

تحلیل رفتار ارتعاشات آزاد نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک مدرج تابعی عرضی با تئوری الاستیسیته غیرموضعی

چکیده: در این مقاله یک فرمول بندی بر مبنای روش بدون المان برای بررسی ارتعاشات آزاد نانوتیرهای با خاصیت مگنتوالکتروالاستیک ارائه شده است. فرض شده است که نانوتیر از دو ماده باریم تیتانیت ($BaTiO_3$) و کبالت آیرون اکسید ($CoFe_2O_4$) تشکیل شده است که توزیع این دو ماده در ضخامت نانوتیر بصورت مدرج تابعی تغییر می کند و باعث می شود که خواص فیزیکی نانوتیر در راستای ضخامت تیر تغییر کند. از تئوری الاستیسیته غیرموضعی و تئوری مرتبه اول برشی تیر (تیر تیموشنکو) برای مدل سازی رفتار مکانیکی نانوتیر استفاده شده است. معادلات حاکم برای نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک با روش همپلتون استخراج شده و سپس یک فرمول بندی بر مبنای روش بدون المان برای گسسته سازی معادلات حاکم بر نانوتیر ارائه شده است. در نهایت فرکانس های طبیعی ارتعاشات نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک با روش بدون المان استخراج شده و نتایج عددی مختلف ارائه شده است و اثر پارامترهای مختلف و شرایط مرزی بر فرکانس های طبیعی نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک بررسی شده است.

واژه های راهنما: ارتعاشات آزاد، روش بدون المان، تئوری الاستیسیته غیرموضعی، نانوتیر مدرج تابعی عرضی، ماده مگنتوالکتروالاستیک

عیسی احمدی*
دانشیار،
گروه مهندسی مکانیک،
دانشگاه زنجان، زنجان

مقاله علمی پژوهشی
دریافت: ۱۴۰۲/۰۸/۱۹
بازنگری: ۱۴۰۳/۰۱/۲۳
پذیرش: ۱۴۰۳/۰۲/۳۰

Isa Ahmadi*
Associate Professor,
Department of
Mechanical
Engineering,
University of Zanjan,
Zanjan

Free vibration of transversely functionally graded magneto-electro-elastic nanobeam with meshless method

Abstract: In this study, the free vibration of functionally graded magneto-electro-elastic (MEE) nanobeam is investigated by a meshless formulation. The nanobeam is considered to be made of Barium Titanate ($BaTiO_3$) and Cobalt Iron Oxide ($CoFe_2O_4$) in which the material properties of the magneto-electro-elastic nanobeam are functionally graded through the thickness of the MEE nanobeam. The Timoshenko beam theory and the nonlocal elasticity theory is used to model the behavior of the MEE nanobeam. The governing equations of the MEE nanobeam are obtained using the Hamilton's principle. A meshless formulation is developed to discretize the governing equations of the MEE nanobeam to a system of ordinary differential equation in the time domain. Then the natural frequencies of the MEE nanobeam are obtained and the effect of various parameters is investigated.

Keywords: Free vibration, Meshless method, Nonlocal elasticity theory, Transversely FG nanobeam, Magneto-electro-elastic material

۱- مقدمه

ویژگی‌های کمانش و رفتار استاتیکی صفحه چند لایه‌ای مگنتوالکتروالاستیک را با تئوری مرتبه اول برشی ورق‌ها و با روش المان محدود مورد مطالعه قرار دادند. اثر لایه‌گذاری، ابعاد هندسی و سایر پارامترها بر بار کمانش ورق مورد بررسی قرار گرفت.

در سال ۲۰۱۸ لیو و همکاران [۷]، ارتعاشات وابسته به اندازه یک نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک متخلخل مدرج تابعی عرضی بر بستر ویسکوالاستیک را با تئوری الاستیسیته غیرموضعی و مدل تیر تیموشنکو مورد بررسی قرار دادند و نتایج خود را با نتایج تئوری‌های مختلف مقایسه کردند.

در سال ۲۰۱۹ ابراهیمی و دباغ [۸]، ویژگی پراکندگی موج نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک مدرج تابعی دوار را با تئوری گرادیان کرنش غیرموضعی مورد مطالعه قرار دادند. از تابع توانی برای مدل‌سازی توزیع خواص ماده تابعی استفاده کرده و یک حل تحلیلی برای مساله ارائه کردند.

در سال ۲۰۲۲، ونگ و همکاران [۹] ارتعاشات اجباری تیر مگنتوالکتروالاستیک که تحت بار محوری قرار دارد را با استفاده از روش جداسازی متغیرها و تبدیل لاپلاس برای شرایط مرزی مختلف بررسی کردند.

در سال ۲۰۲۳ ژنگ و همکاران [۱۰] ارتعاشات آزاد میکروتیر مگنتوالکتروالاستیک مدرج تابعی متخلخل را در محیط حرارتی با استفاده از تئوری کوپل تنش اصلاح شده بررسی کردند. آن‌ها چهار نوع توزیع تخلخل را در نظر گرفتند و اثر پارامترهای مختلف را بر فرکانس‌های طبیعی تیر مورد بررسی قرار دادند.

در سال ۲۰۲۳ ژنگ و همکاران [۱۱] با استفاده از تئوری مرتبه سوم برشی ردی و تئوری الاستیسیته غیرموضعی یک مدل غیرخطی برای بررسی خمش نانوتیر لایه‌ای مگنتوالکتروالاستیک ارائه کردند که اثر غیر خطی هندسی فون کارمن را در نظر گرفته است.

در این بخش مروری اجمالی بر مقالات مربوط به ارتعاشات نانوتیرها با تئوری‌های مختلف تیر غیرموضعی ارائه شده است. ارینگن [۱۲، ۱۳]، یک تئوری غیرموضعی ارائه کرد و اثر مقیاس کوچک را با معرفی یک پارامتر جدید که آن را پارامتر مقیاس نام‌گذاری کرد، مورد بررسی قرار داد. در تئوری غیرموضعی که او ارائه کرد تنش در یک نقطه تابعی از کرنش در آن نقطه و نقاط همسایگی آن نقطه می‌باشد.

در سال ۲۰۰۷ ردی [۱۴]، تحلیل خمش، کمانش و ارتعاشات نانو تیرها با شرایط مرزی ساده را بر اساس تئوری الاستیسیته غیر محلی انجام داد. وی تئوری تیرهای اوپلر

با گسترش روز افزون علم نانو و کاربردهای آن در صنایع مختلف، استفاده از سازه‌های در ابعاد نانو و میکرو در حال افزایش است. انواع نانسازه‌ها شامل نانوتیرها و نانوصفحه‌ها در تکنولوژی‌های نانو مانند نانو لوله‌ها، نانو تیرهای ساندویچی، نانو کامپوزیت‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرند. مواد پیزوالکتریک و پیزومگنتیک که به عنوان یکی از انواع مواد هوشمند شناخته می‌شوند، دارای یک ارتباط متقابل مکانیکی، الکتریکی و مغناطیسی هستند که در اثر اعمال بار مکانیکی از خود خواص الکتریکی و مغناطیسی بروز داده و در مقابل بارگذاری‌های الکتریکی و مغناطیسی نیز اثرات مکانیکی را به نمایش می‌گذارند. از آن‌جا که مواد پیزوالکتریک و پیزومگنتیک قادر به کوپل انرژی‌های مکانیکی، الکتریکی و مغناطیسی به یکدیگر هستند از آن‌ها به عنوان یک انتخاب مناسب در عملگرها و حسگرها یاد می‌شود.

در ارتباط با این موضوع مطالعات گسترده‌ای صورت گرفته است. در سال ۲۰۱۴ لی و همکاران [۱۱]، به بررسی کمانش و ارتعاشات آزاد نانو ورق‌ها مگنتوالکتروالاستیک بر روی بستر پاسترناک با تئوری میندلین غیرموضعی پرداخته‌اند و اثر میدان الکتریکی و مغناطیسی و ضرایب بستر الاستیک بر رفتار کمانش و ارتعاشات آزاد را مورد بررسی قرار دادند. همچنین در سال ۲۰۱۴ ابراهیمی و براتی [۲]، به بررسی آنالیز ارتعاشات یک نانوتیر پیزومگنتیک مدرج تابعی بر روی بستر الاستیک با دو پارامتر پرداختند. فرمول‌بندی با استفاده از تئوری الاستیسیته غیرموضعی ارینگن و تئوری مرتبه سوم برشی تیرها و با استفاده از روش همیلتون استخراج شد و نتایج عددی برای تیر دوسر مفصل ارائه گردید.

در سال ۲۰۱۵ انصاری و همکاران [۳]، پاسخ ارتعاشات اجباری غیرخطی نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک برای ساختار همگن با نظریه مرتبه سوم برشی تیر غیرموضعی را مورد مطالعه قرار دادند. آن‌ها از روش مربع‌سازی تفاضلی تعمیم‌یافته برای حل معادلات استفاده کردند و اثر پارامترهای مختلف را بر روی ارتعاشات اجباری نانوتیر بررسی کردند. در سال ۲۰۱۷ وینیاس و کتیمانی [۴]، تحلیل رفتار استاتیکی تیر چند لایه‌ای مگنتوالکتروالاستیک یک‌سرگیردار را در اثر بار گذاری حرارتی با استفاده از روش المان محدود مورد مطالعه قرار دادند.

در سال ۲۰۱۷ ابراهیمی و براتی [۵]، ارتعاشات نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک مدرج تابعی عرضی روی بستر الاستیک را با تئوری مرتبه سوم برشی تیر و تئوری غیرموضعی مورد مطالعه قرار دادند. همچنین در سال ۲۰۱۷ کیران و کتیمانی [۶]،

رفتار نانوتیرهای مدرج تابعی عرضی با خاصیت مگنتوالکتروالاستیک ارائه شده است. معادلات حاکم بر تیر با روش همیلتون استخراج شده است و فرکانس‌های طبیعی نانوتیر با روش ارائه شده استخراج شده است و نتایج مختلف عددی برای فرکانس‌های طبیعی نانوتیر مدرج تابعی عرضی ارائه شده و اثر پارامترهای مختلف بر آن بررسی شده است.

۲- تعریف مساله و مدل سازی

یک نانوتیر مدرج تابعی به طول L و ضخامت h و پهنای b مطابق شکل (۱) در نظر گرفته می‌شود. فرض می‌شود که خواص نانوتیر به صورت مگنتوالکتروالاستیک می‌باشد. محورهای مختصات x و z برای تیر طوری در نظر گرفته شده است که $x=0$ و $x=L$ لبه‌های سمت چپ و راست و $z=-h/2$ و $z=+h/2$ سطوح پایین و بالای نانوتیر را نشان می‌دهد.



شکل ۱ نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک تابعی و محورهای مختصات تحت بار میدان مغناطیسی و میدان الکتریکی خارجی

فرض شده است که خواص تیر به صورت مدرج تابعی توزیع شده است و از قانون توانی برای نمایش توزیع خواص مادی در نانوتیر استفاده شده است. طبق قانون توانی توزیع خواص مکانیکی، الکتریکی و مغناطیسی نسبت به ضخامت نانوتیر با قانون توانی توزیع می‌شود به طور مثال خاصیتی مانند $E(z)$ نسبت به ضخامت نانوتیر به صورت زیر فرض می‌شود.

$$E(z) = (E_2 - E_1) \left(\frac{z}{h} + \frac{1}{2} \right)^n + E_1 \quad (1)$$

که در روابط بالا، زیرنویس‌های (۱) و (۲) به ترتیب بیانگر خواص سطح پایین ($z=-h/2$) و بالای ($z=h/2$) نانوتیر است. همچنین، n_z شاخص‌های توانی مدرج تابعی است که توزیع مواد را در راستای ضخامت نانوتیر کنترل می‌کند. شکل (۱) نحوه اعمال بارگذاری بر روی نانو تیر را نمایش می‌دهد که تحت تاثیر میدان الکتریکی و مغناطیسی قرار گرفته است.

برنولی، تیموشنکو، ردی و لوینسون را با استفاده از معادلات دیفرانسیل غیرمحلّی بازنویسی کرد و معادلات هر یک از آن‌ها را با استفاده از اصل همیلتون به دست آورد. او به این نتیجه رسید که افزایش پارامتر غیرمحلّی باعث افزایش خیز و کاهش بار کمانش و فرکانس طبیعی می‌شود. همچنین دریافت که تأثیر پارامتر غیر محلّی روی کمانش بیشتر از فرکانس طبیعی است.

در سال ۲۰۱۹ بخشی و خانیکی [۱۵]، ارتعاشات آزاد نانوتیر مدرج تابعی را مورد مطالعه قرار دادند. آن‌ها معادلات با استفاده از تئوری الاستیسیته غیر موضعی ارینگن و همچنین اصل همیلتون استخراج کردند و با استفاده از روش مربع‌سازی تفاضلی تعمیم‌یافته فرکانس‌های نانوتیر برای شرایط مرزی مختلف را محاسبه کردند.

در سال ۲۰۱۹ لیو و همکاران [۱۶]، ارتعاشات آزاد غیرخطی یک نانوتیر مدرج تابعی ساندویچی را مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها معادلات را با استفاده از روش همیلتون و تئوری گرایان کرنش غیرموضعی استخراج کردند و فرکانس‌های طبیعی را به ازای پارامترهای مختلف، اثر اندازه و برای شرایط مرزی مختلف محاسبه کردند.

مطالعه منابع نشان داده است که از روش‌های مختلف تحلیلی و همچنین روش‌های عددی مانند مربع‌سازی تفاضلی تعمیم‌یافته و روش المان محدود برای حل مساله ارتعاشات نانوتیر استفاده شده است. روش‌های بدون المان که مانند روش المان محدود بر مبنای شکل تضعیف شده معادلات حاکم می‌باشد مزایایی دارند که از جمله آن، عدم نیاز به شبکه‌بندی المانی و همچنین امکان تولید توابع شکل با پیوستگی بالا در این روش‌ها است که باعث مزیت منحصر به فرد این روش‌ها نسبت به روش‌های عددی از جمله روش المان محدود می‌شود. گسسته‌سازی معادلات تیر تیموشنکو با روش المان محدود منجر به ایجاد پدیده‌ای به نام قفل برشی می‌شود که برای از بین بردن آن نیاز به توابع شکل با درجه بالاتر است که اعمال آن در روش المان محدود دشوار است ولی در روش‌های بدون المان راحت‌تر انجام می‌شود. با توجه به مطالعه انجام شده، تحلیل تیر مگنتوالکتروالاستیک با روش‌های بدون المان در منابع مشاهده نشده است لذا در این مقاله یک فرمول‌بندی بر مبنای روش بدون المان برای گسسته‌سازی معادلات نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک تابعی عرضی ارائه شده است در این مقاله از روش بدون المان برای بررسی رفتار ارتعاشات آزاد نانوتیرهای مگنتوالکتروالاستیک استفاده شده است. یک فرمول‌بندی بر مبنای تئوری مرتبه اول برشی تیرها (مدل تیر تیموشنکو) و تئوری الاستیسیته غیرموضعی و روش بدون المان برای مطالعه

۲-۱- مدل سازی تیر

$$\begin{aligned} \sigma_{xx} - (e_0 a)^2 \frac{\partial^2 \sigma_{xx}}{\partial x^2} &= c_{11} \varepsilon_{xx} - e_{31} E_z - q_{31} H_z \\ \sigma_{xz} - (e_0 a)^2 \frac{\partial^2 \sigma_{xz}}{\partial x^2} &= c_{55} \gamma_{xz} - e_{15} E_x - q_{15} H_x \\ D_x - (e_0 a)^2 \frac{\partial^2 D_x}{\partial x^2} &= e_{15} \gamma_{xz} + s_{11} E_x + d_{11} H_x \\ D_z - (e_0 a)^2 \frac{\partial^2 D_z}{\partial x^2} &= e_{31} \varepsilon_{xx} + s_{33} E_z + d_{33} H_z \\ B_x - (e_0 a)^2 \frac{\partial^2 B_x}{\partial x^2} &= q_{15} \gamma_{xz} + d_{11} E_x + \chi_{11} H_x \\ B_z - (e_0 a)^2 \frac{\partial^2 B_z}{\partial x^2} &= q_{31} \varepsilon_{xx} + d_{33} E_z + \chi_{33} H_z \end{aligned} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \Phi(x, z, t) &= -\cos(\xi z) \phi(x, t) + \frac{2z}{h} V \\ \Upsilon(x, z, t) &= -\cos(\xi z) \gamma(x, t) + \frac{2z}{h} \Omega \end{aligned} \quad (6)$$

در معادله (۶) $\xi = \pi/h$ مشاهده می‌شود که $\phi(x, t)$ و $\gamma(x, t)$ به ترتیب توزیع پتانسیل الکتریکی و پتانسیل مغناطیسی در سطح میانی ($z=0$) است. در رابطه (۶)، $\pm V$ پتانسیل الکتریکی خارجی اعمالی در سطح بالایی ($z=h/2$) و پایینی ($z=-h/2$) نانوتیر و $\pm \Omega$ پتانسیل مغناطیسی خارجی اعمالی در سطوح بالایی و پایینی نانوتیر است.

با توجه به معادلات فوق مولفه‌های غیر صفر میدان الکتریکی و مغناطیسی را می‌توان به صورت زیر بدست آورد.

$$\begin{aligned} E_x &= -\Phi_{,x} = \cos(\xi z) \frac{\partial \phi}{\partial x}, \\ E_z &= -\Phi_{,z} = -\xi \sin(\xi z) \phi - \frac{2V}{h}, \\ H_x &= -\Upsilon_{,x} = \cos(\xi z) \frac{\partial \gamma}{\partial x}, \\ H_z &= -\Upsilon_{,z} = -\xi \sin(\xi z) \gamma - \frac{2\Omega}{h} \end{aligned} \quad (7)$$

معادلات حرکت نانوتیر با استفاده از اصل همیلتون بدست می‌آید که به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\int_0^l \delta(\Pi_s - \Pi_k + \Pi_w) dt = 0 \quad (8)$$

که در رابطه بالا، δ عملگر وریشن، Π_k نشان‌دهنده انرژی جنبشی، Π_s بیانگر انرژی کرنشی تیر، Π_w کار نیروهای خارجی وارد شده می‌باشد. تغییرات انرژی کرنشی به صورت رابطه (۹) بیان می‌شود [۳].

میدان جابجایی نانوتیر براساس تئوری تیر تیموشنکو به صورت زیر بیان می‌شود:

$$\begin{aligned} u_x(x, z, t) &= u(x, t) + z \psi(x, t) \\ u_z(x, z, t) &= w(x, t) \end{aligned} \quad (2)$$

که $u_x(x, z, t)$ و $u_z(x, z, t)$ میدان جابجایی محوری و جانبی نانوتیر و w و u به ترتیب جابجایی محوری و جانبی صفحه میانی و ψ چرخش سطح مقطع تیر می‌باشد. با توجه به میدان جابجایی، مولفه‌های غیرصفر میدان کرنش تیر به شکل زیر است.

$$\begin{aligned} \varepsilon_{xx}^{(0)} &= \frac{\partial u}{\partial x}, \quad \varepsilon_{xx}^{(1)} = \frac{\partial \psi}{\partial x} \\ \varepsilon_{xx} &= \varepsilon_{xx}^{(0)} + z \varepsilon_{xx}^{(1)}, \quad \gamma_{xz} = \frac{\partial w}{\partial x} + \psi \end{aligned} \quad (3)$$

که در روابط فوق، ε_{xx} و γ_{xz} به ترتیب کرنش عمودی و کرنش برشی نانوتیر می‌باشد. حال با توجه به وجود خاصیت مگنتوالکترولاستیک در نانوتیر، شکل دیفرانسیلی روابط ساختاری برای ماده مگنتوالکترولاستیک طبق تئوری غیرموضعی ارینگن به شکل زیر نوشته می‌شود.

$$\begin{aligned} \sigma_{ij} - (e_0 \alpha)^2 \nabla^2 \sigma_{ij} &= C_{ijkl} \varepsilon_{kl} - e_{mij} E_m - q_{nij} H_n \\ D_i - (e_0 \alpha)^2 \nabla^2 D_i &= e_{ikl} \varepsilon_{kl} + s_{im} E_m + d_{in} H_n \\ B_i - (e_0 \alpha)^2 \nabla^2 B_i &= q_{ikl} \varepsilon_{kl} + d_{im} E_m + \chi_{in} H_n \end{aligned} \quad (4)$$

در این روابط $C_{ijkl}, d_{in}, q_{ikl}, s_{im}, e_{mij}$ پیزومگنتیک، الاستیک، پیزوالکتریک، دی‌الکتریک، پیزومگنتیک، مگنتوالکتریک و گذردهی مغناطیسی برای مواد مگنتوالکترولاستیک می‌باشد.

همچنین σ_{ij} تانسور تنش و D_i و B_i به ترتیب جابجایی‌های الکتریکی و جابجایی مغناطیسی می‌باشد و E_i و H_i به ترتیب شدت میدان الکتریکی و شدت میدان مغناطیسی می‌باشند. برای یک نانوتیر مدرج تابعی با خواص مغناطیسی و الکتروالاستیک در حالت یک بعدی، روابط ساختاری غیرموضعی به صورت رابطه (۵) بازنویسی می‌شود.

روابط توزیع پتانسیل الکتریکی $\Phi(x, z, t)$ و پتانسیل مغناطیسی $\Upsilon(x, z, t)$ که در امتداد ضخامت و طول نانوتیر تغییر می‌کند به صورت رابطه (۶) می‌باشد [۱۷].

$$N_E = -\int_A e_{31} \frac{2V}{h} dA, \quad (16)$$

$$N_H = -\int_A q_{31} \frac{2\Omega}{h} dA,$$

با جایگذاری روابط (۱۰)، (۱۳) و (۱۵) در اصل همیلتون که در رابطه (۸) آمده است، معادلات حاکم برای یک نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک به شکل زیر به دست می‌آید:

$$\frac{\partial N}{\partial x} - I_0 \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} - I_1 \frac{\partial^2 \psi}{\partial t^2} = 0$$

$$\frac{\partial M}{\partial x} - Q - I_1 \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} - I_2 \frac{\partial^2 \psi}{\partial t^2} = 0$$

$$\frac{\partial Q}{\partial x} - (N_H + N_E) \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} - I_0 \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} = 0 \quad (17)$$

$$\int_A (\cos(\xi z) \frac{\partial D_x}{\partial x} + \xi \sin(\xi z) D_z) dA = 0$$

$$\int_A (\cos(\xi z) \frac{\partial B_x}{\partial x} + \xi \sin(\xi z) B_z) dA = 0$$

و شرایط مرزی نانوتیر در لبه‌های $x=0$ و $x=L$ به صورت زیر است.

$$N = 0, \quad \text{or} \quad \delta u = 0 \quad \text{at} \quad x = 0 \quad \text{and} \quad x = L$$

$$N \frac{\partial w}{\partial x} + Q = 0, \quad \text{or} \quad \delta w = 0 \quad \text{at} \quad x = 0 \quad \text{and} \quad x = L$$

$$M = 0, \quad \text{or} \quad \delta \psi = 0 \quad \text{at} \quad x = 0 \quad \text{and} \quad x = L \quad (18)$$

$$\int_A D_x \cos(\xi z) dA = 0, \quad \text{or} \quad \delta \phi = 0 \quad \text{at} \quad x = 0 \quad \text{and} \quad x = L$$

$$\int_A B_x \cos(\xi z) dA = 0, \quad \text{or} \quad \delta \gamma = 0 \quad \text{at} \quad x = 0 \quad \text{and} \quad x = L$$

معادلات حاکم بر نانوتیر (۱۷) بر حسب مولفه‌های جابجایی u, w, ψ ، پتانسیل الکتریکی $(\phi(x,t))$ و پتانسیل مغناطیسی $(\gamma(x,t))$ به صورت زیر قابل نوشتن است.

$$A_{xx} u_{,xx} + B_{xx} \psi_{,xx} + A_{31}^e \phi_{,x} + A_{31}^m \gamma_{,x} - I_0 \ddot{u}$$

$$- I_1 \ddot{\psi} + \mu I_0 \ddot{u}_{,xx} + \mu I_1 \ddot{\psi}_{,xx} = 0 \quad (1-19)$$

$$B_{xx} u_{,xx} + D_{xx} \psi_{,xx} - A_{xz} \psi - A_{xz} w_{,x} + E_{31}^e \phi_{,x} + E_{31}^m \gamma_{,x}$$

$$+ E_{15}^e \phi_{,x} + E_{15}^m \gamma_{,x} - I_2 \ddot{w} - I_1 \ddot{u} + \mu I_1 \ddot{u}_{,xx} + \mu I_2 \ddot{\psi}_{,xx} = 0 \quad (2-19)$$

$$A_{xz} \psi_{,x} + A_{xz} w_{,xx} - (N_E + N_H) w_{,xx}$$

$$+ \mu (N_E + N_H) w_{,xxxx} - E_{15}^e \phi_{,xx} - E_{15}^m \gamma_{,x}$$

$$- I_0 \ddot{w} + \mu I_0 \ddot{w}_{,xx} = 0 \quad (3-19)$$

$$E_{15}^e w_{,x} + E_{15}^e \psi_{,x} + F_{11}^e \phi_{,x} + F_{11}^m \gamma_{,x} + A_{31}^e u_{,x}$$

$$+ E_{31}^e \psi_{,x} - F_{33}^e \phi - F_{33}^m \gamma = 0 \quad (4-19)$$

$$E_{15}^m w_{,x} + E_{15}^m \psi_{,x} + F_{11}^m \phi_{,x} + X_{11}^m \gamma_{,x} + A_{31}^m u_{,x}$$

$$+ E_{31}^m \psi_{,x} - F_{33}^m \phi - X_{33}^m \gamma = 0 \quad (5-19)$$

$$\delta \Pi_s = \int_A (\sigma_{xx} \delta \varepsilon_{xx} + \sigma_{xz} \delta \gamma_{xz}) dA$$

$$+ \int_A (-D_x \delta E_x - D_z \delta E_z - B_x \delta H_x - B_z \delta H_z) dA \quad (9)$$

که $A=bh$ بیانگر سطح مقطع تیر و σ_{xx} و σ_{xz} به ترتیب تنش نرمال و برشی می‌باشد. با جایگذاری روابط (۶) و (۳) در معادله فوق، انرژی کرنشی به صورت زیر به دست می‌آید:

$$\delta \Pi_s = \int_0^L (N \delta \varepsilon_{xx}^{(0)} + M \delta \varepsilon_{xx}^{(1)} + Q \delta \gamma_{xz}) dx$$

$$+ \int_0^L \int_A [-D_x \cos(\xi z) \delta (\frac{\partial \phi}{\partial x}) + D_z \xi \sin(\xi z) \delta \phi] dA dx \quad (10)$$

$$+ \int_0^L \int_A [-B_x \cos(\xi z) \delta (\frac{\partial \gamma}{\partial x}) + B_z \xi \sin(\xi z) \delta \gamma] dA dx$$

که در آن، برایندهای تنش به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$N = \int_A \sigma_{xx} dA, \quad M = \int_A \sigma_{xx} z dA, \quad Q = \int_A \sigma_{xz} dA, \quad (11)$$

که N نیروی محوری، M گشتاور خمشی و Q بیانگر نیروی برشی می‌باشد. همچنین، انرژی جنبشی به شکل زیر قابل بیان است:

$$\Pi_k = \frac{1}{2} \int_A \rho ((\frac{\partial u_x}{\partial t})^2 + (\frac{\partial u_z}{\partial t})^2) dA \quad (12)$$

با جایگذاری روابط (۱) در معادله فوق، تغییرات انرژی جنبشی برای نانوتیر به شکل زیر محاسبه می‌شود.

$$\delta \Pi_k = \int_0^L I_0 (\frac{\partial u}{\partial t} \frac{\partial \delta u}{\partial t} + \frac{\partial w}{\partial t} \frac{\partial \delta w}{\partial t}) dx$$

$$+ \int_0^L I_1 (\frac{\partial u}{\partial t} \frac{\partial \delta \psi}{\partial t} + \frac{\partial \psi}{\partial t} \frac{\partial \delta u}{\partial t})$$

$$+ \int_0^L I_2 \frac{\partial \psi}{\partial t} \frac{\partial \delta \psi}{\partial t} dx \quad (13)$$

که در آن لختی‌های جرمی به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$(I_0, I_1, I_2) = \int_A (1, z, z^2) \rho dA \quad (14)$$

با توجه به اعمال پتانسیل الکتریکی و مغناطیسی بر نانوتیر در شکل (۱) تغییرات کار ناشی از پتانسیل الکتریکی و مغناطیسی برای نانوتیر را می‌توان به صورت زیر برآورد کرد:

$$\delta \Pi_w = \int_0^L (N_H + N_E) \frac{\partial w}{\partial x} \frac{\partial \delta w}{\partial x} dx \quad (15)$$

که N_E و N_H به ترتیب نیروهای محوری ناشی از تغییرات پتانسیل مغناطیسی و ولتاژ الکتریکی خارجی هستند که به صورت زیر تعریف می‌شوند:

برای حل معادلات حاکم (۱۹) یک فرمول‌بندی بدون المان بر مبنای شکل تضعیف شده موضعی معادلات ارائه شده است. معادلات گسسته شده به صورت استاندارد نوشته شده و تبدیل به مساله مقدار ویژه برای بدست آوردن فرکانس‌های طبیعی تبدیل شده است و سپس فرکانس‌های طبیعی نانوتیر استخراج شده است. نرخ همگرایی و دقت نتیجه عددی بررسی شده است.

۳- فرمول‌بندی بدون المان

برای گسسته‌سازی معادلات حاکم بر نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک که در رابطه (۱۹) آمده است یک فرمول-بندی بر اساس روش بدون المان ارائه شده است. برای گسسته-سازی معادلات به روش بدون المان، به تعداد N زیرناحیه و N گره در طول نانوتیر که در ناحیه 0 تا L قرار دارد در نظر گرفته می‌شود که زیرناحیه l ام به صورت Ω_s^l نام‌گذاری می‌شود و هر زیرناحیه متناظر با یک گره است که گره l ام در نقطه x_l قرار دارد. برای گسسته‌سازی، ابتدا معادلات حاکم به شکل تضعیف شده موضعی نوشته می‌شود. برای تبدیل معادلات (۱۹) به شکل تضعیف شده موضعی، طرفین معادلات در تابع آزمون $v(x)$ ضرب شده و از طرفین این معادلات روی زیر ناحیه موضعی Ω_s^l انتگرال‌گیری انجام می‌شود. با انجام این کار معادلات حرکت نانوتیر که در رابطه (۱۹) آمده است به صورت تضعیف شده موضعی زیر نوشته می‌شود.

$$\int_{\Omega_s^l} A_{xx} u_{,xx} v dx + \int_{\Omega_s^l} B_{xx} \psi_{,xx} v dx + \int_{\Omega_s^l} A_{31}^e \phi_{,x} v dx + \int_{\Omega_s^l} A_{31}^m \gamma_{,x} v dx - \int_{\Omega_s^l} I_0 \ddot{u} v dx - \int_{\Omega_s^l} I_1 \ddot{\psi} v dx + \int_{\Omega_s^l} \mu I_0 \ddot{u}_{,xx} v dx + \int_{\Omega_s^l} \mu I_1 \ddot{\psi}_{,xx} v dx = 0 \quad (1-21)$$

$$\int_{\Omega_s^l} B_{xx} u_{,xx} v dx + \int_{\Omega_s^l} D_{xx} \psi_{,xx} v dx - \int_{\Omega_s^l} A_{xz} \psi v dx - \int_{\Omega_s^l} A_{xz} w_{,x} v dx + \int_{\Omega_s^l} E_{31}^e \phi_{,x} v dx + \int_{\Omega_s^l} E_{31}^m \gamma_{,x} v dx + \int_{\Omega_s^l} E_{15}^e \phi_{,x} v dx + \int_{\Omega_s^l} E_{15}^m \gamma_{,x} v dx - \int_{\Omega_s^l} I_2 \ddot{\psi} v dx - \int_{\Omega_s^l} I_1 \ddot{u} v dx + \int_{\Omega_s^l} \mu I_1 \ddot{u}_{,xx} v dx + \int_{\Omega_s^l} \mu I_2 \ddot{\psi}_{,xx} v dx = 0 \quad (2-21)$$

$$\int_{\Omega_s^l} A_{xz} \psi_{,x} v dx + \int_{\Omega_s^l} A_{xz} w_{,xx} v dx + \int_{\Omega_s^l} \mu (N_E + N_H) w_{,xxx} v dx - \int_{\Omega_s^l} (N_E + N_H) w_{,xx} v dx - \int_{\Omega_s^l} E_{15}^e \phi_{,xx} v dx - \int_{\Omega_s^l} E_{15}^m \gamma_{,xx} v dx - \int_{\Omega_s^l} (I_0 \ddot{w} - \mu I_0 \ddot{w}_{,xx}) v dx = 0 \quad (3-21)$$

که ثابت‌های استفاده شده در روابط (۱۹) به صورت زیر تعریف شده است.

$$\begin{aligned} \{A_{xx}, B_{xx}, D_{xx}\} &= \int_A c_{11} \{1, z, z^2\} dA \\ A_{xz} &= \int_A c_{35} dA \\ \{A_{31}^e, E_{31}^e\} &= \int_A e_{31} \{\xi \sin(\xi z), z \xi \sin(\xi z)\} dA \\ E_{15}^e &= \int_A e_{15} \cos(\xi z) dA \\ \{F_{11}^e, F_{33}^e\} &= \int_A \{s_{11} \cos^2(\xi z), s_{33} \xi^2 \sin^2(\xi z)\} dA \quad (20) \\ \{A_{31}^m, E_{31}^m\} &= \int_A q_{31} \{\xi \sin(\xi z), z \xi \sin(\xi z)\} dA \\ E_{15}^m &= \int_A q_{15} \cos(\xi z) dA \\ \{F_{11}^m, F_{33}^m\} &= \int_A \{d_{11} \cos^2(\xi z), d_{33} \xi^2 \sin^2(\xi z)\} dA \\ \{X_{11}^m, X_{33}^m\} &= \int_A \{X_{11} \cos^2(\xi z), X_{33} \xi^2 \sin^2(\xi z)\} dA \end{aligned}$$

همانگونه که ملاحظه می‌شود معادلات غیرموضعی حاکم بر نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک برحسب جابجایی‌ها و پتانسیل الکتریکی و مغناطیسی و بر اساس تئوری تیر مرتبه اول برشی (مدل تیر تیموشنکو) به صورت پنج معادله مرتبه دوم در دسته معادلات (۱۹) بدست آمد. حل این معادلات برای تیر با شرایط مرزی دوطرف ساده به روش ناپیر امکان پذیر است. روش‌های عددی مانند روش مربع‌سازی تفاضلی تعمیم‌یافته (GDQ) نیز برای حل این معادلات قابل استفاده است. روش مربع‌سازی تفاضلی تعمیم‌یافته روشی است که شکل قوی معادلات را به طور مستقیم گسسته می‌کند و این روش معمولاً دقت بالایی دارد. از روش‌های عددی که به گسسته‌سازی شکل تضعیف شده وزنی معادلات می‌پردازند روش المان محدود و روش‌های بدون المان قابل ذکر هستند. این روش‌ها مزایای زیادی دارند که از جمله پایداری بالای این روش‌ها می‌باشد. گسسته‌سازی معادلات مرتبه دوم تیر تیموشنکو به روش المان محدود با توابع شکل خطی منجر به پدیده‌ای بنام قفل شدگی برشی می‌شود که مخصوصاً در تیرهای نازک باعث خطای زیادی در پاسخ روش المان محدود می‌شود. برای رفع این پدیده باید از توابع شکل درجه بالاتر استفاده کرد که این کار در روش المان محدود پیچیدگی‌های خاصی دارد ولی در روش المان محدود براحتی قابل انجام است. نتایج تحقیقات نشان داده است که روش بدون المان دارای نرخ همگرایی و دقت خوبی است. لذا در این مقاله

(RBF)، میدان جابجایی، الکتریکی و مغناطیسی نانوتیر به شکل گسسته زیر نوشته می‌شود:

$$\begin{aligned} u(x) &= \phi_u^j u_j = \Phi_u(x) \mathbf{u} \\ w(x) &= \phi_w^j w_j = \Phi_w(x) \mathbf{w} \\ \psi(x) &= \phi_\psi^j \psi_j = \Phi_\psi(x) \Psi \\ \varphi(x) &= \phi_\varphi^j \varphi_j = \Phi_\varphi(x) \Phi \\ \gamma(x) &= \phi_\gamma^j \gamma_j = \Phi_\gamma(x) \Gamma \end{aligned} \quad (23)$$

که $u_j, w_j, \psi_j, \varphi_j, \gamma_j$ به ترتیب جابجایی محوری، جانبی، چرخش سطح مقطع، جابجایی الکتریکی و جابجایی مغناطیسی گرهی $j=1, 2, \dots, n$ می‌باشد. همچنین $\Phi_u(x), \Phi_w(x), \Phi_\psi(x), \Phi_\varphi(x), \Phi_\gamma(x)$ ، ماتریس‌های درون‌یابی نامیده می‌شوند و $\mathbf{u}, \mathbf{w}, \Psi, \Phi, \Gamma$ ماتریس مقادیر گره‌ای هستند که به صورت زیر تعریف می‌شوند:

$$\begin{aligned} \Phi_u(x) &= \{\phi_1(x), \phi_2(x), \dots, \phi_N(x)\}^T \\ \mathbf{u} &= \{u_1, u_2, \dots, u_N\}^T, \quad \mathbf{w} = \{w_1, w_2, \dots, w_N\}^T \\ \Psi &= \{\psi_1, \psi_2, \dots, \psi_N\}^T, \quad \Phi = \{\varphi_1, \varphi_2, \dots, \varphi_N\}^T \\ \Gamma &= \{\gamma_1, \gamma_2, \dots, \gamma_N\}^T \end{aligned} \quad (24)$$

حال با جایگذاری روابط (23) در دسته معادلات (22)، می‌توان معادلات حاکم غیرموضعی نانوتیرهای مگنتوالکتروالاستیک را به صورت زیر گسسته کرد.

$$\begin{aligned} &\int_{\Omega'_x} A_{xx} \Phi_{u,x} \mathbf{u} v_{,x} dx + \int_{\Omega'_x} B_{xx} \Phi_{\psi,x} \Psi v_{,x} dx \\ &+ \int_{\Omega'_x} A_{31}^e \Phi_\varphi \Phi v_{,x} dx + \int_{\Omega'_x} A_{31}^m \Phi_\gamma \Gamma v_{,x} dx \\ &+ \int_{\Omega'_x} \mu I_0 \Phi_{u,x} \ddot{\mathbf{u}} v_{,x} dx + \int_{\Omega'_x} \mu I_1 \Phi_{\psi,x} \ddot{\Psi} v_{,x} dx \\ &+ \int_{\Omega'_x} I_0 \Phi_{u,x} \ddot{\mathbf{u}} v dx + \int_{\Omega'_x} I_1 \Phi_{\psi,x} \ddot{\Psi} v dx \end{aligned} \quad (1-25)$$

$$\begin{aligned} &-(A_{xx} \Phi_{u,x} + B_{xx} \Phi_{\psi,x} + A_{31}^e \Phi_\varphi + A_{31}^m \Phi_\gamma) v \Big|_{\partial \Omega'_x} \\ &-(\mu I_0 \Phi_{u,x} \ddot{\mathbf{u}} + \mu I_1 \Phi_{\psi,x} \ddot{\Psi}) v \Big|_{\partial \Omega'_x} = 0 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &\int_{\Omega'_x} B_{xx} \Phi_{u,x} \mathbf{u} v_{,x} dx + \int_{\Omega'_x} D_{xx} \Phi_{\psi,x} \Psi v_{,x} dx \\ &+ \int_{\Omega'_x} A_{xz} \Phi_\psi \Psi v dx - \int_{\Omega'_x} A_{xz} \Phi_w \mathbf{w} v_{,x} dx \\ &+ \int_{\Omega'_x} E_{31}^e \Phi_\varphi \Phi v_{,x} dx + \int_{\Omega'_x} E_{31}^m \Phi_\gamma \Gamma v_{,x} dx \end{aligned} \quad (2-25)$$

$$\begin{aligned} &+ \int_{\Omega'_x} I_2 \Phi_\psi \ddot{\Psi} v dx + \int_{\Omega'_x} I_1 \Phi_u \ddot{\mathbf{u}} v dx + \int_{\Omega'_x} E_{15}^e \Phi_\varphi \Phi v_{,x} dx \\ &+ \int_{\Omega'_x} E_{15}^m \Phi_\gamma \Gamma v_{,x} dx + \int_{\Omega'_x} \mu I_1 \Phi_{u,x} \ddot{\mathbf{u}} v_{,x} dx \\ &+ \int_{\Omega'_x} \mu I_2 \Phi_{\psi,x} \ddot{\Psi} v_{,x} dx \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &-(B_{xx} \Phi_{u,x} \mathbf{u} + D_{xx} \Phi_{\psi,x} \Psi - A_{xz} \Phi_w \mathbf{w}) v \Big|_{\partial \Omega'_x} \\ &+ (E_{31}^e \Phi_\varphi \Phi + E_{31}^m \Phi_\gamma \Gamma) v \Big|_{\partial \Omega'_x} \\ &-(E_{15}^e \Phi_\varphi \Phi + E_{15}^m \Phi_\gamma \Gamma + \mu I_1 \Phi_{u,x} \ddot{\mathbf{u}} + \mu I_2 \Phi_{\psi,x} \ddot{\Psi}) v \Big|_{\partial \Omega'_x} = 0 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &\int_{\Omega'_x} E_{15}^e w_{,x} v dx + \int_{\Omega'_x} E_{15}^e \psi_{,x} v dx + \int_{\Omega'_x} F_{11}^e \phi_{,x} v dx \\ &+ \int_{\Omega'_x} F_{11}^m \gamma_{,x} v dx + \int_{\Omega'_x} A_{31}^e u_{,x} v dx + \int_{\Omega'_x} E_{31}^e \psi_{,x} v dx \quad (4-21) \\ &- \int_{\Omega'_x} F_{33}^e \phi v dx - \int_{\Omega'_x} F_{33}^m \gamma v dx = 0 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &\int_{\Omega'_x} E_{15}^m w_{,x} v dx + \int_{\Omega'_x} E_{15}^m \psi_{,x} v dx + \int_{\Omega'_x} F_{11}^m \phi_{,x} v dx \\ &+ \int_{\Omega'_x} X_{11}^m \gamma_{,x} v dx + \int_{\Omega'_x} A_{31}^m u_{,x} v dx + \int_{\Omega'_x} E_{31}^m \psi_{,x} v dx \quad (5-21) \\ &- \int_{\Omega'_x} F_{33}^m \phi v dx - \int_{\Omega'_x} X_{33}^m \gamma v dx = 0 \end{aligned}$$

با استفاده از انتگرال‌گیری جزیه‌جز، دسته معادلات تضعیف‌شده موضعی (21) به شکل تضعیف‌شده موضعی متقارن نوشته می‌شوند. به‌طور مثال معادله اول تا سوم از پنج معادله موجود در رابطه (21) به‌صورت زیر نوشته می‌شود.

$$\begin{aligned} &\int_{\Omega'_x} A_{xx} u_{,x} v_{,x} dx + \int_{\Omega'_x} B_{xx} \psi_{,x} v_{,x} dx + \int_{\Omega'_x} A_{31}^e \phi_{,x} v dx \\ &+ \int_{\Omega'_x} A_{31}^m \gamma_{,x} v dx + \int_{\Omega'_x} \mu I_0 \ddot{\mathbf{u}}_{,x} v_{,x} dx + \int_{\Omega'_x} \mu I_1 \ddot{\psi}_{,x} v_{,x} dx \\ &+ \int_{\Omega'_x} I_0 \ddot{\mathbf{u}} v dx + \int_{\Omega'_x} I_1 \ddot{\psi} v dx \quad (1-22) \\ &-(A_{xx} u_{,x} + B_{xx} \psi_{,x} + A_{31}^e \phi + A_{31}^m \gamma) v \Big|_{\partial \Omega'_x} \\ &-(\mu I_0 \ddot{\mathbf{u}}_{,x} + \mu I_1 \ddot{\psi}_{,x}) v \Big|_{\partial \Omega'_x} = 0 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &\int_{\Omega'_x} B_{xx} u_{,x} v_{,x} dx + \int_{\Omega'_x} D_{xx} \psi_{,x} v_{,x} dx + \int_{\Omega'_x} A_{xz} \psi v dx \\ &- \int_{\Omega'_x} A_{xz} w v_{,x} dx + \int_{\Omega'_x} E_{31}^e \phi_{,x} v dx + \int_{\Omega'_x} E_{31}^m \gamma_{,x} v dx \\ &+ \int_{\Omega'_x} I_2 \ddot{\psi} v dx + \int_{\Omega'_x} I_1 \ddot{\mathbf{u}} v dx + \int_{\Omega'_x} E_{15}^e \phi_{,x} v dx \quad (2-22) \\ &+ \int_{\Omega'_x} E_{15}^m \gamma_{,x} v dx + \int_{\Omega'_x} \mu I_1 \ddot{\mathbf{u}}_{,x} v_{,x} dx + \int_{\Omega'_x} \mu I_2 \ddot{\psi}_{,x} v_{,x} dx \\ &-(B_{xx} u_{,x} + D_{xx} \psi_{,x} - A_{xz} w + \mu I_1 \ddot{\mathbf{u}}_{,x} + \mu I_2 \ddot{\psi}_{,x}) v \Big|_{\partial \Omega'_x} \\ &- ((E_{31}^e + E_{15}^e) \phi + (E_{31}^m + E_{15}^m) \gamma) v \Big|_{\partial \Omega'_x} = 0 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &\int_{\Omega'_x} A_{xz} \psi v_{,x} dx + \int_{\Omega'_x} A_{xz} w_{,x} v_{,x} dx \\ &+ \int_{\Omega'_x} \mu (N_E + N_H) w_{,xxx} v_{,x} dx - \int_{\Omega'_x} (N_E + N_H) w_{,x} v_{,x} dx \\ &- \int_{\Omega'_x} E_{15}^e \phi_{,x} v_{,x} dx - \int_{\Omega'_x} E_{15}^m \gamma_{,x} v_{,x} dx \quad (3-22) \\ &+ \int_{\Omega'_x} I_0 \ddot{w} v dx + \int_{\Omega'_x} \mu I_0 \ddot{w}_{,x} v_{,x} dx \\ &-(A_{xz} \psi + A_{xz} w_{,x} - (N_E + N_H) w_{,x} + E_{15}^e \phi_{,x} - E_{15}^m \gamma_{,x}) v \Big|_{\partial \Omega'_x} \\ &-\mu (N_E + N_H) w_{,xxx} v \Big|_{\partial \Omega'_x} - \mu I_0 \ddot{w}_{,x} v \Big|_{\partial \Omega'_x} = 0 \end{aligned}$$

این فرآیند برای تمام پنج معادله دیفرانسیل نانوتیر که در رابطه (19) آمده است نوشته می‌شود. سپس تعداد N گره با موقعیت تصادفی در طول نانوتیر در نظر گرفته شده است. با به-کارگیری روش درون‌یابی نقاط براساس توابع پایه‌ی شعاعی

۴- نتایج عددی

فرکانس‌های طبیعی نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک تابعی عرضی و اثر پارامترهای مختلف بر آن در این قسمت مورد بررسی قرار گرفته است. خواص فیزیکی اجزای تشکیل دهنده نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک مدرج تابعی شامل باریتم تیتانیت (BaTiO_3) و کبالت آبیرون اکسید (CoFe_2O_4) در جدول (۱) ارائه شده است. مشاهده می‌شود که BaTiO_3 دارای خاصیت پیزوالکتریک و CoFe_2O_4 دارای خاصیت پیزومگنتیک است و ترکیب این دو ماده به صورت مدرج تابعی در نانوتیر مدرج تابعی منجر به ایجاد خاصیت پیزوالکتریک و پیزومگنتیک خواهد شد که منجر به خاصیت مگنتوالکتروالاستیک برای نانوتیر خواهد شد. هدف این مقاله بررسی فرکانس‌های طبیعی این نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک در ارتعاشات آزاد و بررسی اثر پارامترهای مختلف و شرایط مرزی بر آن می‌باشد.

در ابتدا همگرایی نتایج عددی روش بدون المان ارائه شده در این مقاله با افزایش تعداد گره‌ها در ناحیه حل در جدول (۲) بررسی شده است. فرکانس طبیعی اصلی نانوتیر با مقادیر مختلف تعداد گره از ۲۰ تا ۱۰۰ گره در این جدول آمده است. همانگونه که ملاحظه می‌شود با افزایش تعداد گره‌ها از ۲۰ گره به ۱۰۰ گره، فرکانس طبیعی نانوتیر ابتدا روند نزولی دارد و برای تعداد گره بالاتر از ۶۰ گره، همگرایی در فرکانس‌های طبیعی تا ۴ رقم اعشار مشاهده می‌شود. همچنین به منظور مقایسه، نتایج پیش‌بینی شده توسط تئوری‌های مختلف شامل تئوری تیر اویلر-برنولی (EBT)، تیر تیموشنکو (TBT)، تیر ردی (RBT) و تیر لوینسون (LBT) در جدول (۲) آمده است.

جدول ۱ خواص فیزیکی اجزای نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک

| ثوابت ماده | باریم تیتانیت BaTiO_3 | کبالت آبیرون اکسید CoFe_2O_4 |
|---|-----------------------------------|---|
| الاستیک (GPa) | $C_{11}=166,$ $C_{55}=43$ | $C_{11}=286,$ $C_{55}=45.3$ |
| پیزوالکتریک (C/m^2) | $e_{31}=-4.4,$ $e_{15}=11.6$ | $e_{31}=0,$ $e_{15}=0$ |
| پیزومگنتیک (N/Am) | $q_{31}=0,$ $q_{15}=0$ | $q_{31}=580.3,$ $q_{15}=550$ |
| دی‌الکتریک (10^{-9} C/Vm) | $S_{11}=11.2$ $S_{33}=12.6$ | $S_{11}=0.08,$ $S_{33}=0.098$ |
| الکترومگنتیک ($10^{-12} \text{ N}_s/\text{VC}$) | $d_{11}=d_{33}=0$ | $d_{11}=d_{33}=0$ |
| مگنتیک ($10^{-6} \text{ N}_s^2/\text{C}^2$) | $\chi_{11}=5,$ $\chi_{33}=11$ | $\chi_{11}=-590,$ $\chi_{33}=157$ |
| چگالی (kg/m^3) | $\rho=5800$ | $\rho=5300$ |

$$\begin{aligned}
 & \int_{\Omega'_x} A_{xz} \Phi_{\psi} \Psi v_{,x} dx + \int_{\Omega'_x} A_{xz} \Phi_{w,x} \mathbf{w} v_{,x} dx \\
 & + \int_{\Omega'_x} \mu (N_E + N_H) \Phi_{w,xxx} \mathbf{w} v_{,x} dx \\
 & - \int_{\Omega'_x} (N_E + N_H) \Phi_{w,x} \mathbf{w} v_{,x} dx \\
 & - \int_{\Omega'_x} E_{15}^e \Phi_{\phi,x} \Phi v_{,x} dx - \int_{\Omega'_x} E_{15}^m \Phi_{\gamma,x} \gamma v_{,x} dx \\
 & + \int_{\Omega'_x} I_0 \Phi_w \ddot{\mathbf{w}} v dx + \int_{\Omega'_x} \mu I_0 \Phi_{w,x} \ddot{\mathbf{w}} v_{,x} dx \\
 & - (A_{xz} \Phi_{\psi} \Psi + A_{xz} \Phi_{w,x} \mathbf{w} + \mu (N_E + N_H) \Phi_{w,xxx} \mathbf{w}) v \Big|_{\partial \Omega'_x} \\
 & + ((N_E + N_H) \Phi_{w,x} \mathbf{w} + E_{15}^e \Phi_{\phi,x} \phi + E_{15}^m \Phi_{\gamma,x} \gamma) v \Big|_{\partial \Omega'_x} \\
 & - \mu I_0 \Phi_{w,x} \ddot{\mathbf{w}} v \Big|_{\partial \Omega'_x} = 0
 \end{aligned} \tag{۳-۲۵}$$

با انجام این کار برای تمام معادلات و بر روی تمام زیرناحیه‌های موضعی Ω_s^I تعداد $5N$ معادله دیفرانسیل برحسب زمان بدست می‌آید که به صورت استاندارد به شکل ماتریسی زیر قابل نوشتن است.

$$[\tilde{M}] \{\ddot{\tilde{d}}\} + [\tilde{K}] \{\tilde{d}\} = \{0\} \tag{۲۶}$$

که در آن ماتریس مقادیر گره‌ای به صورت زیر است.

$$\{\tilde{d}\}^T = \{\mathbf{u}^T, \mathbf{w}^T, \Psi^T, \Phi^T, \gamma^T\} \tag{۲۷}$$

شرایط مرزی ضروری نانوتیر برای لبه‌های ساده (مفصل) به صورت زیر تعریف شده است.

$$u = 0, w = 0, \phi = 0, \gamma = 0 \tag{۲۸}$$

و شرایط مرزی گیردار به صورت زیر بر لبه‌ها اعمال می‌شود.

$$u = 0, w = 0, \psi = 0, \phi = 0, \gamma = 0 \tag{۲۹}$$

مشابه روش المان محدود، این شرایط مرزی ضروری به صورت حذف سطر و ستون‌ها از ماتریس جرم و سفتی به مساله اعمال شده است. شایان ذکر است که در حالت تیر دوسر ساده و دوسرگیردار جابجایی محوری (u) در لبه سمت چپ ($x=0$) مقید شده است ولی جابجایی محوری در لبه سمت راست ($x=L$) مقید نشده است تا نانوتیر بتواند در اثر جابجایی جانبی تغییر طول داشته باشد و صلبیت اضافی در نانوتیر ایجاد نشود. حال فرکانس‌های طبیعی ارتعاشات آزاد را می‌توان با حل مسأله مقدار ویژه زیر به دست آورد.

$$\det([\tilde{K}] - \omega^2 [\tilde{M}]) = 0 \tag{۳۰}$$

که ω فرکانس‌های طبیعی نانوتیر است. با حل مساله مقدار ویژه فوق فرکانس‌های طبیعی نانوتیر قابل استخراج است.

برای صحنه‌گذاری بر نتایج عددی روش ارائه شده در این مقاله، سه فرکانس طبیعی اول بی‌بعد نانوتیر مدرج تابعی با شرایط مرزی ساده-ساده برای مقادیر مختلف نسبت لاغری L/h ، پارامتر غیرموضعی μ و شاخص توانی مدرج تابعی n_z در جدول (۳) ارائه شده و با نتایج حل تحلیلی تئوری تیر تیموشنکو برای شرایط مرزی ساده-ساده مقایسه شده است. پارامتر غیرموضعی در این جدول برابر با $\mu=3 \times 10^{-12} m^2$ در نظر گرفته شده است.

ملاحظه می‌شود که برای نانوتیر مدرج تابعی نتایج پیش‌بینی شده با تئوری حاضر با نتایج موجود در منابع همخوانی خوبی دارد که نشان دهنده صحت نتایج فرمول‌بندی بدون المان ارائه شده در این مقاله است. ضریب تصحیح برش در این مقاله $k=5.6$ در نظر گرفته شده است. مشاهده می‌شود که با افزایش توان توزیع تابعی n_z فرکانس طبیعی نانوتیر کاهش پیدا کرده است. همچنین فرکانس‌های طبیعی نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک مدرج تابعی برای مقادیر مختلف n_z و پارامتر غیرموضعی در جدول (۴) با نتایج منابع موجود مقایسه شده است و انطباق خوبی بین پیش‌بینی روش بدون المان حاضر با پیش‌بینی منابع مشاهده می‌شود که نشان دهنده دقت روش بدون المان ارائه شده در این مقاله می‌باشد.

