۷].

$$\bar{U} = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) \quad (15)$$

$$\bar{U} = \sum_{i=1}^n \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (16)$$

که در آن C_{10} و C_{01} ضرایب مشخصه مواد مونی‌ریولین (حسب پاسکال) و μ_i (برحسب پاسکال) و α_i نیز ضرایب مشخصه مواد اگدن هستند. همچنین $I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$ و $I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2$ و اساس کشش‌های اصلی λ_1 و λ_2 و λ_3 می‌باشند. مقادیر تقریبی حدود کشش‌های اصلی با استفاده از رابطه $\lambda_i^{max/min} = \sqrt{1 + 2\varepsilon_{ii}^{max/min}}$ که در آن ε_{ii} بیانگر کرنش‌های اصلی هستند [۲۸] و بر اساس نتایج مقادیر کرنش‌های اصلی در شبیه‌سازی مدل فیزیکی در نرم‌افزار مطابق شکل ۴ و شکل ۵ تحت شرایط $\lambda_1^{max} = \lambda_2^{max} = 1.40$, $\lambda_3^{max} = 1.3$ و $\lambda_1^{min} = \lambda_2^{min} = 0.6$, $\lambda_3^{min} = 0.3$ تا رسیدن به زمان شروع پارگی در نظر گرفته شده و به شرح ذیل در کلیه نمونه‌های فیزیکی و آزمایشی اعمال شده‌اند. انجام شبیه‌سازی‌های متعدد و تغییر حدود، نشان می‌دهد تغییر کمتر از ده درصد در حدود کمینه و بیشینه کشش‌های اصلی در این تحقیق تغییر محسوسی در فرایند و نتایج مقیاس‌سازی ندارد.

اگرچه هدف اصلی از تحقیق حاضر، بررسی چالش‌ها، کارایی و دقت استفاده از نظریه تشابه محدود در مقیاس کردن و تحلیل رفتار مکانیکی گلوبول است، لکن تطابق بسیار دقیق نتایج شبیه‌سازی بارگذاری کششی با نتایج آزمایشگاهی، نشانگر شبیه‌سازی گلوبول با انتخاب مدل و ضرایب رفتاری و ثابت‌های هندسی و فیزیکی صحیح در این تحقیق است.

۴- طراحی چارچوب مقیاس شده به‌منظور تحلیل رفتار مکانیکی گلوبول قرمز و استفاده از شبیه‌سازی عددی آزمایش‌ها

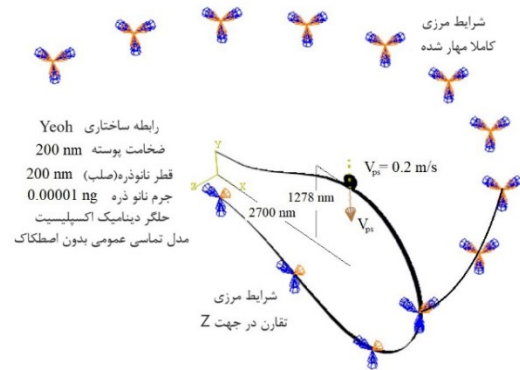
به دلیل محدودیت در انتخاب درجات آزادی در تشابه محدود و از آنجاکه تعداد پارامترهای زیادی در تحلیل رفتار گلوبول قرمز با رابطه ساختاری هایپرالاستیک مؤثر هستند لازم است روش ابداعی مقیاس کردن بر اساس مقدار متوسط در پیش‌بینی رفتار هایپرالاستیک غشای گلوبول در مواجهه با بار خارجی استفاده شود [۱۲ و ۲۰]. این روش بیشتر از اینکه بر یک پارامتر در رابطه ساختاری متمرکز باشد بر کل رابطه ساختاری کنترل‌کننده فرایند که شامل تعداد زیادی پارامتر به‌صورت هم‌زمان می‌باشد تمرکز دارد. اولین ضریب مستقل β در پیاده‌سازی تشابه محدود و مقیاس کردن گلوبول و شرایط بارگذاری، جهت مقیاس کردن ابعاد انتخاب می‌شود. دومین ضریب مستقل مقیاس کردن چگالی α^ρ جهت مقیاس کردن اثر اینرسی که در فرایندهای دینامیکی قابل صرف‌نظر کردن نیست به‌صورت رابطه $\alpha^\rho = \left(\frac{1}{\beta^3}\right) \left(\frac{\rho_{ts}}{\rho_{ps}}\right)$ استفاده می‌شود و منجر به مقیاس شدن جرم پرتابه طبق رابطه $M_{ts} = \alpha^\rho M_{ps}$ خواهد شد. آخرین ضریب مستقل $h = 1/g$ جهت مقیاس کردن زمان و با ارتباط نسبت مقدار متوسط توابع انرژی هایپرالاستیک در فضای فیزیکی و آزمایشی مطابق رابطه ۱۳ انتخاب می‌شود. طبق روابط تشابه محدود جدول ۱، انرژی در فضاهای فیزیکی و آزمایشی با رابطه $u_{ps} = g^2 \beta^{-2} u_{ts}$ مرتبط می‌شوند. از آنجا که $\bar{U}_{ps} = \rho_{ps} u_{ps}$ می‌باشد و با اعمال $\alpha^\rho = \left(\frac{1}{\beta^3}\right) \left(\frac{\rho_{ts}}{\rho_{ps}}\right)$ در نهایت روابط ذیل بدست می‌آیند

$$g = h^{-1} = \sqrt{\frac{1}{\alpha^\rho \beta} \frac{\bar{U}_{ps}}{\bar{U}_{ts}}} \quad (13)$$

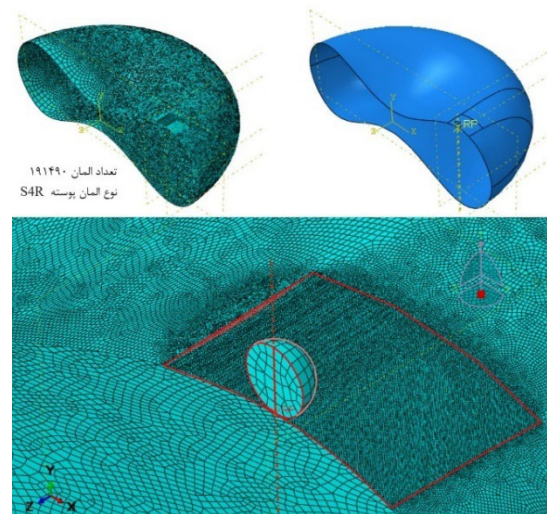
در نظر گرفته شده است. همچنین تأثیر ریز کردن شبکه بندی مدل در نرم افزار و افزایش تعداد المان ها در نتایج بررسی و شبکه بندی مناسب انتخاب شده است. اگرچه تاکنون مدل ریاضی رفتار مواد هایپرالاستیک در تخریب ارائه نشده است، در مرجع [۲۹] معیارهای مختلف و حد شروع تخریب از نوع مدل ساده حذف المان برای الاستومرهای هایپرالاستیک تراکم ناپذیر بحث و بررسی شده اند. این مدل تخریب، در نرم افزار آباکوس موجود است و در تحقیق مرجع [۲۹] نیز استفاده شده است. در این تحقیق نیز با فراخوانی کد VUSDFLD در نرم افزار آباکوس، وقوع تخریب و پاره شدن غشای گلبول قرمز، بر اساس حذف شدن المان ها پس از رسیدن یکی از کرنش های اصلی به مقدار بحرانی به میزان ۴۲ درصد در نظر گرفته شده است [۳۰]. در شبیه سازی نمونه اصلی (فضای فیزیکی) بر اساس مدل تخریب و حد بحرانی ذکر شده، برخورد نانوذره با مشخصات شکل ۴ و با سرعت کمتر از ۰/۱۸۵ متر بر ثانیه منجر به پارگی غشا نمی شود. لذا جهت اطمینان از وقوع و شروع تخریب در غشا، سرعتی بیشتر از سرعت ذکر شده و به میزان ۰/۲ متر بر ثانیه برای نانوذره در نمونه اصلی نظر گرفته شده است و مبنای پیاده سازی نظریه تشابه محدود در این تحقیق است.

۴-۱ حالت اول، مقیاس سازی ابعادی

در حالت اول، با فرض انتخاب مدل آزمایشی با رابطه ساختاری یئو و ضرایب مواد کاملاً مشابه مدل فیزیکی، سایر پارامترهای وابسته و شرایط بارگذاری در فضای آزمایشی مطابق نتایج جدول ۳ به دست می آید. انتخاب مقیاس ابعادی برابر ۱۰۰۰۰، امکان انجام آزمایش ها روی نمونه مقیاس شده با ابعاد در مرتبه میلی متر را فراهم می کند. اگرچه می توان ضرایب بزرگتر مقیاس ابعادی را نیز در نظر گرفت. با انجام فرایند معکوس کردن، نمودارهای ۶، ۷ و ۸ برای نتایج جابجایی نانوذره، جذب انرژی و نیروی وارده بر نانوذره به دست می آیند. همان طور که از روابط قابل پیش بینی بود و از آنجاکه ماده نمونه آزمایشی ۱ دقیقاً مشابه ماده نمونه اصلی است، نتایج معکوس شده نمونه آزمایشی ۱ در این حالت تطابق کامل با نتایج مدل اصلی دارند. لذا



شکل (۴): شرایط شبیه سازی مدل فیزیکی بارگذاری گلبول قرمز در تحلیل فروری برخورد نانوذرات.



شکل (۵): شرایط شبکه بندی و نوع المان کاملاً مشابه در مدل های فیزیکی و آزمایشی در شبیه سازی تحلیل فروری بارگذاری برخورد نانوذرات.

مقیاس کردن و تحلیل بارگذاری فروری غشای گلبول در اثر برخورد نانوذرات با انتخاب مواد آزمایشی طبق مشخصات مطابق جدول ۲، در سه حالت مختلف شامل فقط مقیاس سازی ابعادی، مقیاس سازی ابعادی همراه با تغییر ضرایب مواد و مقیاس سازی ابعادی با رابطه ساختاری متفاوت، بحث و بررسی شده است. با به کارگیری معادلات تشابه محدود بر روی مواد و مدل های آزمایشی معرفی شده در جدول ۲، نتایج مقیاس شده مواد آزمایشی و بارگذاری قابل اعمال در شبیه سازی های عددی مطابق جدول ۳ به دست می آیند. شایان ذکر است در شبیه سازی عددی، مدل تخریب، حد بحرانی شروع تخریب، نوع المان ها، تعداد و نوع شبکه بندی در مدل های اصلی و مدل های آزمایشی یکسان

زمان ۰/۲ میکروثانیه معادل جابجایی نانوذره به میزان ۳۶/۲۴ نانومتر و فروروی آن به اندازه ۸/۶۲ نانومتر پس از شروع پارگی غشا رسم شده است. بررسی دقت نتایج برای سه حالت مقیاس کردن در جدول ۵ آورده شده است.

۲-۴ حالت دوم، مقیاس سازی ابعادی همراه با تغییر ضرایب مواد با رابطه ساختاری مشابه

در حالت دوم، با انتخاب مدل آزمایشی با رابطه ساختاری یئو و ضرایب مواد متفاوت با مدل فیزیکی، سایر پارامترهای وابسته و شرایط بارگذاری در فضای آزمایشی مطابق نتایج جدول ۳ به دست می‌آید. با انجام فرایند معکوس کردن، نمودارهای ۹، ۱۰ و ۱۱ برای نتایج جابجایی نانوذره، جذب انرژی و نیروی وارده بر نانوذره به دست می‌آیند. انتخاب مقیاس ابعادی مشابه برابر ۱۰۰۰۰، امکان مقایسه نتایج در سه حالت را فراهم می‌کند. در حالت دوم، تطابق نتایج نمونه‌های آزمایشی با نمونه اصلی در نمودار جابجایی نانوذره کمترین خطا و در نمودار نیروی وارد بر نانوذره بیشترین خطا را دارد.