در ادامه فرکانس‌های طبیعی نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک مدرج تابعی عرضی در این قسمت مورد بررسی قرار گرفته است. خواص نانوتیر مدرج تابعی در راستای ضخامت تغییر می‌کند. سطح پایینی نانوتیر در $(z=-h/2)$ باریم تیتانیت ($BaTiO_3$) و سطح بالای آن کبالت آبیرون اکسید ($CoFe_2O_4$) است. بنابراین این $n_z=0$ نشان دهنده نانوتیر خالص از $CoFe_2O_4$ است که دارای خاصیت پیزوالکتریک نمی‌باشد. طول نانوتیر $L=10000nm$ در نظر گرفته شده است. فرکانس طبیعی بی‌بعد برای نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک به صورت زیر تعریف شده است.

$$\omega^* = \omega L^2 \sqrt{\frac{\rho A}{EI}} \quad (31)$$

که E و ρ مدول الاستیک و چگالی ماده‌ای است که سطح بالایی نانوتیر تابعی از آن تشکیل شده است که در اینجا $CoFe_2O_4$ می‌باشد. سه فرکانس طبیعی اول بی‌بعد نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک برای شرایط مرزی ساده-ساده در جدول (۵) مورد بررسی قرار گرفته است و اثر شاخص توانی و پارامتر غیرموضعی بر سه فرکانس طبیعی اول نانوتیر بررسی شده است. همچنین سه فرکانس طبیعی اول نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک برای شرایط مرزی گیردار-گیردار در جدول (۶) مورد بررسی قرار گرفته است. با توجه به اینکه با افزایش شاخص توانی درصد $CoFe_2O_4$ در نانوتیر کاهش می‌یابد ملاحظه می‌شود که فرکانس طبیعی نانوتیر نیز کاهش می‌یابد.

جدول ۲ بررسی همگرایی نتایج عددی روش بدون المان برای تیر با شرط مرزی ساده-ساده و مقایسه نتایج با تئوری‌های مختلف ($L=10nm, L/h=20$)

| $\mu = 3$ (nm^2) | $\mu = 2$ (nm^2) | $\mu = 1$ (nm^2) | $\mu = 0$ (nm^2) | Number of nodes |
|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-----------------|
| 8.6339 | 8.9827 | 9.3775 | 9.8294 | N=20 |
| 8.6329 | 8.9816 | 9.3764 | 9.8282 | N=40 |
| 8.6328 | 8.9816 | 9.3763 | 9.8281 | N=60 |
| 8.6328 | 8.9816 | 9.3763 | 9.8281 | N=80 |
| 8.6328 | 8.9816 | 9.3763 | 9.8281 | N=100 |
| 8.6693 | 9.0195 | 9.4159 | 9.8696 | EBT,[18] |
| 8.6416 | 8.9907 | 9.3858 | 9.8381 | TBT,[18] |
| 8.6416 | 8.9907 | 9.3858 | 9.8381 | RBT,[18] |
| 8.6462 | 8.9955 | 9.3908 | 9.8433 | LBT,[18] |

جدول ۳ مقایسه سه فرکانس طبیعی اول نانوتیر مدرج تابعی با نتایج منابع ($L=10000nm, \mu=3 \times 10^{-12} m^2, L/h=50$)

| n_z | | ω_1^* | ω_2^* | ω_3^* |
|-------|-----------|--------------|--------------|--------------|
| | present | 8.6677 | 26.7303 | 46.3907 |
| 0 | Ref. [19] | 8.6636 | 26.6420 | 46.1298 |
| | Ref. [20] | 8.6700 | 26.7100 | 46.3688 |
| | present | 6.8032 | 20.9810 | 36.4137 |
| 0.2 | Ref. [19] | 6.7998 | 20.9108 | 36.2071 |
| | Ref. [20] | 6.8500 | 20.9637 | 36.4199 |
| | present | 6.1443 | 18.9481 | 32.8835 |
| 1 | Ref. [19] | 6.1414 | 18.8853 | 32.6980 |
| | Ref. [20] | 6.2222 | 18.9339 | 32.9155 |
| | present | 5.6411 | 17.3940 | 30.1821 |
| 5 | Ref. [19] | 5.6384 | 17.3370 | 30.0129 |
| | Ref. [20] | 5.7257 | 17.3837 | 30.2292 |

جدول ۴ فرکانس طبیعی اول بی‌بعد نانوتیر الکترومگنتوالکتروالاستیک مدرج تابعی یک‌بعدی با شرایط مرزی ساده-ساده، ($b=1nm, L=10nm, L/h=20$)

| μ (nm^2) | $n_z=0.2$ | | $n_z=1$ | |
|---------------------|-----------|-----------|---------|-----------|
| | present | Ref. [17] | present | Ref. [17] |
| $\mu = 0$ | 9.2988 | 9.3046 | 8.4383 | 8.4447 |
| $\mu = 1$ | 8.8561 | 8.8769 | 8.0517 | 8.0565 |
| $\mu = 2$ | 8.4855 | 8.5031 | 7.7121 | 7.7173 |
| $\mu = 3$ | 8.1541 | 8.1730 | 7.4170 | 7.4177 |

جدول ۷ اثر پتانسیل الکتریکی و مغناطیسی بر فرکانس‌های طبیعی بی‌بعد نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک با شرایط مرزی ساده-ساده ($\Omega=0.05$ و $L/h=20, L=10000nm$)

| μ (m^2) | V | $n_z=0.2$ | $n_z=0.5$ | $n_z=1$ | $n_z=2$ |
|---------------------|----|-----------|-----------|---------|---------|
| 0 | -5 | 10.2341 | 9.7601 | 9.3553 | 9.0321 |
| | 0 | 10.1168 | 9.5163 | 8.9765 | 8.5121 |
| | 5 | 9.9982 | 9.2659 | 8.5809 | 7.9582 |
| 1×10^{-12} | -5 | 9.8467 | 9.3935 | 9.0060 | 8.6955 |
| | 0 | 9.7248 | 9.1399 | 8.6118 | 8.1540 |
| | 5 | 9.6013 | 8.8790 | 8.1986 | 7.5739 |
| 1×10^{-12} | -5 | 9.5110 | 9.0761 | 8.7035 | 8.4040 |
| | 0 | 9.3847 | 8.8133 | 8.2949 | 7.8424 |
| | 5 | 9.2567 | 8.5425 | 7.8651 | 7.2375 |

جدول ۸ اثر پتانسیل الکتریکی و مغناطیسی بر فرکانس‌های طبیعی بی‌بعد نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک با شرایط مرزی ساده-ساده ($\Omega=-0.05$ و $L/h=20, L=10000nm$)

| μ (m^2) | V | $n_z=0.2$ | $n_z=0.5$ | $n_z=1$ | $n_z=2$ |
|---------------------|----|-----------|-----------|---------|---------|
| 0 | -5 | 8.5589 | 8.3940 | 8.3188 | 8.3395 |
| | 0 | 8.4182 | 8.1091 | 7.8904 | 7.7732 |
| | 5 | 8.2753 | 7.8139 | 7.4373 | 7.1624 |
| 1×10^{-12} | -5 | 8.0915 | 7.9648 | 7.9239 | 7.9736 |
| | 0 | 7.9427 | 7.6640 | 7.4728 | 7.3794 |
| | 5 | 7.7910 | 7.3509 | 6.9927 | 6.7329 |
| 2×10^{-12} | -5 | 7.6795 | 7.5878 | 7.5783 | 7.6547 |
| | 0 | 7.5225 | 7.2714 | 7.1053 | 7.0336 |
| | 5 | 7.7186 | 6.9406 | 6.5985 | 6.3520 |

جدول ۹ اثر پتانسیل الکتریکی و مغناطیسی بر فرکانس طبیعی بی‌بعد اصلی نانوتیر با شرایط مرزی گیردار-گیردار ($\Omega=0.2$)

| μ (m^2) | V | $n_z=0.2$ | $n_z=0.5$ | $n_z=1$ | $n_z=2$ |
|---------------------|-----|-----------|-----------|---------|---------|
| 0 | -20 | 22.5433 | 21.5369 | 20.6480 | 19.9513 |
| | 0 | 22.2875 | 21.0047 | 19.8209 | 18.8151 |
| | 20 | 22.0283 | 20.4568 | 18.9526 | 17.5954 |
| 1×10^{-12} | -20 | 21.9365 | 20.9802 | 20.1288 | 19.4556 |
| | 0 | 21.6230 | 20.3243 | 19.1050 | 18.0405 |
| | 20 | 21.3023 | 19.6378 | 18.0003 | 16.4540 |
| 2×10^{-12} | -20 | 21.3934 | 20.4792 | 19.6605 | 19.0088 |
| | 0 | 21.0366 | 19.7323 | 18.4896 | 17.3804 |
| | 20 | 20.6710 | 18.9380 | 17.1903 | 15.4572 |

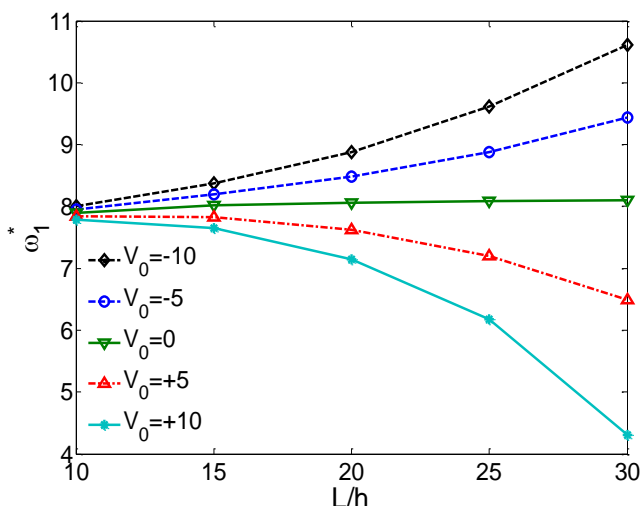
جدول ۵ سه فرکانس طبیعی بی‌بعد نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک برای شرایط مرزی ساده-ساده، ($L/h=20, L=10000nm$)

| μ (m^2) | ω^* | $n_z=0.2$ | $n_z=0.5$ | $n_z=1$ | $n_z=2$ |
|---------------------|------------|-----------|-----------|---------|---------|
| 0 | ω_1 | 9.3094 | 8.8372 | 8.4510 | 8.1511 |
| | ω_2 | 36.3502 | 34.5956 | 33.1080 | 31.9289 |
| | ω_3 | 78.8511 | 75.1924 | 72.0944 | 69.6981 |
| 1×10^{-12} | ω_1 | 8.8781 | 8.4297 | 8.0563 | 7.7762 |
| | ω_2 | 30.7800 | 29.2912 | 28.0373 | 27.0659 |
| | ω_3 | 57.3803 | 54.7361 | 52.4904 | 50.7548 |
| 2×10^{-12} | ω_1 | 8.5014 | 8.0784 | 7.7146 | 7.4500 |
| | ω_2 | 27.1837 | 25.8574 | 24.7498 | 23.9013 |
| | ω_3 | 47.3181 | 45.1332 | 43.2918 | 41.8573 |

جدول ۶ سه فرکانس طبیعی بی‌بعد نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک برای شرایط مرزی گیردار-گیردار، ($L/h=20, L=10000nm$)

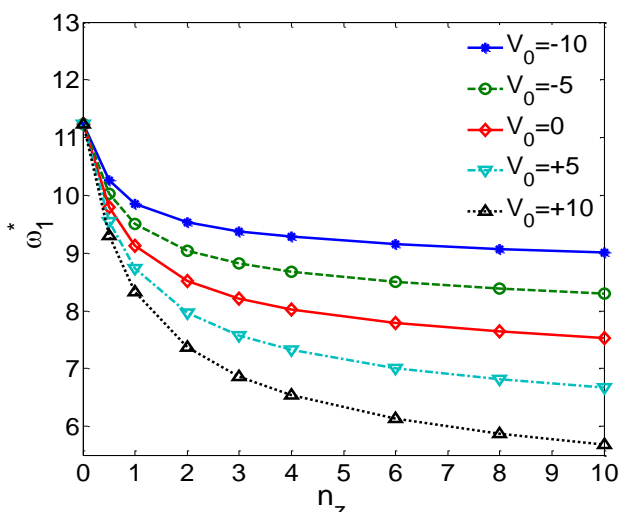
| μ (m^2) | ω^* | $n_z=0.2$ | $n_z=0.5$ | $n_z=1$ | $n_z=2$ |
|---------------------|------------|-----------|-----------|---------|---------|
| 0 | ω_1 | 20.4595 | 19.5203 | 18.6617 | 18.0348 |
| | ω_2 | 54.3748 | 51.8842 | 49.6838 | 48.0474 |
| | ω_3 | 101.1087 | 96.8118 | 93.0475 | 89.7087 |
| 1×10^{-12} | ω_1 | 19.3688 | 18.4321 | 17.6276 | 17.0195 |
| | ω_2 | 45.1254 | 43.0537 | 41.2293 | 39.8654 |
| | ω_3 | 72.3188 | 69.2125 | 66.4985 | 64.4159 |
| 2×10^{-12} | ω_1 | 18.3947 | 17.5099 | 16.7387 | 16.1625 |
| | ω_2 | 39.3707 | 37.5479 | 35.9601 | 34.7727 |
| | ω_3 | 59.3111 | 56.7433 | 54.5133 | 52.8026 |

اثر پتانسیل مغناطیسی و پتانسیل الکتریکی خارجی بر فرکانس‌های طبیعی نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک برای شرط مرزی ساده-ساده برای پتانسیل مغناطیسی خارجی برابر با $\Omega=+0.05$ و $\Omega=-0.05$ در جدول (۷) و (۸) نشان داده شده است و اثر شاخص توانی و پارامتر غیرموضعی و ولتاژ خارجی اعمالی بر فرکانس طبیعی اصلی نانوتیر بررسی شده است. پتانسیل الکتریکی دو مقدار $V=+5$ و $V=-5$ ولت و پتانسیل مغناطیسی دو مقدار $\Omega=+0.05$ و $\Omega=-0.05$ را اختیار کرده است. همچنین اثر پتانسیل مغناطیسی و الکتریکی بر فرکانس‌های طبیعی نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک با شرایط مرزی گیردار-گیردار با طول $L=10000nm$ و $L/h=20$ و برای دو مقدار پتانسیل مغناطیسی $\Omega=+0.2$ و $\Omega=-0.2$ در جدول (۹) و (۱۰) آمده است و نتایج عددی مورد بررسی قرار گرفته است. پتانسیل الکتریکی مقادیر ۰، ۲۰ و ۲۰ را اختیار کرده است. با افزایش پتانسیل الکتریکی فرکانس طبیعی کاهش یافته است و با افزایش پتانسیل مغناطیسی فرکانس طبیعی افزایش یافته است.



شکل ۳ تغییرات فرکانس طبیعی اول بی بعد نانوتیر ساده-ساده نسبت به تغییرات نسبت لاغری و مقادیر مختلف پتانسیل الکتریکی ($\Omega=0, L=10000nm, \mu=1 \times 10^{-12}m^2, n_z=1$)

ملاحظه می شود که پتانسیل مثبت الکتریکی باعث کاهش و پتانسیل منفی الکتریکی باعث افزایش فرکانس طبیعی نانوتیر شده است. تغییرات فرکانس طبیعی نانوتیر با شرایط مرزی ساده-ساده و گیردار-گیردار نسبت به تغییرات n_z و مقادیر مختلف پتانسیل الکتریکی در شکل (۴) و شکل (۵) ارائه شده است. ملاحظه می شود با افزایش n_z فرکانس طبیعی نانوتیر کاهش یافته است ولی اثر پتانسیل الکتریکی بر فرکانس طبیعی نانوتیر افزایش یافته است. علت این است که با افزایش n_z درصد ماده $BaTiO_3$ در نانوتیر افزایش یافته است که مدول الاستیسیته آن کوچکتر ولی ضریب پیزوالکتریک آن نسبت به جزء دیگر بزرگتر است و لذا با افزایش n_z ضریب پیزوالکتریک نانوتیر مدرج تابعی افزایش یافته و اثر پتانسیل الکتریکی بر فرکانس طبیعی آن افزایش می یابد.

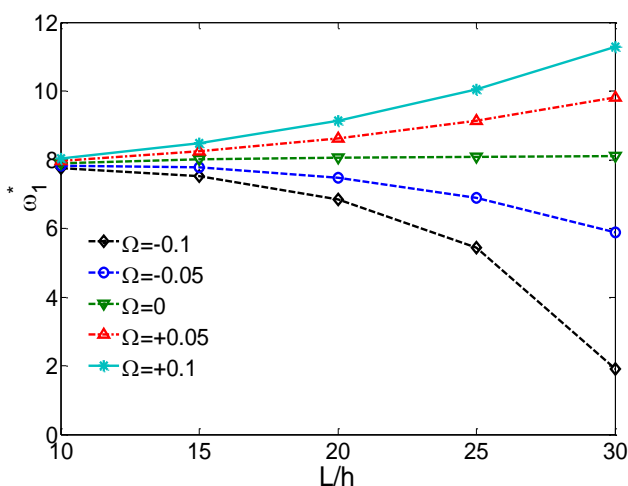


شکل ۴ فرکانس طبیعی اول بی بعد نانوتیر با لبه های ساده-ساده به ازای مقادیر مختلف شاخص توانی n_z ($\Omega=+0.1, L=10000nm, L/h=20, \mu=1 \times 10^{-12}m^2$)

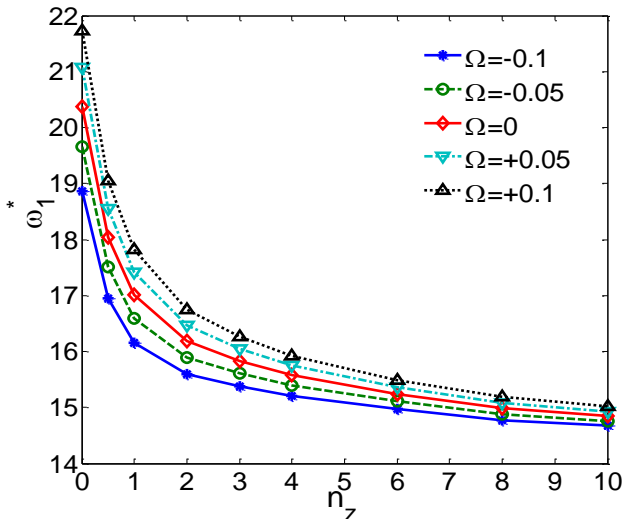
جدول ۱۰ اثر پتانسیل الکتریکی و مغناطیسی بر فرکانس طبیعی بی بعد اصلی نانوتیر با شرایط مرزی گیردار-گیردار ($\Omega=-0.2$)

| μ (m^2) | V | $n_z=0.2$ | $n_z=0.5$ | $n_z=1$ | $n_z=2$ |
|---------------------|-----|-----------|-----------|---------|---------|
| 0 | -20 | 18.8488 | 18.5325 | 18.3746 | 18.4361 |
| | 0 | 18.5346 | 17.8984 | 17.4246 | 17.1860 |
| | 20 | 18.2143 | 17.2381 | 16.4128 | 15.8246 |
| 1×10^{-12} | -20 | 17.2940 | 17.0553 | 17.2428 | 17.5564 |
| | 0 | 16.0014 | 16.2366 | 15.9297 | 15.8949 |
| | 20 | 16.2061 | 15.4973 | 14.4941 | 13.2311 |
| 2×10^{-12} | -20 | 15.7121 | 15.9209 | 16.2651 | 16.8087 |
| | 0 | 15.1630 | 14.3152 | 14.6007 | 14.2239 |
| | 20 | 14.8264 | 12.4079 | 12.7894 | 12.5877 |

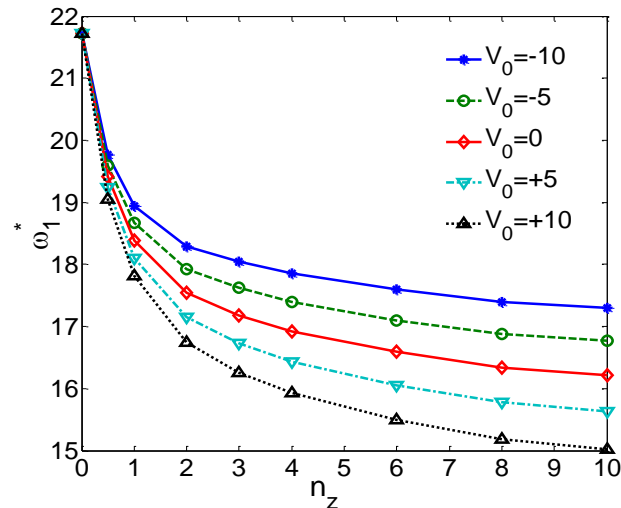
در شکل (۲) فرکانس طبیعی اول نانوتیر برای مقادیر مختلف نسبت لاغری نانوتیر و در حضور پتانسیل مغناطیسی نشان داده شده است. برای تغییر نسبت لاغری L/h ، طول نانوتیر ثابت نگه داشته شده و ضخامت نانوتیر تغییر کرده است. در شکل (۲) ملاحظه می شود که اثر پتانسیل مغناطیسی Ω بر فرکانس طبیعی نانوتیر با طول ثابت، برای نانوتیر نازکتر (L/h بزرگتر) بیشتر است. پتانسیل مغناطیسی مثبت باعث افزایش فرکانس طبیعی و پتانسیل مغناطیسی منفی باعث کاهش فرکانس طبیعی نانوتیر شده است. علت این پدیده این است که پتانسیل مغناطیسی مثبت تمایل دارد باعث کاهش طول نانوتیر شود و لذا نیروی تکیه گاهی کششی در نانوتیر بوجود می آورد که منجر به افزایش فرکانس طبیعی نانوتیر می شود. همچنین اثر پتانسیل الکتریکی بر فرکانس طبیعی نانوتیر دوسر ساده در مقادیر مختلف نسبت لاغری در شکل (۳) نشان داده شده است.



شکل ۲ تغییرات فرکانس طبیعی اول بی بعد نانوتیر ساده-ساده نسبت به تغییرات نسبت لاغری و مقادیر مختلف پتانسیل مغناطیسی ($V=0, L=10000nm, \mu=1 \times 10^{-12}m^2, n_z=1$)



شکل ۷ فرکانس طبیعی اول بی‌بعد نانوتیر با شرایط مرزی گیردار-گیردار به ازای مقادیر مختلف شاخص توانی ($V=+10, L=10000nm, L/h=20, \mu=1 \times 10^{-12}m^2$)

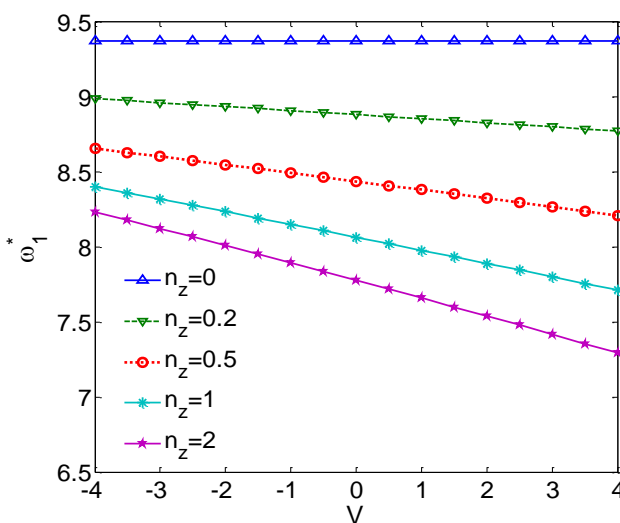


شکل ۵ فرکانس طبیعی اول بی‌بعد نانوتیر با لبه‌های گیردار-گیردار به ازای مقادیر مختلف شاخص توانی ($\Omega=+0.1, L=10000nm, L/h=20, \mu=1 \times 10^{-12}m^2$)

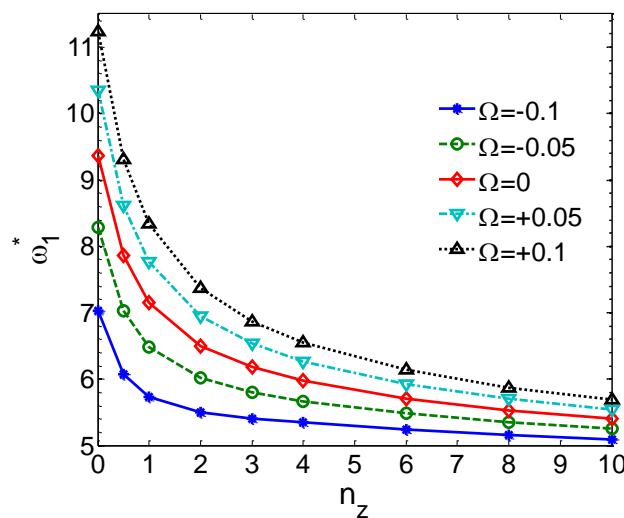
اثر پتانسیل الکتریکی و مغناطیسی بر فرکانس طبیعی اصلی نانوتیر برای مقادیر مختلف n_z در شکل (۸) و شکل (۹) نشان داده شده است. با توجه به اینکه در حالت $n_z=0$ نانوتیر دارای جنس خالص $CoFe_2O_4$ است که دارای خاصیت پیروالکتریک نمی‌باشد لذا فرکانس طبیعی نانوتیر در این حالت وابسته به ولتاژ خارجی نمی‌باشد. با افزایش ولتاژ خارجی مثبت فرکانس طبیعی تیر کاهش می‌یابد. همچنین در شکل (۹) مشاهده می‌شود که با اعمال پتانسیل مغناطیسی مثبت فرکانس طبیعی نانوتیر افزایش یافته است. در حالت $n_z=0$ نانوتیر را مگنتوالکتروالاستیک بیشترین مقدار خاصیت پیرومغناطیس را دارد. ملاحظه می‌شود که در ناحیه بررسی شد در نمودارهای (۸) و (۹) تاثیر تغییرات پتانسیل الکتریکی و مغناطیسی بر فرکانس طبیعی نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک تقریباً اثر خطی دارد.

اعمال ولتاژ مثبت باعث کاهش و اعمال ولتاژ منفی باعث افزایش فرکانس طبیعی شده است. برای $n_z=0$ پتانسیل الکتریکی تاثیری بر فرکانس‌های طبیعی نانوتیر مدرج تابعی ندارد.

در شکل (۶) و شکل (۷) تغییرات فرکانس طبیعی نانوتیر مدرج تابعی با شرایط مرزی ساده-ساده و گیردار-گیردار با تغییرات n_z و در حضور پتانسیل مغناطیسی Ω نشان داده شده است. مشاهده می‌شود با افزایش شاخص توانی n_z ، فرکانس طبیعی نانوتیر کاهش یافته و همچنین تاثیر وجود پتانسیل مغناطیسی خارجی بر فرکانس اول نانوتیر نیز کاهش یافته است. علت آن است که با افزایش n_z درصد ماده $BaTiO_3$ در نانوتیر افزایش یافته و درصد $CoFe_2O_4$ کاهش می‌یابد که منجر به کاهش مدول الاستیسیته و کاهش ضریب پیزومگنتیک نانوتیر می‌شود.



شکل ۸ فرکانس طبیعی اول بی‌بعد نانوتیر با شرایط مرزی ساده-ساده بر حسب ولتاژ خارجی به ازای مقادیر مختلف شاخص توانی ($\Omega=0, L=10000nm, L/h=20, \mu=1 \times 10^{-12}m^2$)



شکل ۶ فرکانس طبیعی اول بی‌بعد نانوتیر با شرایط مرزی ساده-ساده به ازای مقادیر مختلف شاخص توانی ($V=+10, L=10000nm, L/h=20, \mu=1 \times 10^{-12}m^2$)

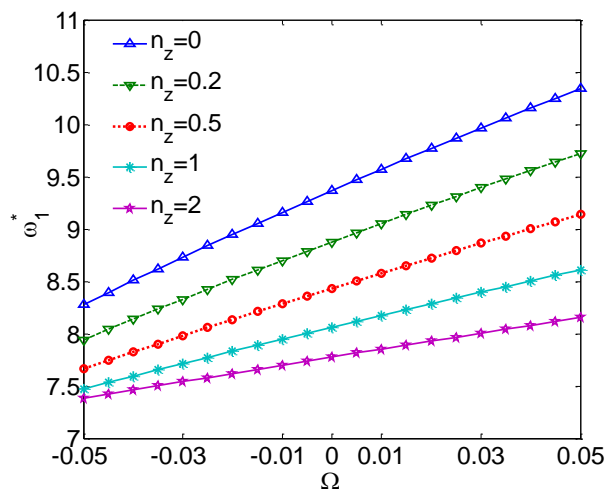
۵- نتیجه گیری و جمع بندی

در این مقاله یک فرمول بندی بدون المان برای بررسی فرکانس های طبیعی نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک مدرج تابعی ارائه شده است. از تئوری تیر مرتبه اول برشی (تیر تیموشنکو) برای مدل سازی رفتار نانوتیر استفاده شده است. خواص مکانیکی، الکتریکی و مغناطیسی نانوتیر در راستای ضخامت نانوتیر به صورت تابعی است. تئوری ارائه شده در این پژوهش می تواند اثر ابعاد کوچک را در نظر بگیرد.

نتایج عددی نشان می دهد که روش بدون المان با فرمول بندی ارائه شده در این مقاله قادر است فرکانس های طبیعی نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک مدرج تابعی را به خوبی پیش بینی نماید. افزایش پارامتر غیرموضعی باعث کاهش فرکانس های طبیعی در نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک مدرج تابعی می شود. اثر وجود پتانسیل الکتریکی و مغناطیسی بر فرکانس های طبیعی نانوتیر مدرج تابعی باریم تیتانیت است و مشاهده شده است که پتانسیل مغناطیسی مثبت باعث افزایش فرکانس نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک و پتانسیل الکتریکی مثبت باعث کاهش فرکانس طبیعی نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک مورد بررسی در این مقاله شده است. مشاهده شده است که فرمول بندی بدون المان ارائه شده در این مقاله به خوبی قادر به پیش بینی فرکانس های طبیعی و اثر پارامترهای مختلف بر آن می باشد.

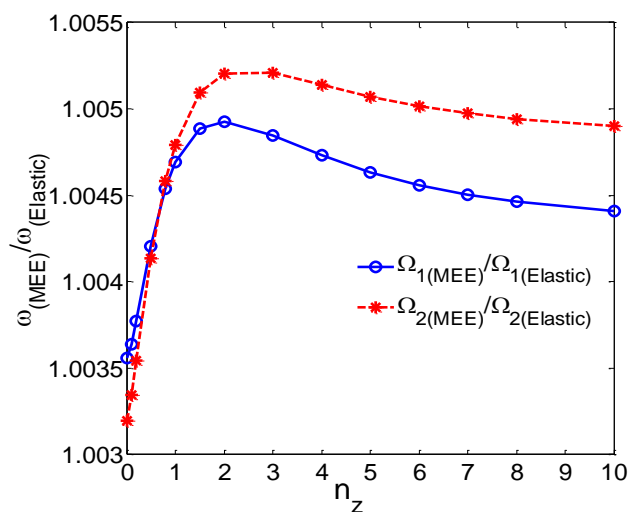
۶- فهرست علائم و اختصارات

| | |
|-----------------|---------------------------------|
| E | مدول الاستیسیته |
| G | مدول برشی |
| L | طول نانوتیر |
| b, h | ضخامت و پهنای نانوتیر |
| $u(x, t)$ | جابجایی محوری صفحه میانی |
| $w(x, t)$ | جابجایی عرضی صفحه میانی |
| $\varphi(x, t)$ | چرخش سطح مقطع |
| $[M]$ | ماتریس جرم |
| $[K]$ | ماتریس سفتی |
| V | پتانسیل الکتریکی |
| n_z | شاخص توانی |
| $\Phi(x)$ | ماتریس توابع شکل |
| ω_i^* | فرکانس طبیعی بی بعد λm |
| μ | پارامتر غیرموضعی |
| Ω | پتانسیل مغناطیسی |
| ρ | چگالی، kg/m^3 |
| ν | ضریب پواسون |



شکل ۹ فرکانس طبیعی اول بی بعد نانوتیر با شرایط مرزی ساده-ساده بر حسب ولتاژ خارجی به ازای مقادیر مختلف شاخص توانی ($V=0, L=10000nm, L/h=20, \mu=1 \times 10^{-12}m^2$)

برای بررسی این نکته که وجود خاصیت پیزوالکتریک و پیزومگنتیک چه اثری بر فرکانس های طبیعی نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک دارد، فرکانس های طبیعی نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک با شرط مرزی ساده-ساده در عدم وجود پتانسیل الکتریکی مغناطیسی خارجی محاسبه شده و مقدار آن با فرکانس های طبیعی نانوتیر با خواص الاستیک مشابه ولی بدون در نظر گرفتن خاصیت پیزوالکتریک و پیزومگنتیک (مگنتوالکتریک) مقایسه شده است. در شکل (۱۰) نسبت فرکانس طبیعی تیر الکترومگنتوالکتروالاستیک به فرکانس طبیعی تیر الاستیک مشابه (با خواص الاستیک مشابه ولی بدون خاصیت مگنتوالکتریک) نشان داده شده است. مشاهده می شود وجود خاصیت مگنتوالکتریک در نانوتیر با شرایط مرزی ساده-ساده باعث افزایش اندک فرکانس طبیعی نانوتیر نسبت به نانوتیر الاستیک مشابه ولی بدون خاصیت مگنتوالکتریک می شود.



شکل ۱۰ نسبت فرکانس اول و دوم نانوتیر مگنتوالکتروالاستیک به نانوتیر الاستیک (بدون خاصیت مگنتوالکتریک) ($\Omega=V=0, L=10000nm, L/h=20, \mu=1 \times 10^{-12}m^2$)

۷- مراجع

- p. 1045389X2210774, 02/07 2022, doi: 10.1177/1045389X221077448.
- [10] Y. Zhang, Y. Li, and S. Li, "Free vibration of porous FG magneto-electro-elastic microbeams in the hygrothermal environment based on differential transformation method," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 35, 10/09 2023, doi: 10.1177/1045389X231197731.
- [11] Y.-f. Zheng, D.-y. Qu, L.-c. Liu, and C.-p. Chen, "Size-dependent nonlinear bending analysis of nonlocal magneto-electro-elastic laminated nanobeams resting on elastic foundation," *International Journal of Non-Linear Mechanics*, vol. 148, p. 104255, 2023/01/01/ 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijnonlinmec.2022.104255>.
- [12] A. C. Eringen, "On differential equations of nonlocal elasticity and solutions of screw dislocation and surface waves," *Journal of applied physics*, vol. 54, no. 9, pp. 4703-4710, 1983.
- [13] A. C. Eringen and J. Wegner, "Nonlocal continuum field theories," *Appl. Mech. Rev.*, vol. 56, no. 2, pp. B20-B22, 2003.
- [14] J. Reddy, "Nonlocal theories for bending, buckling and vibration of beams," *International Journal of Engineering Science*, vol. 45, pp. 288-307, 02/01 2007, doi: 10.1016/j.ijengsci.2007.04.004.
- [15] H. B. Khaniki, "On vibrations of FG nanobeams," *International Journal of Engineering Science*, vol. 135, pp. 23-36, 2019/02/01/ 2019, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijengsci.2018.11.002>.
- [16] H. Liu, Z. Lv, and H. Wu, "Nonlinear free vibration of geometrically imperfect functionally graded sandwich nanobeams based on nonlocal strain gradient theory," *Composite Structures*, vol. 214, pp. 47-61, 2019/04/15/ 2019, doi: <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2019.01.090>.
- [17] L.-L. Ke and Y.-S. Wang, "Free vibration of size-dependent magneto-electro-elastic nanobeams based on the nonlocal theory," *Physica E: Low-dimensional Systems and Nanostructures*, vol. 63, pp. 52-61, 2014/09/01/ 2014, doi: <https://doi.org/10.1016/j.physe.2014.05.002>.
- [18] M. A. Eltaher, S. A. Emam, and F. F. Mahmoud, "Free vibration analysis of functionally graded size-dependent nanobeams," *Applied Mathematics and Computation*, vol. 218, no. 14, pp. 7406-7420, 2012/03/15/ 2012, doi: <https://doi.org/10.1016/j.amc.2011.12.090>.
- [19] M. A. Al-Zahrani, S. A. Asiri, K. I. Ahmed, and M. A. Eltaher, "Free Vibration Analysis of 2D
- [1] Y. S. Li, Z. Y. Cai, and S. Y. Shi, "Buckling and free vibration of magneto-electroelastic nanoplate based on nonlocal theory," *Composite Structures*, vol. 111, pp. 522-529, 2014/05/01/ 2014, doi: <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2014.01.033>.
- [2] F. Ebrahimi and M. R. Barati, "Porosity-dependent vibration analysis of piezo-magnetically actuated heterogeneous nanobeams," *Mechanical Systems and Signal Processing*, vol. 93, pp. 445-459, 2017/09/01/ 2017, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ymsp.2017.02.021>.
- [3] R. Ansari, E. Hasrati, R. Gholami, and F. Sadeghi, "Nonlinear analysis of forced vibration of nonlocal third-order shear deformable beam model of magneto-electro-thermo elastic nanobeams," *Composites Part B: Engineering*, vol. 83, pp. 226-241, 2015/12/15/ 2015, doi: <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2015.08.038>.
- [4] V. Mahesh and S. C. Kattimani, "Static behavior of thermally loaded multilayered Magneto-Electro-Elastic beam," *Structural Engineering and Mechanics*, vol. 63, pp. 481-495, 08/25 2017, doi: 10.12989/sem.2017.63.4.481.
- [5] F. Ebrahimi and M. Barati, "A third-order parabolic shear deformation beam theory for nonlocal vibration analysis of magneto-electro-elastic nanobeams embedded in two-parameter elastic foundation," *Advances in Nano Research*, vol. 5, pp. 313-336, 12/01 2017, doi: 10.12989/anr.2017.5.4.313.
- [6] K. M. C and S. C. Kattimani, "Buckling characteristics and static studies of multilayered magneto-electro-elastic plate," *Structural Engineering and Mechanics*, vol. 64, pp. 751-763, 12/25 2017, doi: 10.12989/sem.2017.64.6.751.
- [7] H. Liu, H. Liu, and J. Yang, "Vibration of FG magneto-electro-viscoelastic porous nanobeams on visco-Pasternak foundation," *Composites Part B: Engineering*, vol. 155, pp. 244-256, 2018/12/15/ 2018, doi: <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2018.08.042>.
- [8] F. Ebrahimi and A. Dabbagh, "Wave dispersion characteristics of rotating heterogeneous magneto-electro-elastic nanobeams based on nonlocal strain gradient elasticity theory," *Journal of Electromagnetic Waves and Applications*, pp. 1-32, 09/08 2017, doi: 10.1080/09205071.2017.1369903.
- [9] Y.-E. Wang, X. Li, T.-H. Wu, and Q.-S. Liu, "Steady-state forced vibrations of magneto-electro-elastic Timoshenko nanobeams," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 33,

[20] O. Rahmani and O. Pedram, "Analysis and modeling the size effect on vibration of functionally graded nanobeams based on nonlocal Timoshenko beam theory," *International Journal of Engineering Science*, vol. 77, pp. 55-70, 2014/04/01/ 2014, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijengsci.2013.12.003>.

Functionally Graded Strip Beam using Finite Element Method," *Journal of Applied and Computational Mechanics*, vol. 8, no. 4, pp. 1422-1430, 2022, doi: 10.22055/jacm.2022.40253.3576.

روش بهینه سازی نقطه جستجوگر جهت دار داده محور با بازدهی مناسب برای توابع با تعداد متغیر بالا و ناهمواری موضعی

چکیده: در این پژوهش تلاش شده است روشی جدید برای مساله های بهینه یابی غیر خطی با تعداد متغیر بالا و فضای غیر یکنواخت تابع هزینه پیشنهاد شود. غیر یکنواخت بودن توابع و وجود تعداد زیادی اکسترمم محلی، استفاده از روش های گرادیانی را کم فایده می کنند. در اکثر مساله های مهندسی مکانیک اینگونه مساله های بهینه سازی سبب صرف زمان و محاسبات بالا می شود. همچنین نظر به تعداد متغیر بالا در فضای مساله کاملاً غیر یکنواخت، به تعداد حل زیادی در بهینه سازی نیاز است. از سویی هر بار حل یک مساله غیر خطی ممکن از دقایق یا حتی ساعتی به طول انجامد. در این روش تلاش شده است تا مساله های چند بعدی با سرعت بالاتر و تعداد دفعات حل کمتر نسبت به بقیه روش های بهینه سازی هوشمندانه از جمله روش الگوریتم ژنتیک، به پاسخی بهتر برسند. این هدف با انتخاب اتفاقی مبتنی بر تابع چگالی توزیع احتمال و وابستگی نقاط انتخابی به کلاس های سه گانه رفتاری بهینه سازی صورت می پذیرد. در واقع پس از طی چند گام مشخص می شود که هر نقطه اتفاقی جدید به کدام کلاس رفتاری مساله بهینه سازی نزدیک تر است. این کلاس های سه گانه شامل، دسته نقاط با مقدار برتر، دسته نقاط با رشد برتر و دسته نقاط متفرقه هستند.

واژه های راهنما: بهینه سازی تصادفی، آمار و احتمالات مهندسی، الگوریتم ژنتیک، بهینه سازی توده نقاط، تابع چگالی احتمال

آرمان مردانی*

استادیار،
دانشکده مهندسی مکانیک،
دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل،
بابل، مازندران

مقاله علمی پژوهشی

دریافت: ۱۴۰۳/۰۱/۱۵

بازنگری: ۱۴۰۳/۰۲/۱۵

پذیرش: ۱۴۰۳/۰۲/۳۱

Arman Mardani*

Assistant Professor,
Faculty of Mechanical
Engineering
Babol Noshirvani
University of
Technology, Babol,
Mazandaran

Particle directional search optimization method (PDAM) based on saved data with high efficiency for cost function specified by high order of dimension and local extremum

Abstract: This paper contributes to a new optimization method developed for hyper dimension space of solution. The most of mechanical engineering simulation-optimization problems, requires high level of arithmetic cost only for one iteration of solution. On the other hand, the complexity and non-linear trend of the problem makes the optimization method to iterates the cost function more than a simple linear one. In this paper the efforts are considered to solve optimization problem via less arithmetic cost.

Keywords: Random optimization, Probability and statistics, GA, PSO, PDF

۱- مقدمه

اجازه پرش به نقاطی خارج از مسیر قبلی را می‌دهد. این عملگر به مساله کمک می‌کند تا فضاهاى ناشناخته بیشتری را کشف کند [۱۸، ۱۹].

در روش الگوریتم ژنتیک ادعا شده است که بر مبنای روند طبیعی طبیعت عمل می‌شود. این روش که از نظریه تکامل چارلز داروین الهام گرفته شده است، با حذف افراد ضعیف‌تر از فرایند جفتگیری به صورت احتمالی، به پاسخ بهتر میل می‌کند [۲۰]. با انتقال بهترین فرد هر نسل به نسل بعد تضمین می‌شود که هیچگاه مساله در یافتن پاسخ‌های احتمالی به جوابی بدتر از گام قبل نرسد؛ اما تضمینی وجود ندارد که حتماً بهترین نقطه حاصل شود [۲۱]. به عبارتی در الگوریتم ژنتیک چندین نقطه در فضا در هر گام تولید می‌شود. هر نقطه از ترکیب اتفاقی نقاط موفق‌تر گام قبل حاصل شده است. حتی پس از چند بار شبیه‌سازی یک مساله با شرایط اولیه برابر، به خاطر عملگر جهش، پاسخ‌ها متفاوت خواهد بود [۲۲]. همچنین روش ژنتیک هیچ روندی از تغییرات و پیش‌بینی را در نظر نمی‌گیرد. تمامی مشکلات ذکر شده برای روش‌های گرادیانی و جستجو محور به نکته زیر ختم می‌شود. اول اینکه نمی‌توان با هر کدام از روش‌های گرادیانی از به دام افتادن در اکسترم‌های محلی گریخت، و دوم عدم تضمین بهترین پاسخ در روش‌های جستجو محور هوشمندانه و نیازمندی به تعداد بالای ذرات جستجو در ابعاد بالا است.

اگر ابعاد مساله افزایش یابد، به سختی می‌توان با تعداد جستجوی محدود با هر کدام از روش‌های جستجو محور به راحتی به پاسخ رسید. ذات مساله‌های چندین متغیره با روش‌هایی همچون تقسیم طلایی قابل حل نیست [۲۳]. چون در این روش‌ها فضای مساله به تدریج به دو قسمت تقسیم می‌شود و مشخص خواهد شد که در گام بعد کدام قسمت میزبان نقطه بهینه است. مشکل زمانی دوچندان می‌شود که جستجو در فضای مساله‌ای باشد که هم تعداد متغیر بالایی دارد، هم ناهمواری‌های فراوان دارد و صرفاً یک مساله بهینه‌سازی محدب نیست و نیز هر بار محاسبه تابع هزینه، بار محاسباتی فراوانی به مساله تحمیل می‌کند [۲۴]. در دنیای مهندسی مکانیک از این دست مساله‌های بحرانی فراوان قابل ذکر است. مساله بهینه‌سازی مسیر یک ربات در فضای ناهموار و عدم برخورد با موانع مشخص روی نقشه تنها یکی از مثال‌های ممکن است [۲۵، ۲۶].

در پژوهش پیش‌رو تلاش شده است تا با نقد روش الگوریتم ژنتیک و عدم تطابق آن با دنیای واقعی به روشی دست یافت که در تعداد گام مشابه در مقایسه با روش بهینه‌سازی با توده نقاط

زمانی که مساله بهینه‌سازی دارای ابعاد بالای متغیرهای بهینه‌سازی باشد؛ همچنین تابع هزینه بهینه‌سازی یک مساله بهینه‌یابی-شبیه‌سازی باشد، بهینه‌ترین روش بهینه‌سازی، روشی خواهد بود که در کمترین تعداد فراخوانی تابع، به اکسترم مد نظر برسد [۱]. روش‌های گرادیانی به عنوان ابزاری مفید در یافتن اکسترم‌ها تضمین می‌کنند که پاسخی مناسب حاصل شود [۲]؛ اما مشکل اصلی این روش‌ها به دام افتادن در اکسترم‌های محلی است [۳-۵]. یعنی اینکه هر لحظه ممکن است که حل مساله در یک مینیمم یا ماکزیمم محلی به دام بیفتد. همچنین در مورد توابع گسسته این روش‌ها با خطا مواجه می‌شوند [۶]. دلیل این امر مشتق پذیر نبودن توابع شرطی یا گسسته است در حالی که ذات روش‌های گرادیانی بر مبنای مشتق و تغییرات بنا نهاده شده است. به این منظور روش‌های غیرگرادیانی مبتنی بر جستجوی الهام گرفته شده از طبیعت خلق شده اند [۷، ۸]. روش بهینه‌سازی با توده نقاط^۱ یا PSO با ره‌سازی چندین ذره جستجوگر در فضای مساله و بر مبنای بهترین مقدار به دست آمده در هر گام برای هر عضو و عضو برتر به تشکیل بردار حرکت جدید برای هر کدام از جستجو کننده‌ها می‌پردازد [۹، ۱۰]. به عبارتی مشخص می‌کند بنا بر حرکت قبلی ذرات، هر ذره در گام جدید در کدام جهت حرکت کند تا به پاسخی بهتر برسد. در این روش عملاً ممکن است بخش‌هایی از فضای مساله جستجو نگردد [۱۱].

دلیل این امر عدم وجود انتخاب ذرات اتفاقی است. در روش کلونی مورچگان، که البته بیشتر برای یافتن مسیرهای بهینه‌تر یا ارتباطات مناسب‌تر گراف‌ها کارساز است، همین ذرات در یک گام رها می‌شوند و بنا بر ردی که از گام قبل در فضای مساله باقی مانده است، به جست و جو می‌پردازند [۱۳-۱۵]. به عبارتی یک مورچه یک مسیر را طی می‌کند و بنا بر ارزش آن مسیر در نهایت مقداری نمره به همه نقاط آن مسیر می‌افزاید. لازم به ذکر است که هیچکدام از روش‌های جستجوی هوشمندانه تضمین نمی‌کنند که الزاماً به بهترین پاسخ دست یابند [۱۶، ۱۷]. در روش‌های تکاملی، گروهی از افراد که هر کدام یک بردار متغیر هستند به عنوان یک نسل انتخاب می‌شوند. در ادامه، این نسل از تابع هدف عبور می‌کند و متناسب با شایستگی کسب شده، اجازه پیدا می‌کنند تا به صورت احتمالی نسل بعد را ایجاد کنند. میان نسل بعد از دو پارامتر اصلی سود می‌برد، ترکیب و جهش. جهش در الگوریتم ژنتیک عملگری است که به ذرات

¹ Particle swarm optimization method (PSO)

یا جستجوگر گروه ذرات (PSO) و الگوریتم ژنتیک در ساختار مساله‌هایی با ابعاد زیاد و ناهمواری فراوان، به پاسخی بهتر دست یابد. در واقع الگوریتم ژنتیک در تولید و تداوم شایسته سالارانه نسل به خوبی عمل می‌کند، اما یک پارامتر مهم از قلم افتاده است. در الگوریتم ژنتیک به یک فرد اجازه داده نمی‌شود که با توجه به مشخصات ثانویه پس از تولد، کمی در فضای مساله پیمایش داشته باشد [۲۷]. همچنین الگوریتم ژنتیک هیچ دیدی از روند بهبود را در شایستگی افراد در نظر نمی‌گیرد. مشکل دیگر الگوریتم ژنتیک تعداد بالای مورد نیاز در هر نسل است تا اینکه بتواند فضایی با ابعاد بالا را به خوبی پوشش دهد.

در روش پیشنهادی، در هر دور از بررسی تنها یک فرد زاده خواهد شد. از آنجایی که بار اصلی مساله بهینه‌سازی در مواجه شدن با توابع هزینه با بار محاسباتی بالا، تعداد فراخوانی تابع است، هیچ تفاوتی نمی‌کند که در ۳۰ گام شبیه‌سازی، در هر نسل ۳۰ نفر وجود داشته باشند، آنکه ۹۰۰ بار تابع فراخوانی شود. در نتیجه در روش پیشنهادی در هر گام فقط یک نفر تولید خواهد شد و به این فرد اجازه داده می‌شود که یک گام پیشروی بر مبنای مشخصات ثانویه (یا همان سوگیری ذاتی علاوه بر مقادیر ذاتی) داشته باشد. سوگیری ذاتی تنها با یک گام حرکت با اندازه اتفاقی روی یکی از پارامترها به صورت اتفاقی انجام خواهد شد. احتمال انتخاب پارامتر مورد نظر بر مبنای سابقه آماری تغییرات تابع متناسب با تغییرات پارامترها، در هر گام یک تابع چگالی احتمال گسسته را رقم خواهد زد. همچنین فرد نیز به طور اتفاقی و احتمالی انتخاب خواهد شد. این احتمال بر مبنای امید ریاضی انتخاب از نواحی مختلف بر مبنای نقاط بهتر و یا کشف نشده ماندن ناحیه، صورت می‌پذیرد [۲۸].

$$X = \arg \max f(X), X \in R^n \quad (1)$$

این معادله بیان‌کننده یک مساله بهینه‌یابی-بیشینه‌یابی است، که در آن بردار متغیرهای مساله و $f(X)$ تابع هدف مساله هستند. در ابتدا یک بردار اولیه X_0 به صورت کاملاً تصادفی در فضای مساله R^n در نظر گرفته خواهد شد. همانگونه که اشاره شد، فضای مساله هم بعد بردار $X \in R^n$ و دارای n بعد است. همچنین یک بردار اولیه حرکت به صورت تصادفی و با ساختار زیر در نظر گرفته می‌شود.

$$\begin{aligned} V &= \mathbf{0}_{1 \times n}, V[m] = s \\ s &= \text{random} \in 0 < Z < 1 \\ m &= \text{random} \in 0 < N < n + 1 \end{aligned} \quad (2)$$

فرمول بالا بیان می‌کند که بردار اولیه V دارای المان‌های s تماماً تصادفی با آدرس m است. این نحوه انتخاب اولین عضو بیان می‌کند که خود عضو X_0 بر مبنای تصادف انتخاب می‌گردد؛ همچنین مسیر نمو ثانویه لحظه‌ای عضو که با بردار V نمایش داده می‌شود، ممکن است تنها در راستای یکی از متغیرها آن هم به صورت رندوم انتخاب شود. در ادامه تشریح خواهد شد که چگونه این انتخاب بر مبنای ابعاد کاهش یافته مساله استوار می‌گردد.

در روش پیشنهادی، در هر دور از بررسی تنها یک فرد زاده خواهد شد. از آنجایی که بار اصلی مساله بهینه‌سازی در مواجه شدن با توابع هزینه با بار محاسباتی بالا، تعداد فراخوانی تابع است، هیچ تفاوتی نمی‌کند که در ۳۰ گام شبیه‌سازی، در هر نسل ۳۰ نفر وجود داشته باشند، آنکه ۹۰۰ بار تابع فراخوانی شود. در نتیجه در روش پیشنهادی در هر گام فقط یک نفر تولید خواهد شد و به این فرد اجازه داده می‌شود که یک گام پیشروی بر مبنای مشخصات ثانویه (یا همان سوگیری ذاتی علاوه بر مقادیر ذاتی) داشته باشد. سوگیری ذاتی تنها با یک گام حرکت با اندازه اتفاقی روی یکی از پارامترها به صورت اتفاقی انجام خواهد شد. احتمال انتخاب پارامتر مورد نظر بر مبنای سابقه آماری تغییرات تابع متناسب با تغییرات پارامترها، در هر گام یک تابع چگالی احتمال گسسته را رقم خواهد زد. همچنین فرد نیز به طور اتفاقی و احتمالی انتخاب خواهد شد. این احتمال بر مبنای امید ریاضی انتخاب از نواحی مختلف بر مبنای نقاط بهتر و یا کشف نشده ماندن ناحیه، صورت می‌پذیرد [۲۸].

انتخاب نقاط اتفاقی از یک احتمال مبتنی بر قاعده بیز پیروی خواهد کرد که مشخص می‌کند نقطه در کلاس نقاط با احتمال بالای بیشینگی قرار گرفته یا خیر [۲۹]. در نهایت اگر فرد با سوگیری اتفاقی به نقطه بهتری دست نیافت، سوی مخالف با همان گام به عنوان نقطه‌ای از نقاط احتمالی برای انتخاب در گام بعد در نظر گرفته خواهد شد. در این روش برای آنکه فرکانس های مختلف قابل بررسی باشند، هر گام حرکت نیز با طول اتفاقی انتخاب خواهد شد.