بهترین حالت مقیاس کردن، انتخاب ماده آزمایشی کاملاً مشابه با نمونه اصلی است. مدت زمان وقوع و شروع پارگی غشا برای مدل اصلی و نمونه آزمایشی ۱ یکسان و مقدار ۰/۱۵ میکروثانیه می‌باشد. در این لحظه زمانی جابجایی نانوذره ۲۷/۶۲۸۵ نانومتر، انرژی جذب شده (مستهلك شده) ۰/۰۰۲۰۷۶۳ آتو ژول و نیروی وارده به نانوذره ۰/۰۰۰۲۱۵ نانونیوتن می‌باشد. اگرچه نتایج نمونه آزمایشی در حالت اول با خطای صفر و مطابق نتایج نمونه اصلی می‌باشد لکن در حالت‌های دوم و سوم، مدتی پس از شروع پارگی غشا و حذف تدریجی المان‌ها، تطابق نتایج جذب انرژی و نیروی وارده به نانوذره، با تغییرات ناگهانی و ایجاد اختلاف زیاد بین نمونه‌های آزمایشی و نمونه اصلی مواجه می‌شود (شکل‌های ۹ الی ۱۴) که با توجه به متفاوت بودن ضرایب مواد آزمایشی و حتی رابطه ساختاری متفاوت، کاملاً قابل انتظار است. در هر سه حالت، با انتخاب اختلاف منطقی تطابق نتایج نمونه‌های آزمایشی و نمونه اصلی، نمودارها در محدوده زمانی مشخص رسم شده‌اند.

برای مثال در حالت اول، نمودار انرژی تا زمان ۰/۴ میکروثانیه معادل جابجایی نانوذره به میزان ۶۸/۴۷ نانومتر و فروروی آن به اندازه ۴۰/۸۵ نانومتر پس از شروع پارگی غشا رسم شده است. همچنین نمودار نیروی وارده بر نانوذره تا

جدول (۲): خصوصیات مواد اصلی و آزمایشی انتخابی جهت پیاده‌سازی نظریه تشابه محدود.

ماده	چگالی (ng/nm^3) $\times 10^{-12}$	یئو (GPa)			مونی ریولین (GPa)			اگدن
		C_{30} $\times 10^{-10}$	C_{20} $\times 10^{-6}$	C_{10} $\times 10^{-9}$	C_{01} $\times 10^{-6}$	C_{10} $\times 10^{-6}$	μ_1 $\times 10^6$	
ماده گلبول [۱۰]	۱	۱۲/۱۶	۰	۱۸/۲۵				
لاستیک طبیعی [۲۳]	۰/۹۲	۰	۳	۱۵×10^4	۸۰/۶	۱۳۶/۱		
سیلیکون [۳۱]	۲/۳۲۹	۸۰۰۰	-۷	۲۳۵×10^3				
لاستیک سیلیکون [۳۲]	۱/۲۴	۴۰۰۰	-۴	۱۵×10^4	۴	۱۴۶		
لاستیک سیلیکون [۳۳]	۱/۲۴					۱۵۱		
لاستیک [۲۷]	۱/۲۴						ماده آزمایشی ۸ ۳۱۴/۸ ۱/۵۱	

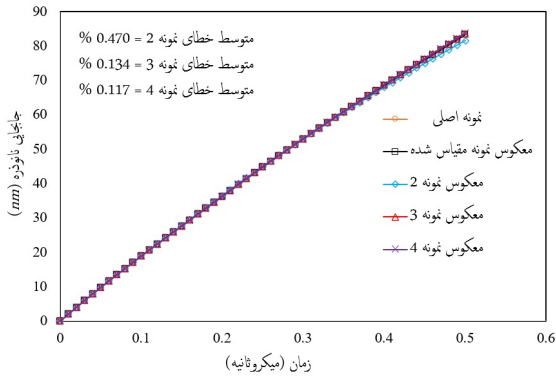
جدول (۳): شرایط بارگذاری و مشخصات نمونه اصلی، نمونه مقیاس شده و نمونه آزمایشی.

نمونه	ماده	β $\times 10^{-4}$	α^p $\times 10^{-13}$	g	نانوذره قطر (نانومتر) $\times 10^4$	جرم (نانوگرم) $\times 10^9$	سرعت (متر بر ثانیه) $\times 10^{-3}$
اصلی	گلبول	10^{-4}	10^{13}	۱	۰/۰۲	10^{-14}	۲۰۰
حالت اول، مقیاس کردن بر ماده با رابطه ساختاری و ضرایب مشابه گلبول							
آزمایشی ۱	گلبول	۱	۱۰	10^4	۲۰۰	10^{-2}	۲۰۰
مقیاس شده ۱	مقیاس شده بر اساس آزمایشی ۱	۱	۱۰	10^4	۲۰۰	10^{-2}	۲۰۰
حالت دوم مقیاس کردن بر ماده با رابطه ساختاری مشابه گلبول							
آزمایشی ۲	لاستیک طبیعی	۱	$10/9$	$115/34$	۲۰۰	۰/۰۰۹۲	۱۷۳۴۰
مقیاس شده ۲	مقیاس شده بر اساس آزمایشی ۲	۱	$10/9$	$115/34$	۲۰۰	۰/۰۰۹۲	۱۷۳۴۰
آزمایشی ۳	سیلیکون	۱	$4/29$	$132/67$	۲۰۰	۰/۰۲۳۲۹	۱۷۰۷۵
آزمایشی ۴	لاستیک سیلیکون	۱	$8/07$	$120/09$	۲۰۰	۰/۰۱۲۴	۱۶۶۵۴
حالت سوم مقیاس کردن بر ماده با رابطه ساختاری متفاوت با گلبول							
آزمایشی ۵	لاستیک طبیعی	۱	$10/9$	$76/97$	۲۰۰	۰/۰۰۹۲	۲۶۰۰۰
مقیاس شده ۵	مقیاس شده بر اساس آزمایشی ۵	۱	$10/9$	$76/97$	۲۰۰	۰/۰۰۹۲	۲۶۰۰۰
آزمایشی ۶	لاستیک سیلیکون	۱	$8/07$	$126/51$	۲۰۰	۰/۰۱۲۴	۱۵۸۰۹
آزمایشی ۷	لاستیک سیلیکون	۱	$8/07$	$128/021$	۲۰۰	۰/۰۱۲۴	۱۵۶۲۲
آزمایشی ۸	لاستیک	۱	$8/07$	$98/46$	۲۰۰	۰/۰۱۲۴	۲۰۳۱۳

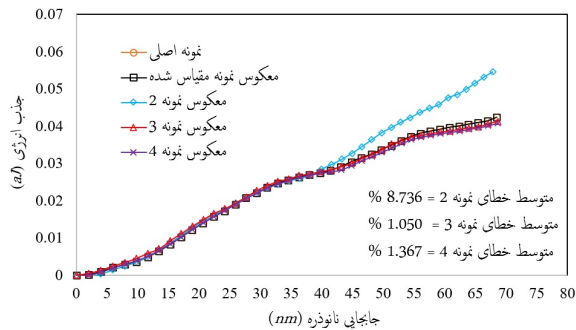
بارگذاری در فضای آزمایشی مطابق نتایج جدول ۳ به دست می‌آید. با انجام فرایند معکوس کردن، نمودارهای ۱۲، ۱۳ و ۱۴ برای نتایج جابجایی نانوذره، جذب انرژی و نیروی وارده بر نانوذره به دست می‌آیند. با بررسی نتایج، مشخص می‌شود که نمونه آزمایشی ۷، بهترین تطابق نتایج با نمونه اصلی را

۴-۳ حالت سوم، مقیاس سازی ابعادی همراه با تغییر رابطه ساختاری

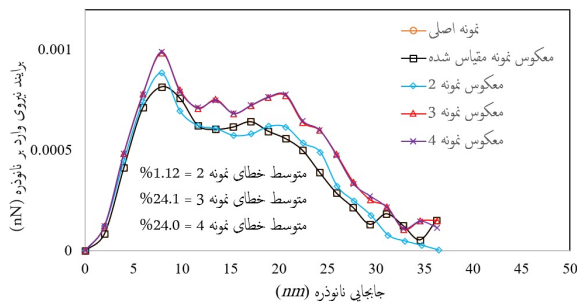
در حالت سوم، با فرض انتخاب مدل آزمایشی با رابطه ساختاری یئو و رابطه ساختاری مواد متفاوت با مدل فیزیکی شامل مونی‌ریولین و آگدن، سایر پارامترهای وابسته و شرایط



شکل (۹): جابجایی نانوذره برحسب زمان در نمونه اصلی، معکوس شده ماده مقیاس شده و معکوس شده ماده آزمایشی ۲ و ۳ و ۴.



شکل (۱۰): انرژی جذب شده (مستهلک شده) برحسب جابجایی نانوذره در نمونه اصلی، معکوس شده ماده مقیاس شده و معکوس شده ماده آزمایشی ۲ و ۳ و ۴.

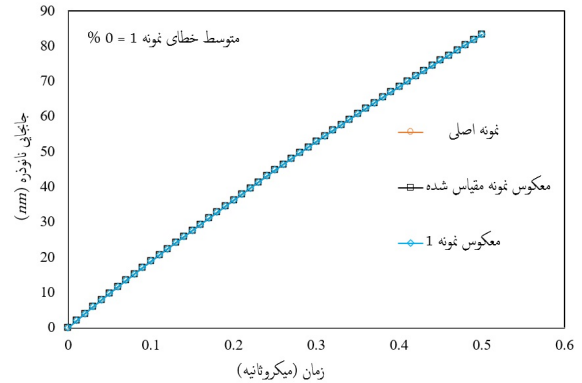


شکل (۱۱): نیروی وارده بر نانوذره برحسب جابجایی نانوذره در نمونه اصلی، معکوس شده ماده مقیاس شده و معکوس شده ماده آزمایشی ۲ و ۳ و ۴.

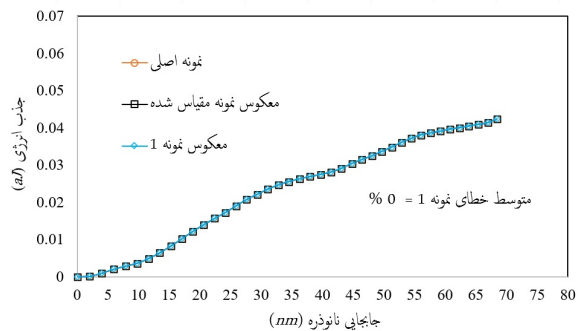
۵- بحث و نتیجه گیری

اگرچه به دلیل محدودیت در انتخاب درجات آزادی، به کارگیری روش بدیع تشابه محدود در مقیاس کردن، منجر به پیش‌بینی برخی شرایط با دقت کمتر در فرایندهای

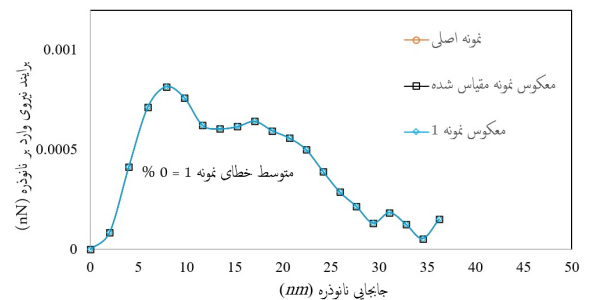
داراست. همچنین مشاهده می‌شود در حالت سوم نیز تطابق نتایج نمونه‌های آزمایشی با نمونه اصلی در نمودار جابجایی نانوذره کمترین خطا و در نمودار نیروی وارد بر نانوذره بیشترین خطا را دارد.