۲- روش پیشنهادی

در ابتدا به صورت خلاصه صورت مساله در ادامه تشریح می‌شود. فرض می‌شود که مساله بهینه‌سازی-شبیه‌سازی سنگین محاسباتی با تعداد متغیرهای بهینه‌سازی بیش از ۱۰ عدد در

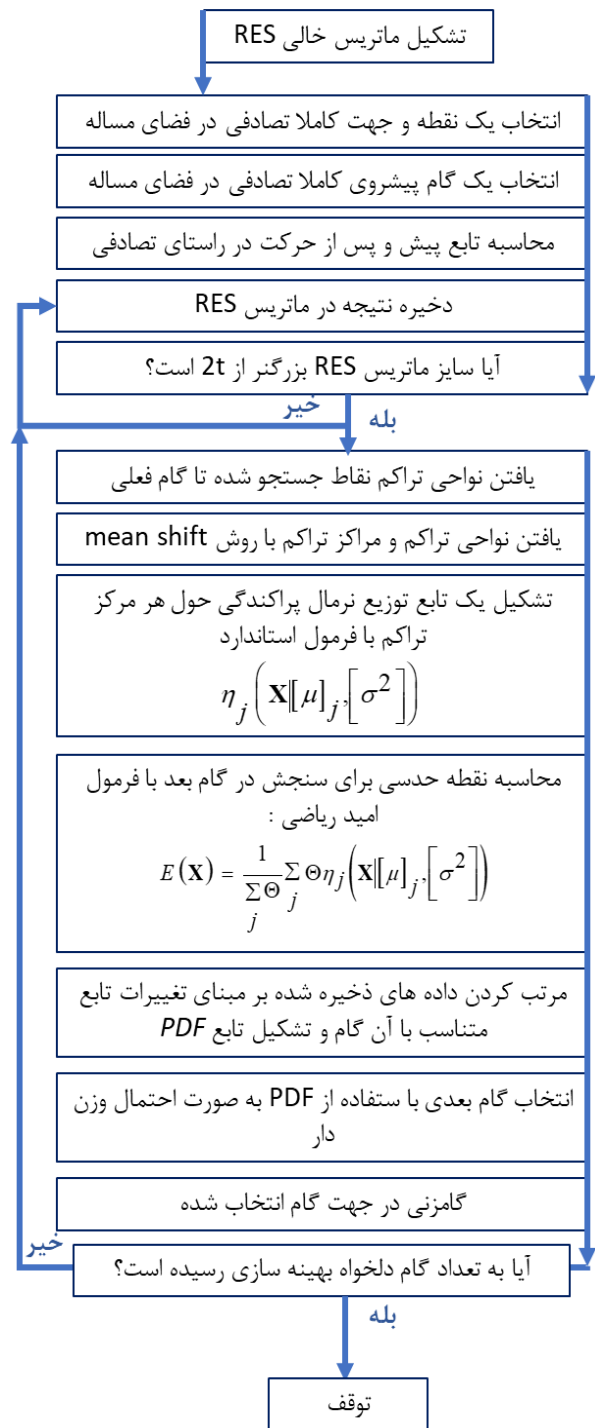
$$\begin{aligned}
 \mathbf{RES} &= [\mathbf{X} \quad \mathbf{V} \quad \mathbf{MX} \quad \mathbf{AMX} \quad \mathit{met}]_{t \times 2n+3} \\
 \mathbf{AMX} &= 1 \text{ if } F(\mathbf{X}) > F(\mathbf{X} + \mathbf{V}) \text{ else } 0 \\
 \mathbf{MX} &= \max(F(\mathbf{X}), F(\mathbf{X} + \mathbf{V})) \\
 \mathit{met} &= \text{method of movement} \in \{1, 2, 3\} \\
 \left\{ \begin{array}{l} \mathit{met} = 1: \text{random vector} \\ \mathit{met} = 2: \text{average in region} \\ \mathit{met} = 3: \text{most important variable} \\ \mathit{met} = 4: \text{average of best tries} \end{array} \right. & \quad (3)
 \end{aligned}$$

که در آن اجزای بردار $\mathbf{RES} = [\mathbf{X} \quad \mathbf{V} \quad \mathbf{MX} \quad \mathbf{AMX} \quad \mathit{met}]_{t \times 2n+3}$ به ترتیب در هر گام زمانی موارد ذکر شده در ادامه را در بر خواهد گرفت. این موارد، نقطه رندوم انتخاب شده \mathbf{X} ، بردار جهت حرکت انتخاب شده \mathbf{V} ، بیشینه مقدار به دست آمده قبل \mathbf{MX} و بعد از پیمایش، آرگومان بیشینه مقدار به دست آمده قبل \mathbf{AMX} و بعد از پیمایش و نوع پیمایش met هستند.

این بدان معنی است که $2t$ بار محاسبات تابع انجام شده است و به $2t$ نقطه محاسبه شده دسترسی وجود دارد. در واقع چهار نوع پیمایش در این پژوهش در نظر گرفته شده است، که بنا بر تحلیل آماری مبتنی بر گام‌های قبلی شبیه‌سازی، گام مناسب‌تر با احتمال دستیابی به مقدار بهتر انتخاب خواهد شد. این نوع گام‌زنی‌ها شامل یک بردار کاملاً اتفاقی $\mathit{met} = 1$ ، میانگین در ناحیه تراکم $\mathit{met} = 2$ ، با اهمیت‌ترین متغیر (بنا بر سنجش حساسیت تابع به متغیر در ناحیه بنا بر داده‌های جدول) $\mathit{met} = 3$ و عملگر ترکیب بهترین‌ها به صورت میانگین آنها $\mathit{met} = 4$. برای انتخاب نقطه اتفاقی در گام بعد باید دو بردار احتمالی و یک گام اتفاقی انتخاب شود. گام اتفاقی بر مبنای تابع توزیع احتمال مرتبط با درصد موفقیت کل گام‌ها در یافتن فضایی بهتر نسبت به نقطه اولیه انتخاب خواهد شد که در ادامه تشریح خواهد شد. به عبارتی در ابتدا فرض می‌شود که یک دسته تابع چگالی احتمال گاوسی $\eta_j(\mathbf{X} | [\mu]_j, [\sigma^2]_j)$ برای انتخاب اندازه گام جستجو در هر ناحیه در نظر گرفته خواهد شد. در واقع هر تابع گاوسی حول یک نقطه تراکم شکل خواهد گرفت که σ^2 واریانس پراکنش آن ناحیه تراکم و $[\mu]_j$ مرکز آن ناحیه تراکم هستند. ناحیه تراکم، به دسته‌ای از نقاط گفته می‌شود که در یک دسته هندسی بنا بر فاصله اقلیدسی از هم قرار گرفته‌اند. این نواحی از روش‌های مختلف یادگیری ماشین قابل استخراج و دسته‌بندی هستند.

تعداد این توابع به تعداد نقاط تراکم بستگی دارد. تعداد مراکز تراکم بهترین‌ها با فرض انتخاب از میان بهترین داده‌های ماتریس نتایج ذخیره‌شده صورت می‌گیرد. به عبارتی ممکن است هر تعداد ناحیه تراکم تا لحظه فعلی مشاهده شود. همچنین یک تابع

تمامی اطلاعات عددی مساله در یک ماتریس با عنوان RES به‌طور مداوم و افزایشنده در طول شبیه‌سازی ذخیره خواهد شد. این نام به‌صورت دلخواه انتخاب شده است.



شکل ۱ روند حل مساله

گام این پیشروی هم به اندازه k و عددی اتفاقی خواهد بود. حال فرض کنید که شبیه‌سازی در مرحله t از بهینه‌سازی پیشنهادی قرار گرفته است. در این مرحله سابقه‌ای از بهینه‌سازی به‌صورت زیر در اختیار است:

$$X_{new} = E(X) \text{ if } RANDOM > 0.5$$

$$\text{else random } X$$

$$E(X) = \frac{1}{\sum_j \theta} \sum_j \theta \eta_j(X | [\mu]_j, [\sigma^2]) \quad (6)$$

$$\theta = \max(j \text{ region})$$

در این معادله امید ریاضی با $E(X)$ مشخص شده است. به عبارتی این معادله مشخص می‌کند که اگر در هر ناحیه تراکم j بیشینه مقدار به دست آمده θ باشد، نقطه بعدی تقریباً با توجه به امید ریاضی چگونه انتخاب شود تا احتمال بیشینه بودن آن بیشتر باشد. همچنین اگر عدد $RANDOM$ کمتر از 0.5 باشد، بردار متغیرها کاملاً اتفاقی انتخاب خواهد شد.

۳- عملگر انتخاب بین روش‌های پیمایش

همانگونه که در ماتریس ذخیره داده‌ها مشخص است، ستون آخر RES مربوط به روش پیمایش است. پس از آنکه نقطه جدید در محلی از فضای مساله انتخاب شد، باید سمت و سوی ذاتی حرکت نیز برای نقطه در نظر گرفته شود؛ تا بتواند یک گام پیشروی داشته باشد. به این منظور، چهار روش در نظر گرفته شده است. یکی از آنها حرکت کاملاً رندوم است که با یک بردار یکه رندوم مشخص می‌شود. در این حالت و پس از حرکت، در ستون آخر روش مرتبط با آن جستجو برابر ۱ ثبت می‌شود. روش پیمایش دوم، همانگونه که در ادامه نشان داده شده است، میانگینی از بردارهای پیمایش در سابقه نتایج برتر است.

$$V_{new} = s \frac{\Lambda_j \Phi_j}{\sum_j \Lambda_j}, \Lambda_j = \frac{1}{\mu_j - X_{new}}$$

$$\Phi_j = V \text{ in } j \text{ region whereby } \frac{df}{dX} - \max\left(\frac{df}{dX}\right) < 2 \min\left(\frac{df}{dX}\right) \quad (7)$$

به عبارت دیگر در ابتدا مشخص خواهد شد که در هر بار شبیه‌سازی، تغییرات تابع df به تغییرات متغیر dX به چه اندازه ثبت شده است. سپس کل داده‌های سابقه در ماتریس RES در ناحیه تراکم j بر مبنای این تغییرات مرتب می‌شوند. سپس آن داده‌هایی که فاصله تغییرات آنها از بیشینه تغییرات ثبت شده در ناحیه از حد خاصی کمتر باشد $-\frac{df}{dX}$ $\max\left(\frac{df}{dX}\right) < 2 \min\left(\frac{df}{dX}\right)$ به عنوان داده‌های موفق در نظر

چگالی توزیع احتمال یکنواخت غیر گاوسی نیز به صورت پیش-فرض برای نقاط دور از نقطه تراکم بهینه در نظر گرفته خواهد شد. در ابتدا فرض می‌شود که محدوده بهینه‌یابی در یک ابر مکعب مستطیل به صورت زیر است:

$$X = [x_1 \dots x_i \dots x_n]$$

$$lx_i \leq x_i \leq hx_i \quad (4)$$

در ادامه در ابتدا در هر گام به تحلیل آماری ماتریس ذخیره داده‌ها RES پرداخته می‌شود. پس از استخراج نواحی تراکم نقاط بهینه و مشخص کردن مرکز آن ناحیه تراکم با روش شیفیت در راستای افزایش تراکم نقاط^۱ که یک روش یادگیری ماشین است انجام می‌شود. که یکی از روش‌های یادگیری ماشین است، به تعداد k محل تراکم، تابع ابر گاوسی چند متغیره حول آن نقطه تراکم را با استفاده از معیار تخمین بیشینه خوش‌شانسی^۲ تشکیل می‌دهیم [۳۰]. البته به دلیل بار محاسباتی نسبتاً بالای این کار در ابعاد بالای مساله، میانگین هر توده تراکم برابر با مرکز تابع گاوسی و پراکندگی آن بر مبنای واریانس در هر بعد از نقاط هر ناحیه تراکم در نظر گرفته خواهد شد.

$$\eta_j(X | [\mu]_j, [\sigma^2]) = \frac{1}{\Psi} \exp\left(-\sum_i \frac{(X_j[i] - \mu_j[i])^2}{2\sigma_i^2}\right) \quad (5)$$

که در آن $i, j, \eta_j, \mu_j[i], \sigma_i^2$ و Ψ به ترتیب نماینده بعد i در محدوده تراکم j ، تابع گاوسی در آن محدوده تراکم، میانگین نقاط در محدوده، واریانس در راستای بعد i در محدوده تراکم j و عددی که انتگرال کل هر تابع گاوسی را برابر با ۱ قرار خواهد داد. در واقع اگر فرض شود که تعدادی از بردارهای وضعیت متغیرهای مساله X در یک ناحیه تراکم یا به عبارتی یک دسته هندسی نزدیک به هم X_j قرار گرفته اند، با j عدد تابع گاوسی مواجه هستیم که هر کدام نماینده یک ناحیه تراکم است. به عبارتی مشخص می‌شود که تا به حال نقاط به دست آمده در کدام نواحی فضای مساله و در چند گروه متراکم تر شده‌اند. نقطه تصادفی بعدی با توجه به ترکیب امید ریاضی این توابع^۳ $E(X)$ با یک انتخاب کاملاً اتفاقی انجام خواهد شد $randomX$ به گونه‌ای که شانس انتخاب نقطه حاصل از برون‌داد امید ریاضی با مقدار تصادفی برابر شود. این مورد در فرمول بالا نشان داده شده است.

¹ Mean shift method

² Maximum likelihood estimation-MLE

³ Expected value

Flowchart:

RES = results**RESr** = data in the close region to \mathbf{X}_{new}

sort **RESr** based on df/dX

form PDF(k) based on df/dX an linear form (۱۰)

... cumsum \times PDF(k)

choose a random method based on PDF

لازم به ذکر است در چند گام نخست، تنها از انتخاب‌های کاملاً اتفاقی استفاده خواهد شد. به‌طور دلخواه این تعداد گام ۳ برابر تعداد متغیرها در نظر گرفته شده است. در فرمول بالا PDF همان تابع توزیع چگالی احتمال^۳ است. در واقع در فرمول بالا سابقه ذخیره شده بررسی می‌شود، سپس مشخص می‌شود که کدام نوع پیمایش چه مقدار تاثیر در تغییر اندازه تابع هزینه $\frac{df}{dX}$ را داشته است. متناسب با اندازه این تغییرات یک تابع توزیع احتمال تشکیل می‌شود. با استفاده از انتخاب رندوم وزن دار از تابع توزیع احتمال، نوع گام بعدی مشخص می‌گردد. در کل مشخص خواهد شد که به احتمال بیشتر کدام نوع از گام برداشتن از نقطه فعلی می‌تواند به پاسخی بهتر ختم شود.

۴- اصلاح روش انتخاب نقاط در تعداد داده مناسب

فرض کنید که داده‌های تاریخیچه مساله را در حین حل به سه کلاس تقسیم کنیم، داده‌هایی با مقادیر خوب $\{C_1\}$ ، داده‌هایی با رشد خوب $\{C_2\}$ و داده‌هایی با مقادیر نامناسب و رشد نامناسب $\{C_3\}$. احتمالاً این داده‌ها تداخل نیز خواهند داشت. حال تصور کنید که داده‌های تداخلی را تنها به‌صورت اتفاقی در یک کلاس قرار دهیم. با این کار می‌توان به یک افراز تقریبی رسید. اگر نقطه‌ای جدید \mathbf{x}_{new} انتخاب شود، با استفاده قاعده بیز می‌توان گفت که احتمال تعلق به هر کلاس چقدر خواهد بود:

$$P(C_u | \mathbf{X}_{new}) = \frac{P(\mathbf{X}_{new} | C_u) P(C_u)}{\sum_{u=1}^3 P(\mathbf{X}_{new} | C_u) P(C_u)} \quad (11)$$

به‌عبارتی در به کارگیری قاعده بیز در معادله بالا، هدف به‌عبارتی $P(C_u | \mathbf{X}_{new})$ به دست آوردن احتمال عضویت نقطه جدید انتخاب شده \mathbf{X}_{new} در یکی از سه کلاس رفتاری بهینه‌سازی C_u است. $P(C_u | \mathbf{X}_{new})$ نشان می‌دهد که به شرط انتخاب نقطه

گرفته خواهند شد. این داده‌ها در یک ضریب اطمینان ضرب می‌شوند. این ضریب اطمینان Δ_j برابر با رابطه معکوس فاصله نقطه جدید انتخاب شده \mathbf{X}_{new} تا مرکز دسته تراکم μ_j است. در روش سوم در ابتدا با استفاده از روش آماری بیشترین کوریانس داده^۱، تاثیر گذارترین متغیر انتخاب می‌شود [۳۱].

$$COV(\mathbf{X}, f(\mathbf{X})) = \begin{bmatrix} \sigma_{x_1 x_1}^2 & \cdots & \sigma_{x_1 f(x)}^2 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \sigma_{f(x) x_1}^2 & \cdots & \sigma_{f(x) f(x)}^2 \end{bmatrix} \quad (8)$$

سپس از ماتریس کوریانس بالا مشخص می‌شود که بیشترین تاثیر بر مقدار تابع از کدام متغیر حاصل شده است. اگر آدرس متغیر در بردار متغیرهای \mathbf{X} با c نمایش یابد در نتیجه:

$$\mathbf{V}_{new} = [\mathbf{O}]_{n \times 1}, \text{update } [\mathbf{V}_{new}]_c = s \quad (9)$$

بردار \mathbf{V}_{new} نماینده گام جدید حرکت با متد بیشینه واریانس در جهت یک متغیر است. سپس آن متغیر به اندازه گام s تغییر اندازه خواهد داد. این روش پیمایش به مساله بهینه‌سازی کمک می‌کند تا در برخی از گام‌ها صرفاً در جهت تغییرات تاثیر گذارترین پارامتر حرکت کند.

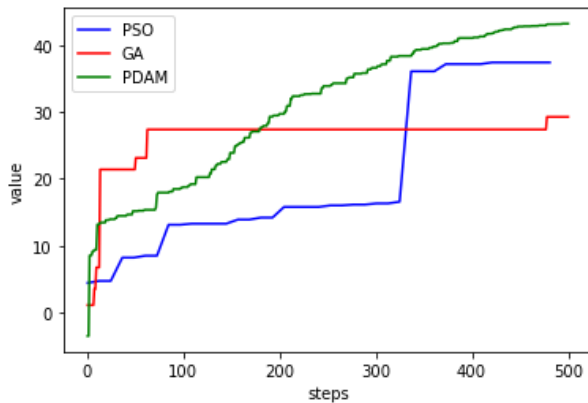
در روش چهارم، میانگین عددی از بردار مختصات نقاط برتر گرفته می‌شود (چیزی مشابه عمل ترکیب در الگوریتم ژنتیک و عمل حرکت به سمت برترین در الگوریتم PSO). به این منظور در هر محدوده نزدیک‌ترین مرکز تراکم، بردار حرکت اتفاقی یکه بر مبنای انتخاب بهترین بردار یکه که در سابقه خود بیشترین تغییر در اندازه تابع هدف را ایجاد کرده است.

عملگر انتخاب روش پیمایش بین یکی از چهار روش پیمایش، در ابتدا داده‌های ماتریس نتایج در محدوده نقطه انتخابی جدید را جدا می‌کند. سپس داده‌ها را بر مبنای بیشترین مقدار تغییر نسبت به نقطه اصلی مرتب می‌کند. یک تابع انتخاب احتمالی خطی کاهشی را به گونه‌ای شکل می‌دهد که احتمال انتخاب از داده‌های بالای جدول مرتب شده بیشتر باشد. فرض کنید که جدول جدا شده دارای ۲۰ سطر است، در نتیجه سطر اول بیشترین احتمال انتخاب روش و سطر آخر کمترین احتمال را دارد. به‌عبارتی اگر داده‌های جدا شده از جدول اصلی k عدد باشند که به‌صورت کاهشی مرتب شده‌اند، آنگاه انتخاب روش پیمایش در آن نقطه با روش زیر انجام خواهد شد:

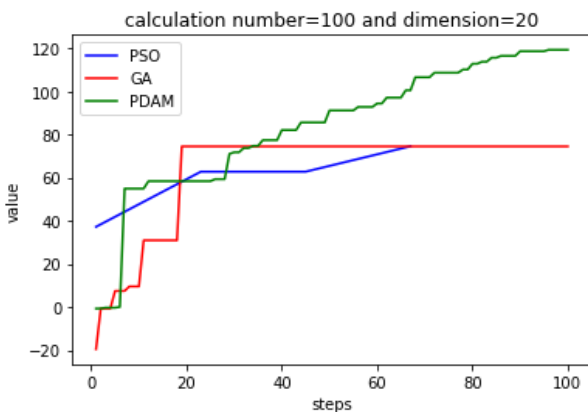
¹ Low variance filter-LVF

² Cumulative summation

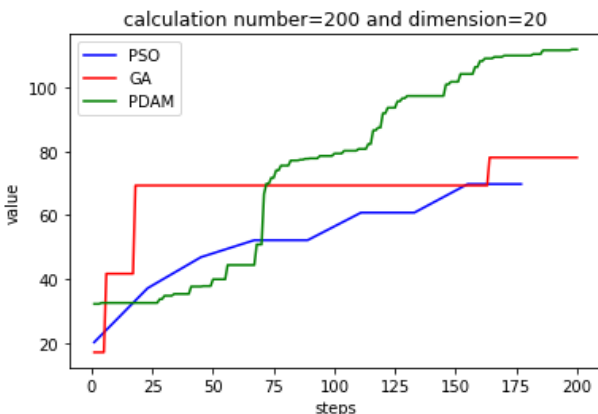
³ Probability density function



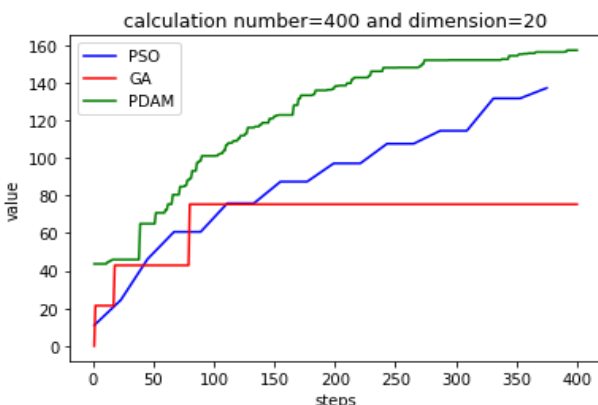
شکل ۲ روند بهینه‌یابی بر مبنای گام در سه روش



(الف)



(ب)



(ج)

چقدر احتمال دارد که این نقطه عوض کلاس رفتاری باشد. این احتمال از بررسی احتمال عضویت هر نقطه مشابه در کلاس رفتاری خاص است که با $P(X_{new}|C_u)$ مشخص می‌شود. اما مشکل اصلی جایی بروز می‌کند که ما به خود نقطه درون مجموعه دسترسی نداریم. در نتیجه فرض می‌کنیم که هر نقطه مشابه و نزدیک (در صورت وجود در سابقه) همان کلاس نقطه ما فرض خواهد شد. به عبارتی قانده بیز به صورت زیر به روز رسانی می‌شود:

$$P(C_u|X_{apx}) = \frac{P(X_{apx}|C_u)P(C_u)}{\sum_{u=1}^3 P(X_{apx}|C_u)P(C_u)} \quad (12)$$

$$X_{apx} = X_{inRES} \text{ifnorm}(X_{new} - X) \leq \lambda$$

در این صورت نقطه انتخاب شده مشخص خواهد شد که احتمالاً به کدام دسته تعلق خواهد داشت. اگر احتمال بودن در دسته اول و دوم از حدی کمتر بود، یک نقطه رندوم جایگزین خواهد شد. پس از این مرحله اصلاحی، مرحله انتخاب بردار جهت یکه انجام خواهد شد.

۵- شبیه‌سازی و مقایسه

در بخش شبیه‌سازی در ابتدا یک تابع کاملاً پیچیده با ابعاد ۱۰ و حالت موجی فراوان (شامل تعداد زیادی اکسترمم نسبی) را در نظر می‌گیریم. این تابع به صورت دلخواه و به شکل زیر تعریف می‌شود.

$$z=0$$

$$\text{for } y \text{ in range}(X \text{ size})$$

$$z=z+y \sin((y+1)X[y]) \cos(X[3]) \quad (13)$$

$$z=z+.1X[4]$$

حال نتایج شبیه‌سازی عددی مساله بهینه‌سازی در شکل (۲) نمایش داده شده است. همانگونه که از شکل مشخص است در این ابعاد خاص از تابع فرض شده با ۴۰۰ گام فراخوانی کل تابع هزینه، روش پیشنهادی نقطه جهت‌دار جستجوگر داده‌محور از دو روش رایج دیگر پیوسته‌تر و بهتر پاسخ داده است.

اما سوال اصلی اینجاست که آیا با افزایش ابعاد مساله به ۲۰ و بررسی تغییرات متناسب با تعداد فراخوانی مختلف، باز این روش برتر خواهد بود؟ در ادامه با تغییر ابعاد مساله و ثابت نگه داشتن گام‌های شبیه‌سازی نتایج نمایش یافته در شکل (۳) به دست خواهند آمد.

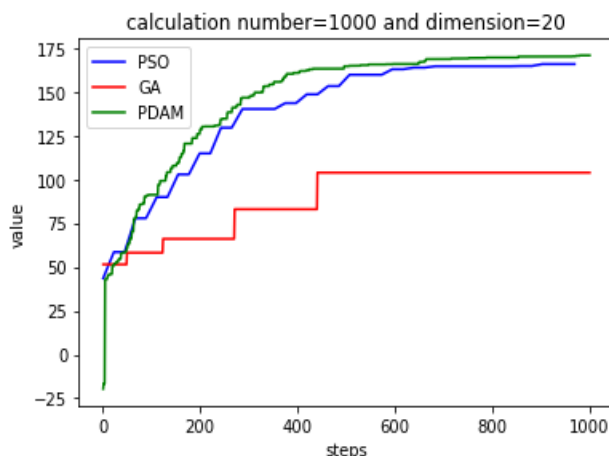
همانگونه که از شکل (۳) مشخص است، هر چقدر تعداد فراخوانی بیشتر باشد، تفاوت موفقیت روش پیشنهادی با دو روش دیگر به خصوص PSO کاهش می‌یابد. دلیل این امر اجازه دادن به دو روش مرسوم برای جستجو در ابعاد بیشتر است. برتری این روش اینجا مشخص می‌شود که با تحلیل آماری و دادن سمت و سوی احتمالی بنا بر توابع توزیع چگالی احتمال، در گام کمتری به نتیجه بهتر خواهد رسید. در واقع اگر هزینه محاسباتی تابع هزینه پایین باشد، یا اینکه ابعاد مساله کم باشد، بهتر است از دو روش مرسوم استفاده شود. چون پیاده‌سازی این روش پیشنهادی دشوارتر از روش‌های مرسوم است.

در یک تحلیل نهایی به تعداد موفقیت کل روش‌ها در مقایسه با هم پرداخته خواهد شد. در واقع به دلیل ماهیت اتفاقی موجود در بخشی از سه روش، ممکن است به‌طور اتفاقی داده مناسب‌تری از یک روش دریافت شود. در نتیجه در ادامه، ۱۰۰ بار با یک مساله بهینه‌سازی با هر سه روش حل شده است و در هر بار حل، روشی که در انتها بهترین نتیجه را داشته، یک امتیاز پیروزی (محور عمودی در شکل (۴)) را دریافت کرده است. در واقع محور عمودی شکل (۴) نشان می‌دهد که در ۱۰۰ بار تکرار بهینه‌سازی، چند بار هر روش پیروز شده است.

همانگونه که مشاهده می‌شود احتمال پیروزی روش پیشنهادی با کاهش فراخوانی تابع هزینه به نسبت افزایش می‌یابد. به‌عنوان نمونه، در ۱۰۰ بار فراخوانی روش PSO تقریباً با اختلاف کمی از روش پیشنهادی شکست می‌خورد. اما در ۲۰۰ بار فراخوانی به‌طور واضح روش پیشنهادی بهتر عمل می‌کند.

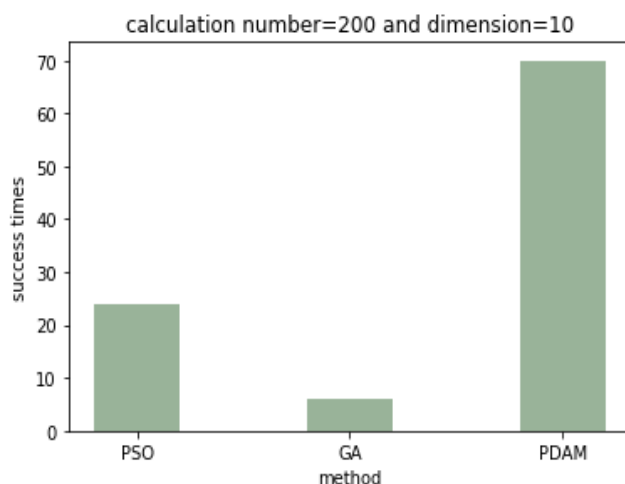
۶- نتیجه‌گیری

در این مقاله تلاش شد تا با استفاده از یک روش جستجوی مبتنی بر آمار و احتمال، به پاسخی بهتر از روش PSO و GA دست یافت. هدف مساله، رسیدن به پاسخ بهتر یک مساله بهینه‌سازی با ابعاد بالا با فراخوانی کمتر تابع هزینه بود. در این روش، نقطه تصادفی بر مبنای توابع گاوسی چگالی احتمال مطرح شده در معادله (۵) و (۷) حاصل شده است. همچنین این نقطه بر مبنای وابستگی به یکی از سه کلاس رفتاری بهینه‌سازی یعنی پاسخ بهتر، رشد بهتر و پاسخ یا رشد کمتر تصحیح شده است. نتایج حاصل شده در شکل (۲) نشان می‌دهد که در بهینه‌سازی یک تابع با ابعاد مساله بالا و تعداد اکستریم نسبی فراوان، روش جدید در مقایسه با دو روش مرسوم به نقاط بهتری از فضای حل دست می‌یابد. همچنین شکل (۳) و (۴) نشان می‌دهد که موفقیت روش در ابعاد بالاتر و تعداد گام فراخوانی

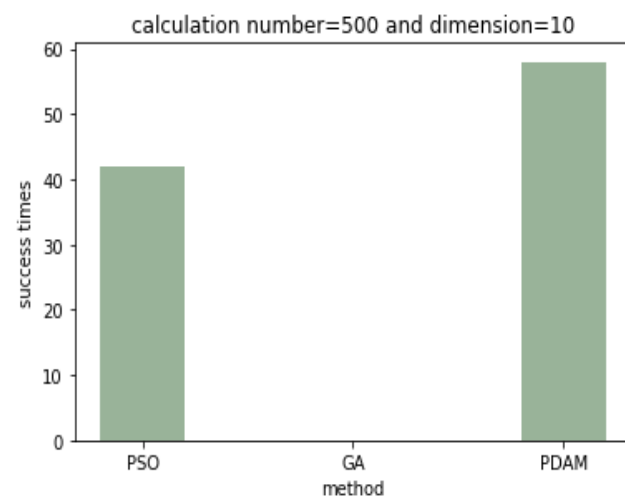


(د)

شکل ۳ روند بهینه‌یابی بر مبنای گام در سه روش با تغییر تعداد کل فراخوانی تابع هزینه. (الف) ۱۰۰ فراخوانی، (ب) ۲۰۰ فراخوانی، (ج) ۴۰۰ فراخوانی و (د) ۱۰۰۰ فراخوانی



(الف)



(ب)

شکل (۴) تعداد پیروزی‌های سه روش مختلف بر مبنای (الف) ۲۰۰ بار تکرار کل بهینه‌سازی از نخست و (ب) ۱۰۰ بار تکرار کل بهینه‌سازی از نخست

بالا، روش بهینه‌سازی پیشنهادی پاسخ بهتری دارد. در کل، اگر با یک مساله بهینه‌سازی پیچیده با تعداد نقاط اکستریم نسبی بالا و ابعاد بالا روبرو باشیم، مطابق شبیه‌سازی نشان داده شده در شکل (۴)، روش پیشنهادی پاسخ بهتری به همراه خواهد داشت.

کمتر، بیشتر است. به‌طور خاص، در نمودار شکل (۴- الف)، روش پیشنهادی تعداد موفقیت بیشتری را کسب کرده است. اما هرچه تعداد دفعات فراخوانی تابع تبدیل بیشتر می‌شود، روش‌های موجود پاسخ بهتری می‌دهند. به‌عبارتی از تعداد صد بار شبیه‌سازی مجدد مساله بهینه‌سازی روی یک تابع هزینه با ابعاد

۷- مراجع

- [9] M. Jain, V. Saijpal, N. Singh, and S. B. Singh, "An overview of variants and advancements of PSO algorithm," *Applied Sciences*, vol. 12, no. 17, p. 8392, 2022, doi: <https://doi.org/10.3390/app12178392>.
- [10] A. Tharwat and W. Schenck, "A conceptual and practical comparison of PSO-style optimization algorithms," *Expert Systems with Applications*, vol. 167, p. 114430, 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2020.114430>.
- [11] T. M. Shami, A. A. El-Saleh, M. Alswaiti, Q. Al-Tashi, M. A. Summakieh, and S. Mirjalili, "Particle swarm optimization: A comprehensive survey," *Ieee Access*, vol. 10, pp. 10031-10061, 2022, doi: <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2022.3142859>.
- [12] M. A. Shaheen, H. M. Hasanien, and A. Alkuhayli, "A novel hybrid GWO-PSO optimization technique for optimal reactive power dispatch problem solution," *Ain Shams Engineering Journal*, vol. 12, no. 1, pp. 621-630, 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.asej.2020.07.011>.
- [13] Y. Wang and Z. Han, "Ant colony optimization for traveling salesman problem based on parameters optimization," *Applied Soft Computing*, vol. 107, p. 107439, 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.asoc.2021.107439>.
- [14] L. Wu, X. Huang, J. Cui, C. Liu, and W. Xiao, "Modified adaptive ant colony optimization algorithm and its application for solving path planning of mobile robot," *Expert Systems with Applications*, vol. 215, p. 119410, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2022.119410>.
- [15] H. Liang, J. Zou, K. Zuo, and M. J. Khan, "An improved genetic algorithm optimization fuzzy controller applied to the wellhead back pressure control system," *Mechanical Systems and Signal Processing*, vol. 142, p. 106708, 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ymsp.2020.106708>.
- [16] H. Moayedi, M. Raftari, A. Sharifi, W. A. W. Jusoh, and A. S. A. Rashid, "Optimization of ANFIS with GA and PSO estimating α ratio in driven piles," *Engineering with Computers*, vol. 36, no. 1, pp. 227-
- [1] T. Hadas and O. Schwartz, "Towards practical fast matrix multiplication based on trilinear aggregation," in *Proceedings of the 2023 International Symposium on Symbolic and Algebraic Computation*, 2023, pp. 289-297, doi: <https://doi.org/10.1145/3597066.3597099>.
- [2] P. D. Khanh, B. S. Mordukhovich, and D. B. Tran, "A new inexact gradient descent method with applications to nonsmooth convex optimization," *Optimization Methods and Software*, pp. 1-29, 2024, doi: <https://doi.org/10.1080/10556788.2024.2322700>.
- [3] M. Lapucci and P. Mansueto, "A limited memory Quasi-Newton approach for multi-objective optimization," *Computational Optimization and Applications*, vol. 85, no. 1, pp. 33-73, 2023, doi: <https://doi.org/10.1007/s10589-023-00454-7>.
- [4] K. Barkalov, I. Lebedev, and E. Kozinov, "Acceleration of global optimization algorithm by detecting local extrema based on machine learning," *Entropy*, vol. 23, no. 10, p. 1272, 2021, doi: <https://doi.org/10.3390/e23101272>.
- [5] R. Jiang and A. Mokhtari, "Accelerated quasi-newton proximal extragradient: Faster rate for smooth convex optimization," *Advances in Neural Information Processing Systems*, vol. 36, 2024, doi: <https://doi.org/10.48550/arXiv.2306.02212>.
- [6] J. R. Martins and A. Ning, *Engineering design optimization*. Cambridge University Press, 2021.
- [7] M. Sánchez, J. M. Cruz-Duarte, J. Carlos Ortíz-Bayliss, H. Ceballos, H. Terashima-Marin, and I. Amaya, "A systematic review of hyper-heuristics on combinatorial optimization problems," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 128068-128095, 2020, doi: <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.3009318>.
- [8] L. Abualigah, "Group search optimizer: a nature-inspired meta-heuristic optimization algorithm with its results, variants, and applications," *Neural Computing and Applications*, vol. 33, no. 7, pp. 2949-2972, 2021, doi: <https://doi.org/10.1007/s00521-020-05107-y>.

- [24] M. Danilova *et al.*, "Recent theoretical advances in non-convex optimization," in *High-Dimensional Optimization and Probability: With a View Towards Data Science*: Springer, 2022, pp. 79-163.
- [25] T. Osa, "Multimodal trajectory optimization for motion planning," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 39, no. 8, pp. 983-1001, 2020, doi: <https://doi.org/10.1177/0278364920918296>.
- [26] R. Jin, P. Rocco, and Y. Geng, "Cartesian trajectory planning of space robots using a multi-objective optimization," *Aerospace Science and Technology*, vol. 108, p. 106360, 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ast.2020.106360>.
- [27] H. Chung and K.-s. Shin, "Genetic algorithm-optimized long short-term memory network for stock market prediction," *Sustainability*, vol. 10, no. 10, p. 3765, 2018, doi: <https://doi.org/10.3390/su10103765>.
- [28] D. C. Montgomery and G. C. Runger, *Applied statistics and probability for engineers*. John Wiley & sons, 2020.
- [29] M. Baron, *Probability and statistics for computer scientists*. Chapman and Hall/CRC, 2019.
- [30] J. Peng, L. Li, and Y. Y. Tang, "Maximum likelihood estimation-based joint sparse representation for the classification of hyperspectral remote sensing images," *IEEE transactions on neural networks and learning systems*, vol. 30, no. 6, pp. 1790-1802, 2018, doi: <https://doi.org/10.1109/TNNLS.2018.2874432>.
- [31] K. Hopf and S. Reifenrath, "Filter Methods for Feature Selection in Supervised Machine Learning Applications--Review and Benchmark," *arXiv preprint arXiv:2111.12140*, 2021, doi: <https://doi.org/10.48550/arXiv.2111.12140>.
- 238, 2020, doi: <https://doi.org/10.1007/s00366-018-00694-w>.
- [17] H. Chung and K.-s. Shin, "Genetic algorithm-optimized multi-channel convolutional neural network for stock market prediction," *Neural Computing and Applications*, vol. 32, no. 12, pp. 7897-7914, 2020, doi: <https://doi.org/10.1007/s00521-019-04236-3>.
- [18] H. Alibrahim and S. A. Ludwig, "Hyperparameter optimization: Comparing genetic algorithm against grid search and bayesian optimization," in *2021 IEEE Congress on Evolutionary Computation (CEC)*, 2021: IEEE, pp. 1551-1559, doi: <https://doi.org/10.1109/CEC45853.2021.9504761>.
- [19] L. Liu, X. Su, L. Chen, S. Wang, J. Li, and S. Liu, "Elite Genetic Algorithm based self-sufficient Energy Management System for Integrated Energy Station," *IEEE Transactions on Industry Applications*, 2023, doi: <https://doi.org/10.1109/TIA.2023.3292326>.
- [20] G. Papazoglou and P. Biskas, "Review and comparison of genetic algorithm and particle swarm optimization in the optimal power flow problem," *Energies*, vol. 16, no. 3, p. 1152, 2023, doi: <https://doi.org/10.3390/en16031152>.
- [21] A. Nemirovski, *Introduction to linear optimization*. World Scientific, 2024.
- [22] C. Darwin, "Origin of the Species," in *British Politics and the Environment in the Long Nineteenth Century*: Routledge, 2023, pp. 47-55.
- [23] S. Fidanova and S. Fidanova, "Ant colony optimization," *Ant Colony Optimization and Applications*, pp. 3-8, 2021. [Online]. Available: https://books.google.com/books?id=SoogEAAAQB-AJ&lr=&source=gbs_navlinks_s.

تعیین موقعیت بهینه زین نسبت به مرکز چرخش رکاب دوچرخه به وسیله مدل سازی پای دوچرخه سوار

چکیده: اندام های تحتانی از مهم ترین و اساسی ترین اندام ها در فرایند رانش دوچرخه توسط ورزشکار می باشد. بنابر این درک بیومکانیکی مکانیزم پدال زنی اهمیت ویژه ای دارد. مهم ترین مفصل درگیر در فرایند رانش دوچرخه، مفصل زانو می باشد. هدف اصلی در این تحقیق ارزیابی بیومکانیکی اندام تحتانی دوچرخه سوار می باشد. در همین راستا به بررسی و تعیین موقعیت بهینه زین دوچرخه نسبت به رکاب آن، به منظور وارد آمدن کم ترین نیرو به زانو، پرداخته شد. پای دوچرخه سوار در هنگام رکاب زدن، به صورت یک مکانیزم چهار لینکی مدل سازی گردید. برای بدست آوردن نیروها و گشتاورهای وارد بر هر عضو و مفصل، از تحلیل سینماتیکی و سینیتیکی استفاده شد. برای حل معادلات نهایی، یک کد عددی مورد استفاده قرار گرفت که توسط نویسندگان مقاله و به کمک نرم افزار مطلب نوشته شده است. نتایج نشان می دهد که بیشترین مقدار نیرو در زاویه ۴۵ درجه و کمترین مقدار نیرو در زاویه ۸۱ درجه رکاب دوچرخه بر زانوی ورزشکار وارد می شود. به کمک کد عددی تحقیق حاضر فاصله افقی و عمودی زین دوچرخه نسبت به مرکز دوران رکاب دوچرخه برای هر ورزشکار قابل محاسبه و تنظیم است.

واژه های راهنما: دوچرخه سواری، مکانیزم چهار لینکی، مدل سازی، تعیین موقعیت بهینه، بیومکانیک

علی اسدی*

استادیار،
گروه مهندسی مکانیک،
دانشکده مهندسی،
دانشگاه بزرگمهر قائنات، قائن

مقاله علمی پژوهشی

دریافت: ۱۴۰۲/۱۲/۲۱

بازنگری: ۱۴۰۳/۰۲/۰۶

پذیرش: ۱۴۰۳/۰۳/۰۱

Ali Asadi*
Assistant Professor,
Department of Mechanical
Engineering, Faculty of
Engineering,
Bozorgmehr University of
Qaenat, Qaen

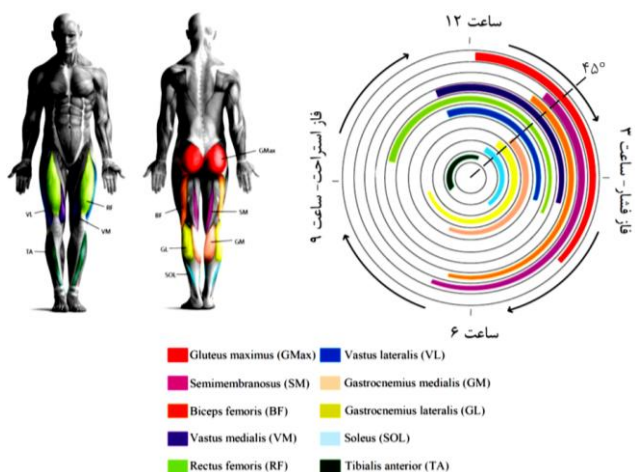
Determine the optimal position of the saddle relative to center of the rotation of bicycle pedal by modeling the cyclist's foot

Abstract: The lower limbs are one of the most important and essential organs in the process of pushing a bicycle by an athlete. Therefore, understanding the biomechanical mechanism of pedaling is particularly important. The most important joint involved in the process of pushing a bicycle is the knee joint. The main goal of this research is to evaluate the biomechanical lower limb of a cyclist. In this regard, the optimum position of the bicycle saddle in relation to its stirrup was examined and determined in order to exert the least amount of force on the knee. The cyclist's leg while pedaling was modeled as a four-link mechanism. Kinematic and kinetic analysis was used to obtain forces and torques on each member and joint. To solve the final equations, a numerical code was used that was written by the authors of the article with the help of the MATLAB software. The results show that the highest amount of force is applied to the athlete's knee at an angle of 45 degrees and the lowest amount of force is at an angle of 81 degrees. With the help of the numerical code of the present work, the horizontal and vertical distance of the bicycle saddle can be calculated and adjusted for each athlete.

Keywords: Cycling, Four-link mechanism, Modeling, Optimal positioning, Biomechanics

۱- مقدمه

در ورزش دوچرخه سواری درد زانو می‌باشد. درد زانو در یک دوچرخه‌سوار می‌تواند در جلو یا پشت و یا در طرف داخل یا خارج آن احساس شود. این درد به علت التهاب تاندون در مفصل استخوان ران و استخوان کشکک است. درد زانو در دوچرخه سواری ممکن است ناشی از پایین بودن یا جلو بودن بیش از حد زین دوچرخه و یا با شدت و بیش از حد رکاب زدن در یک دنده معین دوچرخه باشد؛ که باعث می‌شود هنگام رکاب زدن روی زانو فشار بیاید.



شکل ۱ شماتیک عضلات درگیر پای ورزشکار در یک سیکل رکاب‌زنی در دوچرخه سواری [۲]

مهم‌ترین عامل درد در سمت خارج زانو و مفصل ران دوچرخه‌سوار، سندروم ایلئوتیبیال باند^۴ است. ایلئوتیبیال باند یک نوار بافتی پهن در سمت خارجی ران و زانو است. وقتی این نوار بافتی دارای انعطاف‌پذیری کم باشد، در حین رکاب زدن و با خم و راست شدن مکرر مفصل زانو، به کندیل خارجی استخوان ران سایش پیدا کرده و موجب درد زانو می‌شود. مهم‌ترین عوامل فشار بیش از حد به ایلئوتیبیال باند عبارت‌اند از: ارتفاع نامناسب زین، دسته پدال بلند، استفاده از دنده‌های سنگین، فاصله کم پدال‌ها، چرخش پدال‌ها به داخل وقتی روی پدال قرار گرفته‌اند و کم بودن آزادی چرخش پدال.

مهم‌ترین علل درد داخل زانو کشیده شدن رباط جانبی داخلی^۵ و تاندنیت و بورسیت پس آنسرین^۶ است. عوامل ایجاد این آسیب‌ها عبارتند از: زیاد بودن فاصله پدال‌ها از هم، چرخیده بوده پدال‌ها به خارج روی پدال و محدود بودن آزادی چرخش پدال. مهم‌ترین علل درد جلوی زانو در دوچرخه‌سواران کندرومالاسی

دوچرخه سواری یکی از مهم‌ترین ورزش‌ها می‌باشد که متاسفانه این روزها در کشور ما کمتر مورد توجه قرار می‌گیرد. این ورزش به غیر از تأثیرات مستقیم بر روی سلامتی انسان، فواید زیست محیطی زیادی به همراه دارد که باعث سلامتی بیشتر جامعه طی دراز مدت می‌شود. به نظر می‌رسد که دوچرخه، این وسیله‌ی نقلیه‌ی کلاسیک، در کشورهای پیشرفته و مدرن کاربرد بیشتری دارد. برای مثال در اکثر کشورهای اروپایی دوچرخه دارای ارزشی مثل یک ماشین سواری است. در این کشورها برخی از دوچرخه‌ها، نسبت به مدل و کارایی‌شان، گاهی از خودروهای مدل بالا نیز گران‌تر هستند. این ارزش به دلیل قابلیت‌هایی نظیر حمل و نقل آسان، ورزش آسان و بی‌ضرر بودن برای محیط زیست است.

دوچرخه سواری همیشه به عنوان ورزشی ساده برای تمام سنین پیشنهاد می‌شود. این ورزش می‌تواند به صورت سبک و سنگین انجام شود. ترویج دوچرخه سواری به عنوان پاک‌ترین وسیله‌ی نقلیه می‌تواند در کاهش آلودگی هوا نقش مهمی داشته باشد. از این رو طراحی، ایجاد و احداث مسیرهای ویژه دوچرخه سواری در شهری مثل تهران که با آلودگی شدید هوا روبرو است به شدت مورد توجه قرار گرفته است. برای انجام ورزش دوچرخه سواری لازم نیست که شخص تمریناتی خاص را انجام دهد و یا موقعیت فیزیکی آن از شرایطی خاص برخوردار باشد. در این ورزش بیشتر عضلات پاها در حرکت خواهند بود، که این عمل باعث بالا بردن استقامت بدن می‌شود. البته کمر و سیستم تنفسی انسان نیز تحت تأثیر قرار می‌گیرند [۱].

عضلات و مفاصل زیادی در فرایند رانش دوچرخه توسط دوچرخه سوار درگیر هستند [۲]. شکل (۱) به صورت شماتیک این عضلات را در یک سیکل رکاب‌زنی نشان می‌دهد. این عضلات عبارتند از: عضله‌ی سیرینی بزرگ (GMax)، عضله‌ی نیم‌غشایی (SM)، عضله‌ی دوسر رانی (BF)، عضله‌ی پهن میانی (VM)، عضله‌ی راست رانی (RF) و عضله‌ی پهن خارجی (VL)، عضله‌ی دوقلو (GL و GM)، نعلی (SOL) و ساقی قدامی (TA) و مفاصل درگیر شامل مفصل ران^۱، مفصل زانو^۲ و مفصل مچ^۳ می‌شود.

با توجه به اینکه بیشترین درگیری در فرایند رانش دوچرخه مربوط به مفصل زانو است، به تبع آن یکی از شایع‌ترین آسیب‌ها

4 Iliotibial band

5 Medial collateral ligament

6 Pesanserine bursitis

1 Hip joint

2 Knee joint

3 Ankle joint

حرکتی است. دامنه‌ی حرکتی میچ پا در یک سیکل، کامل است، در حالی که حرکت کمتری در زانو رخ می‌دهد و در ران از آن هم کمتر است.

دسپیرس [۴] از دوچرخه‌ای که بر روی یک تردمیل رانده می‌شد، استفاده کرد تا تاثیرات موقعیت نشست و وزن را بر فعالیت ماهیچه‌های سطحی ساق پا مطالعه کند. ریان و گریگور [۵] ارتباط بین کار انجام شده، فرکانس و EMG تجمعی ماهیچه‌های ساق پای شرکت کننده در پدال‌زنی را مطالعه کردند. در حالی که نتایج مطالعات EMG برخی اختلافات در نواحی فعالیت عضلانی را نشان می‌داد، اما به طور کلی فعالیت همزمان گروه‌های عضلانی آگونیست/آنتاگونیست حداقل می‌باشد.

فاریا و کواناگ [۶] ماهیچه‌ها و مفاصل دخیل در دوچرخه سواری را مورد بحث قرار دادند. هال و جرج [۷] EMG مربوط به هشت ماهیچه‌ی ساق پا در حالت دوچرخه سواری بر روی غلتک را مطالعه کردند. تاریخچه‌های لحظه‌ای جداگانه، همراه با نیروهای پدال و نتایج EMG، امکان تجزیه و تحلیل دقیق مکانیکی رکاب زدن دوچرخه را فراهم می‌کند. از آنجا که نتایج برای هر سه موضوع مشابه است، تجزیه و تحلیل برای یک موضوع به طور کامل بحث شده است. یک بینش منحصر به فرد که از طریق این روش جدید به دست می‌آید، نقش عملکردی است که عضلات پا در روند رکاب زدن بازی می‌کنند.

فوردهام و همکاران [۸] زانو و میچ پا را مستعدترین نواحی آسیب در دوچرخه سواران معرفی کردند. صدمات حاد عمدتاً به دلیل طبیعت زمینی است که ورزشکاران در آن تمرین می‌کنند و مسابقه می‌دهند. یک عامل مهم در صدمات بیش از حد ورزشکار، کمبود روزهای استراحت کافی است. عامل دیگر آن است که فقط بخش کمی از زمان آموزش برای افزایش انعطاف‌پذیری صرف می‌شود.

دیویدسون [۹] آسیب‌های جانی و نتایج بیمارانی که پس از یک حادثه دوچرخه سواری در کمبریج انگلیس به بخش اورژانس مراجعه کردند را مورد مطالعه قرار داد. وی اظهار داشت که اگرچه استفاده از کلاه ایمنی دوچرخه به کاهش مرگ و میر ناشی از صدمات سر کمک می‌کند، اما این نباید تنها راه برای کاهش عوارض ناشی از حوادث دوچرخه سواری در نظر گرفته شود. انجام اقداماتی برای ایمن‌سازی دوچرخه‌سواری، اختصاص دادن مسیرهای مخصوص دوچرخه سواری و... برای کاهش تعداد این آسیب‌ها ضروری است.

کشکک، تاندنیت کشکک، تاندنیت چهار سر و آسیب پلیکای داخلی است. عوامل موثر در ایجاد این آسیب‌ها عبارتند از: استفاده زیاد از دنده‌های سنگین، ارتفاع پایین زین یا خیلی جلو بودن آن، گذاشتن پا در جلوی پدال و بلند بودن دسته پدال. مهم‌ترین علل درد پشت زانو کشش عضلات و تاندون همسترینگ است. زیاد بالا بودن یا زیاد به پشت بودن زین دوچرخه و آزاد بودن زیاد در چرخش پدال از عوامل ایجاد این آسیب می‌باشد.

بنابراین تعیین بهینه‌ی موقعیت زین دوچرخه نسبت به مرکز دوران رکاب تاثیر فراوانی در کاهش آسیب‌های زانوی دوچرخه سوار دارد. اگر زین خیلی پایین باشد فشار زیادی به عناصر جلوی زانو مانند تاندون عضله چهار سر ران و غضروف کشکک و تاندون کشکک وارد می‌شود و در صورتی که زین بیش از حد بالا قرار گیرد همسترینگ‌ها در پشت زانو تحت کشش قرار گرفته و ممکن است درد پشت زانو ایجاد شود. یک روش ساده برای تنظیم ارتفاع زین این است که وقتی روی زین نشسته و کف پای خود را بر روی پدال قرار می‌دهیم و آن را در پایین‌ترین وضعیت خود یعنی ساعت شش قرار می‌دهیم، زانو باید زاویه‌ای حدود ۳۰-۲۵ درجه داشته باشد.

علاوه بر این، جلو و عقب بودن زین هم تاثیر زیادی در نیروهای وارده به زانو دارد. وقتی که زین بیش از حد به عقب رفته باشد موجب کشیده شدن ایلوتیبیال باند می‌شود. یک روش ساده برای تنظیم جلو و عقب بودن زین این است که روی زین نشسته، پای خود را بر روی پدال گذاشته و آن را در وضعیت ساعت سه قرار دهیم. در این وضعیت ساق باید کاملاً عمودی قرار گیرد، یا به عبارت دیگر شاقولی که از جلوی کشکک به پایین آویزان می‌شود، باید از وسط پدال عبور کند.

اما با توجه به اهمیت ویژه‌ی تعیین موقعیت بهینه‌ی زین دوچرخه نسبت به مرکز دوران رکاب در پیشگیری از ایجاد آسیب‌های مختلف، مخصوصاً در مفصل زانو، بایستی تحقیقی دقیق‌تر برای درک بیومکانیک مکانیزم رکاب‌زنی در دوچرخه سواری انجام شود. به همین منظور در ادامه به بررسی تحقیقات پیشین در این زمینه پرداخته می‌شود.

هوتز و فیچر [۳] تمرینات ایستگاهی دوچرخه‌سواری را برای مطالعه EMG^۱های چهارده ماهیچه‌ی سطحی استفاده کردند. آن‌ها اظهار داشتند که دوچرخه یک وسیله‌ی درمانی مفید برای افزایش دامنه حرکات ران، زانو و میچ پا در یک محدوده‌ی خاص

در آن از دستگاهی به نام ماهیچه‌نگار برقی استفاده می‌شود و به نتایج آن ماهیچه‌نگاشت (Electromyogram) گفته می‌شود.

^۱ الکترومیوگرافی یا ماهیچه‌نگاری برقی (Electromyography) تکنیکی است برای محاسبه و ضبط حالات عضلات بدن در مواقع انقباض و انبساط که

دوچرخه سوار به کمک یک مکانیزم چهار لینکی مدل سازی و تحلیل می شود. برای حل معادلات از یک کد عددی که توسط نویسندگان مقاله نوشته شده است، استفاده می شود.

۲- مدل سازی و معادلات حاکم

۲-۱- مدل سازی

برای مدل سازی مسئله، هر یک از عضوهای ران (خط قرمز رنگ در شکل ۲)، ساق پا (خط زرد رنگ در شکل ۲) و رکاب (خط آبی رنگ در شکل ۲) به عنوان یک لینک در نظر گرفته می شود. حداقل فاصل زین تا مرکز دوران رکاب (خط سبز رنگ در شکل ۲) نیز به عنوان یک لینک در نظر گرفته می شود. بنابراین چهار لینک وجود خواهد داشت که هر یک از این لینکها، در محدوده و زاویه خاصی حرکت می کند. به این مکانیزم، چهار لینکی گفته می شود.



شکل ۲ مدل سازی عضوهای پا و رکاب در مکانیزم رکاب زنی

همانطور که در شکل (۳) مشاهده می شود، مکانیزم چهار لینکی از یک قسمت ثابت به نام قاب (لینک ۱)، دو عضو متحرک (که لنگ نامیده می شوند) با حرکت دورانی حول یک نقطه (لینک ۲ و ۴) و عضو رابط بین لنگها که میله رابط نامیده می شود (لینک ۳)، تشکیل شده است.

همانطور که در شکل (۴) مشاهده می شود، هر یک از قسمت های درگیر در فرایند رکاب زنی به وسیله یک لینک مدل شده است. لینک ۱ (حد فاصل نقاط A تا B) ران دوچرخه سوار و لینک ۲ (حد فاصل نقاط B تا C) از زانو تا کف پای دوچرخه سوار می باشد. لینک ۳ (حد فاصل بین نقاط C تا D) رکاب دوچرخه است که حول یک دایره به مرکزیت نقطه D دوران می کند. فاصله زین (که دوچرخه سوار بر آن نشسته است) تا مرکز دوران رکاب (حد فاصل D تا A) به عنوان لینک ۴ در نظر گرفته می شود.

کلارسن و همکاران [۱۰] مطالعه ای برای ثبت آسیب های بیش از حد در بین دوچرخه سواران جاده ای حرفه ای با تمرکز ویژه بر روی درد قدامی زانو و کمر انجام دادند. این مطالعه ای اپیدمیولوژی توصیفی در اردوهای تمرینی ۷ تیم حرفه ای و با ۱۰۹ نفر از ۱۱۶ دوچرخه سوار (۹۴٪) و در مورد آسیب های بیش از حد آن ها در ۱۲ ماه گذشته انجام شد. نتایج آن ها نشان داد که درد قدامی زانو و کمر درد از شایع ترین آسیب های دوچرخه سواران است.

منارد و همکاران [۱۱] اشاره کردند که اختلالات عملکردی زانو یکی از شایع ترین آسیب های غیر ضربه ای اندام تحتانی است که توسط دوچرخه سواران گزارش شده است. پیکربندی نادرست دوچرخه ممکن است دوچرخه سوار را مستعد آسیب کند. مطالعه ای آن ها برای تعیین تأثیر عقب نشینی زین بر روی نیروهای مفصل زانو در هنگام رکاب زدن با استفاده از روش مدل سازی اسکلتی عضلانی بود.

تورپین و واتیر [۱۲] تکنیک های مختلفی برای ارزیابی یک دوچرخه سوار در یک سطح بیومکانیکی ارائه کردند و نشان دادند که تعیین این که یک تکنیک خاص، بهینه است یا نه، آسان نیست. آن ها تحقیق خود را در یک آزمایشگاه بیومکانیک پیشرفته با طیف وسیعی از ابزارها که امکان اندازه گیری دقیق ویژگی های حرکتی و فیزیولوژیکی را فراهم می کند، انجام دادند. هالیدی و همکاران [۱۳] به ارزیابی تغییرات در اندازه های EMG اندام تحتانی و سینماتیک سه بعدی تمام بدن ۱۷ دوچرخه سوار که به خوبی آموزش دیده بودند، پرداختند. آن ها ارزیابی خود را در سه شدت تمرین مختلف یعنی ۶۰، ۸۰ و ۹۰ درصد حداکثر ضربان قلب ورزشکار انجام دادند. افزایش معناداری در دامنه سیگنال EMG در شدت های بالاتر برای همه گروه های عضلانی اندازه گیری شده وجود داشت. این نتایج پزشکان را در تقویت عضلات خاص در محدوده های خاصی از چرخش پدال دوچرخه سواری راهنمایی می کند. دستورالعمل ها برای پیکربندی بهینه ای دوچرخه باید وضعیت کامل بدن دوچرخه سوار و همچنین شدت تمرین و مسابقه را هنگام ارزیابی سینماتیک در نظر بگیرد. در حالی که تحقیقات پیشین، بینشی در مورد فرایند پدال زنی به وجود آورده است و همچنین زانو را از جمله مستعدترین نواحی آسیب در دوچرخه سواران معرفی کرده است، تلاشی برای تعیین موقعیت بهینه ای زین دوچرخه نسبت به رکاب آن، برای آن که کمترین فشار به زانو وارد شود، صورت نگرفته است. بنابراین هدف اصلی در این تحقیق تعیین موقعیت بهینه ای زین دوچرخه نسبت به رکاب است، تا کمترین فشار به زانو و عضلات وارد شود. به این منظور مکانیزم رکاب زنی

$$\begin{cases} \vec{R}_{AB} = L_1 e^{j\theta_1} \\ \vec{R}_{AD} = L_4 \\ \vec{R}_{DC} = L_3 e^{j\theta_3} \\ \vec{R}_{CB} = L_2 e^{j\theta_2} \end{cases}, \quad L_4 = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (2)$$

که در آن L_1, L_2, L_3 و L_4 به ترتیب طول لینک‌های ۱، ۲، ۳ و ۴ است. θ_1, θ_2 و θ_3 به ترتیب زاویه‌ی لینک‌های ۱، ۲ و ۳ با محور افقی در دستگاه $x'-y'$ است. پس از تجزیه در راستای افقی و عمودی معادلات به شکل زیر در می‌آید:

$$\begin{cases} L_3 \cos\theta_3 + L_2 \cos\theta_2 + L_4 = L_1 \cos\theta_1 \\ L_3 \sin\theta_3 + L_2 \sin\theta_2 = L_1 \sin\theta_1 \end{cases} \quad (3)$$

با توجه به اینکه θ_3 ورودی مکانیزم است، با حل دستگاه دو معادله دو مجهول فوق، θ_1 و θ_2 بدست می‌آیند.

معادله سرعت:

برای نوشتن سرعت‌ها از رابطه‌ی مربوط به مکان مشتق گرفته می‌شود:

$$\begin{cases} -L_3 \dot{\theta}_3 \sin\theta_3 - L_2 \dot{\theta}_2 \sin\theta_2 = -L_1 \dot{\theta}_1 \sin\theta_1 \\ L_3 \dot{\theta}_3 \cos\theta_3 + L_2 \dot{\theta}_2 \cos\theta_2 = L_1 \dot{\theta}_1 \cos\theta_1 \end{cases} \quad (4)$$

که در آن $\dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2$ و $\dot{\theta}_3$ به ترتیب سرعت زاویه‌ای لینک‌های ۱، ۲ و ۳ است. با توجه به ورودی بودن لینک ۳ و همچنین به کمک θ_1 و θ_2 بدست آمده در بخش قبل سرعت‌ها از طریق دستگاه زیر بدست می‌آیند.

$$\begin{bmatrix} L_1 \sin\theta_1 & -L_2 \sin\theta_2 \\ L_1 \cos\theta_1 & -L_2 \cos\theta_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} V \sin\theta_3 \\ V \cos\theta_3 \end{bmatrix} \quad (5)$$

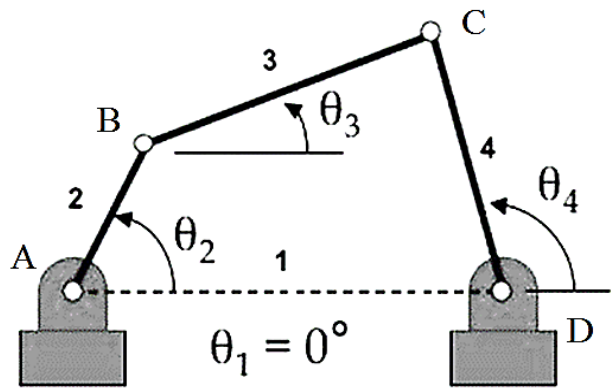
که در آن $V = L_3 \dot{\theta}_3$ است.

معادله شتاب:

برای بدست آوردن شتاب‌ها یک بار دیگر از معادلات سرعت مشتق گرفته می‌شود:

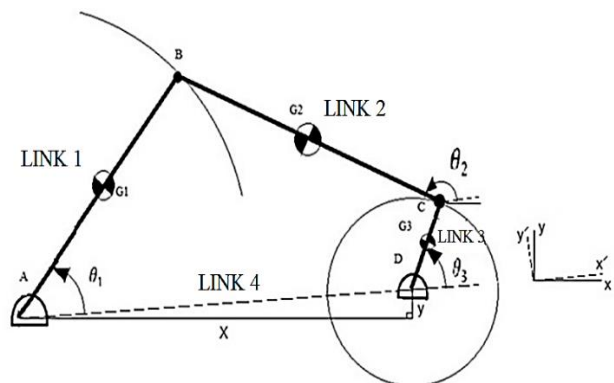
$$\begin{cases} -L_3 \ddot{\theta}_3 \cos\theta_3 - L_3 \dot{\theta}_3 \sin\theta_3 - L_2 \ddot{\theta}_2 \cos\theta_2 \\ -L_2 \dot{\theta}_2 \sin\theta_2 = -L_1 \ddot{\theta}_1 \cos\theta_1 - L_1 \dot{\theta}_1 \sin\theta_1 \\ -L_3 \ddot{\theta}_3 \sin\theta_3 + L_3 \dot{\theta}_3 \cos\theta_3 - L_2 \ddot{\theta}_2 \sin\theta_2 \\ + L_2 \dot{\theta}_2 \cos\theta_2 = -L_1 \ddot{\theta}_1 \sin\theta_1 + L_1 \dot{\theta}_1 \cos\theta_1 \end{cases} \quad (6)$$

که در آن $\ddot{\theta}_1, \ddot{\theta}_2$ و $\ddot{\theta}_3$ به ترتیب شتاب زاویه‌ای لینک‌های ۱، ۲ و ۳ است. سپس همانند حالت قبل معادلات به فرم ماتریسی مرتب می‌شود:



شکل ۳ مکانیزم چهار میله‌ای

این چهار لینک (که در اصطلاح چهار لینکی نامیده می‌شود) مکانیزم رکاب زدن دوچرخه سوار در هنگام دوچرخه سواری را مدل می‌کنند. طول همه‌ی لینک‌ها مقداری ثابت است. لینک‌های ۱، ۲ و ۳ متحرک و لینک ۴ ثابت است. لینک ۳ فقط حرکت دورانی داشته و حول نقطه‌ی D دوران می‌کند. لینک ۱ نیز تنها حرکت دورانی داشته و در بازه‌ی زاویه‌ای خاصی حول نقطه‌ی A دوران می‌کند. لینک ۲ هم حرکت دورانی داشته و هم حرکت انتقالی دارد. با فرض ورودی بودن طول لینک‌ها و زاویه، سرعت و شتاب زاویه‌ای در لینک ۳ می‌توان مسئله را تحلیل کرد.



شکل ۴ مدل سازی فرایند رکاب زنی با مکانیزم ۴ لینکی

۲-۲- تحلیل سینماتیکی مکانیزم چهار لینکی

معادله مکان:

معادله مکان مکانیزم با توجه به شکل (۴) به صورت زیر است:

$$\vec{R}_{AB} = \vec{R}_{AD} + \vec{R}_{DC} + \vec{R}_{CB} \quad (1)$$

که در آن \vec{R} معرف بردار هر لینک است. با استفاده از مختصات قطبی بردار لینک‌ها بصورت زیر است:

$$\sum F_x = ma_x \Rightarrow B_x + C_x = \quad (11)$$

$$-m_2 L_{G2} \ddot{\theta}_2 \sin\theta_2 - m_2 L_{G2} \dot{\theta}_2^2 \cos\theta_2 - m_2 L_1 \ddot{\theta}_1 \sin\theta_1 - m_2 L_1 \dot{\theta}_1^2 \cos\theta_1$$

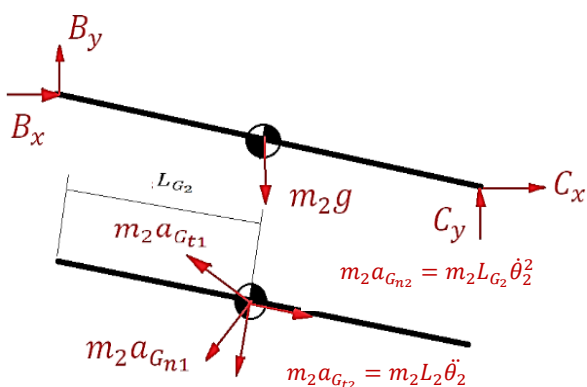
$$\sum F_y = ma_y \Rightarrow B_y + C_y - m_2 g = \quad (12)$$

$$m_2 L_{G2} \ddot{\theta}_2 \cos\theta_2 - m_2 L_{G2} \dot{\theta}_2^2 \sin\theta_2 + m_2 L_1 \ddot{\theta}_1 \cos\theta_1 - m_2 L_1 \dot{\theta}_1^2 \sin\theta_1$$

$$\sum M_{G2} = I_{G2} \ddot{\theta}_2 \Rightarrow \quad (13)$$

$$-B_x L_{G2} \sin\theta_2 - B_y L_{G2} \cos\theta_2 - C_y (L_2 - L_{G2}) \cos\theta_2 + C_x (L_2 - L_{G2}) \sin\theta_2 = I_{G2} \ddot{\theta}_2$$

که در آن C_x و C_y نیروهای افقی و عمودی وارد بر مفصل C، m_2 جرم لینک ۲، I_{G2} ممان اینرسی لینک ۲ و L_{G2} فاصله مرکز جرم لینک ۲ تا نقطه‌ی B یا C است. برآیند نیروی وارد بر مفصل C برابر $F_C = \sqrt{C_x^2 + C_y^2}$ است.



شکل ۶ تحلیل سینتیکی لینک ۲

تحلیل سینتیکی لینک سوم:

معادلات لینک سوم با توجه به شکل (۷) نوشته می‌شود:

$$\sum F_x = ma_x \Rightarrow D_x - C_x = \quad (14)$$

$$-m_3 L_{G3} \ddot{\theta}_3 \sin\theta_3 - m_3 L_{G3} \dot{\theta}_3^2 \cos\theta_3$$

$$\sum F_y = ma_y \Rightarrow D_y - C_y - m_3 g = \quad (15)$$

$$m_3 L_{G3} \ddot{\theta}_3 \cos\theta_3 - m_3 L_{G3} \dot{\theta}_3^2 \sin\theta_3$$

$$\sum M_D = I_D \ddot{\theta}_3 \Rightarrow T_3 + \quad (16)$$

$$m_3 g L_{G3} \cos\theta_3 + C_x L_3 \sin\theta_3 - C_y L_3 \cos\theta_3 = (I_{G3} + m_3 L_{G3}^2) \ddot{\theta}_3$$

که در آن D_x و D_y نیروهای افقی و عمودی وارد بر مفصل D، m_3 جرم لینک ۳، I_{G3} ممان اینرسی لینک ۳، L_{G3} فاصله مرکز جرم لینک ۳ تا نقطه‌ی D و T_3 گشتاور وارد بر لینک ۳

$$\begin{bmatrix} L_1 \sin\theta_1 & -L_2 \sin\theta_2 \\ -L_1 \cos\theta_1 & L_2 \cos\theta_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} = \quad (7)$$

$$\begin{bmatrix} L_3 \dot{\theta}_3^2 \cos\theta_3 + L_3 \ddot{\theta}_3 \sin\theta_3 + L_2 \dot{\theta}_2^2 \cos\theta_2 - L_1 \dot{\theta}_1^2 \cos\theta_1 \\ L_3 \dot{\theta}_3^2 \sin\theta_3 - L_3 \ddot{\theta}_3 \cos\theta_3 + L_2 \dot{\theta}_2^2 \sin\theta_2 - L_1 \dot{\theta}_1^2 \sin\theta_1 \end{bmatrix}$$

با توجه به مشخص بودن سرعت و موقعیت لینک‌ها از بخش قبل $\dot{\theta}_1$ و $\dot{\theta}_2$ بدست می‌آید.

۳-۲- تحلیل سینتیکی مکانیزم چهار لینکی

تحلیل سینتیکی لینک اول:

معادلات لینک ۱ با توجه به شکل (۵) نوشته می‌شود:

$$\sum F_x = ma_x \Rightarrow A_x - B_x = \quad (8)$$

$$-m_1 L_{G1} \ddot{\theta}_1 \sin\theta_1 - m_1 L_{G1} \dot{\theta}_1^2 \cos\theta_1$$

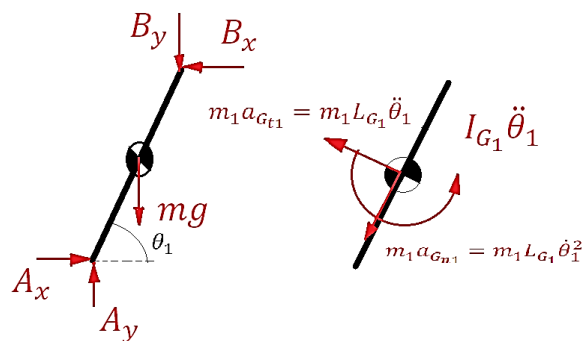
$$\sum F_y = ma_y \Rightarrow A_y - B_y - m_1 g = \quad (9)$$

$$m_1 L_{G1} \ddot{\theta}_1 \cos\theta_1 - m_1 L_{G1} \dot{\theta}_1^2 \sin\theta_1$$

$$\sum M_A = I_A \ddot{\theta}_1 \Rightarrow m_1 g L_{G1} \cos\theta_1 + \quad (10)$$

$$B_x L_1 \sin\theta_1 - B_y L_1 \cos\theta_1 = (I_{G1} + m_1 L_{G1}) \ddot{\theta}_1$$

که در آن A_x و A_y نیروهای افقی و عمودی وارد بر مفصل A، B_x و B_y نیروهای افقی و عمودی وارد بر مفصل زانو یعنی B، m_1 جرم لینک ۱، I_{G1} ممان اینرسی لینک ۱ و L_{G1} فاصله مرکز جرم لینک ۱ تا نقطه‌ی A است. برآیند نیروی وارد بر مفصل A برابر $F_A = \sqrt{A_x^2 + A_y^2}$ و برآیند نیروی وارد بر مفصل B برابر $F_B = \sqrt{B_x^2 + B_y^2}$ است.



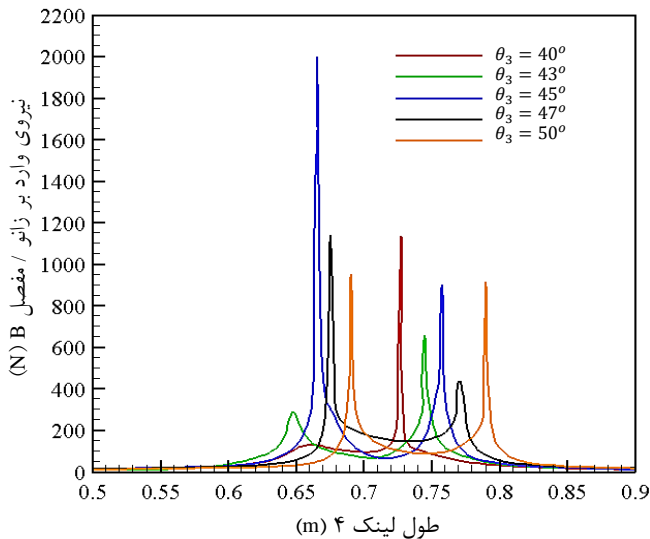
شکل ۵ تحلیل سینتیکی لینک ۱

تحلیل سینتیکی لینک دوم:

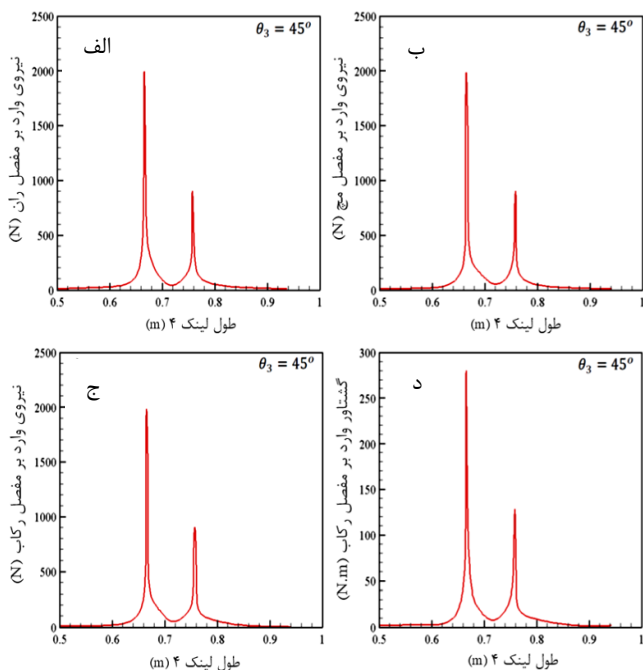
در نهایت معادلات لینک دوم با توجه به شکل (۶) نوشته می‌شود:

۴- نتایج

پس از اجرای کد عددی و بررسی نتایج، مشخص شد که بیشترین نیروی وارد بر زانو در زاویه‌ی ۴۰ تا ۵۰ درجه‌ی لینک ۳ (رکاب) و کمترین نیروی وارد بر زانو در زاویه‌ی ۷۷ تا ۸۵ درجه‌ی لینک ۳ وارد می‌شود. بنابراین به بررسی دقیق‌تر نتایج در این زوایا پرداخته می‌شود.

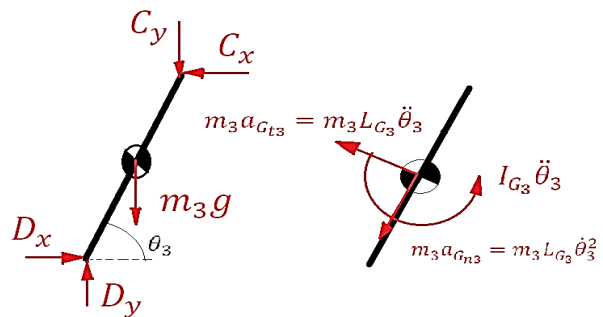


شکل ۸ نیروی وارد بر زانو بر حسب طول لینک ۴ در زاویه‌های مختلف لینک ۳ (۴۰ تا ۵۰ درجه)



شکل ۹ الف-نیروی وارد بر مفصل ران، ب-نیروی وارد بر مفصل مچ، ج-نیروی وارد بر مفصل رکاب دوچرخه و د-گشتاور وارد بر مفصل رکاب دوچرخه (بر حسب طول لینک ۴ در زاویه‌ی ۴۵ درجه‌ی لینک ۳)

است. برآیند نیروی وارد بر مفصل D برابر $F_D = \sqrt{D_x^2 + D_y^2}$ است. با حل ۹ معادله (۸) تا (۱۶)، ۹ مجهول $A_x, A_y, B_x, B_y, C_x, C_y$ و D_x, D_y, D_x, C_y بدست می‌آید.



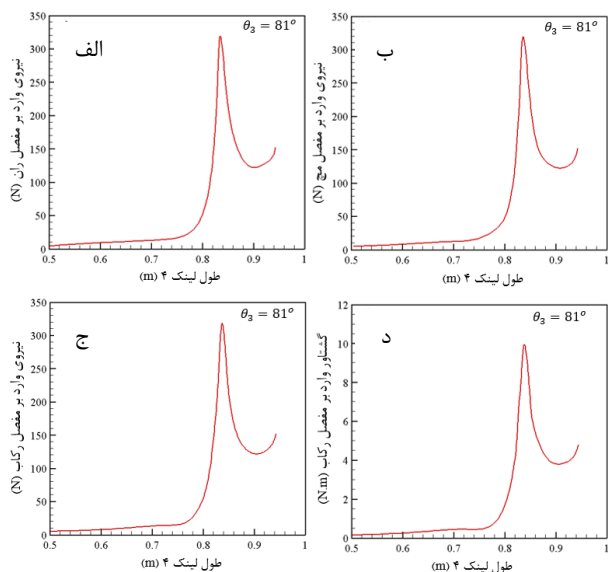
شکل ۷ تحلیل سینتیکی لینک ۳

۳- حل عددی

حل عددی معادلات به کمک یک کد عددی نوشته شده به کمک نرم افزار مطلب انجام شد. تغییرات افقی زین دوچرخه (y) در شکل (۴) از ۲ تا ۳۰ سانتی‌متر و تغییرات ارتفاع زین دوچرخه نسبت به مرکز دوران رکاب (x) در شکل (۴) از ۵۰ تا ۹۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شد. بازه‌ی تغییرات افقی و ارتفاع زین به اندازه‌ی کافی بزرگ در نظر گرفته شده است تا تحلیل مناسبی از مکانیزم رکاب‌زنی توسط یک ورزشکار انجام شود. فرض می‌شود نیرویی که دوچرخه‌سوار به رکاب وارد می‌کند تقریباً بین زاویه $\theta_3 = 10^\circ$ تا $\theta_3 = 150^\circ$ (فاز فشار در شکل ۱) باشد. مقادیر ورودی کد عددی در جدول (۱) نشان داده شده است. این داده‌ها برای یک ورزشکار فرضی در نظر گرفته شده است و برای هر ورزشکار دیگری قابل اندازه‌گیری و اعمال در کد عددی است.

جدول ۱ مقادیر داده‌های ورودی کد عددی

| ردیف | متغیر | مقدار | واحد |
|------|-------------------|-------|--------------------|
| ۱ | L_1 | ۰٫۴۸ | m |
| ۲ | L_2 | ۰٫۴۷ | m |
| ۳ | L_3 | ۰٫۲۰ | m |
| ۴ | m_1 | ۱۲ | kg |
| ۵ | m_2 | ۸ | kg |
| ۶ | m_3 | ۰٫۵ | kg |
| ۷ | $\dot{\theta}_3$ | ۱۳ | rad/s |
| ۸ | $\ddot{\theta}_3$ | ۰ | rad/s ² |



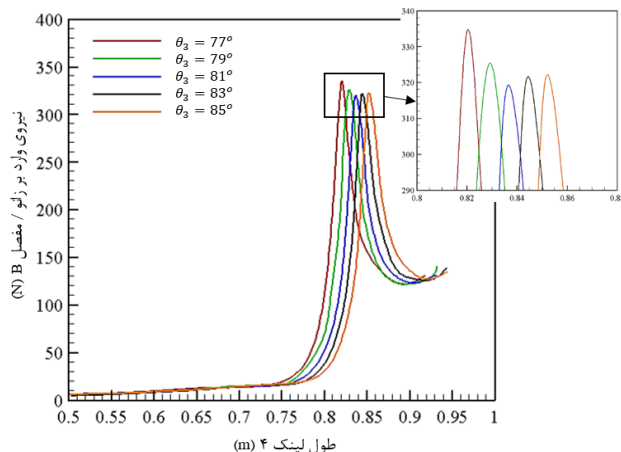
شکل ۱۱ الف-نیروی وارد بر مفصل ران، ب-نیروی وارد بر مفصل مچ، ج-نیروی وارد بر مفصل رکاب دوچرخه و د-گشتاور وارد بر مفصل رکاب دوچرخه (بر حسب طول لینک ۴ در زاویه ۸۱ درجه‌ی لینک ۳)

برای مقایسه‌ی دقیق تر و درک اختلاف نیروی وارد بر مفاصل در دو زاویه‌ای که کمترین و بیشترین ماکزیمم نیرو را بر زانو وارد می‌کند، به مقایسه‌ی مقادیر ماکزیمم نیرو و گشتاور در مفاصل مختلف در دو زاویه‌ی ۴۵ و ۸۱ درجه‌ی لینک ۳ پرداخته می‌شود. این مقایسه در جدول (۲) ارائه شده است. همانطور که مشاهده نیروی وارد بر مفاصل مختلف در زاویه‌ی ۴۵ درجه‌ی لینک ۳ حدود 1600 N از نیروی وارد بر مفاصل مختلف در زاویه‌ی ۸۱ درجه‌ی لینک ۳ بیشتر است. این مقدار برای گشتاور وارد بر مفصل رکاب حدود 270 N.m می‌باشد.

جدول ۲ مقایسه‌ی مقادیر ماکزیمم نیرو و گشتاور در مفاصل مختلف در دو زاویه‌ی ۴۵ و ۸۱ درجه‌ی لینک ۳

| ردیف | نیرو/گشتاور | در $\theta_3=81^\circ$ ($L_4=0.84\text{m}$) | در $\theta_3=45^\circ$ ($L_4=0.66\text{m}$) |
|------|-------------|--|--|
| ۱ | F_A (N) | ۳۱۸٫۱۵ | ۱۹۷۹٫۲۲ |
| ۲ | F_B (N) | ۳۱۹٫۱۶ | ۱۹۷۶٫۹۴ |
| ۳ | F_C (N) | ۳۱۸٫۵۰ | ۱۹۸۰٫۵۲ |
| ۴ | F_D (N) | ۳۱۷٫۹۱ | ۱۹۷۷٫۹۰ |
| ۵ | T_D (N.m) | ۹٫۹۴ | ۲۷۹٫۸۷ |

با توجه به اینکه هدف اصلی در این تحقیق تعیین موقعیت بهینه زین دوچرخه نسبت به مرکز دوران رکاب است، تا نیروی کمتری به زانوی دوچرخه سوار وارد شود، به بررسی وضعیتی می‌پردازیم که بیشترین نیرو به زانو وارد می‌شود. به عبارتی به



شکل ۱۰ نیروی وارد بر زانو بر حسب طول لینک ۴ در زاویه‌های مختلف لینک ۳ (۷۷ تا ۸۵ درجه)

شکل (۸) نیروی وارد بر مفصل B (زانو) بر حسب طول لینک ۴ (فاصله‌ی زین تا مرکز دوران رکاب) را نشان می‌دهد.

در هر یک از منحنی‌های این شکل، دو مقدار ماکزیمم وجود دارد و این به این معنی است که تغییر طول لینک ۴ در دو مرحله باعث افزایش نیروی وارد بر زانو می‌شود. خطرناک‌ترین زاویه، ۴۵ درجه می‌باشد، زیرا در طول 0.66m لینک ۴ بیشترین نیرو را به زانوی فرد وارد می‌کند. مقدار نیرو در این زاویه و در نقطه‌ی ماکزیمم اول تا حدود 2000 N می‌رسد. این نیرو در فاز فشار وارد می‌شود (شکل ۱ مشاهده شود). همانطور که در شکل (۱) مشخص است در زاویه‌ی ۴۵ درجه‌ی لینک ۳ (رکاب) تقریباً همه‌ی عضلات به جز عضله‌ی ساقی قدامی (TA) درگیر می‌باشند.

شکل (۹) نیروی وارد بر مفاصل دیگر A (مفصل ران)، C (مفصل مچ) و D (مفصل رکاب) در زاویه‌ی ۴۵ درجه‌ی لینک ۳ (زاویه‌ای که بیشترین نیرو بر مفصل زانو وارد می‌شود) و همچنین گشتاور مفصل D در این زاویه را نشان می‌دهد.

شکل (۱۰) نیروی وارد بر مفصل B (زانو) بر حسب طول لینک ۴ را نشان می‌دهد. همانطور که پیش‌تر اشاره شد، کمترین نیروی وارد بر زانو (حداکثر در حدود 350 N) در این بازه از زاویه‌ی لینک ۳ اتفاق می‌افتد. مشاهده می‌شود که کم‌ترین نیروی وارد بر زانو در نقاط ماکزیمم، در حالتی است که زاویه لینک ۳ برابر با ۸۱ درجه باشد. موقعیت مقدار ماکزیمم این نمودار در طول 0.8355m لینک ۴ بوده و مقدار نیروی آن حدود 320.5 N می‌باشد.

شکل (۱۱) نیروی وارد بر مفاصل دیگر ران، مچ و رکاب در زاویه‌ی ۸۱ درجه‌ی لینک ۳ (زاویه‌ای که کمترین نیرو بر مفصل زانو وارد می‌شود) و همچنین گشتاور مفصل رکاب را نشان می‌دهد.

همچنین اگر موقعیت زین از $y=0.20\text{ m}$ و $x=0.64\text{ m}$ به $y=0.18\text{ m}$ و $x=0.64\text{ m}$ تغییر یابد، فقط با تغییر مکان افقی زین به اندازه 2 cm ، مقدار نیروی وارد بر زانو به اندازه 1500 N افزایش می‌یابد. بنابراین بایستی دقت ویژه‌ای در تنظیم موقعیت زین صرف شود که این هدف به کمک تحقیق حاضر امکان پذیر است.

۵- نتیجه‌گیری

در این تحقیق مدل‌سازی رکاب‌زنی دوچرخه با استفاده از یک مکانیزم ۴ لینکی انجام شد. پس از شناسایی عضلات و مفاصل درگیر در فرایند رانش دوچرخه و مدل‌سازی، معادلات حاکم استخراج و به کمک یک کد عددی حل شد. سپس معادلات برای یک ورزشکار فرضی حل شد و نتایج زیر حاصل شد:

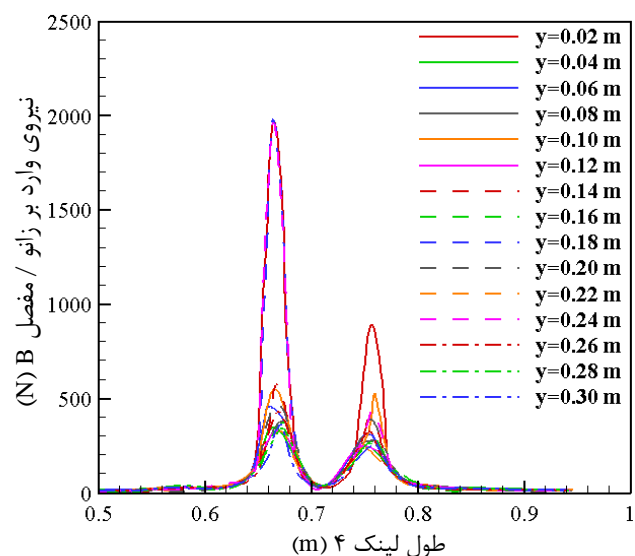
- بیشترین نیرو در وضعیت ساعت ۳ فاز فشار یا زاویه 45° درجه‌ی رکاب بر زانوی دوچرخه سوار وارد می‌شود. در این وضعیت همه‌ی عضلات درگیر در رکاب زنی، به جز عضله ساقی قدامی (TA)، فعال می‌باشند.
- کمترین نیرو در انتهای فاز فشار و در زاویه 81° درجه‌ی رکاب بر زانوی دوچرخه سوار وارد می‌شود.
- نیروی وارد بر زانوی ورزشکار نمونه‌ی این تحقیق در زاویه 45° درجه‌ی رکاب نسبت به زاویه 81° درجه‌ی رکاب حدود 1600 N بیشتر است.
- پس از شناسایی زاویه‌ای که بیشترین نیرو را به زانو وارد می‌کند، با تغییر مکان افقی و عمودی موقعیت زین نسبت به مرکز دوران رکاب دوچرخه، می‌توان نقطه‌ی بهینه‌ای که در آن کمترین نیرو به زانو و سایر مفاصل وارد می‌شود را تعیین کرد.
- تنظیم نامناسب موقعیت زین دوچرخه فقط به اندازه 2 cm می‌تواند نیروی وارد بر مفاصل را تا حدود 1500 N افزایش دهد.

۶- مراجع

- [1] H. Shirmohammadi and M. Mazaheri, "Providing a solution to facilitate the implementation of the cycling system," *The 7th Conference & Exhibition on Environmental Engineering*, 2014, doi: <https://civilica.com/doc/318892>.
- [2] E. G. Brand, "Asymmetry in hip, knee and ankle kinematics in cyclists with chronic unilateral patellofemoral pain," Stellenbosch: Stellenbosch

تعیین موقعیت بهینه‌ی زین در زاویه 45° درجه‌ی لینک ۳ پرداخته می‌شود تا میزان بیشترین نیروی وارد بر زانو به حداقل برسد. در این راستا با تغییر فاصله‌ی افقی زین تا مرکز دوران رکاب (y) نیروی وارد بر مفصل زانو بر حسب طول لینک ۴ بررسی می‌شود. با توجه به اینکه در این حالت طول لینک ۴ و فاصله‌ی افقی زین تا مرکز دوران رکاب دوران معلوم است، فاصله‌ی عمودی زین تا مرکز دوران رکاب نیز قابل محاسبه خواهد بود.

شکل (۱۲) نیروی وارد بر زانو بر حسب طول لینک ۴ در زاویه 45° درجه‌ی لینک ۳ برای yهای مختلف را نشان می‌دهد.



شکل ۱۲ نیروی وارد بر زانو بر حسب طول لینک ۴ در زاویه 45° درجه‌ی لینک ۳ در yهای مختلف

آنالیز دقیق نتایج نشان می‌دهد که کمترین مقدار نیروی وارد بر زانو $F_B = 245.34\text{ N}$ است و در $y = 0.22\text{ m}$ برای $L_4 = 0.75\text{ m}$ حاصل می‌شود. بر اساس رابطه‌ی (۲) مقدار $x = 0.72\text{ m}$ خواهد بود. بنابراین برای ورزشکار فرضی تحقیق حاضر بایستی فاصله‌ی افقی زین تا مرکز دوران رکاب 22 cm و فاصله‌ی عمودی زین تا مرکز دوران رکاب 72 cm در نظر گرفته شود تا کمترین نیرو به زانوی ورزشکار وارد شود. اهمیت تنظیم موقعیت زین نسبت به رکاب وقتی به وضوح مشخص می‌شود که دقت کنیم اگر موقعیت زین در $x = 0.62\text{ m}$ و $y = 0.24\text{ m}$ باشد، مقدار نیروی وارد بر زانو 1958.33 N بوده و اگر موقعیت زین $x = 0.73\text{ m}$ و $y = 0.24\text{ m}$ باشد، مقدار نیروی وارد بر زانو 437.50 N است و حدود 1520 N افزایش یافته است. این مقدار افزایش نیروی وارد بر زانو فقط با تغییر مکان عمودی زین به اندازه 11 cm ایجاد شده است (شکل ۱۲).

- journal of sports medicine*, vol. 38, no. 3, pp. 300-303, 2004, doi: <https://doi.org/10.1136/bjism.2002.003350>.
- [9] J. A. Davidson, "Epidemiology and outcome of bicycle injuries presenting to an emergency department in the United Kingdom," *European journal of emergency medicine*, vol. 12, no. 1, pp. 24-29, 2005, doi: <https://doi.org/10.1097/00063110-200502000-00007>.
- [10] B. Clarsen, T. Krosshaug, and R. Bahr, "Overuse injuries in professional road cyclists," *The American journal of sports medicine*, vol. 38, no. 12, pp. 2494-2501, 2010, doi: <https://doi.org/10.1177/0363546510376816>.
- [11] M. Menard, M. Domalain, A. Decatoire, and P. Lacouture, "Influence of saddle setback on knee joint forces in cycling," *Sports Biomechanics*, 2018, doi: <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1466906>.
- [12] N. A. Turpin and B. Watier, "Cycling biomechanics and its relationship to performance," *Applied Sciences*, vol. 10, no. 12, p. 4112, 2020, doi: <https://doi.org/10.3390/app10124112>.
- [13] W. Holliday, R. Theo, J. Fisher, and J. Swart, "Cycling: Joint kinematics and muscle activity during differing intensities," *Sports biomechanics*, vol. 22, no. 5, pp. 660-674, 2023, doi: <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1640279>.
- University, 2016, doi: <http://hdl.handle.net/10019.1/98568>.
- [3] S. J. Houtz and F. J. Fischer, "An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle," *JBJS*, vol. 41, no. 1, pp. 123-131, 1959, doi: <https://doi.org/10.2106/00004623-195941010-00014>.
- [4] M. Desipres, "An electromyographic study of competitive road cycling conditions simulated on a treadmill," in *Biomechanics IV*: Springer, 1974, pp. 349-355, doi: https://doi.org/10.1007/978-1-349-02612-8_51.
- [5] M. M. Ryan and R. J. Gregor, "EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 2, no. 2, pp. 69-80, 1992, doi: [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(92\)90018-e](https://doi.org/10.1016/1050-6411(92)90018-e).
- [6] I. Faria and P. R. Cavanagh, "The Physiology and Biomechanics of Cycling," *John Wiley & Sons*, 1978, doi: [ISBN 10: 0471254908 ISBN 13: 9780471254904](https://doi.org/10.1002/9780471254904).
- [7] M. Hull and M. Jorge, "A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling," *Journal of biomechanics*, vol. 18, no. 9, pp. 631-644, 1985, doi: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90019-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90019-3).
- [8] S. Fordham, G. Garbutt, and P. Lopes, "Epidemiology of injuries in adventure racing athletes," *British*



بررسی خواص مکانیکی و زیستی داربست های زیستی استوانه ای ساخته شده با چاپ گر سه بعدی

چکیده: امروزه، استفاده از داربست های زیستی در مهندسی بافت به منظور ترمیم بافت های آسیب دیده با ایجاد یک بستر مناسب برای رشد سلول ها در بدن موجودات زنده مورد توجه قرار گرفته است. این داربست ها باید بتوانند اکسیژن و مواد مغزی را به راحتی به سلول ها برسانند و همچنین، خواص مکانیکی متناسب با بافت هدف را داشته باشند. جنس داربست به همراه شکل و اندازه تخلخل آن از جمله عوامل تاثیرگذار بر این ویژگی ها هستند. از آنجا که داربست های مربعی و مستطیلی برای آسیب های دایره ای شکل مناسب نیستند لازم است داربست هایی استوانه ای شکل با استحکام و تخلخل مناسب برای این کاربردها ساخته شوند. در این مطالعه، تاثیر جنس و شکل تخلخل بر خواص مکانیکی و زیستی داربست های استوانه ای بررسی شده است. طبق نتایج ارائه شده در پژوهش های پیشین، داربست های دارای شکل های تخلخل سینوسی و دایره ای هم مرکز و کاگوم خواص مکانیکی و زیستی بهتری نسبت متعام دارند. با افزایش درصد ماده اسید آلژینیک و اکسید گرافن به داربست تری کلسیم فسفات، تخلخل و چسبندگی سلول ها افزایش می یابد. با افزودن هیدروکسی آپاتیت به داربست PCL، مدول و استخوان سازی نسبت به PCL خالص بهبود می یابد.

واژه های راهنما: مهندسی بافت، خواص مکانیکی، خواص زیستی، داربست استوانه ای، تخلخل

مهدی گیوه ای

دانشجوی کارشناسی ارشد

روح اله عزیزی تفتی*

استادیار،

دانشکده مهندسی مکانیک،

دانشگاه یزد، یزد

مقاله علمی پژوهشی

دریافت: ۱۴۰۲/۱۱/۱۱

بازنگری: ۱۴۰۳/۰۱/۲۰

پذیرش: ۱۴۰۳/۰۳/۰۱

Mehdi Givehee
MSc Student

Roohallah Azizi
Tafti*

Assistant Professor,
Faculty of Mechanical
Engineering,
Yazd University, Yazd

Investigating the mechanical and biological properties of cylindrical bioscaffolds made with a 3D printer

Abstract: Today, the use of biological scaffolds in tissue engineering is being considered in order to repair damaged tissues by creating a suitable substrate for the growth of cells in the body of living organisms. These scaffolds should be able to deliver oxygen and brain materials easily to the cells and also have mechanical properties appropriate to the target tissue. The type of scaffold along with the shape and size of its porosity are among the factors affecting these characteristics. Since square and rectangular scaffolds are not suitable for circular damages, it is necessary to build cylindrical scaffolds with suitable strength and porosity for these applications. In this study, the effect of the type and shape of porosity on the mechanical and biological properties of cylindrical scaffolds has been investigated. According to the results presented in previous researches, scaffolds with concentric sinusoidal and circular porosity shapes and Kagome have better mechanical and biological properties than orthogonal ones. By increasing the percentage of alginate acid and graphene oxide to the tricalcium phosphate scaffold, the porosity and adhesion of cells increases. By adding hydroxyapatite to the PCL scaffold, the modulus and bone formation are improved compared to pure PCL.

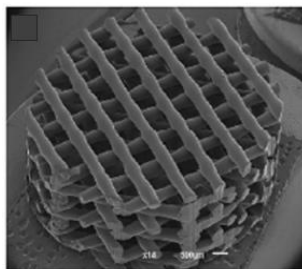
Keywords: Bioscaffold, Tissue engineering, Mechanical properties, Biological properties, Cylindrical scaffold, Porosity

۱- مقدمه

مرور پژوهش‌های پیشین، اثر تخلخل‌های گوناگون بر استحکام و رشد سلولی در داربست‌های استوانه‌ای مطالعه گردید.

۲- خواص مکانیکی

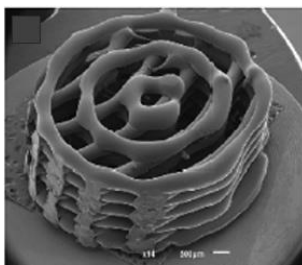
در پژوهشی که توسط فونسکا و همکاران انجام شد [۱۲]، داربست‌هایی استوانه‌ای از جنس پلی‌کاپرولاکتون (PCL) با تخلخل‌های متعامد، سینوسی و دایره‌ای هم‌مرکز مقایسه شدند. در حالی که در تخلخل متعامد، لایه‌ها با جهت‌گیری صفر و ۹۰ درجه به‌صورت متناوب روی هم چاپ شدند، در تخلخل سینوسی، لایه‌ها به‌صورت متناوب زاویای صفر، ۴۵ و ۹۰ درجه داشتند. در تخلخل سوم، لایه‌هایی متناوب به‌صورت دایره‌های هم‌مرکز و خطوط مستقیم با زاویه‌ی صفر درجه روی هم قرار گرفتند (شکل ۱).



متعامد
(الف)



سینوسی
(ب)



دایره‌ای
(ج)

شکل ۱ داربست‌های الف- استوانه‌ای با تخلخل‌های متعامد، ب- سینوسی و ج- دایره‌ای [۱۲]

چاپ سه‌بعدی یکی از نویدبخش‌ترین روش‌ها برای ساخت داربست برای مهندسی بافت است. یک داربست خالص ممکن است به دلیل نداشتن خواص بافت هدف برای عملکردهای زیستی محدود شود [۱].

صدمات و نقص‌های استخوانی ناشی از شکستگی، پوکی استخوان، شکستگی‌های پاتولوژیک و تومورها منجر به هزاران عمل جراحی می‌شود. هر چند پیوند استخوان یکی از بهترین روش‌های درمان است اما این شیوه را نمی‌توان بهترین درمان برای آسیب‌ها و نقایص استخوانی بزرگ دانست. مهندسی بافت یک زمینه بین‌رشته‌ای است که در آن، راهکارهایی برای بازسازی اندام‌ها یا بافت‌ها اجرا می‌شود [۲]. مهندسی بافت استخوان که شامل داربست، سلول‌های روی داربست و عوامل تاثیرگذار برای رشد است اکنون رویکردی مقرون‌به‌صرفه‌تر و مؤثرتر نسبت به عمل جراحی، برای درمان آسیب‌ها و نقص‌های استخوانی به شمار می‌رود [۳]. در مواردی که آسیب کوچک باشد و بافت با خودبازسازی ترمیم شود نیازی به مداخله پزشک نیست. با این حال، در نقص‌های بزرگ اغلب خودبازسازی و عملکرد طبیعی بدن جوابگو نیست و روش‌های درمانی مؤثرتری مورد نیاز است [۴]. داربست باید ساختار و خواص مکانیکی مربوط به بافت را فراهم کند. با این حال، روش‌های سنتی ساخت داربست (مانند قالب‌گیری ذوبی^۱، جداسازی فاز^۲، پیوند فیبر^۳ و فرم‌دهی با گاز^۴) که کنترل محدودی بر معماری و اتصال منافذ داربست دارند نمی‌توانند داربست‌های پلیمری مناسبی را برای بافت هدف بسازند [۵]. با توسعه‌ی سریع روش‌های چاپ سه‌بعدی، داربست‌های سه‌بعدی چاپ‌شده نیز به تدریج جایگزین داربست‌های سنتی در بازسازی غضروف و استخوان می‌شوند [۶ و ۷]. این داربست‌ها بسیار متخلخل بوده و با داشتن ساختار منافذ به‌هم‌پیوسته می‌توانند مواد مغذی را انتقال دهند. این داربست‌ها باید سطوح مناسبی برای اتصال به سلول‌ها داشته باشند تا بتوانند رشد سلولی مناسبی را نتیجه دهند. داربست سه‌بعدی چاپ‌شده می‌تواند فضای مناسبی را برای بازسازی استخوان ایجاد کند [۸] و در طراحی و ساخت آن باید مقدار تخلخل، اندازه منافذ، نحوه اتصال لایه‌ها، خواص مکانیکی و هندسه مناسبی در نظر گرفته شود [۹-۱۱].

در این پژوهش، خواص مکانیکی و زیستی داربست‌های استوانه‌ای با تخلخل‌های متعامد و غیرمتعامد بررسی شد و با

³ fibre bonding

⁴ Gas foaming

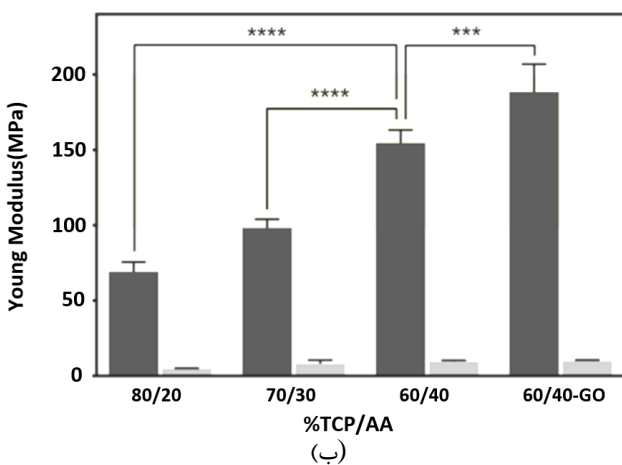
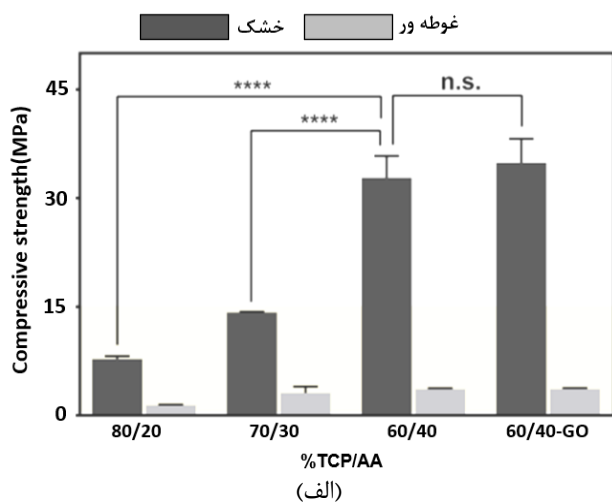
¹ Melt moulding

² Phase separation

بوگا و همکاران [۱۳] با تقلید از معماری طبیعی استخوان‌ها، داربست‌هایی استوانه‌ای را متشکل از لایه‌های متناوب با نام‌های α و β با شکل‌های متفاوت به کمک چاپگر سه‌بعدی ساختند که سلول‌ها بتوانند روی آن‌ها بچسبند، تکثیر شوند و تمایز پیدا کنند (شکل ۴).



شکل ۴ روش چاپ داربست‌های استوانه‌ای در مطالعه‌ی بوگا و همکاران [۱۳]

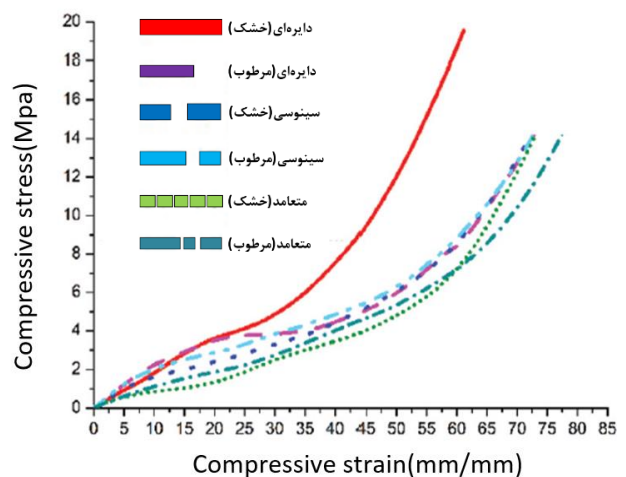


شکل ۵ الف- استحکام فشاری ب- مدول یانگ داربست‌های استوانه‌ای در شرایط خشک و غوطه‌ور برای درصدهای مختلف ماده TCP/AA [۱۳]

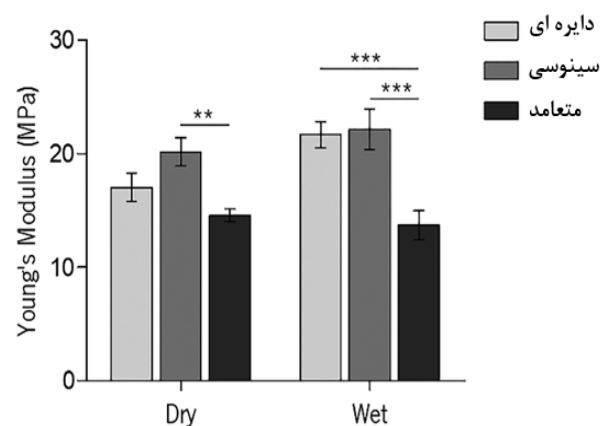
در این داربست‌ها، هر لایه به عنوان تکیه‌گاه برای لایه بعدی عمل می‌کند تا یکپارچگی ساختاری داربست‌ها در حین چاپ حفظ شود. بدین ترتیب، داربست‌هایی شامل ۹ لایه با قطر ۱۶

از آن جایی که درصد تخلخل به شدت بر عملکرد مکانیکی و زیستی داربست‌ها تأثیر می‌گذارد، برای چاپ داربست‌ها درصد تخلخل‌های گوناگون در نظر گرفته شد. داربست‌های متعادل دارای اندازه متوسط منافذ ۰/۴۸ میکرومتر بودند که کوچک‌تر از دو شکل تخلخل دیگر بود (اندازه منافذ در تخلخل‌های دایره‌ای و سینوسی به ترتیب ۰/۵۵ و ۰/۵۷ میکرومتر بود). بنابراین، با داشتن اثر تخلخل، اندازه منافذ و سطح، اگر رفتار سلولی متفاوتی در زمان کاشت در داربست مشاهده شود، به دلیل جنبه‌هایی غیر از اثر تخلخل خواهد بود.

با توجه به شکل‌های (۲) و (۳)، شکل‌های تخلخل دایره‌ای و سینوسی چه در شرایط خشک و چه در زمان غوطه‌وری در محلول بافر فسفات سالین (PBS^۱) که این محلول به ثابت ماندن Ph کمک می‌کند و مشابه شرایط بدن انسان است، استحکام فشاری و مدول یانگ بالاتری نسبت به تخلخل متعادل دارند.



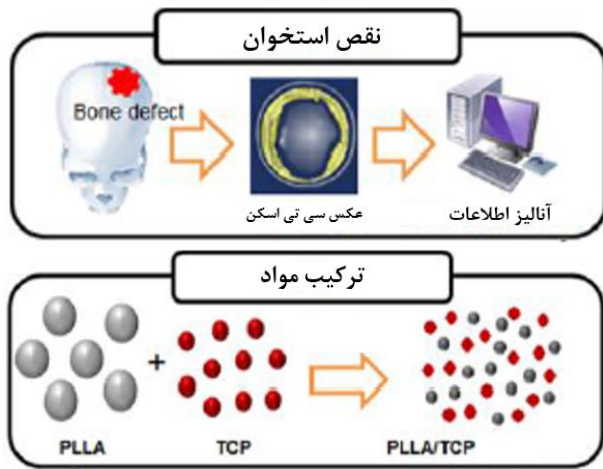
شکل ۲ منحنی تنش - کرنش فشاری داربست‌های استوانه‌ای با تخلخل‌های دایره‌ای، سینوسی و متعادل [۱۲]



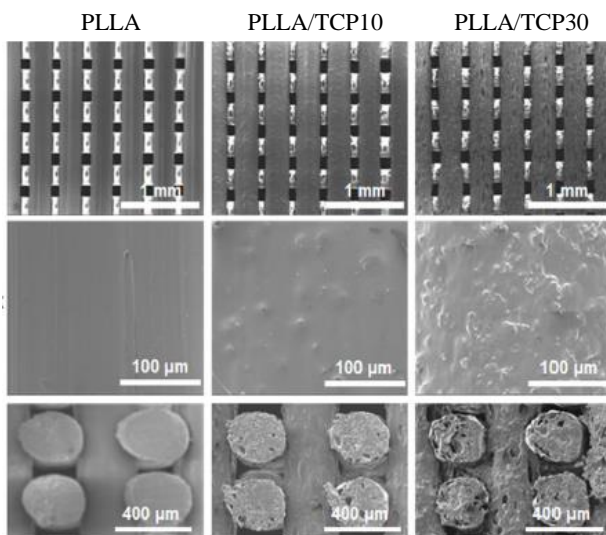
شکل ۳ مدول یانگ داربست‌های استوانه‌ای با تخلخل‌های دایره‌ای، سینوسی و متعادل [۱۲]

¹ Phosphate buffered saline

PLLA+TCP30 به دلیل وجود TCP سطوح ناهموار و متخلخلی داشتند (شکل ۷).