شکل (۶): جابجایی نانوذره برحسب زمان در نمونه اصلی، معکوس شده ماده مقیاس شده و معکوس شده ماده آزمایشی ۱.

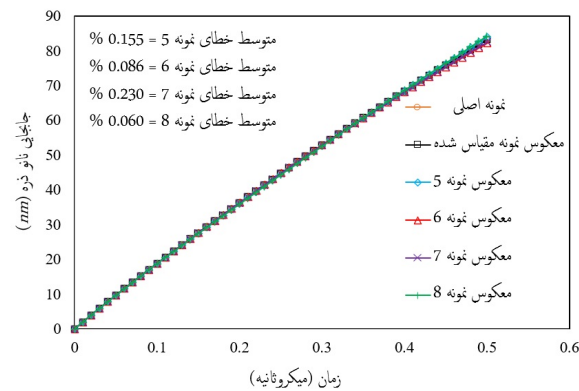


شکل (۷): انرژی جذب شده (مستهلک شده) برحسب جابجایی نانوذره در نمونه اصلی، معکوس شده ماده مقیاس شده و معکوس شده ماده آزمایشی ۱.



شکل (۸): نیروی وارده بر نانوذره برحسب جابجایی نانوذره در نمونه اصلی، معکوس شده ماده مقیاس شده و معکوس شده ماده آزمایشی ۱.

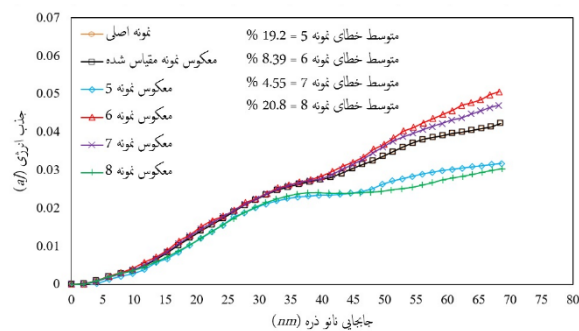
معرفی کرد که این مسئله مطابق جدول ۵، در مورد پیش‌بینی نیروی وارده بر نانوذره، بیشترین تأثیر را داشته است.



شکل (۱۲): جابجایی نانوذره برحسب زمان در نمونه اصلی،

معکوس شده ماده مقیاس شده و معکوس شده ماده

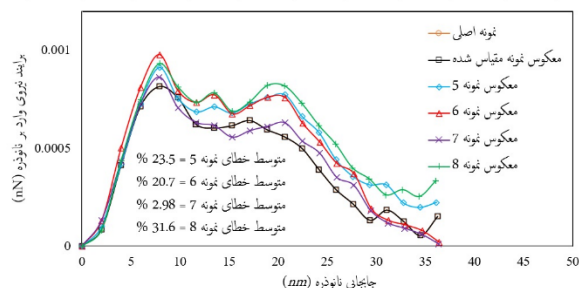
آزمایشی ۵ و ۶ و ۷ و ۸.



شکل (۱۳): انرژی جذب شده (مستهلک شده) برحسب

جابجایی نانوذره در نمونه اصلی، معکوس شده ماده مقیاس

شده و معکوس شده ماده آزمایشی ۵ و ۶ و ۷ و ۸.



شکل (۱۴): نیروی وارده بر نانوذره برحسب جابجایی نانوذره

در نمونه اصلی، معکوس شده ماده مقیاس شده و معکوس

شده ماده آزمایشی ۵ و ۶ و ۷ و ۸.

پیچیده می‌شود، لکن این روش به‌عنوان یک روش بسیار کارآمد مقیاس کردن، در حل مشکلاتی که تاکنون راه‌حلی نداشته‌اند موفق بوده است. در این مقاله کاربرد نظریه تشابه محدود در مقیاس کردن مواد با رابطه ساختاری هایپرلاستیک و با کاربرد خاص در گلبول قرمز بررسی شد. نمونه‌های مقیاس شده آزمایشی معادل با ابعاد و ماده متفاوت، نتایج با دقت نسبتاً قابل قبول (حداکثر متوسط خطا برای نتایج در نامناسب‌ترین نمونه انتخابی برابر ۳۲ درصد) و البته با روندی کاملاً غیرمنظم مطابق با جدول ۴ در پیش‌بینی رفتار فروروی گلبول ارائه دادند. تطابق نتایج قبل از شروع تخریب و پاره شدن غشا، بیشتر و تا یک بازه زمانی کوتاه پس از شروع تخریب با دقت کمتر می‌باشد.

جدول (۴): مقایسه متوسط خطای معکوس کردن نتایج

نمونه‌های آزمایشی با نمونه اصلی.

جابجایی نانوذره	۱ < ۸ ≤ ۶ < ۴ ≤ ۳ ≤ ۵ < ۷ < ۲
انرژی مستهلک شده	۱ < ۳ ≤ ۴ < ۷ ≤ ۶ ≤ ۲ < ۵ ≤ ۸
نیروی وارد بر نانوذره	۱ < ۲ < ۷ < ۶ ≤ ۵ ≤ ۳ ≤ ۴ < ۸

به‌جز نمونه آزمایشی ۱ که در طبیعت وجود ندارد و با مواد با مشخصات دقیقاً مشابه نمونه اصلی انتخاب و منجر به خطای صفر در مقیاس کردن می‌شود، نظم و تحلیل مناسبی از خطا بین نمونه‌های ۲ تا ۸، قابل استخراج نیست. با تعریف میزان خطای قابل قبول در نتایج یک میدان، امکان انتخاب نمونه آزمایشی آسان‌تر می‌شود. لذا با توجه به اینکه خطای معکوس کردن نتایج جابجایی برای همه نمونه‌ها، زیر ۱ درصد و قابل اغماض است، می‌توان بهترین نمونه آزمایشی برای مقیاس کردن گلبول را نمونه ۷ معرفی و انتخاب کرد.