شکل ۶ فرایند اسکن و ترکیب مواد PLLA و TCP [۱۴]



شکل ۷ تصاویر SEM از داربست‌های چاپ‌شده از جنس‌های PLLA، PLLA/TCP10 و PLLA/TCP30 [۱۴]

مدول فشاری داربست‌های PLLA، PLLA/TCP10 و PLLA/TCP30 اندازه‌گیری شد تا با مدول فشاری استخوان جمجمه انسان که ۴۵۰ مگاپاسکال است مقایسه شود. در حالی که مدول فشاری داربست پلی آل لاکتیک اسید خالص 258 ± 102 مگاپاسکال است، داربست‌های PLLA/TCP10 و PLLA/TCP30 مدول فشاری بیش‌تری را نشان دادند (به ترتیب 40 ± 310 و 349 ± 51 مگاپاسکال). هر چند این داده‌ها نشان داد که TCP مدول فشاری داربست PLLA را افزایش می‌دهد، اما داربست PLLA/TCP30 هم مدول فشاری کم‌تری نسبت به استخوان جمجمه انسان دارد.

میلی‌متر و ارتفاع ۱۰/۵ میلی‌متر به صورت یک شبکه منافذ بهم‌پیوسته با هدف دستیابی به تخلخل و استحکام مکانیکی کافی چاپ شدند.

جنس این داربست‌ها از تری‌کلسیم‌فسفات (TCP) و اسیدآلژینیک (AA) بود. علاوه بر این، به منظور ارتقای خواص مکانیکی برخی از داربست‌ها، اکسیدگرافن (GO) در ساختار آن‌ها گنجانده شد. شکل (۴) مراحل تکمیل شدن داربست در حین چاپ سه‌بعدی را نشان می‌دهد. لایه‌ی آلفا به صورت دایره‌های هم‌مرکز و لایه‌ی بتا به صورت شعاعی به ترتیب چاپ شدند.

خواص مکانیکی داربست‌ها در شرایط خشک و غوطه‌ور به منظور مقایسه استحکام و مدول یانگ در بیرون و داخل بدن انسان ارزیابی شد (شکل ۵). برای این کار، داربست‌ها به مدت یک ساعت در محلول SBF^1 با غلظت یونی مشابه با پلاسما‌ی خون انسان که تحت شرایط دمایی و PH بدن نگهداری می‌شود به عنوان مایعی شبیه‌سازی‌شده از محیط بدن غوطه‌ور شدند.

جنس داربست‌ها می‌تواند خالص و یا ترکیب چند ماده باشد. در این پژوهش، چهار جنس برای داربست بررسی شده که درصد ترکیب تری‌کلسیم‌فسفات (TCP) و اسیدآلژینیک (AA) در آن‌ها متفاوت بوده است (TCP/AA = 80/20, 70/30, 60/40). در داربست چهارم، اکسیدگرافن (GO) نیز به TCP/AA = 60/40 اضافه شده است.

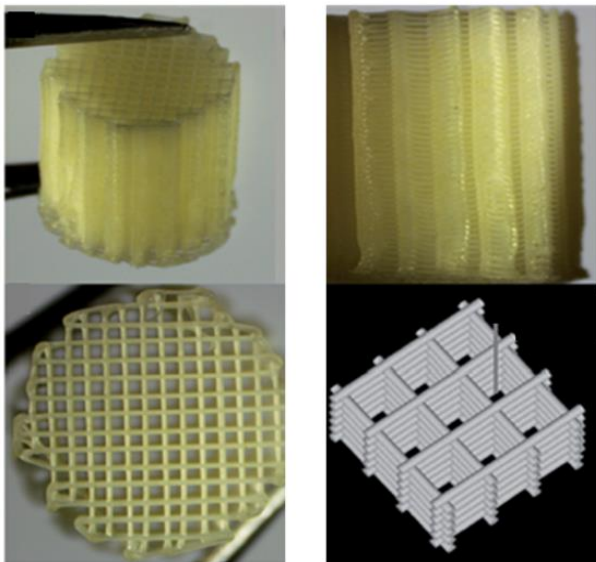
در حالی که تخلخل بیش‌تری در داربست‌های حاوی GO مشاهده شد، خواص مکانیکی آن‌ها (استحکام فشاری و مدول یانگ) نسبت به داربست‌های دیگر بالاتر بود (شکل ۵). این داربست‌ها، هم‌چنین، ظرفیت زیست‌کافی‌سازی را افزایش دادند و قادر به افزایش فعالیت آلکالین فسفات از (ALP) بودند که باعث می‌شود داربست‌های TCP/AA حاوی GO برای کاربردهای مهندسی بافت استخوان کاربردی شوند.

وون و همکاران [۱۴]، از یک داربست سه‌بعدی از جنس پلی‌ال‌لاکتیک‌اسید (PLLA) و TCP برای ایجاد استخوان جدید در یک نقص استخوانی استفاده کردند. آن‌ها با اسکن نقص و آنالیز اطلاعات و سپس ترکیب مواد، داربست‌های استوانه‌ای PLLA/TCP با قطر ۵ میلی‌متر و ارتفاع ۱ میلی‌متر با تخلخل‌های متعامد و اندازه‌ی منافذ ۱۰۰ میکرومتری با درصدهای وزنی ۱۰ و ۳۰ را ساختند (شکل ۶). میانگین تخلخل داربست‌های چاپ‌شده از جنس‌های PLLA، PLLA/TCP10 و PLLA/TCP30 حدود ۶۲ درصد بود. در حالی که داربست PLLA سطوح صافی داشت، داربست‌های PLLA+TCP10 و

¹ Simulated body fluid

پس از انجام آزمون‌های مکانیکی روی داربست‌ها، همان‌طور که در شکل (۹) نشان داده شده است، استحکام فشاری تخریل‌های متعامد و کاگوم به ترتیب $42/73 \pm 5/89$ و $59/95 \pm 2/91$ مگاپاسکال بود. همچنین، مدول خمشی تخریل‌های متعامد و کاگوم به ترتیب $73/32 \pm 12/89$ و $171/89 \pm 17/75$ مگاپاسکال بود. این نتایج نشان می‌دهد، تخریل کاگوم خواص مکانیکی برتری نسبت به تخریل متعامد دارد.

ما و همکاران [۱۷] داربست‌هایی استوانه‌ای با شکل تخریل متعامد را از چهار جنس PCL، PCL/PVAc، PCL/HA و PCL/PVAc/HA چاپ کردند و از نظر ریخت‌شناسی، خواص مکانیکی و ویژگی‌های زیستی مقایسه نمودند. شکل (۱۰) داربست چاپ‌شده از جنس PCL/PVAc/HA را نشان می‌دهد.

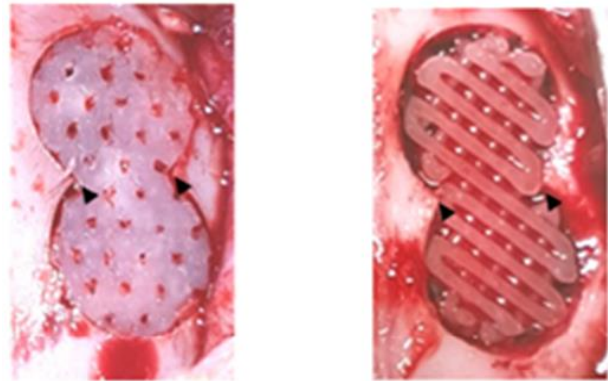


شکل ۱۰ داربست چاپ‌شده با تخریل متعامد از جنس PCL/PVAc/HA [۱۷]

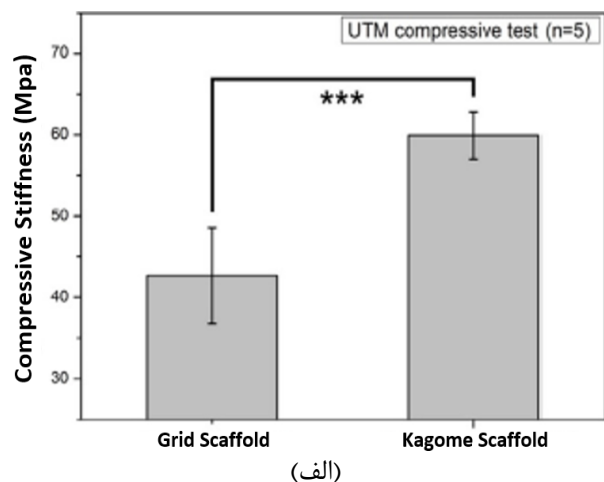
آن‌ها از PCL به عنوان یک ماتریس چاپ سه‌بعدی برای تهیه داربست‌های ترکیبی PCL/HA استفاده کردند که پشتیبانی قابل انعطاف برای داربست بوده و HA استحکام و زیست‌فعالی آن را تقویت می‌کند. PCL، از یک طرف، یک ماده آب‌گریز است که چسبندگی مناسبی با سلول‌ها ندارد و از طرف دیگر، سرعت تخریب آن بسیار کند است. سه دلیل برای افزودن پلی‌وینیل‌استات (PVAc) به داربست PCL وجود دارد:

- ۱- PVAc می‌تواند آب‌دوستی ماتریس PCL را برای تقویت اتصال پروتئین‌ها و سلول‌ها بهبود بخشد.
- ۲- نقطه ذوب PVAc پایین بوده و می‌تواند به قالب‌گیری داربست در دمای مناسب و نزدیک به کاربردهای بالینی کمک کند.

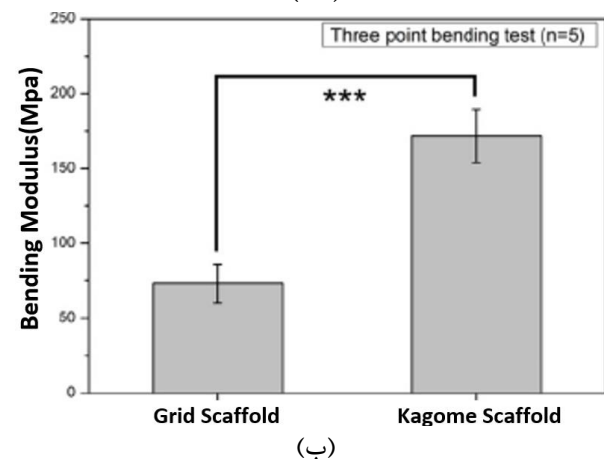
لی و همکاران [۱۶] یک داربست سفارشی با شکل پیچیده و تخریل کاگوم را در داخل بدن مورد ارزیابی قرار دادند. کاگوم یک تخریل سه‌بعدی اختصاصی برای یک ناحیه نقص است که با توجه به داده‌های توموگرافی سه‌بعدی طراحی شد. آن‌ها داربست‌های با تخریل‌های کاگوم و متعامد (به عنوان یک گروه کنترل) را با استفاده از یک چاپگر سه‌بعدی از جنس PCL تولید کردند (شکل ۸).



شکل ۸ داربست متعامد و کاگوم



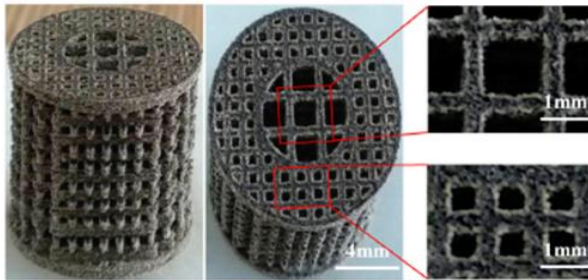
(الف)



(ب)

شکل ۹ الف- استحکام فشاری و ب- مدول خمشی داربست‌هایی با تخریل‌های متعامد و کاگوم [۱۶]

متعامد با منافذ ریز در اطراف و منافذ بزرگتر در وسط چاپ شد. جهت انجام آزمون‌های زیستی، داربست‌ها در نقص ایجادشده در استخوان دست یک خرگوش قرار داده شد (شکل ۱۱).

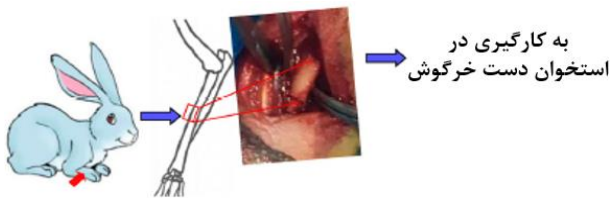


داربست PEEK/PVA/GO



داربست PEEK/PVA

(الف)



(ب)

شکل ۱۱ الف- داربست‌های کامپوزیتی PEEK/PVA/GO و ب- جایگذاری داربست چاپ‌شده در استخوان دست خرگوش [۱۸]

برای بررسی توزیع فاز PVA در کامپوزیت PEEK/PVA/GO، داربست‌ها در محلول SBF قرار داده شد تا فاز PVA حذف و حل شود که در نتیجه، جای خالی PVA به شکل کره‌هایی توخالی در ماتریس PEEK ظاهر شد. در شکل (۱۲) می‌توان مشاهده کرد که کره‌های توخالی در داربست‌های PEEK/PVA-1GO (دارای ۱٪ وزنی GO) بسیار ظریف‌تر و یکنواخت‌تر از داربست‌های PEEK/PVA و PEEK/PVA-0.5GO (دارای ۰.۵٪ وزنی GO) هستند که نشان از افزایش سازگاری بین PEEK و PVA با افزودن GO دارد. با افزودن بیش‌تر GO تا ۱/۵ و ۲ درصد یکنواختی و ظرافت داربست به هم

۳- تخریب سریع PVAc می‌تواند قرارگرفتن در معرض ذرات زیست‌فعال HA را در مقایسه با PCL بهبود بخشد و فعالیت زیستی سلول‌ها را ارتقا دهد.

هم بهبود آب‌دوستی و هم جذب و تخریب داربست برای بازسازی استخوان مفید خواهد بود. نتایج نشان می‌دهد که PVAc استحکام مکانیکی داربست‌ها را کاهش می‌دهد. تخلخل، استحکام فشاری و مدول یانگ داربست‌ها در جدول (۱) آورده شده است. مشاهده می‌شود که هر چند همه‌ی داربست‌ها دارای تخلخل مشابهی از ۷۴/۱٪ تا ۷۶/۱٪ هستند، تفاوت آشکاری بین خواص مکانیکی آن‌ها وجود دارد. اگر چه استحکام فشاری و مدول یانگ داربست سه‌جزئی PCL/PAVc/HA کم‌تر از داربست‌های PCL/HA و PCL است، اما هنوز در محدوده خواص مکانیکی استخوان اسفنجی انسان قرار دارند (استحکام فشاری ۱۱-۰/۸ مگاپاسکال و مدول یانگ ۱۲-۱۴۰ مگاپاسکال است).

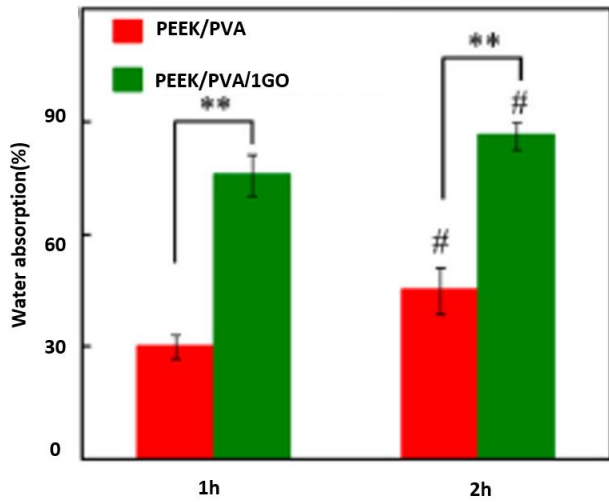
جدول ۱ بررسی اثر جنس داربست‌های دایره‌ای بر تخلخل، استحکام فشاری و مدول یانگ آن‌ها [۱۷]

| داربست | درصد تخلخل | استحکام فشاری (MPa) | مدول یانگ (MPa) |
|-------------|-------------|---------------------|-----------------|
| PCL | 76.1 ± 0.32 | 11.9 ± 1.57 | 72.3 ± 11.4 |
| PCL/PVAc | 74.9 ± 0.67 | 3.9 ± 0.28 | 26.6 ± 1.9 |
| PCL/HA | 74.1 ± 0.17 | 9.5 ± 0.98 | 125.4 ± 15.1 |
| PCL/PVAc/HA | 74.2 ± 0.54 | 6.3 ± 0.86 | 55.5 ± 15.4 |

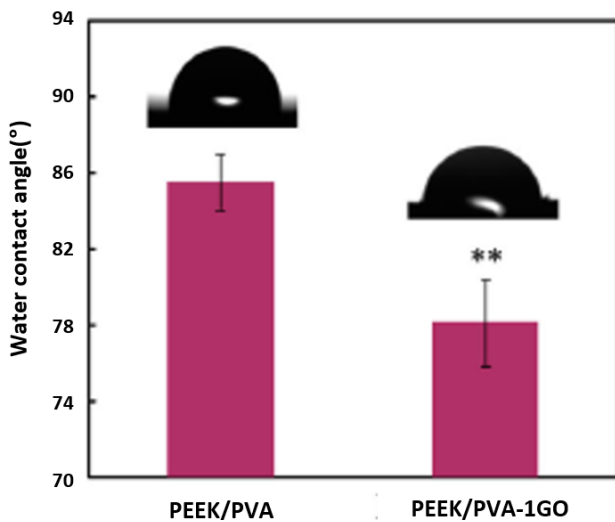
فنگ و همکاران [۱۸]، با ترکیب پلی‌اتراکتون (PEEK) با پلی‌وینیل‌الکل (PVA)، داربستی کامپوزیتی را ساختند که خواص بیومکانیکی عالی PEEK و تجزیه‌پذیری قابل توجه PVA را با هم داشت. با این حال، پیوند سطحی ضعیف بین غیرقطبی و PVA قطبی منجر به خواص مکانیکی ضعیفی برای داربست حاصل داشت. افزودن GO باعث تقویت پیوند سطحی بین PEEK و PVA در داربست‌های PEEK/PVA شد.

اگر چه پلی‌اتراکتون (PEEK) دارای خواص بیومکانیکی برتری مانند استحکام و مدول یانگ بالا و زیست‌سازگاری مطلوب است که آن را برای کاربرد ایمپلنت استخوانی مناسب می‌کند، اما آب‌گریزی و تخریب‌پذیری پایین آن به ترتیب برای چسبندگی سلولی و رشد بافت مفید نیست. PVA یک پلیمر زیست‌سازگار و آب‌دوست است که تخریب‌پذیری قابل‌توجهی دارد. بعد از تهیه کامپوزیت PEEK/PVA/GO، داربست توسط چاپ‌گر سه‌بعدی تف‌جوشی انتخابی با لیزر (SLS) با تخلخل‌های

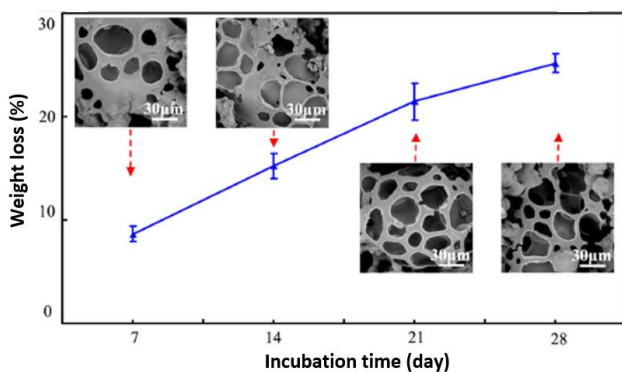
همان‌طور که در شکل (۱۴) دیده می‌شود، داربست PEEK/PVA/1GO رفتار جذب آب بالاتر و آبدوستی کم‌تری نسبت به داربست PEEK/PVA دارد و بر خلاف PEEK/PVA می‌تواند در PBS تخریب شوند.



(الف)



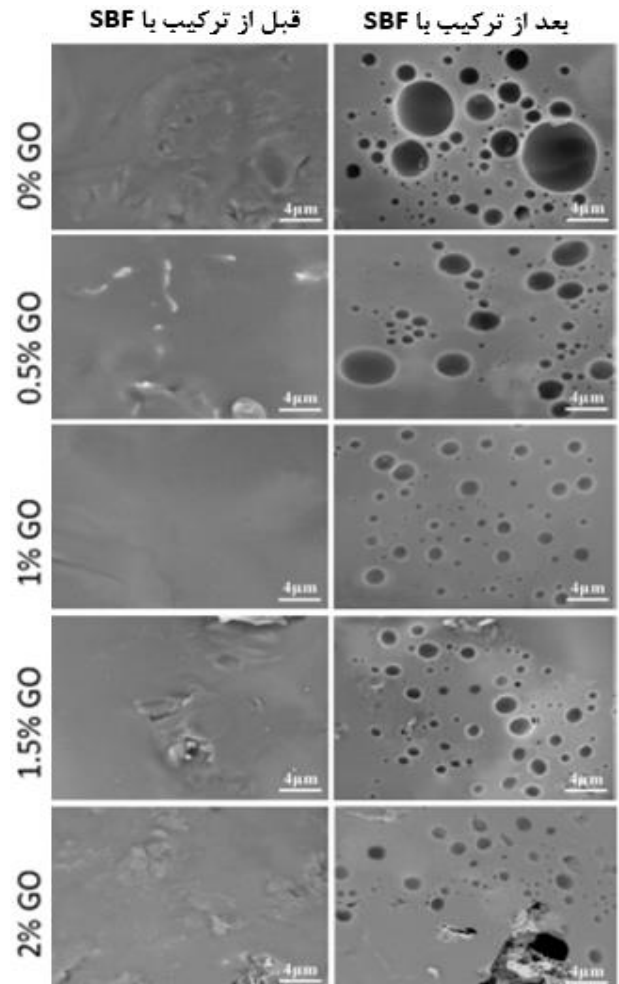
(ب)



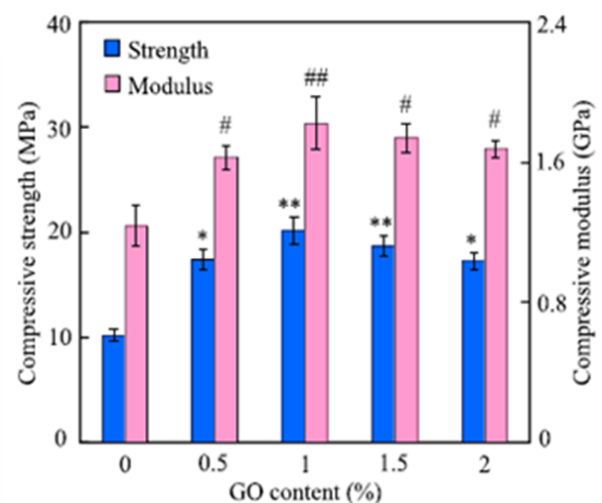
(ج)

شکل ۱۴ مقایسه الف- درصد جذب آب، ب- زاویه تماس با آب (آبدوستی) و ج- تخریب‌پذیری دو داربست PEEK/PVA-1GO و PEEK/PVA [۱۸]

می‌ریزد. بنابر این، ۱٪ بهترین درصد وزنی برای GO است. با توجه به شکل (۱۳)، با افزودن GO تا یک درصد وزنی، استحکام و مدول فشاری افزایش و سپس برای بیش‌تر از ۱٪ کاهش می‌یابد.



شکل ۱۲ تصاویر SEM از داربست‌های PEEK/PVA/GO قبل و بعد از قرارگیری در محلول SBF [۱۸]

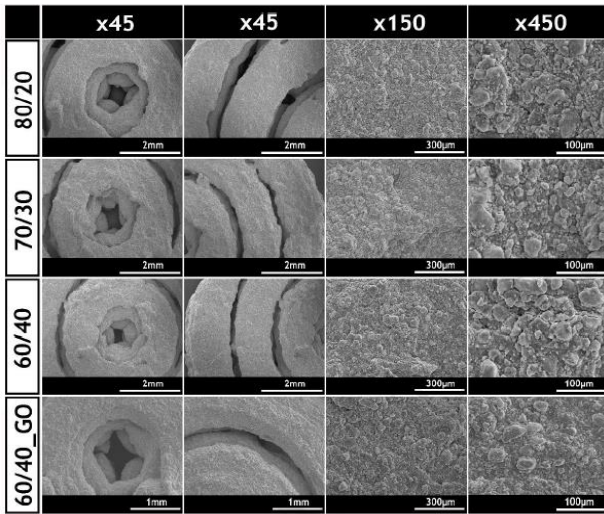


شکل ۱۳ استحکام و مدول فشاری داربست‌های استوانه‌ای PEEK/PVA-GO [۱۸]

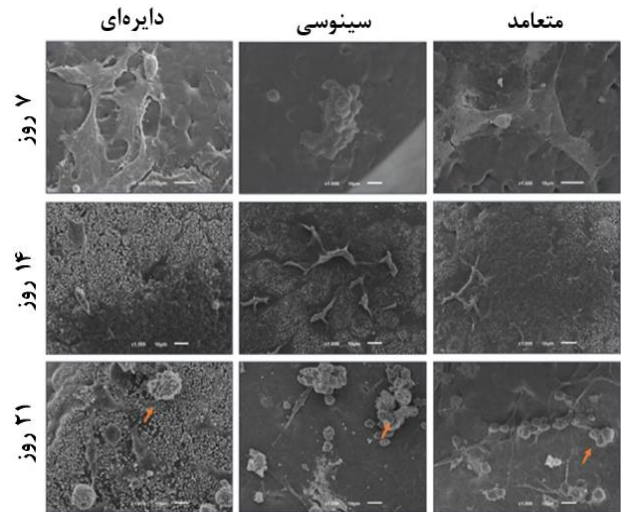
۳- خواص زیستی

استخوانی گسترده‌ای را در هفته‌های ۸ و ۱۲ پس از کاشت نشان داد (شکل ۱۷).

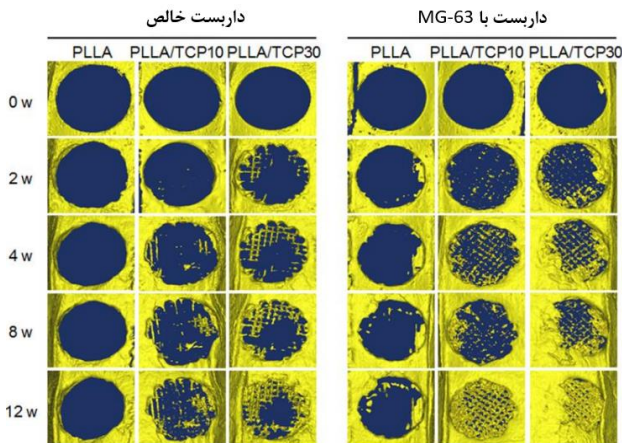
فونسکا و همکاران [۱۲] با بررسی تصاویر SEM نشان دادند که تخلخل‌های غیرمتعامد (سینوسی و دایره‌ای) تأثیر مثبتی بر عملکرد زیستی سلول‌ها در هنگام کشت در این داربست‌ها دارند و به تکثیر سلولی بیشتری نسبت به تخلخل متعامد منجر می‌شوند (شکل ۱۵).



شکل ۱۶ تصویر SEM از داربست‌های TCP/AA با مقادیر ۲۰، ۳۰ و ۴۰ درصد از ماده AA و افزودن ماده GO [۱۳]



شکل ۱۵ تصاویر SEM مربوط به سه داربست با تخلخل‌های متعامد، سینوسی و دایره‌ای پس از کشت سلول در مدت ۲۱ روز [۱۲]



شکل ۱۷ تصویر میکروسکوپی از رشد سلولی در داربست‌ها طی ۱۲ هفته با و بدون سلول MG-63 [۱۴]

سلول‌های MG-63 (استئوبلاستوم انسانی) به خوبی به داربست PLLA/TCP چسبیده و تکثیر شدند. برای ارزیابی تشکیل استخوان جدید در داخل بدن، داربست چاپی PLLA/TCP در یک نقص استخوان جمجمه در موش‌ها کاشته شد.

جوندالی و همکاران [۱۵] با چاپ داربست‌های سه‌بعدی PCL (شکل ۱۸) و روکش آن‌ها با پلاسمای غنی از پلاکت (PRP^۱) به دو روش سنتی و خشک‌شده با انجام، خواص زیستی آن‌ها را بررسی کردند. PRP یک درمان پزشکی است که از خون خود بیمار برای کمک به بهبودی و بازسازی بافت استفاده می‌کند.

بوگا و همکاران [۱۳] با تجزیه و تحلیل تصاویر SEM داربست‌ها به بررسی ریخت‌شناسی، تخلخل و ویژگی‌های سطح آن‌ها پرداختند (شکل ۱۶). آن‌ها دریافتند با افزایش درصد ماده AA و افزودن GO، تخلخل داربست افزایش می‌یابد که این امر برای چسبندگی سلول‌ها به داربست مفید خواهد بود.

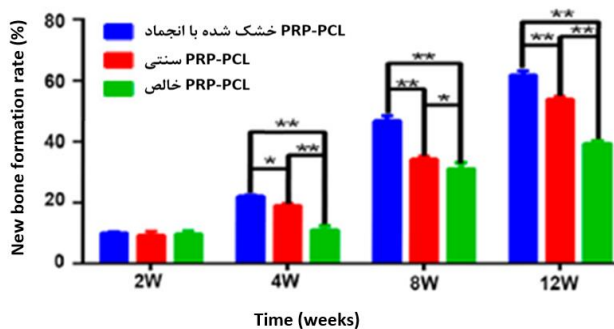
وون و همکاران [۱۴] با بررسی داربست PLLA/TCP مشاهده کردند داربست خالص PLLA تقریباً هیچ استخوان‌سازی را در نقایص استخوان جمجمه نشان نمی‌دهد، اما داربست PLLA همراه با سلول‌های MG-63 مقدار کمی استخوان‌سازی را در ناحیه مرزی نقص استخوان جمجمه نشان می‌دهد. داربست‌های PLLA+TCP10 و PLLA+TCP30 بدون سلول‌های MG-63، مواد معدنی استخوانی بیشتری نسبت به PLLA به تنهایی نشان دادند. تراکم مواد معدنی استخوان داربست‌های PLLA+TCP10 و PLLA+TCP30 با سلول‌های MG-63 به طور قابل توجهی بیشتر از داربست‌های بدون سلول‌های TCP و MG-63 بود. به طور کلی، نمای جمجمه داربست PLLA+TCP30 با سلول‌های MG-63 رشد‌های

^۱ Platelet Rich Plasma

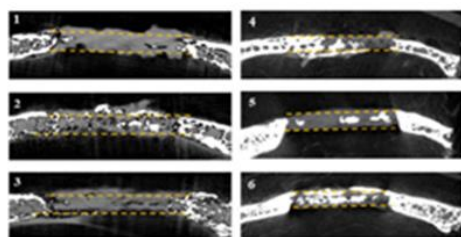
در این مطالعه، داربست PCL با پوشش دادن با PRP از طریق غوطه‌وری در محلول و سپس خشک کردن انجمادی آماده و سپس جهت آزمون‌های زیستی و مقایسه با روش سنتی در نقص ایجاد شده در استخوان موش قرار داده شد.

تصاویر SEM در شکل (۱۹) نشان می‌دهد که داربست خشک شده با انجماد سطح متخلخل‌تر دارد که برای اتصال و رشد سلولی مناسب‌تر است.

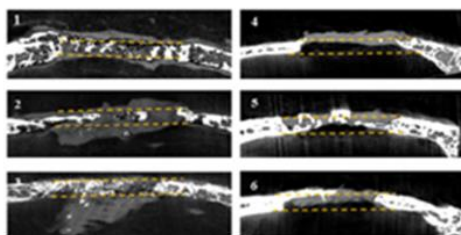
در داربست PCL خالص به دلیل عیوبی مثل عدم وجود خواص بیولوژیکی و آبدوستی استخوان‌سازی بیش‌تر در لبه‌های معیوب یا مرکز داربست تشکیل می‌شود که با افزودن PRP سعی در بهبود این خواص شده است. با توجه به شکل‌های (۲۰) و (۲۱) می‌توان نتیجه گرفت که در مقایسه با داربست‌های PRP-PCL سنتی یا داربست‌های PCL خالص، داربست‌های PRP-PCL خشک‌شده با انجماد باعث افزایش استخوان‌سازی به‌طور قابل توجهی می‌شوند.



شکل ۲۱ نمودار رشد سلول در داربست‌های PCL خالص، PRP-PCL سنتی و خشک‌شده با انجماد [۱۵]



دربست کاگوم

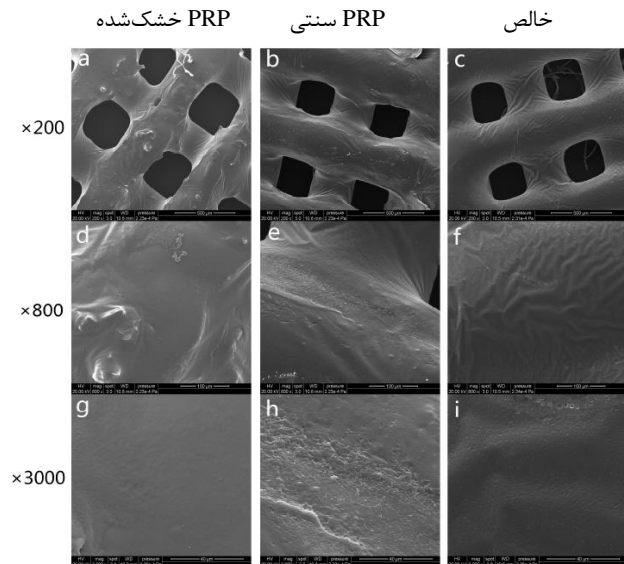


دربست متعامد

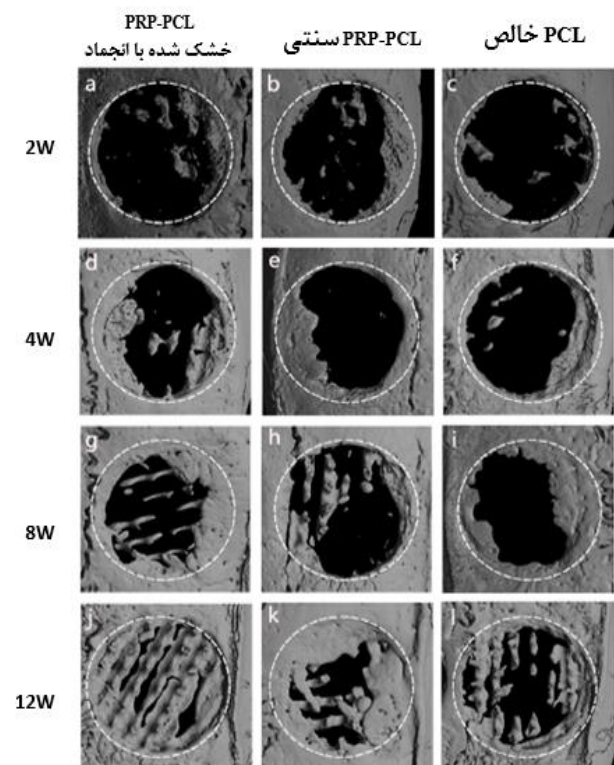
شکل ۲۲ تشکیل استخوان در داربست‌های با تخلخل‌های کاگوم و متعامد [۱۶]



شکل ۱۸ داربست پرینت‌شده از جنس PCL [۱۵]



شکل ۱۹ تصاویر SEM از داربست PCL با پوشش‌های PRP خالص، سنتی و خشک‌شده [۱۵]



شکل ۲۰ تصاویر SEM از تشکیل استخوان طی ۱۲ هفته در داربست‌های PCL خالص، PRP-PCL سنتی و PRP-PCL خشک‌شده با انجماد [۱۵]

در داربست سه جزئی نیز نسبت به داربست PCL/HA برتر است. این نتایج را می‌توان به افزودن PVAc به داربست نسبت داد زیرا ماده PVAc به آبدوستی داربست کمک می‌کند. علاوه بر این، تخریب سریع جزء PVAc می‌تواند باعث شود هیدروکسی آپاتیت فعالیت زیستی بیشتری را در سطح داربست برای چسبندگی سلولی و تشکیل استخوان مناسب نشان دهد.

۳- نتیجه‌گیری و جمع‌بندی

در این مطالعه، خواص مکانیکی و رشد داربست‌های استوانه‌ای با تخلخل و مواد گوناگون بررسی شده است که جمع‌بندی نتایج ارائه شده در پژوهش‌های پیشین را می‌توان به صورت زیر خلاصه کرد:

۱- داربست‌های استوانه‌ای با تخلخل دایره‌ای و سینوسی (غیر متعامد) نسبت به متعامد، خواص مکانیکی بالاتری نشان دادند. همچنین در بررسی زیستی داربست‌ها توسط SEM، ساختار غیرمتعامد تاثیر مثبتی بر عملکرد زیستی سلول‌ها هنگام کشت دارد و سلول‌سازی بیشتری در این ساختار مشاهده شد.

۲- با افزایش درصد ماده AA و افزودن اکسیدگرافن به داربست TCP با تخلخل دایره‌ای هم مرکز، تخلخل بیشتری را نشان می‌دهد بدون اینکه خواص مکانیکی مختل شود که این ویژگی‌ها برای چسبندگی سلول مفید خواهد بود.

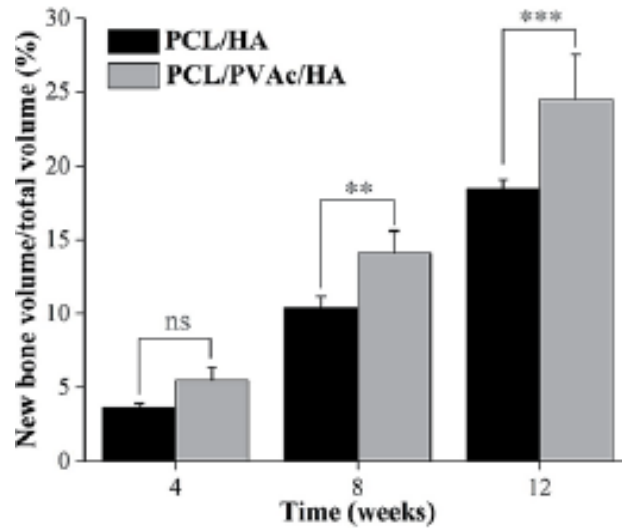
۳- داربست دایره‌ای PLLA-TCP با تخلخل متعامد و جهت گیری لایه به لایه، با افزایش مقدار TCP، سطح داربست ناهموار و متخلخل شد. همچنین مدول فشار داربست‌ها با TCP10 و TCP30 به مراتب از داربست خالص PLLA بیش‌تر بود.

۴- داربست PCL خالص از برخی معایب رنج می‌برد که با پوشش دادن PRP خشک شده با انجماد باعث تشکیل استخوان به صورتی قابل توجه می‌شود.

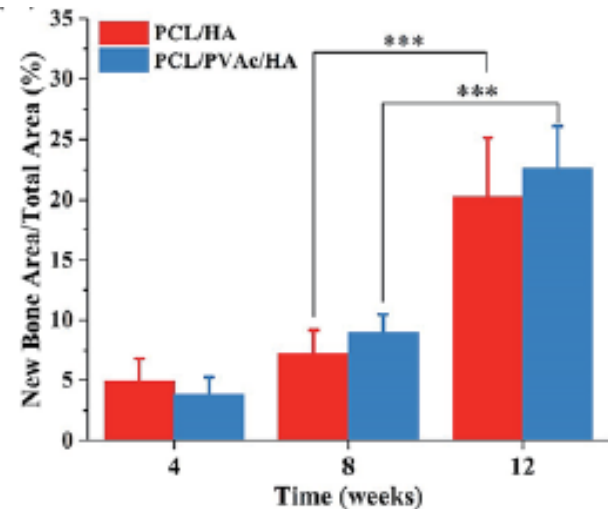
۵- دو ساختار با شبکه معمولی و کاگوم برای داربست PCL-HA در نظر گرفته شد. مدول خمشی و سختی فشاری داربست کاگوم به مرتب بیش‌تر از شبکه معمولی بود. همچنین داربست ساختار کاگوم رسانایی استخوان بهتری نشان داد. بنابر این داربست ساختار کاگوم را می‌توان برای نقص‌های پیچیده استخوانی به کار برد.

۶- با افزودن ماده PVAc و HA به داربست PCL استوانه‌ای با تخلخل متعامد که یک ماده آبریز و سرعت تخریب آن پایین است، استحکام و زیست‌فعالی افزایش می‌یابد. داربست سه‌جزئی PCL-PVAc-HA اگرچه استحکام فشاری و مدول کم‌تری نسبت به دو داربست PCL و PCL-PVAc دارد اما در محدوده

لی و همکاران [۱۶]، با کارگذاری داربست‌های سفارشی با شکل‌های تخلخل کاگوم و متعامد در یک نقص استخوانی در بدن یک خرگوش، در مدت ۱۶ هفته استخوان‌سازی را ارزیابی کردند. با توجه به شکل (۲۲)، داربست دارای تخلخل کاگوم رسانایی استخوان‌سازی بهتری را نشان می‌دهد که بنابرین، تخلخل کاگوم را می‌توان برای نقایص پیچیده استخوانی به کار برد.



(الف)



(ب)

شکل ۲۳ الف- درصد سطح تشکیل استخوان به سطح کل و ب- حجم تشکیل استخوان به حجم کل داربست‌های PCL/PAVc/HA و PCL/HA در مدت ۱۲ هفته [۱۷]

ما و همکاران [۱۷] برای مطالعه خواص زیستی، نقصی ۶ میلیمتری را در استخوان ایجاد کردند و داربست‌هایی را در آن‌ها قرار دادند. داربست سه‌جزئی PCL/PAVc/HA در مقایسه با سه داربست دیگر (PCL، PCL/PVAc و PCL/HA) تکثیر سلولی بهتری نشان می‌دهد (شکل ۲۳). علاوه بر این، تشکیل استخوان

- [7] J. M. Kempainen and S. J. Hollister, "Differential effects of designed scaffold permeability on chondrogenesis by chondrocytes and bone marrow stromal cells," (in eng), *Biomaterials*, vol. 31, no. 2, pp. 279-87, Jan 2010, doi: <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2009.09.041>.
- [8] D. W. Hutmacher, "Scaffolds in tissue engineering bone and cartilage," (in eng), *Biomaterials*, vol. 21, no. 24, pp. 2529-43, Dec 2000, doi: [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(00\)00121-6](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(00)00121-6).
- [9] D. F. Williams, "The biomaterials conundrum in tissue engineering," (in eng), *Tissue Eng Part A*, vol. 20, no. 7-8, pp. 1129-31, Apr 2014, doi: <https://doi.org/10.1089/ten.tea.2013.0769>.
- [10] S. J. Hollister, "Porous scaffold design for tissue engineering," (in eng), *Nat Mater*, vol. 4, no. 7, pp. 518-24, Jul 2005, doi: <https://doi.org/10.1038/nmat142110>.
- [11] R. C. Dutta and A. K. Dutta, "Cell-interactive 3D-scaffold; advances and applications," (in eng), *Biotechnol Adv*, vol. 27, no. 4, pp. 334-9, Jul-Aug 2009, doi: <https://doi.org/10.1016/j.biotechadv.2009.02.00210>.
- [12] D. R. Fonseca, R. Sobreiro-Almeida, P. C. Sol, and N. M. Neves, "Development of non-orthogonal 3D-printed scaffolds to enhance their osteogenic performance," *Biomaterials*
- [13] *Science*, 10.1039/C8BM00073E vol. 6, no. 6, pp. 1569-1579, 2018, doi: <https://doi.org/10.1039/C8BM00073E>.
- [14] J. C. Boga, S. P. Miguel, D. de Melo-Diogo, A. G. Mendonça, R. O. Louro, and I. J. Correia, "In vitro characterization of 3D printed scaffolds aimed at bone tissue regeneration," *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, vol. 165, pp. 207-218, 2018/05/01/2018, doi: <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2018.02.038>.
- [15] D. Y. Kwon *et al.*, "Bone regeneration by means of a three-dimensional printed scaffold in a rat cranial defect," (in eng), *J Tissue Eng Regen Med*, vol. 12, no. 2, pp. 516-528, Feb 2018, doi: <https://doi.org/10.1002/term.2532>.
- [16] J. Li, M. Chen, X. Wei, Y. Hao, and J. Wang, "Evaluation of 3D-Printed Polycaprolactone Scaffolds Coated with Freeze-Dried Platelet-Rich Plasma for Bone Regeneration," (in eng), *Materials (Basel)*, vol. 10, no. 7, Jul 19 2017, doi: <https://doi.org/10.3390/ma10070831>.
- [17] S.-H. Lee *et al.*, "Evaluation of mechanical strength and bone regeneration ability of 3D printed kagome-structure scaffold using rabbit calvarial defect model," (in eng), *Mater Sci Eng C Mater Biol*

استخوان اسفنجی انسان قرار دارد. از این رو می‌توان در کاربردهای بالینی و استخوان‌سازی استفاده کرد.

۷- PEEK دارای خواص بیومکانیکی برتر و زیست سازگاری است که برای کاربرد ایمپلنت استخوانی امیدوارکننده است اما آبگریزی و عدم تخریب آن برای چسبندگی و رشد سلولی مناسب نیست. بنابراین PVA برای جبران این کمبود به PEEK اضافه می‌شود اما پیوند ضعیف بین این دو ماده باعث می‌شود ماده GO به عنوان ماده سوم برای تقویت پیوند اضافه شود. با افزایش مقدار GO تا یک درصد خواص مکانیکی و زیستی بهبود می‌یابد. بنابراین بهترین عملکرد از نظر مکانیکی و بیولوژیکی را ماده سه جزئی PLLA/PVA/1GO از خود نشان می‌دهد.

۴- مراجع

- [1] J. Li, M. Chen, X. Wei, Y. Hao, and J. Wang, "Evaluation of 3D-Printed Polycaprolactone Scaffolds Coated with Freeze-Dried Platelet-Rich Plasma for Bone Regeneration," *Materials*, vol. 10, no. 7, p. 831, 2017, doi: <https://doi.org/10.3390/ma10070831>.
- [2] J. P. Vacanti and R. Langer, "Tissue engineering: the design and fabrication of living replacement devices for surgical reconstruction and transplantation," (in eng), *Lancet*, vol. 354 Suppl 1, pp. S132-4, Jul 1999, doi: [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(99\)90247-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(99)90247-7).
- [3] A. Atala, F. K. Kasper, and A. G. Mikos, "Engineering complex tissues," (in eng), *Sci Transl Med*, vol. 4, no. 160, p. 160rv12, Nov 14 2012, doi: <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.3004890>.
- [4] D. F. Williams, "To engineer is to create: the link between engineering and regeneration," (in eng), *Trends Biotechnol*, vol. 24, no. 1, pp. 4-8, Jan 2006, doi: <https://doi.org/10.1016/j.tibtech.2005.10.006>.
- [5] E. Sachlos and J. T. Czernuszka, "Making tissue engineering scaffolds work. Review: the application of solid freeform fabrication technology to the production of tissue engineering scaffolds," (in eng), *Eur Cell Mater*, vol. 5, pp. 29-39; discussion 39-40, Jun 30 2003, doi: <https://doi.org/10.22203/ecm.v005a03>.
- [6] C. G. Jeong and S. J. Hollister, "A comparison of the influence of material on in vitro cartilage tissue engineering with PCL, PGS, and POC 3D scaffold architecture seeded with chondrocytes," *Biomaterials*, vol. 31, no. 15, pp. 4304-4312, 2010/05/01/2010, doi: <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2010.01.145>.

- [19] P. Feng, J. Jia, S. Peng, W. Yang, S. Bin, and C. Shuai, "Graphene oxide-driven interfacial coupling in laser 3D printed PEEK/PVA scaffolds for bone regeneration," *Virtual and Physical Prototyping*, vol. 15, pp. 1-16, 02/12 2020, doi: <https://doi.org/10.1080/17452759.2020.1719457>.
- [18] J. Ma *et al.*, "Modification of 3D printed PCL scaffolds by PVAc and HA to enhance cytocompatibility and osteogenesis," *RSC Advances*, 10.1039/C8RA06652C vol. 9, no. 10, pp. 5338-5346, 2019, doi: <https://doi.org/10.1039/C8RA06652C>.

بهینه سازی هندسه استنت با سلول بسته درون یک رگ و تحلیل عددی تنش برشی غیر نیوتنی

چکیده: در مطالعه حاضر تاثیر همزمان تغییر زاویه شاخه های استنت و مساحت بسته داخل هر سلول استنت بر جریان درون یک رگ به صورت عددی مورد بررسی قرار گرفته است. برای حل معادلات جریان از روش حجم محدود استفاده شده است. جریان درون رگ آرام است و مش مورد استفاده، چهار وجهی بدون سازمان، بدون لایه مرزی برای تمام استنت ها است. فرض بر این است که خون با سرعت ثابت، جریان توسعه یافته و استنت صلب است. ۲۲ نوع استنت مورد مطالعه قرار گرفته است. با توجه به نتایج، هر چقدر مساحت سلول استنت بیشتر باشد تنش برشی دیواره رگ بیشتر می شود و هر چقدر زاویه شاخه های استنت نسبت به جریان همسوتر باشد یا عمود بر جهت جریان باشد تنش برشی دیواره کمتر می شود.

واژه های راهنما: استنت، بهینه سازی، تحلیل عددی، تنش برشی، غیر نیوتنی، رگ، استنت سلول بسته

سعادت زیرک*
استادیار

علیرضا اکبری

کارشناسی،
دانشکده مهندسی مکانیک،
دانشگاه سمنان، سمنان

مقاله علمی پژوهشی
دریافت: ۱۴۰۲/۰۷/۲۳
بازنگری: ۱۴۰۲/۱۲/۲۶
پذیرش: ۱۴۰۳/۰۳/۲۲

Saadat Zirak*
Assistant Professor

Alireza Akbari
BSc, Faculty of
Mechanical Engineering,
Semnan University,
Semnan

Optimization of stent geometry with closed cell inside a vessel and numerical analysis of non-Newtonian shear stress

Abstract: In the current investigation, the combined influence of altering the angle of stent branches and the enclosed area within each stent cell on the intravascular flow has been systematically examined using numerical simulations. The finite volume method is adopted to solve the governing flow equations. A uniform flow condition is assumed within the vessel, and the mesh structure utilized employs unstructured tetrahedral elements without a boundary layer, for all stent configurations. The blood is treated as flowing at a consistent velocity, with a developed flow pattern, and the stent is modeled as rigid. A total of 22 stent configurations have been scrutinized. The outcomes indicate that an augmented stent cell area corresponds to elevated shear stress along the vessel wall. Moreover, when the angle of stent branches aligns parallel or perpendicular to the flow direction, there is a decrease in wall shear stress.

Keywords: Stent, Optimization, Numerical analysis, Shear stress, Non-Newtonian, Vessel, Closed stent cell

۱- مقدمه

استنت و قطر رگ به طور قابل توجهی بر ناحیه کاشته شده تاثیر می‌گذارند و آن ناحیه تحت یک تنش برشی کم قرار دارد. استنت به عنوان یک مانع، در مسیر حرکت جریان خون عمل می‌کند. نواحی گردش مجدد جریان خون در نواحی اطراف استنت ایجاد می‌شود که در این نواحی به دلیل سرعت کم و گردش مجدد جریان، تنش برشی دیواره کم (کمتر از ۰/۵ پاسکال) و باعث جمع شدن پلاک‌های خون می‌شود و با گذشت زمان و جمع شدن آن‌ها، تنگی در رگ رخ می‌دهد [۱۴].

کانیگهام^۶ و همکاران [۱۵]، [۱۶] در تحقیقات خود متوجه شدند که تنش برشی دیواره رگ در ضخیم شدن و سفتی دیواره سرخ رگ^۷، بازسازی عروق، پایداری پلاک و تنگی مجدد پس از کاشت استنت و در افزایش تکثیر سلول^۸ پس از پیوند عروق خونی تاثیر دارند. طبق مطالعات لی و همکاران^۹ [۱۷]، [۱۸]، [۱۹] در تنش‌های برشی بزرگ‌تر از ۲/۵ پاسکال ممکن است پارگی پلاک رخ دهد.

در مطالعه حاضر به بررسی هم‌زمان اثر غیرنیوتنی خون و تاثیر اندازه مساحت سلول‌های هندسی و زاویه شاخه‌های استنت پرداخته شده که در کارهای قبلی دیده نمی‌شود. همچنین، توانایی نرم افزار استار سی سی ام پلاس^{۱۰} در مدل‌سازی مسائل بیومکانیک نشان داده شده است.

۲- هندسه مسئله و خواص فیزیکی سیال خون

استنت‌ها با توجه به نوع سلول به دو دسته سلول بسته و سلول باز تقسیم می‌شوند که در شکل (۱) نشان داده شده است. استنت‌های در مطالعه حاضر از نوع رایج تجاری و سلول بسته است که ساختار تکرار شونده دارد.

در شکل (۲) مشخصه‌های سلول این استنت نشان داده شده است. هر سلول استنت چهار مشخصه هندسی دارد، مساحت ناحیه داخل سلول، زاویه شاخه‌ها، طول محوری و طول محیطی. همچنین برای تعیین اندازه مشخصه‌های سلول استنت دو عامل قطر استنت و تعداد سلول‌های استنت در راستای محیطی در نظر گرفته شده است. مطابق شکل (۳)، استنت‌ها به سه دسته اصلی با مساحت داخل سلول مختلف تقسیم شده‌اند و زاویه شاخه‌های آن‌ها متغیر است. البته زاویه باید طوری انتخاب شود، که تعداد سلول‌های محیطی استنت عددی صحیح باشد.

سابقه بیماری قلبی و عروقی با بیش از ۱۰۰۰ مرگ روزانه و تقریباً ۸ میلیون عمل سالانه علت اصلی مرگ و میر در ایالات متحده آمریکا است. این آمار نشان می‌دهد که بیماری‌های قلبی و عروقی به عنوان یک چالش جدی در سلامت عمومی جامعه شناخته می‌شوند [۱].

روش‌های معمول درمان بیماری عروق کرونری شامل جایگذاری استنت^۱ و جراحی بایپس عروق کرونری است [۲]. اما با این حال استفاده از استنت ممکن است عوارض جانبی هم داشته باشد اگر چه این عوارض کم است. یکی از این عوارض، تنگی مجدد رگ پس از کاشت استنت است که یک مسئله بالینی مهم است [۳]، [۴]، [۵]. تحقیقات قبلی، ارتباط بین همودینامیک نزدیک دیوار و تنش برشی دیواره و رشد سلول در ناحیه کاشت استنت که منجر به تنگی مجدد می‌شود را نشان می‌دهد [۶]، [۷]، [۸]. اگرچه استنت‌های حاوی دارو بروز تنگی مجدد را در مقایسه با استنت‌های فلزی برهنه کاهش داده‌اند، مطالعات گذشته هنوز میزان تنگی مجدد را ۶ تا ۸ درصد گزارش می‌کنند [۵]، [۹]. وجود استنت داخل رگ، جریان خون موضعی و تنش برشی در دیواره رگ را تغییر می‌دهد. تنش برشی دیواره رگ پس از کاشت استنت در تمام طول رگ کاهش می‌یابد. این موضوع می‌تواند منجر به واکنش‌های نامطلوبی در بافت دیواره داخلی رگ شود و خطر پیامدهای غیر مطلوب را افزایش دهد. به همین دلیل، نیاز به بهینه‌سازی هندسه استنت وجود دارد. این بهینه‌سازی می‌تواند به کاهش اثرات جانبی و بهبود عملکرد استنت کمک کند [۱۰]، [۱۱].

دمیتری^۲ و همکاران [۱۲] به بررسی رفتار خون با استفاده از روش دینامیک مولکولی پرداختند و با استفاده از دو نوع آرایش مولکولی، خون را بین دو صفحه موازی شبیه‌سازی کردند. در اینجا، خون در دو حالت لخته‌شونده^۳ و غیر لخته‌شونده^۴ مورد بررسی قرار داده‌اند و نتایج بدست آمده را با نتایج حاصل از تحقیقات گذشته که به صورت تجربی بود مقایسه کردند و به این نتیجه رسیدند که ویسکوزیته خون برحسب تنش برشی تغییر می‌کند و خون رفتار غیرنیوتنی دارد.