همچنین با فرض پذیرش خطای کمتر از ۱۰ درصد در نتایج، نمونه ۲ نیز انتخاب مناسب برای مقیاس کردن گلبول می‌باشد. با دقت در نتایج و میزان خطا، نامناسب‌ترین نمونه برای مقیاس کردن گلبول، نمونه ۸ می‌باشد.

در این تحقیق، به دلیل عدم وجود مدل تخریب برای مواد هایپرلاستیک، انتخاب مدل تخریب ساده حذف شدن المان‌ها پس از رسیدن به حد بحرانی کرنش را می‌توان یکی از عوامل انحراف و عدم تطابق نتایج نمونه‌های آزمایشی با نمونه اصلی به‌ویژه پس از آغاز تخریب و شروع پارگی غشا

جدول (۵): انحراف مقادیر مدل‌های آزمایشی معکوس شده با مدل نمونه در لحظه شروع پارگی غشا

نمونه	زمان شروع پارگی (میکرو ثانیه)		جابجایی نانوذره (نانو متر)		انرژی مستهلک شده (آتو ژول)		نیروی وارده بر نانوذره (نانو نیوتن)	
	مقدار	خطا %	مقدار	خطا %	مقدار	خطا %	مقدار	خطا %
اصلی	۰/۱۵	-	۲۷/۶۲۸۵	-	۰/۰۲۰۷۶۳	-	۰/۰۰۰۲۱۵	-
آزمایشی ۱	۰/۱۵	۰	۲۷/۶۲۸۵	۰	۰/۰۲۰۷۶۳	۰	۰/۰۰۰۲۱۵	۰
آزمایشی ۲	۰/۱۴	۶/۶	۲۶/۰	۵/۹	۰/۰۱۹۳۰۹	۷	۰/۰۰۰۳۲۰	۴۹
آزمایشی ۳	۰/۱۵	۰	۲۷/۶۶۲۱	۰/۱۲	۰/۰۲۰۹۹	۱/۱	۰/۰۰۰۳۴۱۶	۵۹
آزمایشی ۴	۰/۱۵	۰	۲۷/۶۴۹۷	۰/۰۷	۰/۰۲۰۶۰۴۴	۰/۷	۰/۰۰۰۳۳۲۴	۵۴/۶
آزمایشی ۵	۰/۱۵	۰	۲۷/۶	۰/۱	۰/۰۱۸۷۶۳	۹/۶	۰/۰۰۰۳۵۶۱	۶۵/۶
آزمایشی ۶	۰/۱۵	۰	۲۷/۷۲۵۶	۰/۳۵	۰/۰۲۱۴۴۱	۳/۲	۰/۰۰۰۳۷	۷۲
آزمایشی ۷	۰/۱۶	۶/۶	۲۹/۴۱۴	۶/۴۶	۰/۰۲۲۳۸۸	۷/۸	۰/۰۰۰۱۸۱	۱۵/۸
آزمایشی ۸	۰/۱۵	۰	۲۷/۵۵۵	۰/۲۶	۰/۰۱۸۸۳۴۵	۹/۳	۰/۰۰۰۴	۸۶

در خطای معکوس کردن نتایج انرژی مؤثر و نسبت به حالت نتایج جابجایی، افزایشده خطا بوده است. در رابطه نیرو، ضریب مقیاس کردن، $\beta^{-1}g^2\alpha^p$ می‌باشد که هم‌زمان به سه ضریب مقیاس کردن ابعادی β ، روابط ساختاری (که در تعیین مقدار g مؤثر است) و α^p که نمایانگر خاصیت فیزیکی چگالی ماده انتخابی است وابسته است. تاثیر α^p در خطای معکوس کردن نتایج نیرو ممکن است در ترکیب با اثر دو ضریب دیگر، افزایشده یا کاهشده خطا باشد که این مسئله وابسته به ضرایب مواد و نوع رابطه ساختاری انتخابی برای نمونه‌های آزمایشی، (تاثیر g) و چگالی متفاوت است. به‌عنوان مثال انتخاب فرضی ماده آزمایشی ۹ با رابطه ساختاری و ضرایب مکانیکی کاملاً مشابه ماده آزمایشی ۴ و تنها با چگالی متفاوت با ماده آزمایشی ۴، منجر به تغییر تطابق و همخوانی نتایج میدان جابجایی و انرژی نسبت به ماده آزمایشی ۴ نخواهد شد ولی به دلیل تغییر چگالی، تطابق نتایج نیرو نسبت به ماده آزمایشی ۴ تغییر خواهد کرد. لذا مشاهده می‌شود علیرغم یکسان انتخاب کردن مشخصات مکانیکی، تغییر چگالی ماده آزمایشی انتخابی روی دقت برخی نتایج مقیاس کردن مانند نیرو تأثیر دارد. به دلیل وابسته بودن پارامترهای مستقل به یکدیگر و همچنین به پارامترهای آزاد، چنانچه نتایج ایجادکننده یک کمیت در فضای آزمایشی، مستقلاً به فضای اصلی معکوس

همچنین می‌توان آشفته‌گی شرایط هندسی سازه و کاهش بدون نظم المان‌ها پس از شروع حذف شدن آن‌ها و در نتیجه آشفته‌گی عکس‌العمل روی نانوذره را عامل انحراف نتایج دانست. بی‌شک در مقیاس کردن فرایندهایی که شامل تخریب هستند، استفاده از مدل‌های تخریب دقیق‌تر و مناسب‌تر می‌تواند کارایی استفاده از نظریه تشابه محدود را افزایش دهد.

بر اساس روابط ۱۷ که از جدول ۱ استخراج شده‌اند، معکوس کردن نتایج جابجایی با کمترین خطا حاصل از اعمال صرفاً یک ضریب ابعادی β در مقیاس کردن جابجایی می‌باشد که β پارامتر مستقل انتخابی اولیه نیز بوده است.

$$\begin{aligned} \text{جابجایی} \quad u_{ps} &= \beta^{-1}u_{ts} \\ \text{انرژی} \quad u_{ps} &= \beta^{-2}g^2u_{ts} \\ \text{نیرو} \quad F_{ps} &= g\alpha^p F_{ts} = \beta^{-1}g^2\alpha^p F_{ts} \end{aligned} \quad (17)$$

در انجام مقیاس‌سازی در این تحقیق، انرژی و نیرو پارامترهای وابسته به پارامترهای آزاد انتخابی اولیه (ابعاد، چگالی، زمان) هستند و لذا خطای معکوس کردن نتایج انرژی و نیرو، متأثر از خطای سایر پارامترها می‌باشد.

در رابطه ۱۷، مقیاس کردن انرژی بر واحد جرم با ضریب $\beta^{-2}g^2$ انجام می‌شود که نسبت به مقیاس کردن جابجایی، علاوه بر ضریب β ، به ماهیت و ضرایب روابط ساختاری (که در تعیین مقدار g مؤثر است) نیز وابسته است و این مسئله

- [6] Deuling H, Helfrich W. Red blood cell shapes as explained on the basis of curvature elasticity. *Biophysical journal*. 1976;16(8):861-8.
- [7] Zarda P, Chien S, Skalak R. Elastic deformations of red blood cells. *Journal of biomechanics*. 1977;10(4):211-21.
- [8] Shen H-S. Nonlocal shear deformable shell model for torsional buckling and postbuckling of microtubules in thermal environments. *Mechanics Research Communications*. 2013;54:83-95.
- [9] Sahmani S, Aghdam M. Nonlocal strain gradient beam model for postbuckling and associated vibrational response of lipid supramolecular protein micro/nano-tubules. *Mathematical Biosciences*. 2018;295:24-35.
- [10] Chee C, Lee H, Lu C. Using 3D fluid-structure interaction model to analyse the biomechanical properties of erythrocyte. *Physics Letters A*. 2008;372(9):1357-62.
- [11] Riva L, Petrini C. A few ethical issues in translational research for gene and cell therapy. *Journal of Translational Medicine*. 2019;17:1-6.
- [12] Sadeghi H, Davey K, Darvizeh R, Rajabiehfarid R, Darvizeh A. An investigation into finite similitude for high-rate loading processes: advantages in comparison to dimensional analysis and its practical implementation. *International Journal of Impact Engineering*. 2020;140:103554.
- [13] Oshiro RE, Alves M. Scaling impacted structures. *Archive of applied mechanics*. 2004;74:130-45.
- [14] Jiang P, Tian C, Xie R, Meng D. Experimental investigation into scaling laws for conical shells struck by projectiles. *International Journal of Impact Engineering*. 2006;32(8):1284-98.
- [15] Alves M, Oshiro RE. Scaling impacted structures when the prototype and the model are made of different materials. *International Journal of Solids and Structures*. 2006;43(9):2744-60.
- [16] Mazzariol LM, Alves M. Experimental verification of similarity laws for impacted structures made of different materials. *International Journal of Impact Engineering*. 2019;133:103364.
- [17] Davey K, Darvizeh R, Al-Tamimi A. Scaled metal forming experiments: a transport equation approach. *International Journal of Solids and Structures*. 2017;125:184-205.
- [18] Ochoa-Cabrero R, Alonso-Rasgado T, Davey K. Scaling in biomechanical experimentation: a finite similitude approach. *Journal of the Royal Society Interface*. 2018;15(143):20180254.

شوند، الزاماً پدیدآورنده نتایج معکوس شده آن کمیت از فضای آزمایشی به فضای اصلی با خطای صفر نیستند و این مسئله را می‌توان یکی از معایب به‌کارگیری نظریه تشابه محدود در مقیاس کردن دانست و لذا به‌کارگیری روش تشابه محدود در مقیاس کردن به‌عنوان روشی غیردقیق معرفی می‌شود [۱۲]. همان‌طور که در انتهای بخش دوم توضیح داده شد، در مقیاس کردن یک فرایند پیچیده ترمومکانیکی که در آن دمای شرایط واقعی با شرایط آزمایشی متفاوت است به دلیل تأثیر عوامل و خواص فیزیکی مانند ضریب انبساط دمایی و ضریب انتقال گرما در مقیاس کردن، انتخاب ماده مناسب آزمایشی به‌مراتب پیچیده‌تر است و انتخاب نمونه‌های آزمایشی مختلف و مناسب و انتخاب هوشمندانه دسته پارامترهای آزاد مستقل در مقیاس کردن جهت رسیدن به یک مدل آزمایشی با کمترین خطا، از چالش‌های به‌کارگیری نظریه تشابه محدود است و منجر به لزوم تعداد تلاش‌های زیاد در انتخاب نمونه آزمایشی، انتخاب متنوع پارامترهای آزاد و همچنین تعداد شبیه‌سازی‌های زیاد جهت نیل به نتیجه قابل قبول خواهد شد [۱۷].

۶- مراجع

- [1] Li S, Sun B. *Advances in cell mechanics*: Springer; 2012.
- [2] Yang K, Ma Y-Q. Computer simulation of the translocation of nanoparticles with different shapes across a lipid bilayer. *Nature nanotechnology*. 2010;5(8):579-83.
- [3] Boroushaki T, Dekamin MG, Hashemianzadeh SM, Naimi-Jamal MR, Koli MG. A molecular dynamic simulation study of anticancer agents and UiO-66 as a carrier in drug delivery systems. *Journal of Molecular Graphics and Modelling*. 2022;113:108147.
- [4] Ansari R, Kazemi E, Mahmoudinezhad E, Sadeghi F. Preferred position and orientation of anticancer drug cisplatin during encapsulation into single-walled carbon nanotubes. 2012.
- [5] Helfrich W. Elastic properties of lipid bilayers: theory and possible experiments. *Zeitschrift für Naturforschung C*. 1973;28(11-12):693-703.