کلاین استرویر^۵ و همکاران [۱۳] با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی نشان دادند که تعداد، ضخامت، شاخه‌های

⁶ Cunningham⁷ Arteriosclerosis⁸ Hyperplasia⁹ Li¹⁰ Star-Ccm+¹ Stent² Dmitry³ Aggregation⁴ No Aggregation⁵ Kleinstreuer

جدول ۱ مشخصات سیال خون با فرض سیال غیرنیوتنی [۲۰]

| مقدار | مشخصه |
|---------|---|
| ۳/۳۱۳ | پارامتر زمانی (ثانیه) |
| ۰/۳۵۶۸ | اندیس قاعده توانی (بی بعد) |
| ۰/۰۰۳۴۵ | ویسکوزیته نرخ برشی بی‌نهایت (کیلوگرم بر مترثانیه) |
| ۰/۰۵۶ | ویسکوزیته نرخ برشی صفر (کیلوگرم بر مترثانیه) |
| ۱۰۶۰ | چگالی (کیلوگرم بر متر مکعب) |

جدول ۲ مشخصات سیال خون با فرض سیال نیوتنی [۲۱]

| مقدار | مشخصه |
|-------|---------------------------------|
| ۰/۰۰۴ | ویسکوزیته (کیلوگرم بر مترثانیه) |
| ۱۰۶۰ | چگالی (کیلوگرم بر متر مکعب) |

۳- معادلات حاکم

معادلات حاکم بر جریان با فرض یک محیط پیوسته، تراکم ناپذیر، حالت پایا، جریان توسعه یافته، سه بعدی و آرام شامل معادله پیوستگی مومنتم، مدل ویسکوزیته و تنش برشی می‌باشند و عبارتند از:

معادله پیوستگی

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0$$

معادله مومنتم

$$\rho \left(u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{\partial p}{\partial x} + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (2)$$

$$\rho \left(u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = -\frac{\partial p}{\partial y} + \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) \quad (3)$$

$$\rho \left(u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = -\frac{\partial p}{\partial z} + \mu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \quad (4)$$

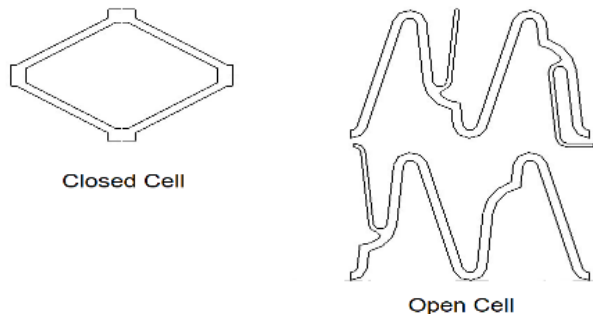
معادلات سیال نیوتنی

$$\tau = \mu \dot{\gamma} \quad (5)$$

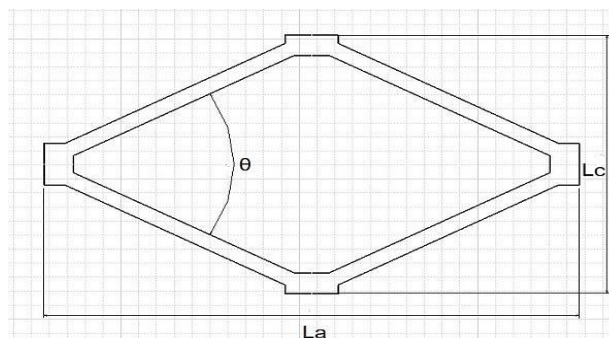
$$AWSS_{US} = \frac{4\mu Q}{\pi r^3} \quad (6)$$

معادله (۶) تنش برشی میانگین برای جریان توسعه یافته در لوله و بدون استنت ست.

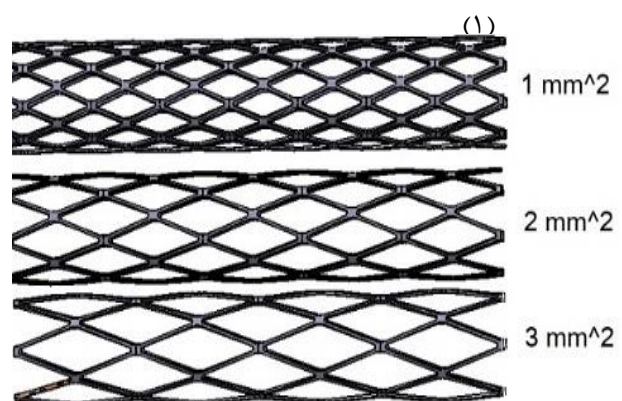
رگ در نظر گرفته شده با قطر ۳ میلی‌متر و رگ و استنت صلب می‌باشند. همانطور که در شکل (۴) نشان داده شده، استنت درون رگ قرار گرفته و گشاد شدن رگ نیز در نظر گرفته شده است.



شکل ۱ دو نوع استنت سلول بسته و باز



شکل ۲ سلول استنت



شکل ۳ استنت با مساحت داخل سلول مختلف



شکل ۴ جایگذاری استنت در رگ

سیال جاری در رگ، خون با دبی ثابت و تراکم ناپذیر است و مشخصات آن با فرض غیرنیوتنی و نیوتنی به ترتیب در جداول (۱) و (۲) آورده شده است.

معادله نرخ برش در سه بعد

$$\dot{\gamma} = [2 \times \left(\left(\frac{\partial u}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial w}{\partial z} \right)^2 \right) + \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right)^2]^{1/2} \quad (7)$$

معادلات سیال غیرنیوتنی [۲۲]

$$\tau = \eta(\dot{\gamma})\dot{\gamma} \quad (8)$$

$$\eta(\dot{\gamma}) = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty})[1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{-\frac{n-1}{2}} \quad (9)$$

تابع هزینه

$$\text{Cost}(j) = 1 - \frac{\text{AWSS}_{IS}}{\text{AWSS}_{US}} \quad (10)$$

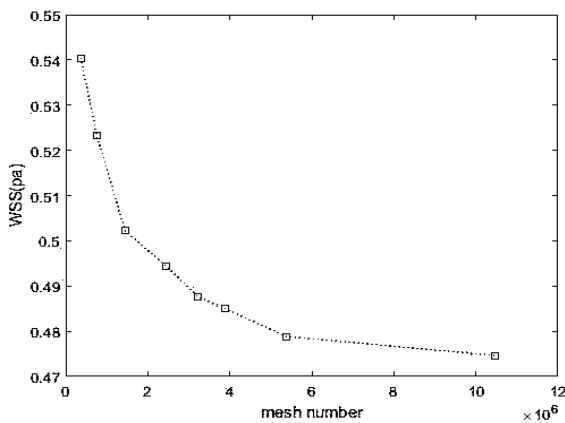
مشکلاتی که بعد از استنت گذاری ایجاد می شود، بخاطر انحراف تنش برشی در دیواره رگ بعد از استنت گذاری نسبت به حالت بدون استنت است و هدف از بیان تابع هزینه، مقایسه بین تنش برشی دیواره رگ بدون استنت و با استنت است. شرایط رگ وقتی مناسب است که تنش برشی رگ بعد از استنت گذاری اختلاف کمی با تنش برشی دیواره رگ در حالت عادی داشته باشد و مقدار تابع هزینه کمترین مقدار یعنی صفر باشد. هدف نهایی از این بررسی ها، کمینه کردن این تابع است. جزئیات بیشتر در مورد این تابع، توسط تیموتی^۱ و همکاران بیان شده است [۲۱].

۴- شبیه سازی عددی و شبکه محاسباتی

به منظور شبیه سازی عددی معادلات حاکم، از نرم افزار تجاری استار سی سی ام پلاس که در زمینه دینامیک سیالات محاسباتی کارآمد می باشد، استفاده شده است. معادلات حاکم در این نرم افزار با استفاده از روش حجم محدود گسسته سازی شده است. معادلات در حالت پایا و توسط الگوریتم های جدا شده^۲ حل شده است. برای دستیابی به نتایج نهایی، باقی مانده ها تا 10^{-6} کاهش یافته اند. شبکه بصورت غیر سازمان یافته، چهار وجهی و بدون لایه مرزی ایجاد شده است در نزدیکی دیواره رگ و استنت

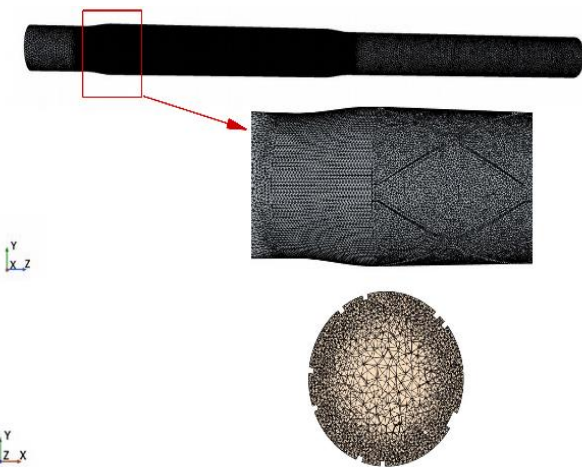
به علت گرادیان های بالا از شبکه بندی با تراکم بیشتری استفاده شده است.

همانطور که در شکل (۵) مشاهده می شود، برای یک استنت عملیات استقلال حل از شبکه انجام شده است و با افزایش تعداد اجزای مدل از ۲۴۵۹۰۹۵ تا ۳۲۲۳۷۰۷، تغییری به میزان ۱/۳ درصد و این در حالی است که با افزایش چگالی شبکه، زمان حل به مقدار قابل توجهی افزایش می یابد. به همین دلیل می توان با صرف نظر کردن از وجود خطای ناچیز محاسباتی، تحلیل رفتار این نوع استنت را با انتخاب مدلی با ۲۴۵۹۰۹۵ جزء انجام داد.



شکل ۵ استقلال حل از شبکه رگ با استنت

در شکل (۶) نمایی از شبکه محاسباتی نشان داده شده است. با انجام آزمون استقلال حل از شبکه، تعداد $2/3 \times 10^6$ تا $2/8 \times 10^6$ سلول برای استنت های مختلف به عنوان شبکه محاسباتی انتخاب شده است.

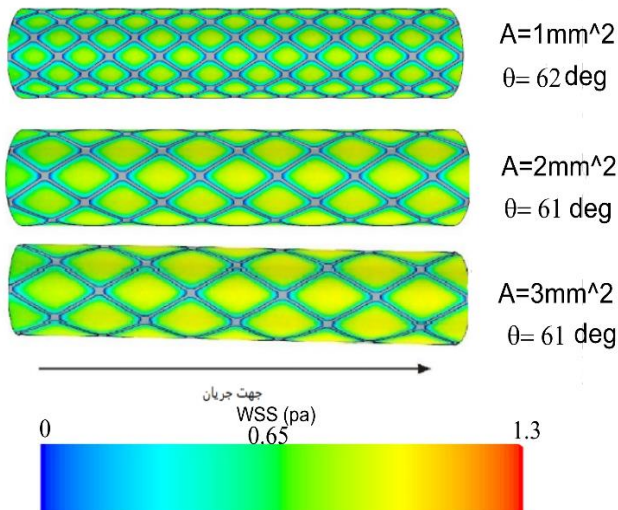


شکل ۶ نمایی از شبکه محاسباتی

¹ Timothy

² Segregated

۵- شرایط مرزی



برای ورودی جریان، از شرط سرعت ورودی با مقدار 0.11789 متر بر ثانیه و برای خروج جریان، شرط فشار خروجی با مقدار فشار صفر در نظر گرفته شده است. شرط مرزی در دیواره‌ها، شرط عدم لغزش است.

۶- نتایج

۶-۱- رگ بدون استنت

برای ارزیابی دقت روش عددی حاضر برای مدل سازی رگ، تنش برشی دیوار برای رگ بدون استنت در دو حالت نیوتنی و غیر نیوتنی محاسبه شده و در جدول (۳) آورده است. مقدار تنش برشی برای جریان با سیال نیوتنی از معادله (۶) تعیین می‌شود.

جدول ۳ نتایج تنش برشی در رگ بدون استنت

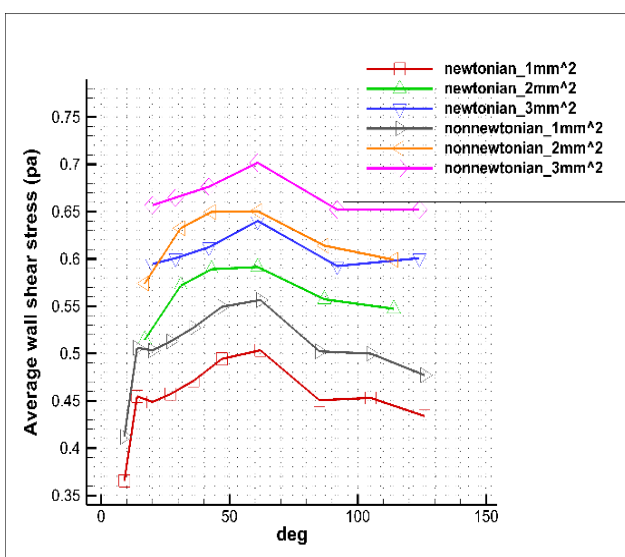
| نوع سیال | حل عددی تنش برشی (پاسکال) | حل تئوری تنش برشی (پاسکال) |
|------------|---------------------------|----------------------------|
| نیوتنی | ۱/۲۶۰ | ۱/۲۵۷ |
| غیر نیوتنی | ۱/۳۲۰ | - |

شکل ۹ تنش برشی سیال غیرنیوتنی برای سه نمونه از استنت‌ها

در شکل (۸) و (۹)، به ترتیب تنش برشی در دیوار رگ با استنت در دو حالت، با استفاده از مدل‌های سیال، نیوتنی و غیرنیوتنی خون، نشان داده شده است. طبق شکل‌های (۸) و (۹) تنش برشی در طول دیواره رگ افزایش می‌یابد و مرکز سلول استنت بیشترین تنش برشی را دارد.

۶-۲-۱- تاثیر مساحت سلول در تنش برشی

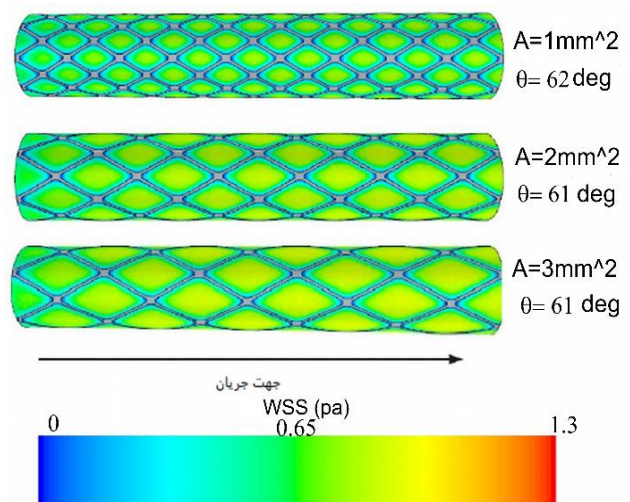
طبق شکل (۱۰)، با کاهش مساحت هر سلول استنت یا به عبارتی کوچک کردن شبکه لوزی شکل مسئله، پیچش یا گردابه (ورتیسیته) کاهش می‌یابد و در نتیجه تنش برشی نیز کمتر می‌شود. مطالعه لادیسا و همکاران [۲۳] هم این موضوع را تایید می‌کند.



شکل ۱۰ مقایسه تنش برشی بین سیال نیوتنی و غیر نیوتنی

۶-۲-۲- رگ با استنت

۱۰ استنت با مساحت سلول ۱ میلی‌متر مربع، ۶ استنت با مساحت سلول ۲ میلی‌متر مربع، ۶ استنت با مساحت سلول ۳ میلی‌متر مربع و زاویه شاخه‌های مختلف با فرض سیال نیوتنی و غیرنیوتنی مورد تحلیل قرار گرفت. کانتور تنش برشی سه نمونه از استنت‌ها در شکل (۸) و شکل (۹) نشان داده شده است.

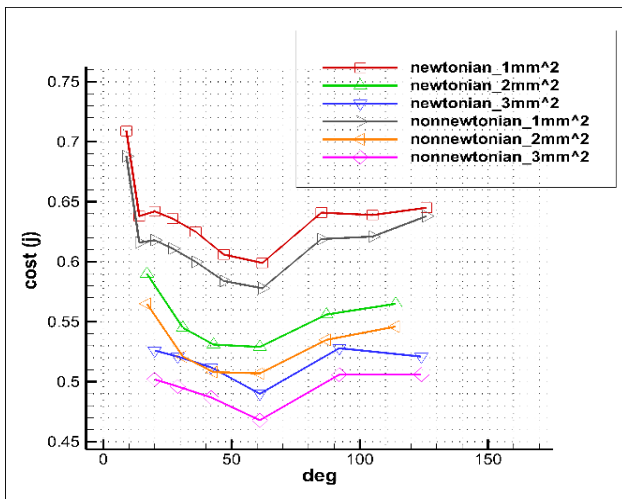


شکل ۸ تنش برشی سیال نیوتنی برای سه نمونه از استنت‌ها

۶-۲-۲- تاثیر تغییر زاویه شاخه‌های استنت

۷- انتخاب استنت بهینه

برای انتخاب استنت بهینه از تابع هزینه (رابطه ۱۰) استفاده شده است. برای استنت‌های مختلف این تابع محاسبه شده و در شکل (۱۲) نشان داده شده است. استنتی بهینه است که تابع هزینه در آن مقدار کمینه باشد. استنت‌های مناسب در جدول (۴) آورده شده و با استنت‌های بهینه حاصل از پژوهش تیموتی و همکاران [۲۱] در جدول (۵) مقایسه شده است. در مقاله تیموتی و همکاران سرعت ورودی جریان خون بصورت یک سیکل تغییر می‌کند و شرایط مسئله پایا نیست. در اینجا، هدف فقط یک مقایسه کیفی با این مقاله بوده است چون هندسه سلول‌ها مشابه هم هستند ولی تعداد آن‌ها در جهت محیطی یکسان نمی‌باشد.



شکل ۱۲ مقایسه تابع هزینه بین سیال نیوتنی و غیر نیوتنی

جدول ۴ استنت‌های بهینه پژوهش حاضر

| تعداد سلول تکرار شونده در راستای محیطی | زاویه برحسب درجه | مساحت سلول |
|--|------------------|-------------------|
| ۸ | ۶۲ | ۱ mm ² |
| ۶ | ۶۱ | ۲ mm ² |
| ۵ | ۶۱ | ۳ mm ² |

جدول ۵ استنت‌های بهینه پژوهش تیموتی و همکاران [۲۱]

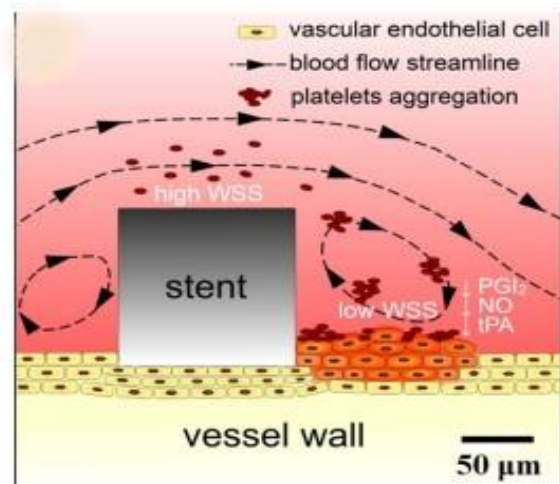
| تعداد سلول تکرار شونده در راستای محیطی | زاویه برحسب درجه | مساحت سلول |
|--|------------------|-------------------|
| ۹ | ۴۷ | ۱ mm ² |
| ۷ | ۴۳ | ۲ mm ² |
| ۶ | ۴۲ | ۳ mm ² |

با توجه به نتایج بدست آمده در شکل (۱۰) مشاهده شده که در هر سه نوع استنت با کاهش زاویه از حدود ۹۰ درجه تا ۶۰ درجه، تنش برشی به‌طور پیوسته افزایش می‌یابد. در مورد زوایای کوچک‌تر در استنت با مساحت سلول ۱ میلی‌متر مربع، از زاویه ۹ تا ۱۴ درجه تنش برشی افزایش و از زاویه ۱۴ تا ۲۰ با کاهش جزئی تنش برشی روبه‌رو هستیم. در استنت با مساحت سلول ۲ میلی‌متر مربع، از زاویه ۱۷ تا ۶۱ تنش برشی به‌طور پیوسته افزایش می‌یابد و از زاویه ۶۱ تا ۱۱۴ روند کاهشی دارد. همچنین در استنت با مساحت سلول ۳ میلی‌متر مربع، تنش برشی از زاویه ۲۰ تا ۶۱ روند افزایشی و از زاویه ۶۱ تا ۱۲۴ روند کاهشی دارد.

۶-۲-۳- علت اختلاف تنش برشی در هندسه‌های مختلف

استنت شرایط هندسی رگ را تغییر می‌دهد. این تغییر شکل‌های عروقی پروفیل‌های سرعت جریان را تغییر می‌دهند، پس از کاشت استنت تنش برشی دیواره را در تمام طول استنت کاهش می‌دهند و توزیع کانونی تنش برشی دیواره درون استنت را تغییر می‌دهند [۲۳].

همانطور که در شکل (۱۱) نشان داده شده ناحیه گردشی^۱ خون در کنار شاخه استنت یک محل با تنش دیواره کم ایجاد می‌کند شدت ناحیه گردشی را با پیچش^۲ نشان می‌دهند. تغییر هندسه استنت باعث تغییر الگوی پیچش جریان می‌شود و تنش برشی دیواره را تغییر می‌دهد.



شکل ۱۱ مقایسه تابع هزینه بین سیال نیوتنی و غیر نیوتنی [۲۴]

^۱ Recirculation^۲ Vorticity

۸- مقایسه تنش برشی در سیال نیوتنی و غیر نیوتنی

با توجه به شکل (۱۰)، تنش برشی دیواره با سیال غیرنیوتنی نسبت به سیال نیوتنی ۱۰ درصد بیشتر است و این به این دلیل است که ویسکوزیته سیال غیرنیوتنی در نزدیک شاخه‌های استنت نسبت سیال نیوتنی افزایش یافته است. طبق رابطه (۹)، هنگامی که نرخ برش کم شود، ویسکوزیته افزایش می‌یابد. بنابراین، در نزدیکی شاخه‌های استنت، که سرعت جریان کاهش یافته و نرخ برش سیال نیز کاهش یافته به نوبه خود ویسکوزیته را افزایش می‌دهد و در نتیجه تنش برشی دیواره نسبت به سیال نیوتنی افزایش خواهد داشت. مطالعه کارلوس^۱ و همکاران [۲۵] نیز این موضوع را تایید می‌کند.

۹- نتیجه‌گیری

در کار حاضر، مقدار تنش برشی دیواره رگ بدون استنت با رگ به‌مراه استنت و همچنین تغییرات تنش برشی بر حسب تغییر پارامترهای سلول استنت مورد مطالعه قرار گرفت. نتایج بدست آمده نشان می‌دهد که با افزایش مساحت سلول استنت، تنش برشی افزایش و تابع هزینه کاهش می‌یابد که این مطلوب است. با توجه به جدول (۴) زاویه استنت‌های بهینه برای هر سه نوع استنت با مساحت سلول مختلف در حدود ۶۰ درجه است. بنابراین می‌توان پیش بینی کرد که استنت با این زاویه منجر به کاهش احتمال تنگی مجدد رگ شده و در نتیجه عملکرد بهتری در مقایسه با زوایای دیگر دارد. نتایج چنین پژوهشی، هنگامی که در کنار نتایج آزمایشگاهی قرار بگیرد می‌تواند تبدیل به ابزاری قدرتمند برای پیش بینی رفتار استنت‌ها شود.

۱۰- فهرست علائم و اختصارات

علائم انگلیسی

| | |
|----------------|---|
| n | شاخص قانون توانی |
| A | مساحت سلول استنت |
| AWSS | میانگین تنش برشی دیواره (N/m ²) |
| L _a | طول سلول در راستای محوری (m) |
| L _c | طول سلول در راستای شعاعی (m) |
| r | قطر رگ بدون استنت (m) |
| Q | دبی حجمی سیال (m ³ /s) |

علائم یونانی

| | |
|--------|------------------------------|
| ρ | چگالی، kg/m ³ |
| η | تابع لزجت، Ns/m ² |

| | |
|-----------------|--|
| η_{∞} | ویسکوزیته نرخ برشی بی‌نهایت، Ns/m ² |
| η_0 | ویسکوزیته نرخ برشی صفر، Ns/m ² |
| θ | زاویه شاخه‌های سلول، deg |
| λ | پارامتر زمانی، s |
| $\dot{\gamma}$ | نرخ برش، 1/s |
| μ | ضریب لزجت سیال، Ns/m ² |
| τ | تنش برشی، N/m ² |
| زیرنویس‌ها | |
| IS | رگ با استنت |
| US | رگ بدون استنت |

۱۱- مراجع

- [1] C. W. Tsao *et al.*, "Heart Disease and Stroke Statistics—2022 Update: A Report from the American Heart Association," *Circulation*, vol. 145, no. 8, pp. e153-e639, 2022, doi: 10.1161/CIR.0000000000001052.
- [2] M. Darshan Doshi, MS., "Is angioplasty plus stenting or coronary artery bypass surgery better for treating left main coronary artery disease?," in *health.harvard.edu*, ed: Harvard College, April 27, 2020.
- [3] B. Doyle *et al.*, "Outcomes of stent thrombosis and restenosis during extended follow-up of patients treated with bare-metal coronary stents," (in eng), *Circulation*, vol. 116, no. 21, pp. 2391-8, Nov 20 2007, doi: 10.1161/circulationaha.107.707331.
- [4] S. K. James *et al.*, "Long-term safety and efficacy of drug-eluting versus bare-metal stents in Sweden," (in eng), *N Engl J Med*, vol. 360, no. 19, pp. 1933-45, May 7 2009, doi: 10.1056/NEJMoa0809902.
- [5] W. Hu and J. Jiang, "Hypersensitivity and in-stent restenosis in coronary stent materials," (in English), *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, Review vol. 10, 2022-September-15 2022, doi: 10.3389/fbioe.2022.1003322.
- [6] C. Chiastra *et al.*, "Coronary Artery Stenting Affects Wall Shear Stress Topological Skeleton," (in eng), *J Biomech Eng*, vol. 144, no. 6, Jun 1 2022, doi: 10.1115/1.4053503.
- [7] A. V. Finn, G. Nakazawa, M. Joner, F. D. Kolodgie, E. K. Mont, H. K. Gold, and R. Virmani, "Vascular responses to drug eluting stents: importance of delayed healing," (in eng), *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, vol. 27, no. 7, pp. 1500-10, Jul 2007, doi: 10.1161/atvbaha.107.144220.

¹ Carlos

- [17] X. Li, Q. Yang, Z. Wang, and D. Wei, "Shear stress in atherosclerotic plaque determination," (in eng), *DNA Cell Biol*, vol. 33, no. 12, pp. 830-8, Dec 2014, doi: 10.1089/dna.2014.2480.
- [18] A. M. Malek, S. L. Alper, and S. Izumo, "Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis," (in eng), *Jama*, vol. 282, no. 21, pp. 2035-42, Dec 1 1999, doi: 10.1001/jama.282.21.2035.
- [19] J. J. Wentzel, Y. S. Chatzizisis, F. J. Gijsen, G. D. Giannoglou, C. L. Feldman, and P. H. Stone, "Endothelial shear stress in the evolution of coronary atherosclerotic plaque and vascular remodelling: current understanding and remaining questions," (in eng), *Cardiovasc Res*, vol. 96, no. 2, pp. 234-43, Nov 1 2012, doi: 10.1093/cvr/cvs217.
- [20] M. G. Al-Azawy, S. K. Kadhim, and A. S. Hameed, "Newtonian and Non-Newtonian Blood Rheology inside a Model of Stenosis," *CFD Letters*, vol. 12, no. 11, pp. 27-36, 12/06 2020, doi: 10.37934/cfdl.12.11.2736.
- [21] T. J. Gundert, A. L. Marsden, W. Yang, and J. F. LaDisa, Jr., "Optimization of cardiovascular stent design using computational fluid dynamics," (in eng), *J Biomech Eng*, vol. 134, no. 1, p. 011002, Jan 2012, doi: 10.1115/1.4005542.
- [22] F. Irgens, *Rheology and Non-Newtonian Fluids*, 1 ed. Springer Cham, 2014, p. 190.
- [23] J. F. LaDisa, Jr. *et al.*, "Stent design properties and deployment ratio influence indexes of wall shear stress: a three-dimensional computational fluid dynamics investigation within a normal artery," (in eng), *J Appl Physiol (1985)*, vol. 97, no. 1, pp. 424-30; discussion 416, Jul 2004, doi: 10.1152/jappphysiol.01329.2003.
- [24] H. Wang *et al.*, "Three-dimensional virtual surgery models for percutaneous coronary intervention (PCI) optimization strategies," *Scientific Reports*, vol. 5, no. 1, p. 10945, 2015/06/04 2015, doi: 10.1038/srep10945.
- [25] C. Oliveira, A. Soares, A. Simões, S. Gonzaga, and A. Rouboa, "Numerical Study of Non-Newtonian Blood Behavior in the Abdominal Aortic Bifurcation of a Patient-Specific at Rest," *The Open Sports Sciences Journal*, vol. 10, pp. 279-285, 12/29 2017, doi: 10.2174/1875399X01710010279.
- [8] M. Joner *et al.*, "Endothelial cell recovery between comparator polymer-based drug-eluting stents," (in eng), *J Am Coll Cardiol*, vol. 52, no. 5, pp. 333-42, Jul 29 2008, doi: 10.1016/j.jacc.2008.04.030.
- [9] G. W. Stone *et al.*, "Randomized comparison of everolimus- and paclitaxel-eluting stents. 2-year follow-up from the SPIRIT (Clinical Evaluation of the XIENCE V Everolimus Eluting Coronary Stent System) IV trial," (in eng), *J Am Coll Cardiol*, vol. 58, no. 1, pp. 19-25, Jun 28 2011, doi: 10.1016/j.jacc.2011.02.022.
- [10] J. F. LaDisa, Jr., I. Guler, L. E. Olson, D. A. Hettrick, J. R. Kersten, D. C. Warltier, and P. S. Pagel, "Three-dimensional computational fluid dynamics modeling of alterations in coronary wall shear stress produced by stent implantation," (in eng), *Ann Biomed Eng*, vol. 31, no. 8, pp. 972-80, Sep 2003, doi: 10.1114/1.1588654.
- [11] R. Gharleghi *et al.*, "A multi-objective optimization of stent geometries," (in eng), *J Biomech*, vol. 125, p. 110575, Aug 26 2021, doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110575.
- [12] D. A. Fedosov, W. Pan, B. Caswell, G. Gompper, and G. E. Karniadakis, "Predicting human blood viscosity in silico," (in eng), *Proc Natl Acad Sci U S A*, vol. 108, no. 29, pp. 11772-7, Jul 19 2011, doi: 10.1073/pnas.1101210108.
- [13] C. Kleinstreuer, S. Hyun, J. R. Buchanan, Jr., P. W. Longest, J. P. Archie, Jr., and G. A. Truskey, "Hemodynamic parameters and early intimal thickening in branching blood vessels," (in eng), *Crit Rev Biomed Eng*, vol. 29, no. 1, pp. 1-64, 2001, doi: 10.1615/critrevbiomedeng.v29.i1.10.
- [14] H.-S. Melzer, R. Ahrens, A. E. Guber, and J. Dohse, "The influence of strut-connectors in coronary stents: A comparison of numerical simulations and μ PIV measurements," (in english), *Current directions in biomedical engineering*, journal article vol. 6, no. 3, pp. 392-295, 2020, doi: 10.1515/cdbme-2020-3101.
- [15] K. S. Cunningham and A. I. Gottlieb, "The role of shear stress in the pathogenesis of atherosclerosis," (in eng), *Lab Invest*, vol. 85, no. 1, pp. 9-23, Jan 2005, doi: 10.1038/labinvest.3700215.
- [16] A. Seneviratne, M. Hulsmans, P. Holvoet, and C. Monaco, "Biomechanical factors and macrophages in plaque stability," (in eng), *Cardiovasc Res*, vol. 99, no. 2, pp. 284-93, Jul 15 2013, doi: 10.1093/cvr/cvt097.

مروری بر مشخصات مکانیکی و کاربردهای سازه های طراحی شده بر مبنای سطوح مینیمال تکرار شونده و نحوه مدل سازی آن ها

چکیده: سطوح مینیمال، نوعی خاصی از سطوح هندسی هستند که مجموع انحناهای اصلی آن ها در دو راستا در هر نقطه روی سطح، برابر با صفر است. از مهم ترین انواع این سطوح می توان به سطوح مینیمال شوارز پی، الماسی، ژیروید و I-WP اشاره کرد. از کاربردهای برجسته این سطوح می توان به طراحی و ساخت سازه های سبک، فیلتراسیون، عایق ها، کاتالیزورها، جاذب ها و همچنین کاربردهای پزشکی نظیر تولید استخوان های مصنوعی و ایمپلنت ها اشاره نمود. در این پژوهش خواص مکانیکی ساختارهای سه بعدی که در اثر تکرار سلولهای واحد مینیمال ایجاد می شوند نظیر استحکام و سفتی، همچنین قابلیت جذب انرژی، خستگی و دوام آن ها مورد بررسی قرار گرفته است. همچنین کاربردهای این سطوح در حوزه های مهندسی پزشکی، سازه ای، سیالات و انتقال حرارت و خودروسازی بررسی شده است. در ادامه روش های شبیه سازی و مدل سازی این سطوح که در المان محدود و پرینت سه بعدی مورد نیاز است ارائه می شود. سطوح مینیمال تکرار شونده به دلیل ویژگی های منحصر به فرد خود از جمله فراهم نمودن نسبت سطح به حجم بالا و نسبت سفتی به وزن و استحکام به وزن بالا پتانسیل بالایی برای استفاده در حوزه های مختلف صنعتی و پزشکی دارند و قابلیت این را دارند که در چارت های انتخاب مواد، گزینه های جدیدی را فرا روی پژوهشگران و مهندسان قرار دهند.

واژه های راهنما: خواص مکانیکی، کاربردهای سطوح مینیمال، مدل سازی سطوح مینیمال، بهینه سازی

پوریا ترابی
دانشجوی کارشناسی ارشد

علی حسن آبادی*

استادیار،
دانشکده مهندسی،
گروه مهندسی مکانیک،
دانشگاه بیرجند، بیرجند

مقاله مروری

دریافت: ۱۴۰۳/۰۲/۲۷

بازنگری: ۱۴۰۳/۰۴/۰۱

پذیرش: ۱۴۰۳/۰۴/۱۶

Porya Torabi
MSc Student

Ali Hasanabadi*
Assistant Professor,
Faculty of Engineering,
Mechanical
Engineering
Department,
University of Birjand,
Birjand

A review of the mechanical characteristics and applications of structures designed based on triply periodic minimal surfaces and their modeling methods

Abstract: Minimal surfaces are a special type of geometric surfaces whose sum of main curvatures in two directions at any point is equal to zero. Among the most important types of these levels, we can mention the minimal Schwarz levels including Primitive, Diamond, Gyroid and I-WP. Among the outstanding applications of these surfaces, we can mention the design and construction of light structures, filtration, insulators, catalysts, absorbents, as well as medical applications such as the production of artificial bones and implants. In this research, the mechanical properties of three-dimensional structures created by the repetition of minimal unit cells, such as strength and stiffness, as well as their ability to absorb energy, fatigue and durability, have been investigated. Also, the applications of these surfaces in the fields of medical, structural, fluids and heat transfer and automotive engineering have been investigated. In the following, the simulation and modeling methods of these surfaces, which are required in finite element and 3D printing, are presented. Three dimensional periodic minimal surfaces have a high potential for use in various industrial and medical fields due to their exceptional features, including high surface-to-volume ratio, stiffness-to-weight ratio, and strength-to-weight ratio to present new options to researchers and engineers in material selection charts.

Keywords: Minimal surfaces, Properties of minimal surfaces, Applications of minimal surfaces, Modeling of minimal surfaces

۱- مقدمه

اخیر گزارش شده است مورد بررسی قرار گیرد. در این زمینه ابتدا خواص مکانیکی این سازه‌ها از جمله استحکام و سفتی، قابلیت جذب انرژی، خستگی و دوام آن‌ها مورد بررسی قرار می‌گیرد. سپس مواردی عملی که این سازه‌ها می‌توانند کاربرد داشته باشند در زمینه‌هایی نظیر مهندسی پزشکی، سازه‌ای، سیالات و انتقال حرارت و خودروسازی مورد توجه قرار می‌گیرد. در انتها نیز پژوهش‌های مرتبط با روش‌های شبیه‌سازی و نحوه مدل‌سازی این سطوح مورد بررسی قرار می‌گیرد.

۲- بررسی مشخصات مکانیکی سطوح مینیمال تکرار شونده
۲-۱- استحکام و سفتی

بررسی‌های تجربی و عددی نشان داده‌اند که سطوح مینیمال تکرار شونده به دلیل هندسه پیچیده و توزیع یکنواخت بار می‌توانند از نظر مکانیکی عملکرد بهتری نسبت به ساختارهای معمولی داشته باشند.

گوانگ فو و همکاران [۶] به بررسی طراحی، خواص مکانیکی و شبیه‌سازی ساختارهای مینیمال مبتنی بر ساخت پرینت سه بعدی به روش SLM^۵ پرداختند و هدف آن‌ها بررسی مزایای سطوح مینیمال در ساختار سازه‌ها و بررسی خواص مکانیکی آن‌ها بوده است. آن‌ها نشان دادند که استفاده از سطوح مینیمال در طراحی ساختارهای شبکه‌ای گرادپانی، مزایایی مانند نسبت سطح به حجم بالا، اتصال بهتر حفره‌ها و توانایی کنترل توزیع بهتر نیروهای وارده برای خواص مکانیکی مختلف را ارائه می‌دهد. این سطوح می‌توانند در طراحی ساختارهای گرادپانی، عملکردی پیوسته را از طریق تغییر پارامترهای کسر حجمی ارائه دهند.

مطابق پژوهش گوانگ فو و همکاران [۶]، ساختارهای ژیروید گرادپانی شده (شکل ۱-الف)، مدول الاستیک، استحکام تسلیم و تغییرات تنش کمتری را در مقایسه با سازه‌های مبتنی بر شبکه با ساختار یکسان نشان می‌دهند. همچنین پرینت سه بعدی می‌تواند به طور مناسبی ساختارهای مینیمال با خواص گرادپانی را ایجاد نماید (شکل ۱-ب)). قابل ذکر است ساختارهای مبتنی بر حالت پوسته‌ای ضخامت دار در مقایسه با ساختارهای مبتنی بر شبکه جامد توپر، پایداری مکانیکی و خواص الاستیک بالاتری را نشان می‌دهند. شکل (۱-ج) شبیه‌سازی عددی با استفاده از نرم‌افزار آباکوس برای پیش‌بینی خواص مکانیکی فشاری و رفتار تغییر شکل نمونه را نشان می‌دهد.

سون و همکاران [۸] به بررسی تجربی خواص مکانیکی چهار نوع ساختار مینیمال ساخته شده به روش پرینت سه بعدی DLP^۶ پرداختند (شکل ۲) و هدف آن‌ها از این پژوهش، بررسی استحکام فشاری با توجه به چگالی نسبی ساختارها بوده است.

ساختارهای متخلخل به دلیل وزن سبک و عملکرد مکانیکی مطلوب به‌طور گسترده در صنایع مختلف استفاده می‌شوند. این ساختارها که نظیر بافت‌های گیاهی و استخوان‌ها در طبیعت نیز مشاهده می‌شوند [۱]، الهام‌بخش تولید مواد متخلخل مصنوعی با کارایی بالا بوده‌اند. این مواد در حوزه‌هایی نظیر جذب‌کننده‌ها و کاتالیزورها نیز کاربرد دارند و می‌توانند عملکرد در زمینه‌های مختلف انرژی و محیط زیست را بهبود بخشند [۲].

ساختارهای مبتنی بر سطوح مینیمال از جمله مهم‌ترین ساختارها در این حوزه هستند [۳]. سطوح مینیمال به نحوی فرمول‌بندی شده‌اند که مجموع مقادیر انحناهای اصلی در هر نقطه روی سطح برابر با صفر می‌باشد. سطوح مینیمال شوارز که شامل انواعی چون پی^۱، الماسی^۲، ژیروید^۳ و I-WP^۴ می‌باشند به دلیل توپولوژی قابل کنترل و خواص مهندسی عالی، مورد توجه محققان از زمینه‌های مختلف قرار گرفته‌اند [۴]. این ساختارها با هندسه‌های همبند و سطوح صاف، قابلیت تقلید ویژگی‌های بافت‌هایی نظیر استخوان را نیز دارند [۵].

بررسی خواص مکانیکی ساختارهای متخلخل به منظور درک عملکرد و رفتار آن‌ها در برابر نیروها و تنش‌ها اهمیت دارد. این بررسی‌ها از طریق روش‌های تجربی نظیر آزمایش‌های کشش، فشار و خمش و همچنین مدل‌های ریاضی و شبیه‌سازی‌های عددی انجام می‌شوند [۶].

یکی از مراحل مهم در به‌کارگیری و شبیه‌سازی سطوح سه‌بعدی، مدل‌سازی و تجسم مناسب آن‌ها در نرم‌افزارهای طراحی به کمک کامپیوتر است. فرمول‌بندی ریاضی مناسب باید به‌گونه‌ای باشد که تمامی نقاط سطح را به درستی نمایش دهد [۷].

با وجود پیشرفت‌های قابل توجه در طراحی و ساخت سازه‌های متخلخل، هنوز چالش‌های زیادی در درک کامل خواص مکانیکی و کاربردهای عملی سازه‌های مبتنی بر سطوح مینیمال تکرار شونده وجود دارد. این چالش‌ها شامل مسائل مربوط به نحوه مدل‌سازی دقیق این سازه‌ها، ارزیابی جامع خواص مکانیکی و شناسایی کاربردهای نوین و بهینه‌سازی عملکرد آن‌ها در شرایط مختلف است.

در این پژوهش به بررسی مشخصات مکانیکی، روش‌های مدل‌سازی و کاربردهای سطوح مینیمال تکرار شونده پرداخته می‌شود. هدف این است که با بررسی و مقایسه پژوهش‌های مختلف، درک عمیق‌تری از این ساختارها و پتانسیل‌های بالقوه آن‌ها برای کاربردهای عملی فراهم شود. به این منظور تلاش شده است که عمده کاربردهایی که از سطوح مینیمال در پژوهش‌های

⁴ I-WP Surface

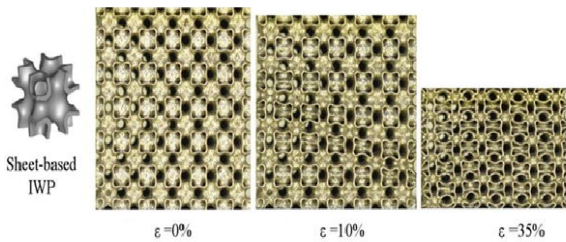
⁵ Selective Laser Melting (SLM)

⁶ Digital Light Processing (DLP)

¹ Primitive

² Diamond

³ Gyroid

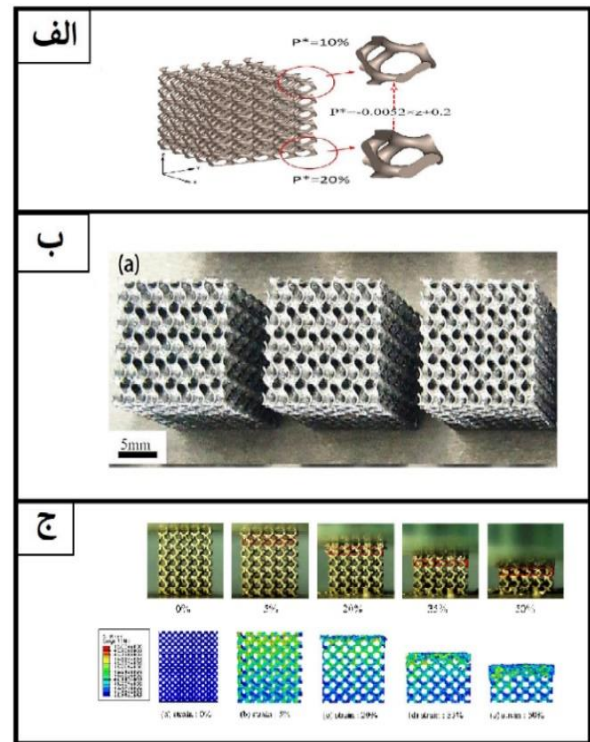


شکل ۳ تغییرات ساختار مینیمال مبتنی بر پوسته در آزمایش فشار [۹]

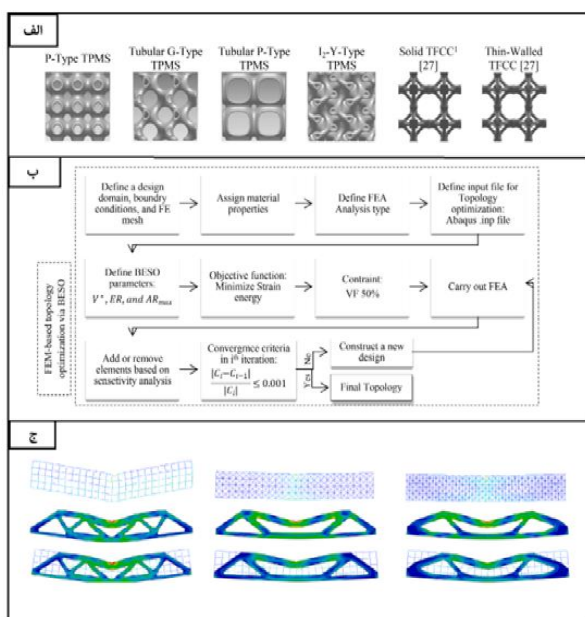
ابوالربع و همکاران [۹] به بررسی تاثیر هندسه بر خواص مکانیکی ساختار مینیمال IWP پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش، رابطه بین مشخصات هندسی و خواص مکانیکی با بررسی ساختارهای متخلخل ایجاد شده با استفاده از ساختار مینیمال IWP بوده است. پژوهش آن‌ها نشان داد که ساختارهای مینیمال IWP مبتنی بر پوسته ضخامت‌دار رفتار کششی با راندمان ساختاری بالا از خود نشان می‌دهند که این ویژگی آن‌ها را برای کاربردهای مهندسی که به مواد مستحکم و سبک وزن با قابلیت‌های جذب انرژی عالی نیاز دارند، مناسب می‌سازد (شکل (۳)).

دستکاری جنبه‌های توپولوژیکی می‌تواند منجر به افزایش خواص فیزیکی و مکانیکی سازه‌ها شود. ویژگی‌هایی مانند نسبت استحکام به وزن بالا، قابلیت هدایت حرارتی و افزایش جذب انرژی مکانیکی می‌تواند با این دست‌کاری‌ها بهبود یابد. با طراحی ساختارهای متخلخل با معماری داخلی کاملاً مشخص، می‌توان در مقایسه با فوم‌های فلزی با ساختار تصادفی، خواص را برای کاربردهای خاص به طور مؤثرتری تنظیم کرد.

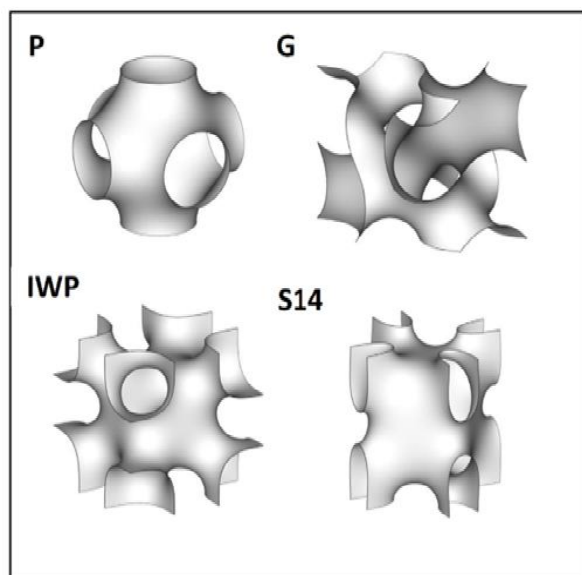
خواص مکانیکی ساختارهای مینیمال، به ویژه استحکام فشاری و مدول یانگ، با توجه به چگالی‌های نسبی مختلف، متفاوت است. استحکام فشاری سازه‌های مینیمال با افزایش چگالی نسبی، افزایش می‌یابد. در میان ساختارهای مورد مطالعه، ساختار S14 (شکل ۲) بالاترین استحکام فشاری را نشان داده است و به دنبال آن ساختارهای IWP، ژیروید و پی قرار گرفته‌اند. علاوه بر این، ساختارهای مینیمال می‌توانند بیش از ۲ درصد کرنش را بدون شکست حفظ کنند.



شکل ۱ الف- ساختار سلول ژیروید، ب- پرینت SLM، ج) بررسی عددی و تجربی [۶]

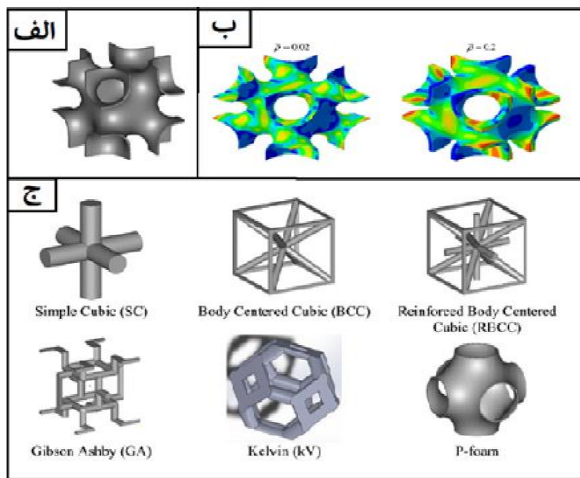


شکل ۴ الف- ساختارهای مینیمال، ب- بهینه‌سازی توپولوژی BESO، ج- نمایی از بررسی عددی [۱۱]



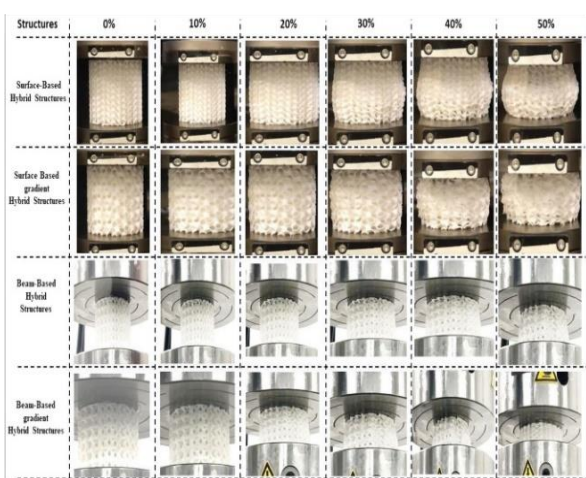
شکل ۲ چهار نوع ساختار مینیمال [۸]

پتانسیل بالایی برای کاربرد در صنایع مختلف هستند و بهینه‌سازی طراحی و انتخاب مواد می‌تواند خواص مکانیکی آن‌ها را بهبود بخشد.



شکل ۵ الف- سلول IWP، ب- نمایی از بررسی عددی، ج- ساختارهای دیگر که در بعضی از خواص شباهت دارند [۱۲]

سجاد و همکاران [۱۴] به بررسی سطوح متخلخل ترکیبی و ارزیابی خواص مکانیکی آن‌ها پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش، طراحی و ارزیابی ساختارهای متخلخل ترکیبی با طراحی شعاعی و گرادینانی بوده است. این تحقیق یک رویکرد ترکیبی استوانه‌ای و شعاعی را معرفی می‌کند که شامل سه سلول واحد مجزا شامل سلول مکعبی مرکزدار، سلول مکعبی با وجوه مرکزدار و نوع سوم از ساختارهای مبتنی بر انواع سطوح مینیمال شامل الماسی و ژبروید می‌باشد. آن‌ها مطابق شکل (۶) آزمون‌های فشار شبه استاتیکی برای ارزیابی تأثیر ساختار گرادینانی بر مدول فشاری، استحکام نهایی، جذب انرژی ویژه و خواص شکست انجام دادند.



شکل ۶ مراحل آزمایش فشرده‌سازی شبه استاتیکی [۱۴]

داداشی و رحیمی [۱۰] به بررسی خواص مکانیکی ساختارهای مبتنی بر سطوح مینیمال تکرار شونده شوارز پی پرداختند. آن‌ها با استفاده از سه روش تحلیلی، عددی و تجربی به بررسی خواص مکانیکی ساختار شوارز پی پرداختند و نهایتاً روابطی برای پیش‌بینی مقادیر مدول الاستیک، استحکام تسلیم، و حداکثر نیروی باربری ارائه نمودند. قابل ذکر است مقادیر مدول الاستیک و استحکام تسلیم، مستقل از طول سلول واحد هستند و به پارامترهای هندسی و خواص مواد سازنده بستگی دارند.

تیموری و همکاران [۱۱] مطالعه‌ای را برای ارزیابی عملکرد مکانیکی ساختارهای مینیمال انجام دادند. هدف آن‌ها در این پژوهش مطابق با شکل (۴-الف) توسعه سازه‌های خرپایی شکل با استفاده از ساختارهای مینیمال و بهینه‌سازی با روش BESO^۱ بوده است. مطابق با شکل (۴-ج)، عملکرد مکانیکی ساختارهای خرپایی شکل متشکل از سطوح مینیمال با استفاده از تحلیل المان محدود به صورت شبه استاتیکی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته است. نتایج حاکی از بهبود عملکرد مکانیکی از نظر استحکام سازه، بار کمانشی و جذب انرژی در مقایسه با سازه‌های بدون سطوح مینیمال بوده است.

ابوالرب و کاهان [۱۲] به بررسی خواص ویسکو الاستیک سطوح مینیمال IWP پرداختند (شکل (۵)) و هدف آن‌ها از این پژوهش، بررسی این ساختار برای شرایط بارگذاری هیدرواستاتیک بوده است.

مدل سطح با استفاده از پوسته‌های جامد به دست آمده از ضخیم شدن ساختار مینیمال IWP ایجاد شده است به سان صورت که با استفاده از نرم افزار Surface Evolver این سطوح ایجاد شده و سپس به نرم افزار سالیدورک انتقال داده شده است تا یک مدل سه بعدی ایجاد شود. ضخامت پوسته برای ساختارهای IWP با چگالی نسبی از ۲ تا ۲۴ درصد متفاوت در نظر گرفته شده است.

نتایج نشان می‌دهند که ساختارهای IWP در شرایط بارگذاری محوری و هیدرواستاتیکی عملکرد بهتری به عنوان دمپر دارند. این ساختارها در پاسخ‌های ویسکو الاستیک خود مشابه با ساختارهای مکعبی ساده، و ساختارهای مکعبی با وجوه مرکزدار هستند، اما در حالت کلی فوم‌های IWP بهترین عملکرد را در شرایط مورد مطالعه نشان دادند.

کویی و همکاران [۱۳] به بررسی خواص مکانیکی ساختارهای شبکه‌ای بر اساس سطوح مینیمال شوارز پی پرداختند و از روش‌های تحلیلی، شبیه‌سازی اجزاء محدود و آزمایش‌های تجربی برای بررسی رفتار مکانیکی ساختار استفاده کردند. نتایج پژوهش آن‌ها نشان داد که این ساختارها دارای

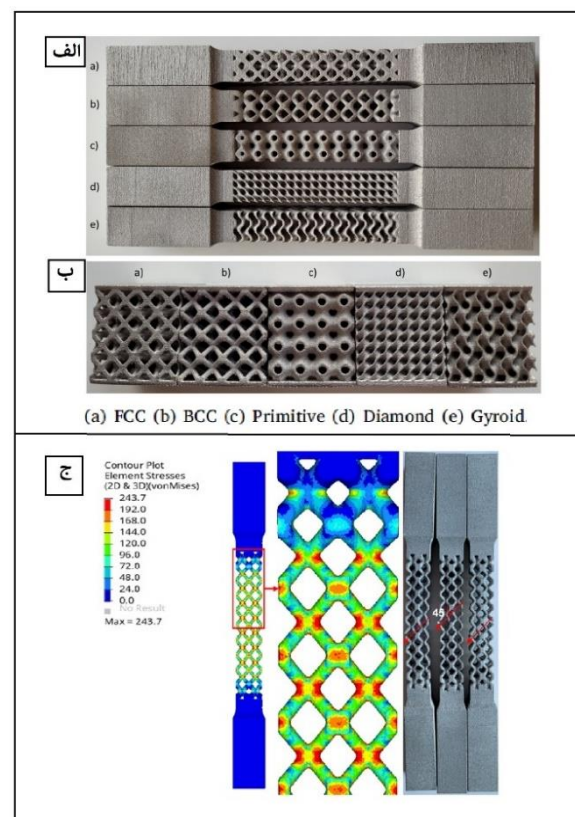
¹Bi-directional Evolutionary Structural Optimization (BESO)

از منظر کیفیت ساخت، نمونه‌های تولید شده انحرافات ابعادی را نشان می‌دهند، به طوری که نمونه‌های ژیروید بیشترین خطای ابعادی و نمونه‌های الماسی کمترین خطا را دارند. در آزمایش کشش، مطابق با شکل (۷-ج) یک نوار برشی ۴۵ درجه در هندسه BCC مشاهده شد در حالی که توپولوژی‌های دیگر شکستگی را در مقاطع تقریباً مستقیم نشان دادند. در آزمون فشار، همه ساختارها تغییر شکل بشکه مانند را در نرخ کرنش کم نشان دادند، به جزء ساختار FCC که نوار برشی مورب را در نرخ کرنش پایین به نمایش می‌گذارد.

گید و باقری [۱۶] مدل‌سازی و رفتار مکانیکی ساختارهای مینیمال ساخته شده با پلیمر PEEK^۱ با روش تولید افزایشی را مورد بررسی قرار دادند. ساختارهای انتخاب شده به عنوان شبکه‌های مکعبی بر اساس استاندارد ASTM D695-15 طراحی شده‌اند. آن‌ها تاثیر پارامترهای مورفولوژیکی سلول‌های مینیمال شامل اندازه سلول واحد، تخلخل، اندازه حفره و ضخامت را مورد بررسی قرار دادند. چهار مدل مختلف برای ارزیابی عملکرد مکانیکی ساختارها مورد استفاده قرار گرفته‌اند: مدل همونیزاسیون، مدل آرودا بویس، مدل هایپر الاستیک و مدل جانسون-کوک. این مدل‌ها برای شبیه‌سازی دقیق رفتار مکانیکی پلیمرهای پایه‌ی سطوح مینیمال استفاده شده‌اند و به دلیل توانایی بالای آن‌ها در پیش‌بینی تغییر شکل در تنش‌های بزرگ، وابستگی به زمان و دما، انتخاب شده‌اند. آزمایش‌های فشاری تک‌محوری بر روی نمونه‌های چاپ شده سه‌بعدی انجام شده تا مقادیر محاسبه شده اعتبارسنجی شوند و با مقادیر تجربی مقایسه شوند. این مطالعه نشان‌دهنده نقش حیاتی مدل‌های مواد در تحلیل محاسباتی رفتار مکانیکی ساختارهای شبکه‌ای است.

ژانگ و همکاران [۱۷] به مطالعه مشخصات توپولوژیکی و خواص مکانیکی ساختارهای مینیمال با دامنه متغیر پرداختند. ساختارهای مینیمال قابلیت کاربردهای سبک وزن و چند منظوره دارند اما مطالعات عمدتاً بر روی عواملی مانند ضخامت جداره و تناوب سلول‌ها متمرکز شده‌اند تاثیر فاکتورهایی نظیر اندازه دامنه بر شکل و خواص مکانیکی به طور کامل بررسی نشده است. این مطالعه ساختارهای اولیه (P)، ژیروید (G) و الماسی (D) را برای درک تاثیر تغییر دامنه بر شکل و چگالی نسبی ساختار مورد بررسی قرار دادند. این مطالعه نشان داد که تغییر دامنه، الگوی تغییر شکل سازه را تغییر نمی‌دهد اما می‌تواند خواص مکانیکی را در محدوده وسیعی تنظیم کند. افزایش ضریب دامنه منجر به کاهش جزئی در کرنش و افزایش قابل توجهی در قابلیت جذب انرژی شد. این پژوهش راه جدیدی را برای بهبود خواص مکانیکی ساختارهای مینیمال ارائه می‌کند. این پژوهش نشان داده است که دامنه به طور قابل توجهی بر مشخصات توپولوژیکی تأثیر می‌گذارد ولی تأثیر کمتری بر چگالی

بر اساس این پژوهش، ساختارهای متخلخل گرادایانی مبتنی بر سطوح مینیمال، بهبود قابل توجهی در خواص مکانیکی در مقایسه با ساختارهای ترکیبی، با افزایش مدول فشاری، استحکام نهایی و جذب انرژی ویژه نشان دادند. نتایج تجربی و عددی در این پژوهش نشان دادند که ساختارهای متخلخل شبکه‌ای گرادایانی، چه بر پایه سطوح مینیمال و چه بر پایه شبکه مکعبی، عملکرد مکانیکی بهبود یافته‌ای را نشان می‌دهند گرچه ساختارهای متخلخل گرادایانی مبتنی بر سطوح مینیمال، مدول فشاری، استحکام و جذب انرژی بالاتری به نمایش گذاشتند. گلجان و همکاران [۱۵] به مقایسه خواص مکانیکی ساختارهای مینیمال ساخته شده توسط روش ذوب پرتو الکترونی پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش، مطالعه و مقایسه رفتار مکانیکی دو ساختار شبکه‌ای مبتنی بر BCC و FCC و سه سطح مینیمال ژیروید، پی و الماسی بوده است (شکل ۷- الف و ب). در این زمینه نتایج آزمون کشش نشان داد که بیشترین و کمترین مقادیر استحکام کشش نهایی برای نمونه‌های الماسی (۴۲۲ مگاپاسکال) و BCC (۱۹۲ مگاپاسکال) به دست می‌آید. در ادامه نیز مشخص شد ساختار مینیمال الماسی دارای بیشترین مقدار تنش تسلیم (۴۲۷ مگاپاسکال) است. بیشترین و کمترین مقادیر قابلیت جذب انرژی نیز در ساختار ژیروید مشاهده شده است.



شکل ۷ الف- نمونه‌های آزمایش کشش، ب- نمونه‌های آزمایش فشار، ج- مطالعه عددی نمونه BCC [۱۵]

¹Polyether ether ketone

یاندیوریو و همکاران [۲۰] استحکام ساختارهای فلزی طراحی شده بر اساس سطوح مینیمال را مورد بررسی قرار دادند و هدف آن‌ها از این پژوهش بهبود نسبت استحکام به وزن ساختارهای شبکه‌ای مکعبی فلزی با استفاده از سلول‌های واحد الهام‌گرفته شده از سطوح مینیمال بوده است. این ساختارها از آلیاژ آلومینیوم AA6082 با استفاده از فرآیند ریخته‌گری دقیق و با کمک پرینت سه بعدی ساخته شده‌اند. این پژوهش نشان می‌دهد که با استفاده از اشکال الهام‌گرفته شده از ساختارهای مینیمال، می‌توان به ساختارهای شبکه‌ای مکعبی فلزی با استحکام مکانیکی بالاتر و وزن کمتر دست یافت که می‌تواند در صنایع مختلفی مانند هوافضا، خودروسازی و پزشکی مفید باشد. میازا و همکاران [۲۱] طراحی، خواص مکانیکی و بهینه سازی چند مقیاسی ساختارهای شبکه‌ای ایجاد شده بر اساس سطوح مینیمال را مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها تاثیر ساختارهای فرورونده در هم و همچنین پارامتر کسر حجمی را مورد بررسی قرار داده و دریافتند که خواص مکانیکی می‌تواند به شدت تحت تاثیر پارامترهای فروروندگی ساختارها قرار گیرد. منظور از ساختارهای فرورونده در پژوهش آن‌ها این است که ابتدا دو ساختار متمایز بر مبنای سطوح مینیمال یا غیر آن، ایجاد شده و سپس ساختاری جدید بر مبنای جبر بول از این دو ساختار ایجاد می‌شود. آن‌ها اعتبار سنجی تجربی را با استفاده از نمونه‌های چاپ سه بعدی انجام داده و چارچوبی برای بهینه‌سازی همزمان کسر حجمی و پارامتر در هم فروروندگی ارائه نمودند که منجر به ایجاد سازه‌های سبک با سفتی بالاتر در مقایسه با نمونه‌های مشابه شده است.

۲-۲- جذب انرژی

یکی از ویژگی‌های برجسته سازه‌های مبتنی بر سطوح مینیمال، توانایی بالای آن‌ها در جذب انرژی است. این ویژگی به دلیل وجود فضای خالی و ساختار متخلخل آن‌هاست که به جذب انرژی کمک می‌کند. این خاصیت برای کاربردهایی که نیاز به جذب انرژی و کاهش ضربه دارند، بسیار مهم است.

ژائو و همکاران [۲۲] به بررسی ویژگی‌های مکانیکی و خاصیت جذب انرژی ساختارهای مینیمال ساخته شده به روش ساخت افزودنی پرداختند. آن‌ها در این پژوهش دو نوع رویه مینیمال شوارز پی و شوارز ژیروید (شکل ۹- الف) را مورد بررسی قرار دادند.

نمونه‌ها بوسیله پرینت سه بعدی با روش SLM با ابعاد ۲۰ میلی متر مربع برای آزمایشات تجربی ساخته شده است. با تغییر در ضخامت پوسته‌های ساختار در بعضی از نمونه‌ها به صورت گرادانی (شکل ۹- ب)) این نتیجه بدست آمده است که قابلیت جذب انرژی در ساختارهایی که ضخامت آن‌ها متغیر بوده است نتایج بهتری ارائه کرده است. در ادامه آن‌ها برای بررسی عددی و شبیه‌سازی ساختارها از نرم افزار آباکوس استفاده کردند و برای

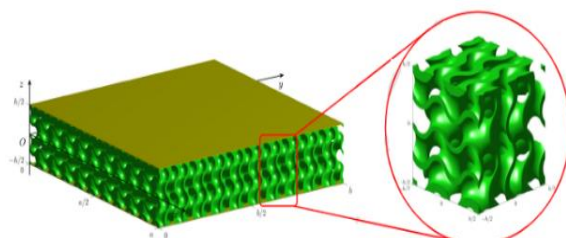
نسبی دارد و به طور مؤثری خواص مکانیکی سازه را تنظیم می‌کند. افزایش دامنه، مدول الاستیک و استحکام تسلیم را بهبود می‌بخشد.

نواک و همکاران [۱۸] به بررسی رفتار مکانیکی ساختارهای مینیمال فلزی یکنواخت و ترکیبی با نرخ کرنش بالا پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش، بررسی عددی و تجربی خواص مکانیکی این ساختارها بوده است.

نمونه‌های ترکیبی از دو سلول واحد ژیروید و الماسی یکنواخت در امتداد ارتفاع نمونه تولید شدند. اندازه سلول ۵ میلی متر و تمام نمونه‌ها از نظر ارتفاع ۲۰ میلی متر در نظر گرفته شدند. سازه‌ها با استفاده از سیستم همجوشی بستر پودری با لیزر فیبر ایتربیوم ۴۰۰ وات ساخته شدند. پودر فولاد ضد زنگ L۳۱۶ تمیزه شده با گاز استفاده شده است و برای همه نمونه‌ها از ضخامت لایه ۲۰ میکرومتر استفاده شده است. پس از ساخت، نمونه‌ها برای محاسبه چگالی نسبی آن‌ها توزین شدند و بیش از ۶۰ نمونه تولید شده است.

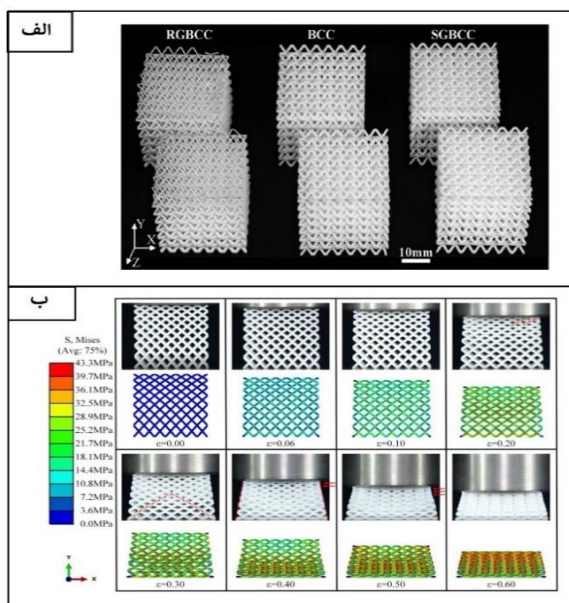
چهار ساختار سلولی مختلف مینیمال (الماسی، ژیروید، IWP و پی) و یک ساختار ترکیبی ژیروید-الماسی ساخته و تحت نرخ‌های کرنش فشاری مختلف از جمله نرخ کرنش‌های شبه استاتیک آزمایش شدند. آزمایش با استفاده از دستگاه‌های مختلف از جمله میله هایپکینسون انجام شد. نتایج نشان داد که ساختارهای الماسی و IWP تا پنج برابر بیشتر جذب انرژی در طول بارگذاری با نرخ کرنش بسیار بالا در مقایسه با آزمایش‌های شبه استاتیک و دینامیکی پایین‌تر نشان دادند. آزمایش‌های نمونه‌های ترکیبی نشان داد که جهت‌گیری نمونه به طور قابل توجهی بر پاسخ مکانیکی نرخ کرنش بالا تأثیر می‌گذارد.

لی [۱۹] به بررسی مدل‌سازی سطوح مینیمال با حالت گرادانی صفحات پرداخت. این پژوهش مدل جدیدی از صفحات متخلخل به نام صفحات مینیمال با حالت گرادانی (FG-TPMS) را بررسی می‌کند (شکل ۸)، که از نسبت استحکام به حجم بالای ساختارهای مینیمال الهام گرفته شده است. سه معماری سطوح مینیمال با توابع گرادانی متفاوت ارائه شده است: پی (P)، ژیروید (G) و IWP. نتایج نشان می‌دهد که ساختارهای FG-TPMS استحکام بالاتری نسبت به ساختارهای همسانگرد با همان وزن ارائه می‌دهند و اینکه مدل FG-TPMS یک جایگزین عالی برای این گونه ساختارها است.



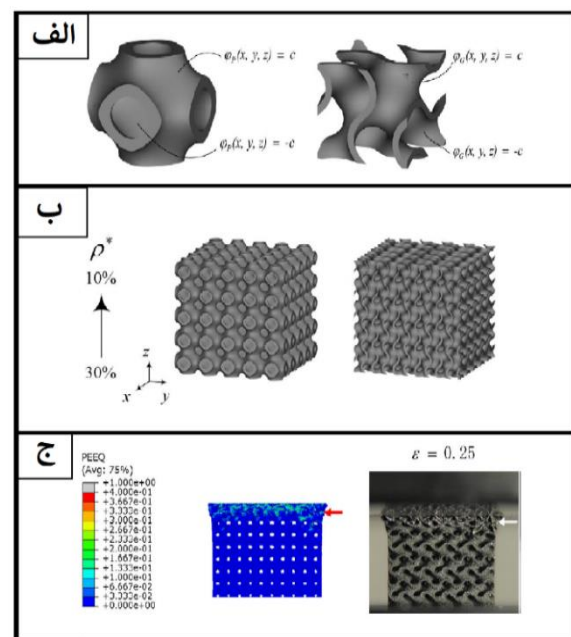
شکل ۸ یکی از ساختارهای طراحی شده [۱۹]

انصاری و همکاران [۲۴] به بررسی و ارزیابی ظرفیت جذب انرژی سه نوع ترکیب ساختاری مینیمال با استفاده از مواد ABS-M30i و تحت نرخ‌های کرنش فشاری مختلف پرداختند. مطالعه مذکور تحلیل ویژگی‌های مکانیکی و ظرفیت جذب انرژی این ساختارها را در سه نرخ کرنش انجام می‌دهد. نتایج نشان داد که ساختارهای ترکیبی مینیمال مانند شوارز پی و IWP، شوارز الماسی و نوویوس^۱، شوارز ژیروید و فیشرکوخ^۲ در نرخ‌های کرنش مختلف ویژگی‌های مطلوب جذب انرژی و توزیع تنش بهینه‌ای دارند. این پژوهش ثابت کرد که ساختارهای ترکیبی مینیمال می‌توانند ویژگی‌های مکانیکی منحصربه‌فردی ارائه دهند که با تغییر نرخ کرنش بهینه می‌شوند. هر سه نوع ساختار طراحی شده با مدل‌های گیبسون-اشبی تطابق داشتند و این مدل‌ها برای پیش‌بینی عملکرد مکانیکی این سازه‌ها توسعه یافتند. سونا و همکاران [۲۵] به مطالعه و بررسی خواص مکانیکی و قابلیت‌های جذب انرژی ساختارهای مینیمال پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش، بررسی ساختارهای مینیمال گرادانی شده با ساختارهای متنوع و بررسی خواص مکانیکی آن‌ها بوده است. آن‌ها سلول‌هایی با چگالی و پیکربندی‌های مختلف، طراحی و سپس با تغییر اندازه یک سلول، شبکه ساختاری یکنواختی تشکیل دادند. در ادامه ساختار متخلخل گرادانی با چگالی‌های مختلف و توپولوژی‌های متنوع مونتاژ شدند. مطابق شکل (۱۰) - الف) نمونه‌های آزمایشی با استفاده از پرینت سه بعدی با روش SLS^۳ ساخته شده و توسط آزمایش فشرده سازی شبه استاتیکی مورد آزمایش قرار گرفتند.



شکل ۱۰ الف- ساختارهای مینیمال به کار رفته، ب- نمونه فیزیکی در آزمایش تجربی و عددی [۲۵]

آزمایشات تجربی از دستگاه تست فشار کمک گرفتند (شکل ۹- ج)). پژوهش آن‌ها نشان داد که ساختارهای شوارز پی و ژیروید می‌توانند نواحی غیر متصل ساختارهای شبکه‌ای را حذف کنند که منجر به پیوستگی هندسی و اتصال ساختارهای شبکه‌ای با کسر حجمی حتی پایین می‌شود. بر این اساس ساختارهای شبکه‌ای از نظر رفتار تغییر شکل و قابلیت جذب انرژی، مزایای قابل توجهی دارند، که می‌توان برای کاربردهای حفاظتی و جذب انرژی، مانند کلاه ایمنی، مواد بسته بندی و موارد دیگر مورد استفاده قرار بگیرد.



شکل ۹ الف- ساختار شوارز پی و ژیروید، ب- ساختار متغییر ضخامت، ج- شبیه‌سازی عددی و آزمایش تجربی [۲۲]

روشن و همکاران [۲۳] به بررسی خواص مکانیکی، طراحی و ساخت سطوح مینیمال پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش این بوده است که پارامترهایی مانند چگالی نسبی، گرادانی بودن و اندازه سلول چه تاثیری در رفتار مکانیکی ساختارها در هنگام قرار گرفتن در جهت‌های بارگذاری مختلف دارد. این مطالعه اهمیت این پارامترها را در کنترل خصوصیات فیزیکی و مکانیکی برجسته می‌کند. سطوح مینیمال خواص مکانیکی بهبود یافته‌ای مانند نسبت سطح بالاتر به حجم و رفتار تغییر شکل بهتر در مقایسه با سایر انواع ساختارهای شبکه‌ای ارائه می‌کنند. حالت گرادانی، چگالی نسبی و موارد دیگر می‌تواند به طور قابل توجهی بر خواص مکانیکی ساختارهای شبکه‌ای مبتنی بر این سطوح تأثیر بگذارد. به عنوان مثال، استفاده از رویکرد پوسته‌های ضخامت‌دار به جای ساختار شبکه‌ای توپر می‌تواند منجر به خواص مکانیکی بالاتر شود.

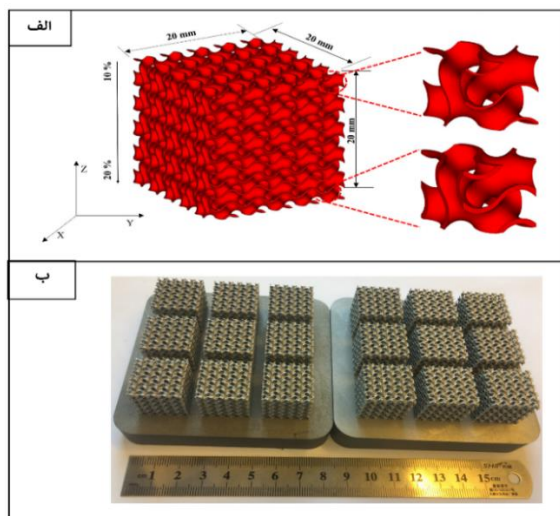
³ Selective Laser Sintering (SLS)

¹ Neovius

² Fisher-Koch

با توجه به نتایج شبیه‌سازی، ساختار لانه زنبوری ژئرویدی ظرفیت جذب انرژی قابل توجهی را در سرعت‌های فشاری مختلف نشان می‌دهد و ایده‌های ارزشمندی برای افزایش حفاظت در برابر تصادف در خودروهایی که از ساختارهای لانه زنبوری مبتنی بر سطوح جدید استفاده می‌کنند، ارائه می‌دهد. ژانگ و همکاران [۲۷] به مطالعه رفتار مکانیکی ساختار مینیمال ژئروید که با پرینت سه بعدی SLM ساخته شده است پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش، بررسی قابلیت ساخت افزودنی این سازه‌ها، تاثیر طراحی گرادایانی بر حذف عیب و جذب انرژی و استفاده از روش اجزای محدود برای پیش‌بینی توزیع تنش و کرنش بوده است.

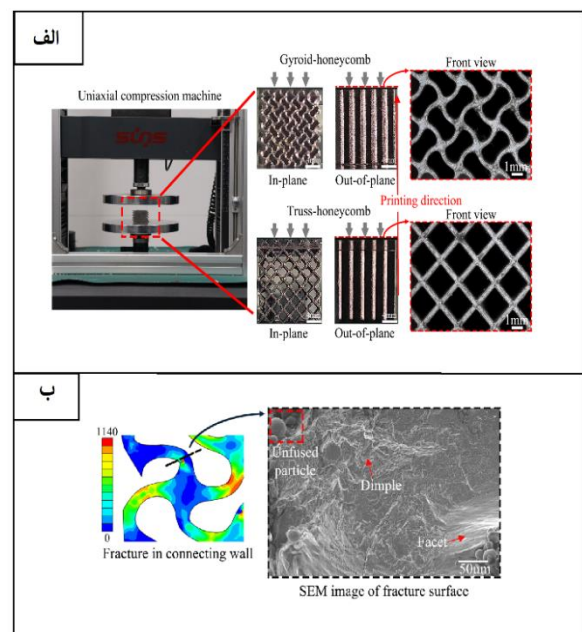
مزایای کلیدی ساختار مینیمال ژئروید (شکل ۱۲ الف)) ساخته شده با استفاده از پرینت سه بعدی SLM (شکل ۱۲ ب)) باعث طراحی سبک، ظرفیت جذب انرژی بالا و خواص عایق حرارتی و صوتی عالی می‌شود. این مطالعه از ساختار مینیمال ژئروید برای طراحی ساختار شبکه‌ای ساخته شده از فولاد ضد زنگ SS 316L استفاده کرد. یافته‌ها نشان داد که افزایش کسر حجمی و استفاده از طرح گرادایانی به حذف ترک‌های کوچک در ساختار کمک کرد. خواص مکانیکی با افزایش کسر حجمی بهبود یافت و ساختار گرادایانی شده خواص برتری نسبت به ساختارهای یکنواخت نشان دادند. این مطالعه نشان داد که سازه‌های گرادایانی و یکنواخت رفتارهای تغییر شکل و پاسخ‌های مکانیکی متفاوتی را تحت بارهای فشاری از خود نشان می‌دهند. ژیانگ‌یو و همکاران [۲۸] به بررسی خواص مکانیکی و جذب انرژی بودن سطوح مینیمال گرادایانی پرداختند. در مقایسه با ساختارهای یکنواخت، ساختارهای مینیمال گرادایانی شده مطابق با شکل (الف ۱۳) می‌توانند خواص مکانیکی را از طریق تغییر در شکل ساختارها و کسر حجمی آن‌ها تغییر بدهند.



شکل ۱۲ الف- ساختار سلول ژئروید، ب- پرینت SLM [۲۷]

نتایج آزمایش فشرده سازی تجربی بر اساس نتایج شبیه‌سازی عددی مورد بررسی قرار گرفت (شکل ۱۰-ب)). نتایج نشان داد که ساختار SG (یکی از ساختارهای ساخته شده با الهام از ساختار BCC) دارای مدول و استحکام بالایی تحت کرنش کم است. این نشان‌دهنده امکان‌پذیری آن برای کاربرد در دستگاه‌های محافظتی با ویژگی‌های مقاومت در برابر ضربه است، چرا که عملکرد محافظتی بهتری را در شرایط کرنش کم و توانایی جذب انرژی بیشتر تحت فشار زیاد در مقایسه با سایر سازه‌ها ارائه می‌دهد. ظرفیت جذب انرژی یک سازه مشبک به طراحی آن بستگی دارد و یک استراتژی گرادایانی برای ساختار شبکه پیشنهاد شد، که عملکرد محافظتی بهتری را تحت کرنش کم و توانایی جذب انرژی بیشتری تحت کرنش زیاد ارائه داد.

ژانگ و همکاران [۲۶] به بررسی قابلیت جذب انرژی ساختارهای شبه لانه زنبوری ساخته شده به روش پرینت سه بعدی SLM پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش، بررسی پاسخ‌های مکانیکی و قابلیت جذب انرژی ساختار شبه لانه زنبوری الهام گرفته از ساختار مینیمال ژئروید و ساختارهای خرپایی از طریق آزمایش‌های فشرده‌سازی و شبیه‌سازی‌های عددی در مقادیر فشاری مختلف بوده است (شکل ۱۱-الف)). در مقایسه با ساختارهای لانه زنبوری خرپایی معمولی، ساختار لانه زنبوری ژئرویدی کاهش نوسانات تنش و بهبود جذب انرژی تحت فشرده سازی نشان داد. ساختار لانه زنبوری ژئرویدی حالت شکست منحصر به فرد، همان‌طور که در تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM) از سطح شکست مشاهده می‌شود، مشخص می‌کند (شکل ۱۱-ب)).



شکل ۱۱ الف- ساختارهای ساخته شده، ب- تصویر میکروسکوپ الکترونی از سطح شکست نمونه ژئرویدی [۲۶]

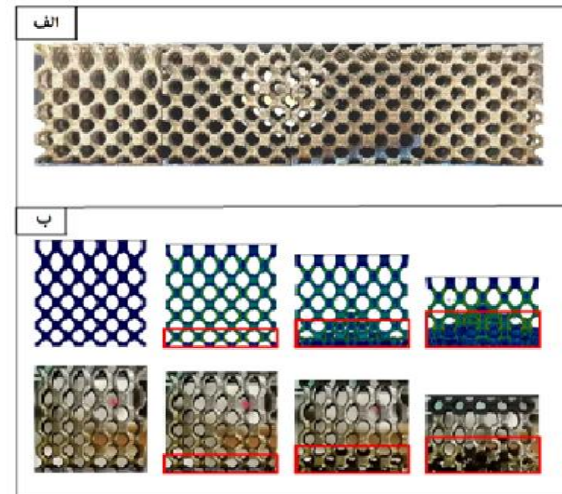
¹ Scanning Electron Microscope (SEM)

الماسی و پی است و ساختار ژئروید با توزیع تنش یکنواخت و خواص مکانیکی بهینه، بهترین عملکرد را در جذب انرژی دارد و در نهایت ساختار ژئروید به عنوان مناسبترین گزینه برای کاربردهای مهندسی جذب انرژی ضربه در وسایل نقلیه پیشنهاد می‌شود.

بانسیر و همکاران [۳۱] به بررسی تأثیر پارامترهای طراحی بر قابلیت جذب انرژی و تغییر شکل سازه‌های سلولی مینیمال با تمرکز بر سطح ثابت و طول سلول واحد بین دو فرم برجسته، یعنی IWP و FRD پرداختند سازه‌های FRD^۴ که بر اساس الگوریتم فورسترن^۵ طراحی شده‌اند، به دلیل توزیع تصادفی نقاط ویژگی‌های منحصر به فردی در توزیع تنش و جذب انرژی دارند. مزایای اصلی این سازه‌ها شامل بهبود عملکرد جذب انرژی، وزن سبک و کارایی در چگالی‌های پایین است. از معایب آن‌ها می‌توان به پیچیدگی ساخت و هزینه‌های تولید بالاتر نسبت به ساختارهای سنتی اشاره کرد. با این حال، ویژگی‌های برجسته FRD ها در جذب انرژی و توزیع تنش، آن‌ها را به گزینه‌ای مناسب برای کاربردهای ایمنی و جذب ضربه تبدیل می‌کند. سازه‌های FRD در جذب انرژی و کاهش نیروی اوج اولیه به‌ویژه در چگالی‌های نسبی پایین، عملکرد بهتری دارند. سازه‌های FRD به دلیل توزیع تصادفی نقاط، توزیع تنش یکنواخت‌تر، ظرفیت جذب انرژی بالا و وزن سبک‌تر، گزینه‌های مناسبی برای طراحی جذب‌کننده‌های انرژی در صنایع خودروسازی و هوافضا هستند.

سانگ و همکاران [۳۲] فراماده‌ای^۶ جدید با مدول بالا و رفتار غیرالاستیک^۷ پایدار با استفاده از سطوح مینیمال تکرار شونده ارائه نمودند. نتایج نشان می‌دهند که فراماده مینیمال پیشنهادی، دارای مدول بالا، استحکام زیاد و قابلیت جذب انرژی بالا هستند. این فراماده همچنین یک منحنی تنش طولانی و صاف را نشان می‌دهند که از شکست فاجعه‌بار جلوگیری کرده و بازده بارگذاری ساختار تحت فشار را افزایش می‌دهد. علاوه بر این، نتایج عددی حاکی از آن است که پاسخ غیرالاستیک پایدار این متامواد به رفتار جریان پلاستیک ماده اصلی حساس نیست.

این تحقیق نشان می‌دهد که فراماده مینیمال جدید، چندین برابر استحکام و جذب انرژی بیشتری نسبت به مواد شبکه‌ای موجود دارند. این فراماده می‌تواند به عنوان قطعات حامل بار و جاذب‌های انرژی ضربه در صنایع مختلفی مانند خودروها و هواپیماها مورد استفاده قرار گیرند. ویژگی‌های منحصر به فرد این فراماده می‌تواند به بهبود ایمنی و کارایی در کاربردهای مهندسی کمک شایانی کند.



شکل ۱۳ الف- ساختارهای گرادپانی شده، ب- مطالعه عددی و تجربی [۲۸]

بر اساس نتایج شبیه‌سازی عددی و تجربی (شکل ۱۳-ب)) ساختار شبکه گرادپانی خطی، استحکام تسلیم بالاتری را در طول دوره کرنش نشان می‌دهد. مقایسه انواع سازه‌های یکنواخت، گرایانی خطی و گرادپانی با تابع درجه دو، نشان داده است که سازه‌های LF IW-P^۱ و QF IW-P^۲ به ترتیب عملکرد بهتری تحت کرنش‌های کمتر و ظرفیت جذب انرژی بیشتر تحت کرنش بزرگتر با کسر حجمی یکسان دارند که نشان دهنده قابلیت بالا برای استفاده در ساخت دستگاه‌های محافظ یا دستگاه‌های میراکننده ارتعاش است.

آلمایهو و تودو [۲۹] به بررسی قابلیت جذب انرژی در ساختارهای شبکه‌ای الهام‌گرفته از سطوح مینیمال ژئروید ترکیبی با استفاده از روش ساخت لایه‌ای (FFF^۳) پرداختند. این ساختارها برای کاربردهای مختلف مهندسی به ویژه در حوزه خودروسازی، هوافضا و مهندسی پزشکی مورد بررسی قرار می‌گیرند. ساختارهای شبکه‌ای ترکیبی ژئروید پتانسیل بالایی برای استفاده به عنوان جاذب‌های ضربه در خودروها نشان دادند. آزمایش‌های مکانیکی و شبیه‌سازی‌های عددی نشان دادند که این ساختارها می‌توانند به طور مؤثری در سناریوهای برخورد با سرعت بالا مورد استفاده قرار گیرند و ایمنی و عملکرد خودروها را بهبود بخشند.

فلونگ و همکاران [۳۰] به بررسی خواص مکانیکی و ظرفیت جذب انرژی ساختارهای متخلخل الهام‌گرفته شده از سطوح مینیمال در آلیاژ تیتانیوم Ti-6Al-4V برای استفاده در جذب انرژی ضربه در وسایل نقلیه پرداختند و نتایج بدست آمده بر اساس آزمون فشار نشان داد که ساختار ژئروید دارای توزیع تنش یکنواخت‌تر و استحکام فشاری بالاتری نسبت به ساختارهای

⁵ Förstner

⁶ Metamaterial

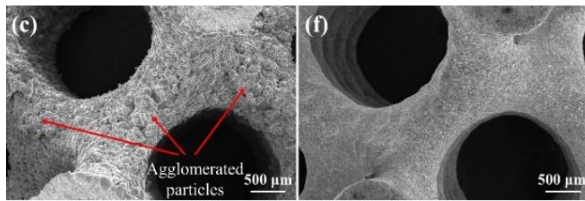
⁷ Inelastic

¹ Linear Function I-Wrapped Package

² Quadratic Function I-Wrapped Package

³ Fused Filament Fabrication

⁴ Förstner Random Dots



شکل ۱۴ بافت سلول ژیروید [۳۵]

شولتایس و همکاران [۳۶] به بررسی رفتار خستگی خمشی ساختارهای ژیروید تولید شده به روش ذوب لیزری بستر پودر پرداختند. نتایج نشان داد که بهینه‌سازی پارامترهای فرآیند برای ساختارهای سلولی دیواره نازک می‌تواند منجر به بهبود قابل توجهی در مقاومت خستگی شود، هرچند این بهبود به افزایش زبری سطح منجر می‌شود. کاهش عیوب ساختاری مانند حفره‌ها و اندازه دانه‌های ریزتر در این ساختارها عامل اصلی این بهبود است. معلوم شد که تنظیم پارامترهای فرآیند تولید می‌تواند به بهبود چشمگیری در مقاومت خستگی ساختارهای سلولی نازک منجر شود که این مسئله به‌ویژه برای کاربردهایی که زبری سطح مسئله‌ساز نیست یا حتی مطلوب است، مفید خواهد بود. تغییرات پارامتری شامل سرعت اسکن، توان لیزر، فاصله بین لایه‌ها و دمای پلتفرم ساخت است که منجر به دیواره‌های نازک‌تر و دانه‌های ریزتر می‌شود. این ساختارها در موارد مختلفی مانند ساخت مبدل‌های حرارتی، جذب‌کننده‌های انرژی و ایمپلنت‌های پزشکی کاربرد دارند و بهینه‌سازی پارامترهای تولید می‌تواند هزینه تولید را کاهش داده و کیفیت نهایی محصولات را بهبود بخشد. این تحقیق همچنین پایه‌ای برای مطالعات آینده در زمینه خستگی خمشی ساختارهای سلولی تولید افزایشی فراهم می‌کند.

سانگ و همکاران [۳۷] ویژگی‌های حرارتی و هیدرولیکی مبدل‌های حرارتی که با استفاده از سلول واحد شوارز الماسی (D) ایجاد شده‌اند را مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها همبستگی اعداد ناسلت، رینولدر و پراندتل را برای ساختار شوارز الماسی مورد بررسی قرار دادند. نتایج پژوهش آن‌ها در طراحی مبدل‌های حرارتی جمع‌وجور قابلیت استفاده دارد.

ساهو و همکاران [۳۸] به بررسی واکنش خستگی ساختارهای سلولی مبتنی بر سطوح مینیمال با استفاده از یک چارچوب عددی جدید پرداختند. این پژوهش به تأثیر توزیع مواد و جهت بارگذاری بر خستگی و کارایی ساختاری این ساختارها می‌پردازد. نتایج نشان می‌دهند که ساختار ژیروید نسبت به ساختار پی خواص خستگی بهتری دارد، همچنین توزیع محلی مواد و جهت بارگذاری نیز بر مشخصات خستگی و کارایی ساختاری تأثیرگذار است. این پژوهش نشان می‌دهد که چارچوب عددی پیشنهادی می‌تواند به عنوان یک ابزار مؤثر برای ارزیابی واکنش خستگی وابسته به جهت ساختارهای شبکه‌ای مورد استفاده قرار گیرد و می‌تواند در بهینه‌سازی ساختارهای شبکه‌ای در کاربردهای مختلف مهندسی مفید باشد.

نوروزی و همکاران [۳۳] ساختار شبکه‌ای ترکیبی با اضافه کردن ستون‌هایی به سلول‌های سطوح مینیمال ایجاد کرده و سپس آن را مورد بررسی قرار دادند. این تغییر، بهبود قابل توجهی را در ظرفیت جذب انرژی این ساختارها ایجاد کرده است. نتایج نشان داده است که افزودن ستون‌ها به ساختار، باعث افزایش ظرفیت جذب انرژی می‌شود. تحلیل‌های اجزای محدود نشان داده است که مدول الاستیک مؤثر ساختار ترکیبی بهبود یافته است، که این بهبود ناشی از استفاده از ستون‌های عمودی است. مقایسه با ساختارهای مینیمال نشان می‌دهد که ساختارهای ترکیبی در پارامترهای جذب انرژی بهتر عمل می‌کنند. با توجه به نتایج این تحقیق، ساختارهای شبکه‌ای ترکیبی جدید می‌توانند در کاربردهای مختلفی مانند لایه‌های جذب انرژی در کلاه‌های ایمنی مورد استفاده قرار گیرند.

برنارد و همکاران [۳۴] در پژوهشی مروری، طراحی، ساخت و تحلیل مواد با ساختار سلولی، از جمله ساختارهای مینیمال را منظر جذب انرژی مورد بررسی قرار دادند. ساختارهای سلولی، با کنترل چینش فضایی ماده، ساختارهایی جدید با خواص جدید فراهم می‌آورند که در صورتی که ماده توپر می‌بود آن ترکیب خواص حاصل نمی‌شد.

۲-۳- خستگی و دوام

سازه‌های طراحی شده بر مبنای سطوح مینیمال تکرارشونده به دلیل ساختار هندسی خاص خود، از مقاومت خوبی در برابر خستگی و تنش‌های سیکلی برخوردارند. این سازه‌ها می‌توانند در کاربردهای طولانی مدت و تحت بارگذاری‌های متناوب، دوام و عمر مفید بالایی داشته باشند.

یانگ و همکاران [۳۵] به بررسی رفتار خستگی ساختار مینیمال ژیروید ساخته شده به روش پرینت سه بعدی پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش، بررسی پدیده آسیب خستگی که بر شکست سازه‌ها تأثیر می‌گذارد و مطالعه درک مکانیسم خستگی ساختارهای سلولی ژیروید و پتانسیل آن‌ها برای استفاده طولانی مدت در یک ساختار اسکلتی بوده است.

آسیب‌های ناشی از خستگی منجر به شکست در طول آزمایش می‌شود. نمونه‌های شکست، نوارهای شکستگی را در امتداد سطح مورب نشان می‌دهند. آسیب خستگی با ایجاد ترک در سطوح بالایی و پایینی پایه‌های شیب‌دار به شکست ساختارهای سلولی ژیروید در طول آزمایش خستگی کمک می‌کند. ذرات پودر نیمه مذاب روی سطح شکل (۱۴) می‌توانند باعث ایجاد ترک و تسریع شکست شوند. این پژوهش نشان داده است که عملیات سندبلاست با کاهش و به تاخیر انداختن هسته‌زایی ترک، خواص مقاومت در برابر خستگی را بهبود می‌بخشد به نحوی که خستگی ساختارهای سلولی ژیروید را می‌توان از طریق عملیات سندبلاست بهبود بخشید.

۳- کاربردهای سطوح مینیمال تکرار شونده

۳-۱- مهندسی پزشکی

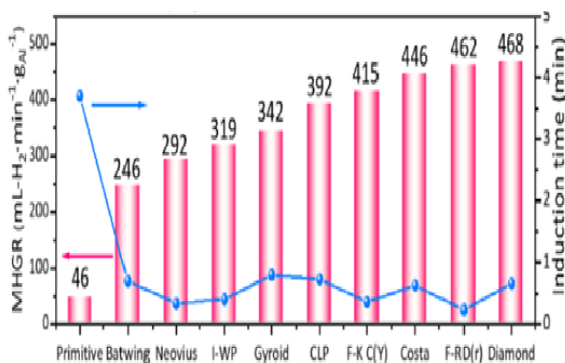
در حوزه مهندسی پزشکی، سازه‌های مبتنی بر سطوح مینیمال می‌توانند به عنوان ایمپلنت‌های استخوانی و داربست‌های مهندسی بافت مورد استفاده قرار گیرند. ساختار متخلخل این سازه‌ها می‌تواند به رشد سلول‌ها و انتقال مواد مغذی کمک کند و در نتیجه فرآیند ترمیم بافت را تسریع بخشد.

سیهانم و همکاران [۳۹] اثر عیوب ناشی از روش ساخت را بر روی رفتارهای جریان غیر نیوتنی نظیر خون را ارزیابی نمودند. آن‌ها ساختار مینیمال ژئوپوید (شکل ۱۵)) ساخته شده با روش افزودنی را از منظر زبری سطح و انحراف هندسی مورد بررسی قرار دادند.

در مهندسی پزشکی، ساختارهای مینیمال به دلیل شباهت آن‌ها به بافت استخوان‌های انسان به طور گسترده مورد مطالعه قرار می‌گیرند. دینامیک سیالات محاسباتی اغلب برای مطالعه برهم‌کنش بین معماری‌های ساختاری و میدان‌های جریان استفاده می‌شود. این مطالعه بر روی سطوح مینیمال ژئوپوید با چگالی نسبی متفاوت متمرکز شده است و تأثیر نقص‌های ساخت را بر رفتار سیال در بافت‌ها بررسی کرده است. این مطالعه نشان داد که نقص‌های تولید تأثیر جزئی بر پاسخ‌های سیال دارند، اما ویسکوزیته سیال غیرنیوتنی به طور قابل توجهی بر پیش‌بینی رفتار سیال تأثیر می‌گذارد. مقایسه بین مدل‌های ویسکوزیته نیوتنی و غیرنیوتنی تفاوت‌هایی را در افت فشار و تنش برشی متوسط نشان داد. این مطالعه اهمیت مدل ویسکوزیته را برای تجزیه و تحلیل CFD^۱ داربست‌ها، به ویژه در هنگام در نظر گرفتن رفتار غیر نیوتنی برجسته می‌کند.

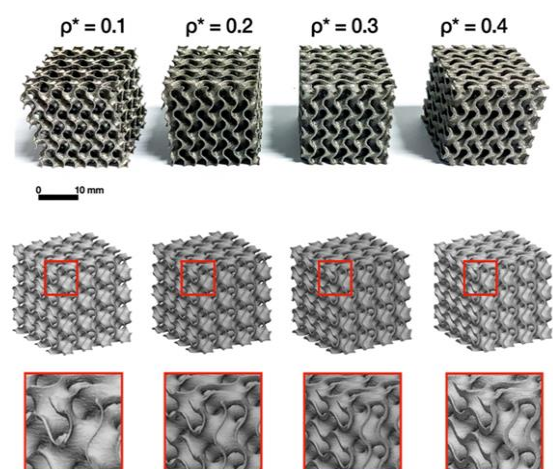
در این پژوهش اثر عیوب ناشی از روش ساخت و ویسکوزیته سیال، بر رفتار جریان سطوح مینیمال ژئوپوید با چگالی نسبی از ۰/۱ تا ۰/۴ بررسی شده و از میکروسکوپ دیجیتال و میکروسی تی برای تجزیه و تحلیل زبری سطح و به دست آوردن مدل‌های سه بعدی استفاده شده است. شبیه‌سازی‌های CFD نشان داده است که عیوب هندسی و مدل سیال غیرنیوتنی بر افت فشار و تنش برشی جداره تأثیر می‌گذارند. افت فشار و تنش برشی تفاوت‌های ظریفی را بین مدل‌های طراحی‌شده و ساخته‌شده نشان داد، در حالی که ویسکوزیته غیرنیوتنی تأثیر قابل توجهی بر پاسخ‌های جریان داشت.

ژانگ و همکاران [۴۰] به بررسی سطوح مینیمال برای تولید هیدروژن از واکنش آلومینیوم و آب پرداختند. نتایج آن‌ها نشان داد که با ساختار متخلخل نوع مینیمال الماسی نتایج امیدوارکننده‌ای از نظر بازده تولید هیدروژن قابل انتظار خواهد بود. ساختار مینیمال در فرامواد متخلخل آلومینیوم به طور قابل توجهی بر عملکرد تولید هیدروژن آن‌ها تأثیر می‌گذارد. مساحت سطح و اندازه منافذ ساختارهای مینیمال نقش مهمی در افزایش نرخ تولید هیدروژن و کارایی ساختار دارد. ساختارهایی مانند مواد متخلخل مینیمال از نوع الماسی شکل (۱۶)، عملکرد تولید هیدروژن بسیار خوبی را به دلیل مساحت سطح خاص و اندازه حفره‌شان نشان می‌دهند. مواد متخلخل مینیمال از نوع الماسی به دلیل تلاطم فراوان جریان و افت فشار کم، عملکرد تولید هیدروژن عالی دارند و در نتیجه این مطالعه نوع جدیدی از مواد آلومینیوم متخلخل را با پایداری بالا و راه اندازی سریع برای تولید هیدروژن فراهم کرده است.



شکل ۱۶ نرخ تولید هیدروژن انواع ساختارهای متخلخل [۴۰]

چو و همکاران [۴۱] به بررسی، عملکرد ساختارهای مینیمال تحت بارگذاری فشاری برای کاربردهای مهندسی پرداختند و هدف آن‌ها از این پروژه، بررسی قابلیت این ساختارها به عنوان بافت می‌باشد. در این پژوهش به بررسی خواص مکانیکی فشاری چهار نوع از ساختارهای مینیمال (شکل ۱۷)) می‌پردازد، که



شکل ۱۵ ساختار ژئوپوید با چگالی‌های مختلف [۳۹]

^۱ Computational Fluid Dynamics

و استحکام، پارامترهای زیست‌شناسی مانند اندازه منافذ و محدودیت‌های تکنولوژیکی مانند ضخامت دیواره در نظر گرفته شده‌اند. نتایج به دست آمده نشان داده است که مدل‌های ML^2 می‌توانند با موفقیت یک بافت ساختار مینیمال با ویژگی‌های تجویز شده بر اساس خواص مورد نیاز بیومکانیکی، مکانیکی و زیستی طراحی کنند.

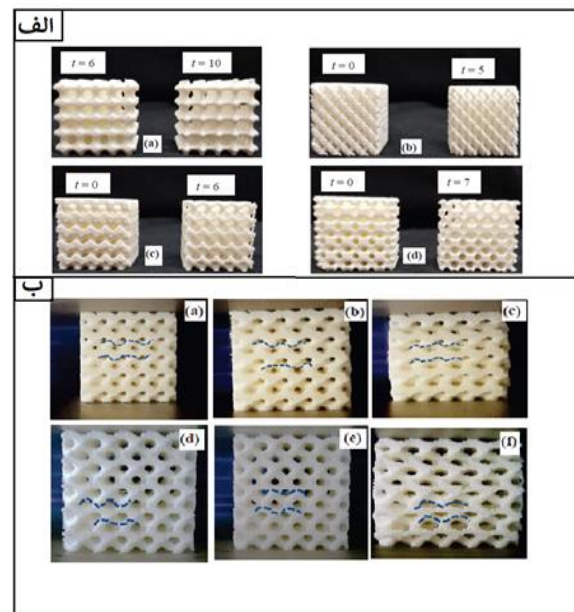
زنگره و همکاران [۴۳] به بررسی خصوصیات ساختارهای مینیمال تولید شده با همجوشی بستر پودر با لیزر پرداختند. ظهور همجوشی بستر پودر لیزر ($LPBF^3$) امکان ایجاد ایمپلنت‌های استخوانی متخلخل باز مانند ایمپلنت‌های مهره کمر (LIF) را فراهم می‌کند. ایمپلنت‌های LIF^4 سنتی دارای ساختارها و حفره‌های حمایتی گسترده برای مطابقت با استانداردهای نظارتی هستند. برای کشف جایگزین‌های مقرون به صرفه و ایمن‌تر، این مطالعه پتانسیل استفاده از سطوح مینیمال را برای ایمپلنت‌های فلزی LIF بدون تکیه‌گاه و حفره بررسی می‌کند. بافت‌های ساخته شده با استفاده از همجوشی بستر پودر لیزری، انحراف مورفولوژیکی کمی را پس از درمان نشان دادند. سنجش تماس با استخوان در شرایط آزمایشگاهی عملکرد زیستی مناسبی را برای تمام بافت‌های مینیمال نشان داد.

سپهانم و همکاران [۴۴] به بررسی اثر اندازه منافذ برای ساختارهای استخوانی با چاپ سه بعدی پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش، بررسی قابلیت استفاده از ساختارهای مینیمال در ایمپلنت‌های پزشکی بوده است.

این مطالعه تأثیر اندازه منافذ را بر ساختارهای شبکه‌ای مینیمال ژئروید و الماسی برای ایمپلنت‌های پزشکی بررسی کرد. مطابق با شکل (۱۸-الف) نمونه‌ها به صورت افزودنی با اندازه منافذ در محدوده ۳۰۰ تا ۱۳۰۰ میکرومتر ساخته شدند و از نظر قابلیت ساخت و خواص مکانیکی ارزیابی شدند (شکل ۱۸-ب)). نتایج نشان داد که با اندازه منافذ بهینه تقریباً ۵۰۰ میکرومتر برای هر دو ساختار، ساختار ژئروید قابلیت ساخت و خواص مکانیکی بهتری دارد. این مطالعه یک ارزیابی جامع از اثرات اندازه منافذ ارائه می‌کند و یک چارچوب مناسب برای ارزیابی ساختارهای شبکه به عنوان ایمپلنت‌های پزشکی پیشنهاد می‌کند. کلیه نمونه‌ها دارای چگالی نسبی ثابت ۰/۳ در نظر گرفته شده‌اند. این مطالعه قابلیت تولید، خواص مکانیکی و پاسخ‌های بیولوژیکی را برای ساختارهای ژئروید و الماسی ارزیابی کرده و نتیجه گرفته است که ساختار ژئروید از نظر ساخت و حساسیت نسبت به تیرانس‌های ساخت و همچنین پارامترهای بیولوژیکی، بهتر عمل می‌کند.

دهاقانی و همکاران [۴۵] به بررسی طراحی و ارزیابی ساختارهای مینیمال برای تثبیت‌کننده‌های موقت مورد استفاده در ارتوپدی کودکان پرداختند. این ساختارها به گونه‌ای طراحی

شامل ساختار پی، الماسی، ژئروید و I-WP می‌باشد. این مطالعه مدول فشاری، استحکام فشاری و کرنش تسلیم آن‌ها را تحت دو چگالی نسبی مختلف، مقایسه کرده است. این مطالعه همچنین خواص مکانیکی شبکه‌ها را با انواع بافت‌های انسانی مقایسه کرده و شباهت‌های بین شبکه‌های با چگالی نسبی پایین‌تر و استخوان اسفنجی آشکار کرده است. علاوه بر این، تجزیه و تحلیل خطا بر روی چگالی نسبی شبکه‌های تولید شده برای ارزیابی مناسب بودن روش مدل‌سازی رسوب ذوب شده (FDM^1) برای ساخت داربست‌های بافت انجام شده است.



شکل ۱۷ الف- ساختارهای مینیمال به کار رفته، ب- نمونه‌ها در آزمایش [۴۱]

ابراهیمی و همکاران [۴۲] به بررسی رویکردهای یادگیری ماشین برای طراحی بیومکانیکی ساختارهای مهندسی سازگار با بافت استخوانی پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش، بررسی قابلیت‌های ساختارهای مینیمال در این حوزه بوده است.

فرمول تحلیلی ساختارهای مینیمال به طور مستقیم پارامترهای ورودی را با خواص مکانیکی و مورفولوژیکی سازه مرتبط نمی‌کند. در این مطالعه، مجموعه داده‌ای بیش از هزار بافت ساختار مینیمال برای آموزش مدل‌های یادگیری ماشین برای یافتن این همبستگی ایجاد شده است. برای مشخص کردن بافت‌ها از مدل سازی المان محدود و پردازش تصویر استفاده شده است. سه مدل مختلف بر اساس رویکردهای خطی و غیر خطی آموزش داده شدند. پیش‌بینی خواص را می‌توان به صورت کاملاً خودکار یا توسط کاربر و همچنین از طریق ترکیبی از هر دو روش انتخاب کرد. به طور خاص، خواص مکانیکی مانند سفتی

³ laser powder bed fusion (LPBF)

⁴ lumbar interbody fusion (LIF)

¹ Fused Deposition Modeling

² Machine Learning (ML)

شده است تا هزینه‌های محاسباتی مدل‌های چند مقیاسی را کاهش دهد. نتایج نشان می‌دهد که این روش در تحلیل ساختارهای مینیمال و شناسایی پوکی استخوان مؤثر است و این نوآوری می‌تواند در بهبود دقت و کارایی تحلیل‌های مکانیکی و کاهش هزینه‌های محاسباتی مورد استفاده قرار گیرد.

چو و همکاران [۴۷] به مقایسه تأثیر ساختارهای متخلخل سطوح مینیمال و ورونوی^۱ بر خصوصیات مکانیکی و نفوذپذیری داربست‌های استخوانی پرداختند. با طراحی و شبیه‌سازی عددی این ساختارها، نتایج نشان داده‌اند که ساختارهای مینیمال به دلیل شباهت به ساختار استخوان تراپکولار دارای مقاومت فشاری بیشتری هستند و نفوذپذیری بهتری دارند که منجر به کمک به رشد استخوان می‌شود. در مقابل، ساختارهای ورونوی با داشتن مدول الاستیک کمتر، پشتیبانی مکانیکی مناسب‌تری را فراهم می‌کنند. بنا بر این، بسته به نیازهای خاص کاربردی، هر یک از این ساختارها می‌توانند مناسب‌ترین گزینه برای کاربردهای ایمپلنت‌های استخوانی باشند. این پژوهش می‌تواند در بهبود طراحی و کاربرد بالینی داربست‌های استخوانی مؤثر باشد.

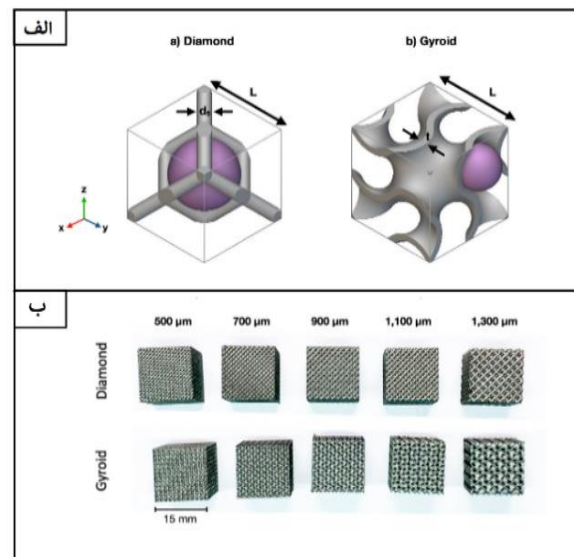
۳-۲- کاربردهای سازه‌ای

سازه‌های طراحی شده بر اساس سطوح مینیمال می‌توانند در طراحی پل‌ها، ساختمان‌ها و سایر سازه‌های بزرگ به کار گرفته شوند. ساختار متخلخل و استحکام بالای این سازه‌ها می‌تواند به افزایش دوام و پایداری سازه‌ها کمک کند.