- tensile tests. *Mechanics of Materials*. 2013;64:111-27.
- [33] Johlitz M, Diebels S. Characterisation of a polymer using biaxial tension tests. Part I: Hyperelasticity. *Archive of Applied Mechanics*. 2011;81:1333-49.
- [19] Ochoa-Cabrero R, Alonso-Rasgado T, Davey K. Zeroth-order finite similitude and scaling of complex geometries in biomechanical experimentation. *Journal of the Royal Society Interface*. 2020;17(167):20190806.
- [20] Moghaddam M, Darvizeh R, Davey K, Darvizeh A. Scaling of the powder compaction process. *International Journal of Solids and Structures*. 2018;144:192-212.
- [21] Davey K, Darvizeh R, Golbaf A, Sadeghi H. The breaking of geometric similarity. *International Journal of Mechanical Sciences*. 2020;187:105925.
- [22] Rayleigh. The principle of similitude. *Nature*. 1915;95(2373):202-3.
- [23] Selvadurai A. Deflections of a rubber membrane. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*. 2006;54(6):1093-119.
- [24] Yoon Y-Z, Kotar J, Yoon G, Cicuta P. The nonlinear mechanical response of the red blood cell. *Physical biology*. 2008;5(3):036007.
- [25] Yoon D, You D. Continuum modeling of deformation and aggregation of red blood cells. *Journal of biomechanics*. 2016;49(11):2267-79.
- [26] Ahmad IL, Ahmad MR. A two component red blood cell model for single cell mechanic. 2006.
- [27] Carlescu V, Prisacaru G, Olaru D. FEM simulation on uniaxial tension of hyperelastic elastomers. *Applied Mechanics and Materials*. 2014;659:57-62.
- [28] Barthes-Biesel D, Diaz A, Dhenin E. Effect of constitutive laws for two-dimensional membranes on flow-induced capsule deformation. *Journal of Fluid Mechanics*. 2002;460:211-22.
- [29] Rosendahl P, Drass M, Felger J, Schneider J, Becker W. Equivalent strain failure criterion for multiaxially loaded incompressible hyperelastic elastomers. *International Journal of Solids and Structures*. 2019;166:32-46.
- [30] Chizari M, Wang B. Estimating material property and failure of a living cell: numerical study. *International Journal of Applied Mechanics*. 2009;1(02):339-47.
- [31] Renaud C, Cros J-M, Feng Z-Q, Yang B. The Yeoh model applied to the modeling of large deformation contact/impact problems. *International Journal of Impact Engineering*. 2009;36(5):659-66.
- [32] Chen Z, Scheffer T, Seibert H, Diebels S. Macroindentation of a soft polymer: Identification of hyperelasticity and validation by uni/biaxial



Design of a Scaled Framework for Perforation Behavior Analysis of Red Blood Cell Membrane Subjected to Impact Loading by Nanoparticle

Seyyed Mohammad Atifeh¹, Ali Basti^{2*}

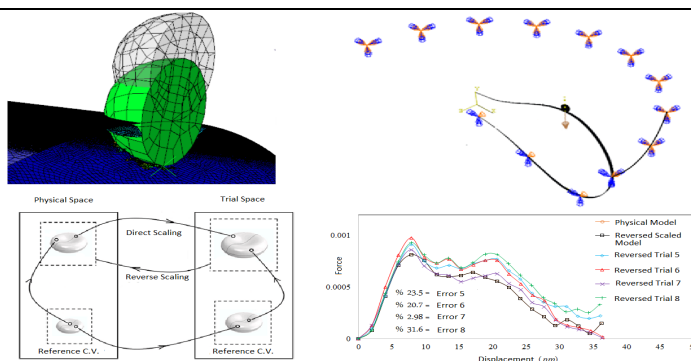
¹ Ph.D. Student, Faculty of Mechanical Engineering, University of Guilan, Rasht, Iran

² Associate Professor, Faculty of Mechanical Engineering, University of Guilan, Rasht, Iran

HIGHLIGHTS

- Red Blood Cell Mechanical Behavior Analysis in Drug Delivery by Nanoparticles
- Abaqus finite element software is employed to test the effectiveness of the finite-similitude theory
- Using finite similitude theory for scaling and doing experimental test on equivalent models with different dimensions and materials

GRAPHICAL ABSTRACT



ARTICLE INFO

Article history:

Article Type: Research paper

Received: 10 October 2023

Received in revised form: 25 October 2023

Accepted: 12 December 2023

Available online: 9 March 2024

*Correspondence: basti@guilan.ac.ir

How to cite this article:

S.M. Atifeh, A. Basti. Design of a scaled framework for perforation behavior analysis of red blood cell membrane subjected to impact loading by nanoparticle. Journal of Aerospace Mechanics. 2024; 20(1):163-179.

Keywords:

Finite Similitude;

Scaling

Red Blood Cell (RBC)

Hyper-Elastic Constitutive Equations

Rubbers

ABSTRACT

Presently there is not any known scaling method using scaled models to investigate mechanical behavior of cell which prepares executable scaled experiments for design of drug delivery systems by nanoparticles as a practical application. In this paper, for the first time, based on the new finite-similitude scaling theory, a scaled framework is developed for perforation behavior analysis of Red Blood Cell (RBC) membrane subjected to impact loading by conducting experimental tests on large-scale models even made out of different materials such as rubbers with different hyperplastic constitutive laws. Abaqus finite element software is employed to test the effectiveness of the finite-similitude theory. Validating numerical experiments under impact loading by experimental results, shows that behavior of red blood cell with Yeoh law can be predicted with good accuracy. Among 8 selected trial material, number 7 with Mooney-Rivlin law is the best selection to scale RBC with error less than 5%. Also, if 10% error in result will be accepted, then number 2 with Yeoh law is the good choice for RBC scaling. Based on results, number 8 with Ogden law is the worst for RBC scaling.