وسنجاک و همکاران [۴۸] به بررسی رفتار فشاری لوله‌های فولادی ضد زنگ پر شده با سطوح مینیمال پرداختند (شکل ۱۹-الف). لوله‌های جدارنازک پر شده از مواد سلولی مانند فوم فلزی، به‌ویژه سطوح مینیمال، نتایج امیدوارکننده‌ای ارائه کرده‌اند. در این مطالعه، پاسخ مکانیکی قوطی‌های پر شده با فوم با هسته‌های مشبک مبتنی بر سطوح مینیمال الماسی مورد بررسی قرار گرفته است. نمونه‌های ساخته شده از فولاد ضد زنگ L۳۱۶ تحت بارگذاری فشاری آزمایش شدند (شکل ۱۹-ب). قوطی‌های پر شده با سطوح مینیمال، تحت بارگذاری محوری، در مقایسه با قوطی‌های خالی، جذب انرژی بیشتری در آزمون تجربی نشان دادند که آن‌ها را برای کاربردهای تصادفات و موارد مشابه آن که نیاز به جذب ضربه وجود دارد مناسب می‌کند.

آزمون‌های تجربی انجام شده نشان داد که طول نمونه‌ها بر رفتار تغییر شکل به ویژه در قوطی‌های پر شده با سطوح مینیمال اثر می‌گذارد. بارگذاری محوری در مقایسه با بارگذاری عرضی قابلیت جذب انرژی بالاتری را نشان داد. سازه‌های پر شده با سطوح مینیمال افت نیرو را پس از پیک اولیه حذف کردند و تغییر شکل پایدار و جذب بهتر انرژی را فراهم کردند. در

شده‌اند که سفتی و استحکام کافی را در محدوده استخوان‌های کودکان فراهم کنند و در عین حال امکان حذف آسان پس از بهبودی را نیز داشته باشند.



شکل ۱۸ الف- ساختارهای مینیمال مورد استفاده، ب- نمونه‌های تولید شده [۴۴]

تثبیت‌کننده‌های موقت در ارتوپدی کودکان برای تثبیت شکستگی‌ها و اصلاح ناهنجاری‌های اندام مورد استفاده قرار می‌گیرند. استفاده از فلزات در این دستگاه‌ها منجر به مشکلاتی مانند انتقال بار به ایمپلنت و کاهش چگالی استخوان می‌شود که در کودکان به دلیل رشد سریع استخوان‌ها حائز اهمیت بیشتری است. در ادامه ساخت شش نوع مختلف از ساختارهای مینیمال با استفاده از فناوری روش ذوب لیزری بستر پودر با استفاده از ماده Ti-6Al-4V انجام شده است و آزمایش‌های مکانیکی برای ارزیابی سفتی و استحکام هر ساختار و تحلیل داده‌ها برای شناسایی بهترین نوع سطوح مینیمال صورت پذیرفته است.

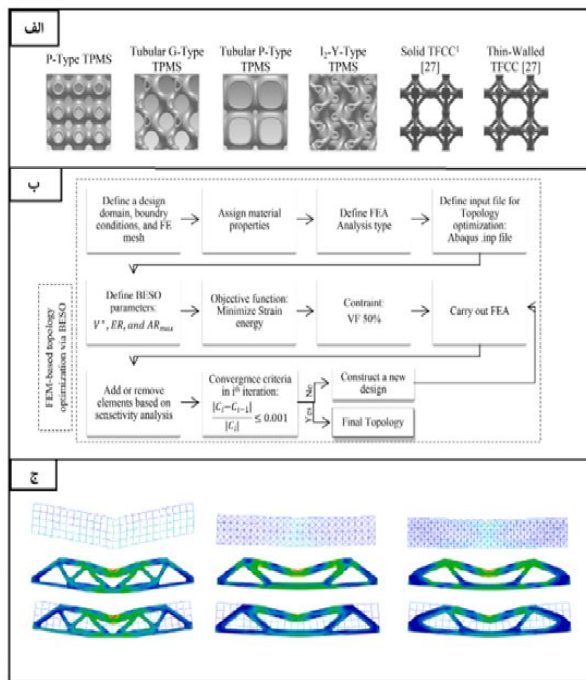
نتایج پژوهش آن‌ها نشان داد که ساختارهای مینیمال مبتنی بر واحد سلولی پی به دلیل نسبت بالای استحکام به سفتی و قابلیت ساخت بهتر عملکرد بهتری نسبت به سایر انواع سطوح مینیمال داشتند و در نهایت این پژوهش نشان می‌دهد که با استفاده از ساختارهای مینیمال می‌توان تثبیت‌کننده موقت ارتوپدی با ویژگی‌های چندمنظوره‌ای تولید کرد که علاوه بر داشتن سفتی و استحکام مناسب، امکان کاهش مشکلات ناشی از انتقال بار به ایمپلنت و کاهش چگالی استخوان را نیز فراهم می‌کنند.

وانگ و همکاران [۴۶] به تحلیل ساختارهای ماتریال سطوح مینیمال و کاربردهای آن در استخوان ران پرداختند. در این روش از المان محدود به همراه شبکه‌های عصبی استفاده

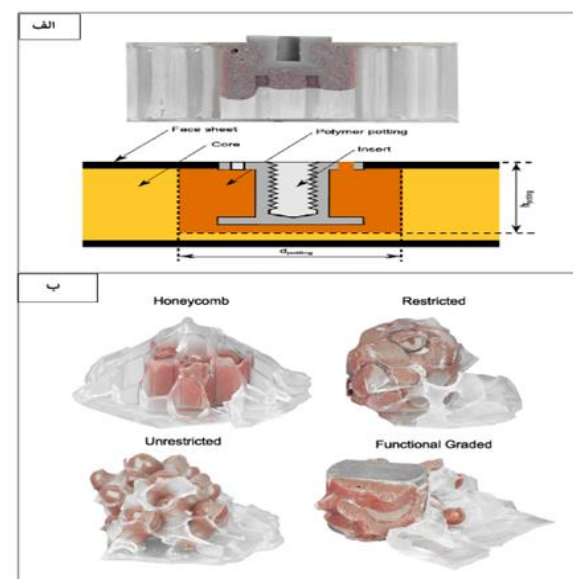
¹ Voronoi

اتصال در ژیروید مطابق شکل (۲۱-ب) پس از شکست اولیه ظرفیت باربری قابل توجهی را نشان دادند که منجر به افزایش استحکام سیستم شده است.

میرافضلی و حسن آبادی [۵۰] به بررسی نحوه جذب انرژی ساختار متخلخل شوارز پی ساخته شده به روش پرینت سه بعدی پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش بررسی قابلیت جذب انرژی در ساختار مینیمال شوارز پی بوده است.



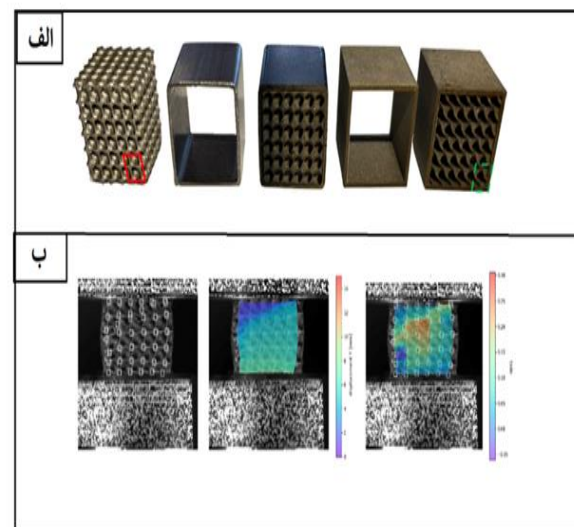
شکل ۲۰ الف- ساختارهای مینیمال، ب- بهینه‌سازی توپولوژی (BESO، ج) نمایی از بررسی عددی [۱۱]



شکل ۲۱ الف- ساختار کلی شکل، ب- بررسی نمونه‌ها در آزمایش تجربی [۴۹]

بارگذاری محوری، جذب انرژی تا ۴۴ درصد در سازه‌های پر شده با سطوح مینیمال افزایش یافته است. در بارگذاری عرضی، افزایش جذب انرژی تا ۱۲ درصد در قوطی‌های پر شده با سطوح مینیمال مشاهده شده است.

تیموری و همکاران [۱۱] پژوهشی را برای ارزیابی عملکرد مکانیکی ساختارهای مینیمال انجام دادند. هدف آن‌ها در این پژوهش توسعه سازه‌های خرپایی شکل با استفاده از ساختارهای مینیمال (شکل (۲۰-الف)) متشکل از شبکه‌های سیمی برای بهینه‌سازی با روش BESO^۱ بوده است (شکل (۲۰-ب)).



شکل ۱۹ الف- نمایی از ساختار مینیمال به کار رفته در لوله فولادی، ب- تصویری از مطالعات عددی تست فشار [۴۸]

عملکرد مکانیکی ساختارهای خرپایی شکل متشکل از سطوح مینیمال با استفاده از تحلیل المان محدود به صورت شبه استاتیکی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته است (شکل (۲۰-ج)). نتایج حاکی از بهبود عملکرد مکانیکی از نظر استحکام سازه، بار کم‌انرژی و جذب انرژی در مقایسه با سازه‌های بدون سطوح مینیمال بوده است. بر اساس نتایج عددی، همه ساختارهای خرپایی متشکل از سطوح مینیمال از نظر استحکام عملکرد بهتری در مقایسه با سازه‌های خرپایی ساده نشان دادند.

لو و همکاران [۴۹] به بررسی قابلیت تولید پنل‌ها با ساختارهای ژیروید پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش، توسعه، تولید و بررسی مکانیکی سطوح مینیمال مورد استفاده در پنل‌های ساندویچی می‌باشد (شکل (۲۱-الف)). آزمایش‌ها برای مقایسه نمونه‌های ساندویچی انجام شده است. مشخص شده است که ساختار ژیروید گرادینانی نسبت بار به وزن به طور قابل توجهی بالاتر از ساختار لانه زنبوری را ارائه می‌کند که نشان دهنده کارایی آن است. برخلاف نقاط اتصال لانه زنبوری، نقاط

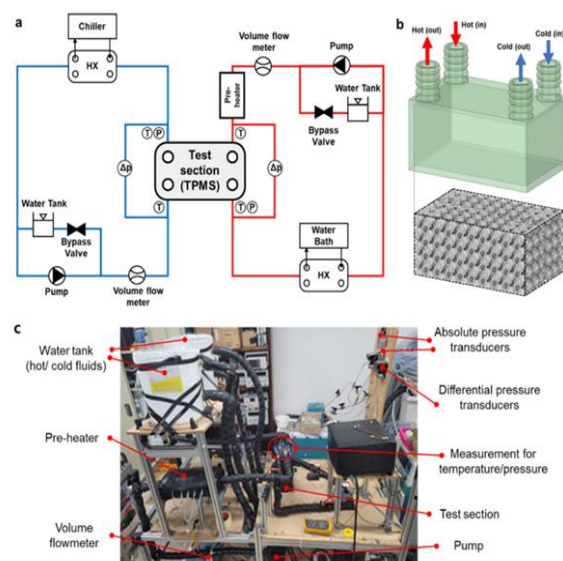
^۱Bi-directional Evolutionary Structural Optimization (BESO)

پُر شده با سطوح مینیمال مورد مطالعه قرار دادند و در نهایت لوله‌های پر شده با شبکه‌های سطوح مینیمال در مقایسه با مجموع لوله‌های خالی از شبکه سطوح مینیمال ظرفیت جذب انرژی بیشتری نشان دادند. طراحی چندشکلی و گرادینانی چگالی در شبکه سطوح مینیمال منجر به کاهش قابل توجه نیروی پیک اولیه فشاری گردید. لوله پر شده با طراحی ترکیبی شامل شبکه‌های الماسی و ژبروئید، حداقل $1/16/3$ جذب انرژی ویژه بیشتری نسبت به سایر طراحی‌های ترکیبی داشت که نشان‌دهنده بهترین عملکرد جذب انرژی بود.

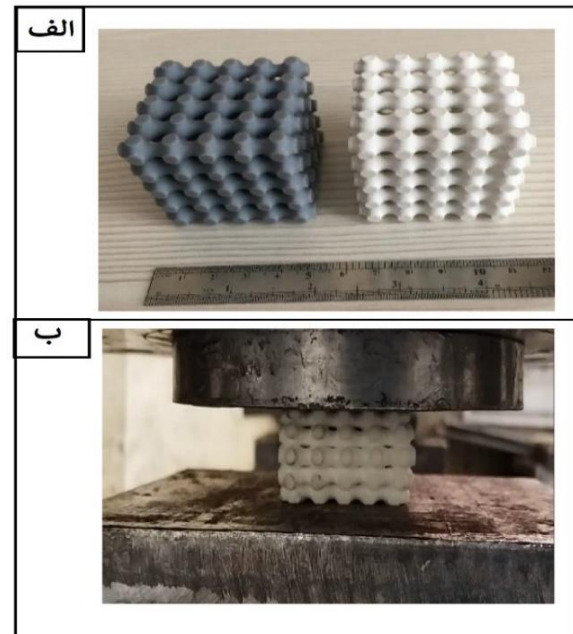
۳-۳- انتقال حرارت

سطوح مینیمال به دلیل داشتن سطح بزرگ، دارای قابلیت بالایی در انتقال حرارت هستند. این خاصیت می‌تواند در کاربردهایی که نیاز به دفع حرارت و انتقال حرارت مؤثر دارند، مورد استفاده قرار گیرد.

هی و همکاران [۵۲] قابلیت استفاده ساختارهای مینیمال را در طراحی و ساخت افزودنی مبدل‌های حرارتی فشرده مورد بررسی قرار دادند. از آنجا که سازه‌های مینیمال چگالی سطح بالا و قابلیت تبادل حرارتی بهبود یافته‌ای ارائه می‌دهند پیشرفت‌های اخیر در ساخت افزودنی منجر به توسعه سطوح مینیمال برای استفاده در مبدل‌های حرارتی شده است. شبیه‌سازی‌های عددی و آزمایش‌های افت فشار نیز نشان داده است که کانال‌های ساختار مینیمال به طور قابل توجهی مقاومت جریان را کاهش می‌دهند. آزمون‌ها نشان داده‌اند تبادل حرارتی با استفاده از طراحی بهینه ساخته شده، بیش از دو برابر محصولات موجود بوده است که نشان دهنده قابلیت ساختارهای مینیمال در افزایش قابلیت تبادل حرارتی ساختار است (شکل ۲۳).



شکل ۲۳ قابلیت ساختارهای مینیمال در افزایش قابلیت تبادل حرارتی [۵۲]



شکل ۲۲ الف- نمونه پلی لاکتیک اسید متخلخل و نمونه رزینی پرینت شده به روش MSLA، ب- نمونه متخلخل در کرنش [۵۰]

به این منظور سه نمونه مکعبی طراحی شدند و مورد تست فشار قرار گرفتند. دو نمونه از جنس پلی لاکتیک اسید که یکی از آن‌ها کاملاً توپر و دومی با پنجاه درصد تخلخل بوده است و به کمک روش لایه‌نشانی ذوبی پرینت گرفته شدند. نمونه سوم از جنس رزین یو وی و با پنجاه درصد تخلخل، به کمک روش استریولیتوگرافی ماسک دار ساخته شد (شکل ۲۲ الف)). سپس هر سه نمونه تحت تست فشار قرار گرفتند (شکل ۲۲ ب)) و نمودارهای نیرو-جابجایی و همچنین انرژی-جابجایی استخراج شدند. نتایج به دست آمده نشان دادند که رفتار نمونه رزینی کاملاً به صورت ترد می‌باشد و قابلیت تغییر شکل و جذب انرژی ندارد. در مقابل نمونه متخلخل از جنس پلی لاکتیک اسید تا کرنش 70% تحت تغییر شکل قرار گرفته است. همچنین مقایسه دو نمونه توپر و متخلخل از جنس پلی لاکتیک اسید نشان داد که مقدار انرژی جذب شده در نمونه متخلخل حدود یک سوم، اما نحوه جذب انرژی در آن به صورت نرم و هموار می‌باشد.

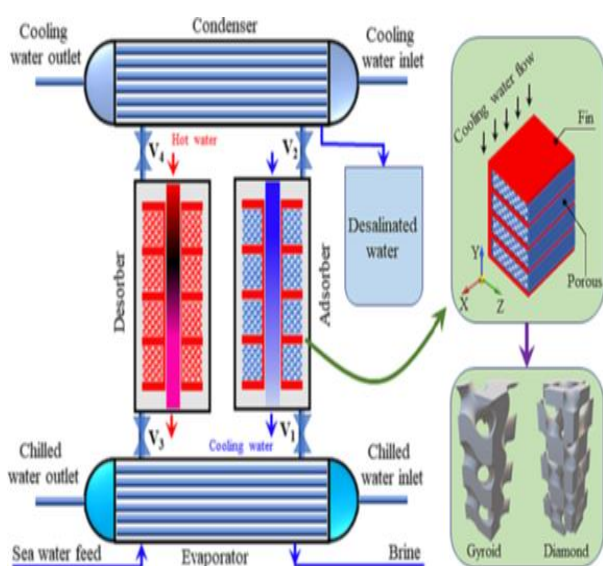
وان و همکاران [۵۱] به بررسی رفتار جذب انرژی قوطی‌های جدار نازک پر شده با شبکه‌های سطوح مینیمال تحت بارگذاری فشاری شبه‌استاتیک محوری پرداختند. آزمایش فشار شبه‌استاتیک هم روی قوطی‌های خالی و هم لوله‌های پر شده با سطوح مینیمال انجام شد. رفتار فشاری شامل ویژگی‌های نیروی عکس‌العمل، حالت‌های تغییر شکل، عملکرد جذب انرژی و اثرات تعاملی بین شبکه سطوح مینیمال و قوطی‌های جدار نازک مورد بررسی قرار گرفته است. آن‌ها تأثیر چگالی نسبی، ارتفاع سلول واحد و طراحی ترکیبی را بر روی ظرفیت جذب انرژی لوله‌های

مزایای استفاده از ساختارهای مینیمال نسبت به ساختارهای سلولی معمولی کلویین در کاربردهای ذخیره انرژی حرارتی عبارتند از افزایش هدایت حرارتی مؤثر کامپوزیت‌ها، بهبود راندمان انتقال حرارت و همگنی دما در طول فرآیند و پتانسیل ذخیره سازی انرژی حرارتی گرمای نهان کارآمدتر.

نتایج نشان می‌دهد که استفاده از ساختارهای مینیمال در کامپوزیت‌های مواد به طور قابل توجهی هدایت حرارتی مؤثر را افزایش می‌دهد که منجر به بهبود عملکرد در سیستم‌های ذخیره سازی انرژی حرارتی نهان می‌شود. این نشان‌دهنده پتانسیل توسعه سیستم‌های ذخیره انرژی حرارتی کارآمدتر و مؤثرتر با استفاده از ساختارهای مینیمال است.

نادا و همکاران [۵۴] به بررسی قابلیت بسترهای جاذب مورد استفاده در سیستم‌های نمک‌زدایی و خنک کننده طراحی شده با استفاده از ساختارهای مینیمال پرداختند. آن‌ها به کمک شبیه‌سازی دینامیک سیالات محاسباتی، ساختارهای مینیمال را با جاذب‌های لوله پره‌دار بر اساس تولید ویژه روزانه آب ($SDWP^2$) و قدرت خنک‌کننده ویژه (SCP^3) مقایسه کردند. این مطالعه تأثیر ناحیه انتقال حرارت، هدایت حرارتی مؤثر، انتشار مؤثر و تورچوسیتی را بر روی SCP و $SDWP$ برای ساختارهای لوله‌ای مشتق شده از سطوح مینیمال و باله‌دار با سطوح تخلخل متغیر بررسی کرده است.

نتایج نشان داد که افزایش تخلخل ساختارهای مینیمال منجر به کاهش SCP و $SDWP$ می‌شود اما همچنان عملکرد بهتری را در مقایسه با جاذب‌های لوله پره‌دار به دست می‌دهد. عملکردها به ویژگی‌های ساختاری مبتنی بر سطوح مینیمال مانند هدایت حرارتی، تخلخل، مساحت سطح و تورچوسیتی بستگی دارد.

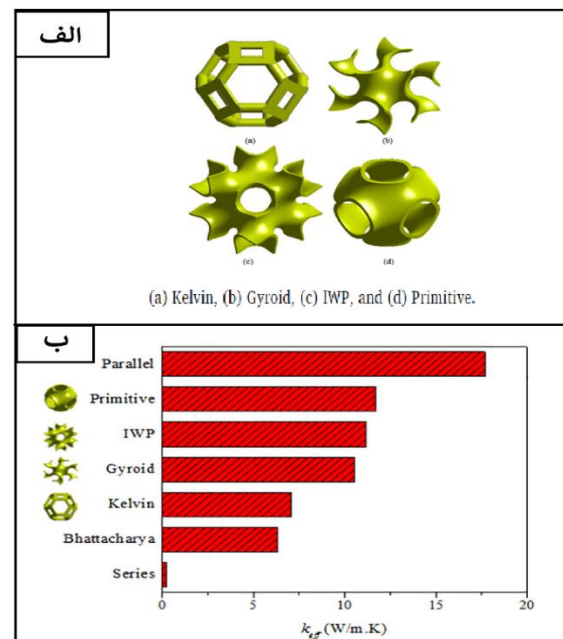


شکل ۲۵ سیستم مورد بررسی [۵۴]

این مطالعه یک مبدل حرارتی مبتنی بر سطوح مینیمال را برای برآوردن نیازهای عملکردی مختلف طراحی ارائه کرده است. مبدل حرارتی تولید شده با ساخت افزودنی ضریب انتقال حرارت کلی بیش از دو برابر مبدل حرارتی‌های معمولی آب را نشان می‌دهد.

قریشی و همکاران [۵۳] قابلیت استفاده از ساختارهای فوم فلزی مبتنی بر سطوح مینیمال برای کامپوزیت‌های PCM^۱ را بررسی کردند که در مدیریت و برنامه‌ریزی ذخیره‌سازی انرژی حرارتی استفاده می‌شود. هدف آن‌ها از این پژوهش بررسی عملکرد ذخیره‌سازی انرژی حرارتی کامپوزیت‌های مبتنی بر سطوح مینیمال با کامپوزیت‌های معمولی مبتنی بر سلول کلویین (شکل ۲۴-الف)) می‌باشد و نشان می‌دهد که ساختارهای مینیمال هدایت حرارتی مؤثر کامپوزیت‌ها را افزایش می‌دهد.

مواد تغییر فاز دهنده (PCM) مانند موم پارافین، پتانسیل زیادی برای استفاده در سیستم‌های ذخیره‌سازی انرژی حرارتی دارند. با این حال به دلیل رسانایی حرارتی کم، اغلب با فوم فلزی با رسانایی حرارتی بالا ترکیب می‌شوند که منجر به کامپوزیت‌های فوم فلزی می‌شود. در این کار از سه ساختار مینیمال شوارز پی، ژیروید و IWP استفاده شده است که با افزایش هدایت حرارتی مؤثر کامپوزیت‌ها، عملکرد ذخیره انرژی حرارتی کامپوزیت‌ها را افزایش می‌دهد که منجر به بهبود راندمان انتقال حرارت و یکنواختی دما در طول فرآیند می‌شود که از کامپوزیت‌های مبتنی بر سلول کلویین معمولی بهتر عمل می‌کند (شکل ۲۴-ب)).



شکل ۲۴ الف- ساختار سطوح مینیمال به کار رفته، ب- داده‌های هدایت حرارتی مؤثر [۵۳]

³ Specific Cooling Power (SCP)

¹ Phase change material

² Specific Daily Water Production (SDWP)

این پژوهش اندازه و تخلخل سلول واحد و همچنین تأثیر شرایط کار ویسکوز را بر ضریب انتقال حرارت همرفتی برای توپولوژی‌های مختلف، بررسی کرده است که توپولوژی شوارز پی بیشترین تأثیر را دارد.

هوانگ و همکاران [۵۶] به بررسی عملکرد حرارتی و هیدرولیکی ریجنراتورهای جدید مبتنی بر سطوح مینیمال برای استفاده در موتورهای سیکل ترکیبی هواپیماها پرداختند. این پژوهش به دنبال ارائه روش‌های عددی برای ارزیابی عملکرد و ایجاد همبستگی‌های تجربی برای پیش‌بینی رفتار حرارتی و هیدرولیکی این ساختارها می‌باشد.

تحلیل و بررسی عملکرد کلی حرارتی-هیدرولیکی ساختارهای سطوح مینیمال نشان می‌دهد که ساختارهای سطوح مینیمال نظیر شوارز الماسی دارای عملکرد مناسبی هستند که به علت مخلوط شدن شدید جریان، تنش برشی مرزی بزرگ و سطح ویژه بالای این ساختارها می‌باشد. در این پژوهش نشان داده شده که ریجنراتورهای مبتنی بر سطوح مینیمال می‌توانند در فضا صرفه‌جویی کنند، وزن را کاهش دهند و بار مفید هواپیماها را افزایش دهند. ساختارهای مینیمال با عملکرد حرارتی-هیدرولیکی بهتر و نسبت توان به وزن بالاتر پتانسیل بالایی برای استفاده در صنایع هوافضا دارند.

سان و همکاران [۵۷] به بررسی عملکرد حرارتی-هیدرولیکی ساختارهای شبکه‌ای سه‌بعدی سطوح مینیمال بر اساس طرح شوارز الماسی پرداختند. هدف این مطالعه، تحلیل تأثیر فشرده‌سازی ساختار در جهت‌های مختلف و به درجات مختلف بر انتقال حرارت و افت فشار در مبدل‌های حرارتی است. یافته‌ها نشان می‌دهد که استفاده از ساختارهای مینیمال فشرده شده در جهت عرضی نه تنها باعث بهبود انتقال حرارت می‌شود بلکه افت فشار را نیز کاهش می‌دهد. این بهینه‌سازی می‌تواند کاربردهای گسترده‌ای در طراحی مبدل‌های حرارتی با کارایی بالا داشته باشد و به عنوان جایگزینی مناسب برای پره‌های سنتی در مبدل‌های حرارتی صفحه‌ای-پره‌ای مطرح شود.

خدیری و همکاران [۵۸] به تحلیل رفتار جریان و انتقال حرارت در مبدل‌های حرارتی با ساختارهای سطوح مینیمال از جمله فیشرکوخ اس، PMY، FRD و ژیروید پرداخته است. هدف اصلی بررسی عملکرد حرارتی و جریان سیال در این ساختارها با استفاده از شبیه‌سازی‌های عددی بوده و اثر نرخ جریان و کسر حجمی بر کارایی سطوح مینیمال ارزیابی شده است. نتایج نشان می‌دهد که سطوح مینیمال می‌تواند بهبود قابل توجهی در عملکرد مبدل‌های حرارتی ایجاد کند، به‌ویژه ساختار فیشرکوخ اس که با کمترین مقاومت جریان و بالاترین ضریب انتقال حرارت کلی، بهترین عملکرد را در کسر حجمی و نرخ‌های گرمی مختلف از خود نشان داده است.

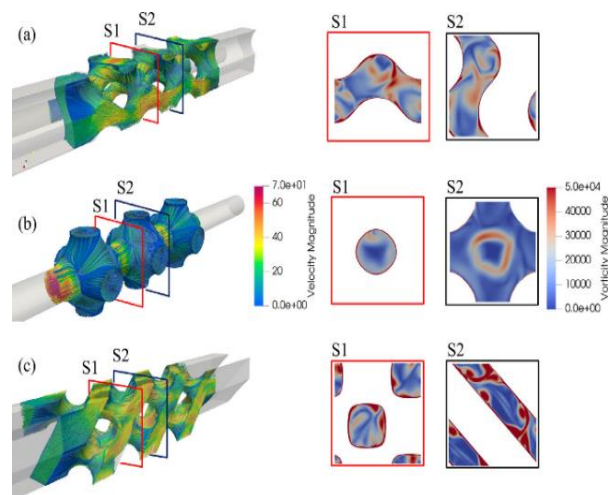
این یافته‌ها اهمیت زیادی در طراحی مبدل‌های حرارتی با کارایی بالا دارند و نشان می‌دهند که ساختارهای سطوح مینیمال

سطح ویژه بیشترین تأثیر را بر عملکرد دارد. ساختارهای مینیمال شبکه‌ای دارای SDWP و SCP بالاتری در مقایسه با ساختارهای مینیمال شبکه‌ای جامد و جاذب‌های لوله پره‌دار معمولی هستند. شبکه پوسته‌ای الماسی در مقایسه با جاذب‌های پره‌دار استاندارد، ۱۹/۴٪ افزایش SDWP را با تخلخل ۰/۸ ارائه می‌دهد. استفاده از ساختارهای مینیمال افزایش عملکرد سیستم نمک زدایی و خنک‌کننده‌ها را به همراه دارد (شکل (۲۵)). شبکه پوسته‌ای فلزی مینیمال بر رسانایی حرارتی ضعیف محیط متخلخل جاذب غلبه می‌کند و به طور قابل توجهی هدایت حرارتی مؤثر و انتقال حرارت سطحی را از طریق سطح افزایش می‌دهد.

برامباتی و همکاران [۵۵] انتقال حرارت همرفتی در مبدل‌های حرارتی مبتنی بر سطوح مینیمال را مورد بررسی قرار دادند. ساختارهای مینیمال به دلیل مزایایی که در افزایش سطح تبادل حرارتی و افزایش پدیده‌های همرفتی دارند، به طور گسترده در زمینه تبادل حرارت مورد مطالعه قرار گرفته‌اند. شبیه‌سازی دینامیک سیالات محاسباتی برای تکرار دقیق رفتار دینامیکی حرارتی و سیال این سازه‌ها مورد استفاده قرار گرفته‌اند که البته از نظر محاسباتی گران هستند. این مطالعه یک رابطه واحد را بر اساس نتایج شبیه‌سازی CFD برای محاسبه ضریب انتقال حرارت همرفتی برای سیالات مختلف و توپولوژی‌ها و هندسه‌های مختلف سطوح مینیمال ارائه می‌کند (شکل (۲۶)).

رابطه ارائه شده، با تیرانس $\pm 20\%$ درصد برای سه توپولوژی ژیروید، پی و الماسی در محدوده تخلخل ۷۰٪ تا ۹۰٪ با در نظر گرفتن طول سلول‌های مختلف و سیالات مختلف معتبر است.

این مطالعه همچنین اثر گرمایش ویسکوز در اعداد رینولدز بالا را بر توپولوژی‌های مختلف بررسی نموده و روابطی در این زمینه ارائه کرده است. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که می‌توان یک رابطه واحد ارائه کرد که بتواند ضریب انتقال حرارت همرفتی را برای ساختارهای مختلف مینیمال، ارائه نماید.



شکل ۲۶ مطالعات عددی سطوح مینیمال برای استفاده در مبدل‌های حرارتی [۵۵]

خصوصیات جذب انرژی و مقاومت ضربه‌ای ساختارها مشخص شود.

نتایج آن‌ها نشان داد که ساختارهای مینیمال متخلخل ژبروید و پی ویژگی‌های مکانیکی برتری نشان دادند که باعث بهبود جذب انرژی در مقایسه با ساختارهای جاذب انرژی قدیمی شدند. استفاده از ساختارهای مینیمال متخلخل نه تنها مشکلات بار زیاد و نوسان بار غیر یکنواخت در جاذب‌های انرژی قدیمی را حل کرد، بلکه هم‌زمان نیازهای سبک‌وزنی و جذب انرژی را نیز برآورده کرد.

یون کیم و همکاران [۶۱] به بررسی و توسعه رفتار مکانیکی تایرهای بدون هوا با استفاده از ساختارهای سیلندری مبتنی بر سطوح مینیمال پرداختند. این پژوهش به دنبال ایجاد پایداری بالا در رفتار فشاری و برشی تایرهای بدون هوا بوده است. آن‌ها ساختارهای داخلی تایرها را با استفاده از نرم‌افزار CAD طراحی کرده و آن را به فایل STL تبدیل نمودند. در ادامه فایل ایجاد شده بایستی به کدهایی برای چاپ سه‌بعدی تبدیل شده و تنظیم پارامترهای چاپ انجام شود. با استفاده از چاپگر سه‌بعدی با سیستم کنترل فشار و موتورهای خطی XYZ، چاپ دقیق ساختارهای سیلندری مبتنی بر سطوح مینیمال صورت پذیرفت. با استفاده از روش‌های وولکانیزاسیون سنتی و فوتوکورینگ، تثبیت ساختار چاپ‌شده و افزایش پایداری مکانیکی آن انجام شده است. در نهایت ارزیابی رفتار فشاری و برشی تایرهای چاپ‌شده با استفاده از تست‌های مکانیکی صورت پذیرفته است. این مطالعه نشان می‌دهد که استفاده از ساختارهای مبتنی بر سطوح مینیمال در تایرهای بدون هوا منجر به بهبود پایداری فشاری و برشی می‌شود. این ساختارها دارای سفتی متغیر هستند که در جابجایی‌های کوچک، مقدار آن کمتر بوده و در جابجایی‌های بزرگ‌تر، مقدار آن بیشتر می‌شود. این ویژگی‌ها می‌تواند راحتی رانندگی را افزایش داده و ظرفیت جذب ضربه و حمل بار را بهبود بخشند.

۴- مدل‌سازی سطوح مینیمال

۴-۱- مدل‌های ریاضی و تحلیل عددی

مدل‌سازی سطوح مینیمال هم شامل ایجاد هندسه ساختار در نرم‌افزار طراحی به کمک کامپیوتر و هم شامل شبیه‌سازی رفتار ساختار در نرم‌افزارهای مهندسی می‌شود که نیاز به استفاده از مدل‌های ریاضی دقیق و تحلیل‌های عددی دارد. این مدل‌ها به منظور پیش‌بینی رفتار مکانیکی سازه‌ها تحت بارهای مختلف و بهینه‌سازی طراحی استفاده می‌شوند. معادلات دیفرانسیل جزئی و روش‌های عددی مانند روش المان محدود از جمله ابزارهای رایج در این زمینه هستند.

آهور و همکاران [۶۲] پژوهشی در رابطه با مطالعه عددی مواد الاستو پلاستیک سلولی مختلف باز و بسته و تولید هندسه

می‌توانند نیازهای خاص مدیریت حرارتی را به طور مؤثرتری برآورده کنند. استفاده از این ساختارها در مبدل‌های حرارتی می‌تواند منجر به بهبود عملکرد حرارتی و کاهش مقاومت جریان شود، که این امر کاربردهای گسترده‌ای در مهندسی و طراحی مبدل‌های حرارتی دارد.

۳-۴- خودروسازی

در صنایع خودروسازی، این سازه‌ها می‌توانند در طراحی قطعات سبک و مقاوم به کار گرفته شوند. استفاده از این سازه‌ها می‌تواند به کاهش وزن خودروها و در نتیجه افزایش کارایی سوخت و کاهش مصرف انرژی منجر شود.

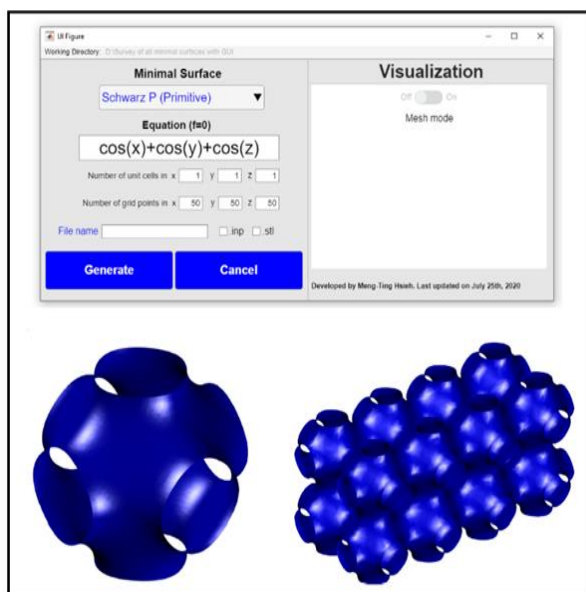
اورمیستون و ساندرام [۵۹] به بررسی سطوح مینیمال تقویت شده با فایبرگلاس برای جذب انرژی پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش، بررسی میزان کاربردی بودن نقش فایبرگلاس در تقویت سطوح مینیمال بوده است.

این پژوهش ساختارهای شبکه‌ای کامپوزیتی را بر اساس سطوح مینیمال ارائه می‌کند که با استفاده از چاپ سه بعدی ایجاد شده‌اند و از نایلون دربردارنده فیبر کربن میکرو به عنوان ماتریس پایه و فایبرگلاس به عنوان تقویت‌کننده استفاده کرده‌اند.

سازه‌های تقویت‌شده با فایبرگلاس با چگالی ۲۵ درصد، خواصی مشابه یا بهتر در مقایسه با سازه‌های با چگالی ۷۵ درصد اما بدون تقویت، به نمایش گذاشته‌اند. افزودن فایبرگلاس ظرفیت جذب انرژی نمونه‌های استوانه‌ای را $24/8$ درصد و ظرفیت تنش نمونه‌های میله‌ای و نمونه‌های پرینت شده دمبلی شکل تست کشش را به ترتیب $64/6$ و 113 درصد افزایش داده است. این یافته‌ها نشان می‌دهد که ساختارهای کامپوزیتی سبک وزن مینیمال می‌توانند برای کاربردهای جذب انرژی مثل در خودروها نویدبخش باشند. آزمایشات مکانیکی نشان داد که افزودن فایبرگلاس به طور قابل توجهی قابلیت تحمل بار سازه‌ها را به ویژه در سازه‌های با تراکم نسبی ۲۵ درصد افزایش می‌دهد که مشخصاً نشان‌دهنده این واقعیت است که افزودن فایبرگلاس حداکثر ظرفیت تنش و جذب انرژی سازه‌ها را افزایش داده و ساختارهای کامپوزیتی سبک وزن مینیمال تقویت شده با فایبرگلاس از ساختارهای بدون تقویت بهتر عمل کردند.

ژائو و همکاران [۶۰] ظرفیت جذب انرژی قوطی‌های پر شده با ساختارهای متخلخل سطوح مینیمال را با هدف طراحی خودروهای سبک، مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها هشت ساختار مینیمال شامل ژبروید، الماسی، I-WP، نویوس، پی، فیشرکوخ اس، FRD و PMY را با استفاده از نرم‌افزار متلب طراحی نموده و سپس نمونه‌های طراحی شده را با استفاده از ساخت افزایشی به روش SLM پرینت کردند. سپس این نمونه‌ها در معرض آزمون فشار شبه‌استاتیکی و ضربه با سرعت پایین قرار گرفتند تا

والدویت و تین هیش [۶۳] یک مولد سطوح مینیمال برای استفاده در مدل‌سازی اجزای محدود و همچنین ایجاد ساختار به روش ساخت افزایشی پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش، ایجاد ابزاری توانمند برای طراحی سطوح مینیمال بوده است. مطابق شکل (۲۸)، این برنامه یک مولد سطوح مینیمال است که تجسم سطح و ایجاد فایل طراحی به کمک یک رابط کاربری گرافیکی فراهم می‌کند و می‌تواند قسمت‌های داخلی سطح مینیمال مد نظر کاربر را با کنترل بر تناوب و دقت مورد نیاز ایجاد نماید.



شکل ۲۸ رابط کاربری برنامه و سطح پی ایجاد شده [۶۳]

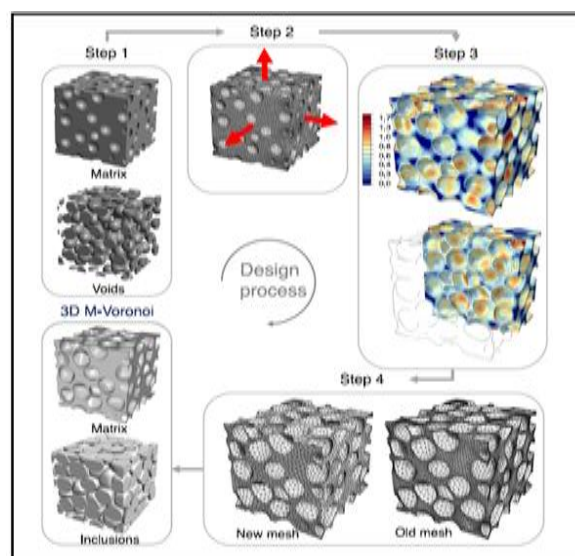
این ابزار، هم شمایل سطح مینیمال را نمایش می‌دهد و هم فایل‌های CAD مورد نیاز برای مدل‌سازی المان محدود و همچنین فایل‌های با فرمت STL برای ساخت افزایشی را ارائه می‌کند. به کمک رابط گرافیکی ارائه شده می‌توان ۱۹ سطح مینیمال را با کنترل کامل بر مشخصات آن‌ها ایجاد نمود و همچنین قابلیت اینکه کاربر نیز سطح مینیمال دلخواه خود را با استفاده از تقریب لول ست^۱ ایجاد نماید نیز وجود دارد. رابط کاربری گرافیکی ساده با یک پنل کنترل برای انتخاب حداقل سطوح و تنظیم تعداد سلول‌های واحد و یک پنل تجسم برای نمایش سطوح تولید شده از قابلیت‌های نرم‌افزار ارائه شده می‌باشد. این نرم‌افزار می‌تواند تصاویر بدون مش یا حالت مش را به کمک نرم‌افزار متلب تولید کند.

گونجی و کوهان [۶۴] به بررسی ساخت افزودنی ساختارهای مینیمال و مطالعه تجربی بر روی مقاومت جریان هوا با توجه به این ساختارها پرداختند و هدف آن‌ها از این پروژه، طراحی ساختارهای مینیمال برای دستیابی به عملکرد صوتی مطلوب مطابق با استانداردهای (E) ISO 9053-1:2018 است.

آن و مطالعه عددی آن‌ها در کرنش‌های کوچک و بزرگ پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش، مطالعه بر روی انواع ساختارهای تصادفی از جمله استراتژی طراحی عددی برای نوع جدیدی از هندسه سه بعدی ورونوی به نام M-Voronoi بوده است. این مواد دارای اشکال حفره‌ای محدب تصادفی و ضخامت بین حفره‌ای غیریکنواخت هستند و می‌توانند طیف وسیعی از چگالی‌های نسبی را پوشش دهند. نقطه شروع ایجاد ساختار، استفاده از یک الگوریتم جذب تصادفی می‌باشد که مطابق شکل (۲۷) ابتدا حفره‌های کروی به صورت تصادفی در فاز ماتریس ایجاد نموده و به دنبال آن تغییرات حجمی برای القای رشد فضای خالی به میزان دلخواه در آن اعمال می‌شود. فرآیند M-Voronoi امکان تشکیل طرح‌های همسانگرد یا ناهمسانگرد را فراهم می‌کند.

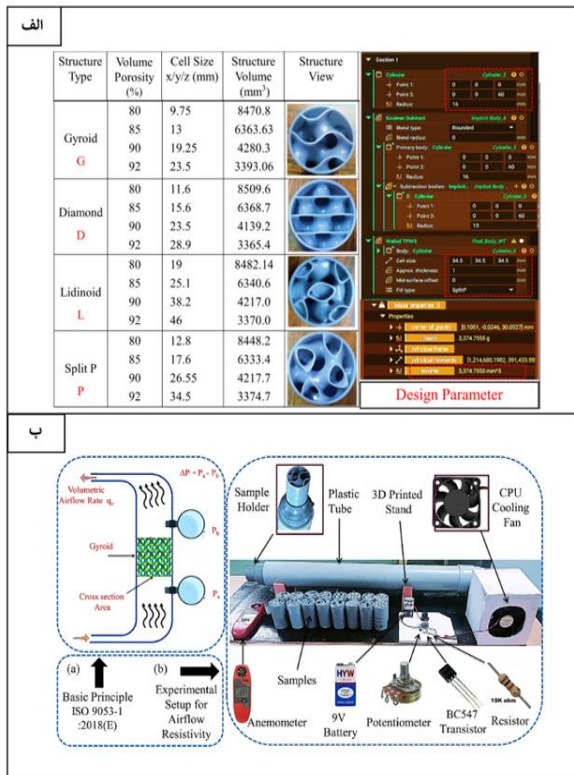
خواص الاستیک-پلاستیک ساختارهای متخلخل M-Voronoi با سایر هندسه‌های متخلخل شناخته شده از جمله ساختارهای متخلخل با حفره‌های کروی توزیع شده به صورت تصادفی و هندسه TPMS ژبروید و چند ساختار دیگر مقایسه شده است. نتایج نشان داده است که هندسه M-Voronoi و ساختارهای متخلخل با حفره‌های کروی بالاترین تنش تسلیم و سفتی را ارائه نموده‌اند. مقایسه با سایر هندسه‌ها نشان می‌دهد که تصادفی بودن می‌تواند خواص مکانیکی را بسته به ویژگی‌های به کار

گرفته شده و صاف بودن آن‌ها بهبود ببخشد. با توجه به نتایج این پژوهش، هندسه تناوبی مینیمال ژبروید سفتی و تنش تسلیم کمتری نشان داده است اما از نظر طراحی ساختار، نسبت به ساختار M-Voronoi ساده‌تر خواهد بود..



شکل ۲۷ مراحل انجام کار [۶۲]

^۱ Level-set



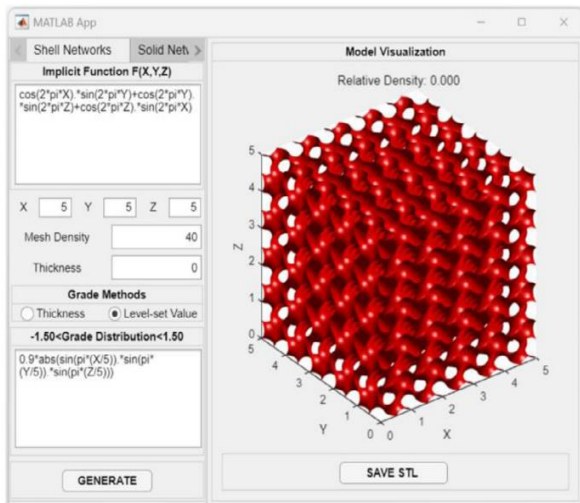
ساختارهای مینیمال به طور گسترده در صنایع معماری و هواپیماها برای کاهش نویز استفاده می‌شود. مقاومت در برابر جریان هوا تأثیر قابل توجهی بر عملکرد صوتی سازه‌های متخلخل دارد. شبکه‌های مینیمال ژیروید، الماسی، لیدینوئید^۱ و پی با تخلخل، طول نمونه و ابعاد متفاوت برای پیش بینی مقاومت جریان هوا و افت فشار طراحی شدند. آزمایش‌ها نشان داد که ساختارهای شبکه‌ای با تخلخل، طول نمونه و ابعاد کمتر، مقاومت جریان هوا و افت فشار بالاتری را نشان می‌دهند. با این حال، حداقل تفاوت در مقادیر مقاومت جریان هوا در بین چهار شبکه وجود دارد.

در این پژوهش ساختارهای مینیمال با استفاده از نرم افزار مدلسازی ضمنی NTOPOLOGY طراحی شده‌اند. نمونه‌ها به صورت استوانه‌ای، با قطر ۳۲ میلی متر، ضخامت دیواره ۱ میلی متر و ارتفاع ۶۰ میلی متر در نظر گرفته شده‌اند. برای هر نوع ساختار ژیروید، الماس، لیدینوئید و پی، نمونه‌ها در چهار تخلخل حجمی مختلف تولید شدند (شکل ۲۹ الف)).

این مطالعه بر اندازه‌گیری مقاومت جریان هوا متمرکز بود و شامل سه مرحله اصلی بود: طراحی و ساخت سازه‌های شبکه مینیمال، توسعه دستگاه ویژه سنجش مقاومت جریان هوا و بحث درباره اثرات تخلخل، طول نمونه و قطر بر مقاومت جریان هوا و افت فشار. ساختارهای شبکه‌ای مختلف با تخلخل، طول نمونه و قطرهای مختلف ایجاد شد و با استفاده از یک دستگاه ویژه آزمایش شدند (شکل ۲۹ ب)). یافته‌ها نشان داد که مقاومت جریان هوا به تخلخل بستگی دارد و نمونه‌های با تخلخل کم مقاومت بالاتری دارند. ساختار لیدینوئید بهترین مدل برای مقاومت جریان هوا و افت فشار است. طول نمونه کمترین تأثیر را بر مقاومت داشت، در حالی که ساختارهای شبکه‌ای با قطر کوچک‌تر مقاومت و افت فشار را افزایش دادند.

عزیزی و همکاران [۶۵] به بررسی و ایجاد افزونه نرم افزاری تولید کننده سطوح مینیمال چند بعدی پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش، ایجاد یک افزونه نرم افزاری جدید متلب به نام MD-TPMS می‌باشد که برای تولید ساختار مینیمال سه بعدی با قابلیت طراحی گرادینانی از جمله شبکه‌های مینیمال پوسته‌ای و توپر با وضعیت گرادینانی در یک راستا بوده است (شکل ۳۰)). این افزونه به کاربران اجازه می‌دهد تا توابع ضمنی دلخواه مینیمال، طرح‌های گرادینانی پیچیده و ارسال فایل‌های STL برای ساخت افزودنی و همچنین مدل‌های مورد نیاز برای مطالعه عددی را تعریف کنند. هدف این نرم افزار کمک به محققان در ساخت سریع ساختارهای مینیمال گرادینانی پیچیده است و برای استفاده در زمینه‌های بین رشته‌ای در نظر گرفته شده است.

شکل ۲۹ الف- نرم افزار مدلسازی و پارامترها،
ب- دستگاه ساخته شده [۶۴]

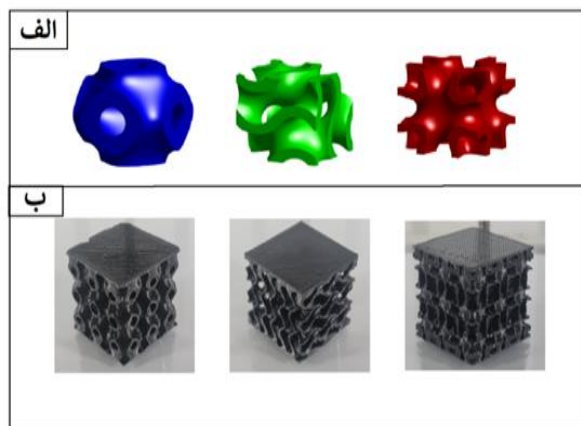


شکل ۳۰ محیط نرم افزار [۶۵]

حسن‌آبادی [۶۶] به بررسی طراحی ریزساختار مواد ناهمگن با استفاده از پینه چندضلعی پرداخت و هدف از این پژوهش، ارائه روشی جدید و ساده برای طراحی ریزساختار مواد به منظور دستیابی به خواص دلخواه با استفاده از روش تقریب زنی سطوح به کمک پینه‌ی چندضلعی برای ایجاد ساختار مینیمال پی بوده است.

¹ Lidinoid

در این پژوهش، طراحی صفحات سبک‌وزن با کارآمدی مکانیکی بالا و بررسی تاثیر گرادایانی کردن در این ساختارهای بوده است. چارچوب‌های ارائه شده هر کدام بر روی کنترل چگالی جرم، مدول الاستیک و مدول برشی تمرکز دارند و سه توزیع تخلخل و سه توزیع کسر حجمی صفحات گرفت را شامل می‌شوند. چند ساختار مینیمال از جمله پی، ژبروید و I-WP بررسی شدند (شکل ۳۲ الف)). ابتدا تجزیه و تحلیل استاتیکی و ارتعاشات آزاد با استفاده از یک مدل تئوری صفحه پنج متغیری با تجزیه و تحلیل ایزوژئومتری انجام می‌شود. تأثیر ضرایب تخلخل و کسرهای وزنی بر پاسخ‌های صفحه مورد مطالعه قرار گرفته است. یافته‌های آن‌ها در زمینه صفحات ضخیم، نشان داد که صفحات مبتنی بر سطح مینیمال پی، عالی‌ترین عملکرد را دارند. این مطالعه همچنین فرمول‌هایی را برای ترکیب ساختارهای مینیمال در چارچوب‌های کنترل مدول الاستیک و مدول برشی پیشنهاد کرد که استحکام ساختارهای مینیمال را در مقایسه با سایر جامدات سلولی، به‌ویژه در زمینه صفحات ضخیم (شکل ۳۲ ب))، متمایز می‌کند.



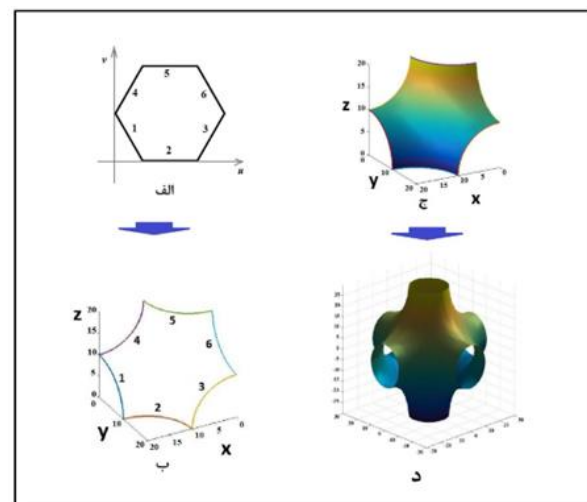
شکل ۳۲ الف- ساختارهای مینیمال به کار رفته، ب- نمونه فیزیکی [۶۷]

افشار و همکاران [۶۸] به بررسی ویژگی‌های استحکام فشاری بافت‌های سطوح متخلخل مینیمال با گرادایان شعاعی پرداختند و هدف آن‌ها از این پژوهش، بررسی ساختار شعاعی و خواص مکانیکی آن بوده است (شکل ۳۳)).

در پژوهش آن‌ها، اثر تخلخل هندسه و گرادایانی بودن تخلخل روی خصوصیات فشاری و مکانیسم‌های تغییر شکل مورد بررسی قرار گرفته است. به این منظور ساختارهای TPMS شامل پی، الماسی و I-WP مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان داده است که الگوهای گرادایانی به طور قابل توجهی مکانیسم‌های تغییر شکل را تحت تاثیر قرار دادند. ساختارهای با گرادایان شعاعی، یعنی گرادایانی بودن در راستای عمود بر اعمال نیرو، تغییر شکل‌پذیری بالاتر و ساختارهای با گرادایان طولی کرنش شکست کم را ارائه نمودند. به طور کلی، سازه‌هایی که در آن‌ها

مطابق شکل (۳۱- الف) ابتدا شش ضلعی در محیط پارامتریک u و v ایجاد شده است که هر کدام از اضلاع شش ضلعی مرتبط با یکی از کمان‌های ترسیم شده به عنوان منحنی‌های مرزی مورد استفاده برای ایجاد پینه می‌باشد که در سه صفحه مختصات ترسیم شده‌اند.

در ادامه رویه متصل کننده این منحنی‌ها مطابق با شکل (۳۱- ج) با استفاده از رابطه‌ی پینه‌های چندضلعی، ایجاد شده است. در ادامه پینه‌ی ایجاد شده، برای ساخت یک سلول دو فازی از نوع شوارز پی مطابق با شکل (۳۱- د)، که بطور متناوب ساختار را ایجاد خواهد کرد، مورد استفاده قرار گرفته است. با توجه به انعطاف‌پذیری منحنی‌های مرزی، ساختارهای متنوعی با درصد حجمی‌های مختلف به صورت توپر ساخته شدند. ساختارهای توپر ایجاد شده بر اساس ضریب هدایت حرارتی مؤثر، مورد مقایسه و بررسی قرار گرفتند. نتایج نشان می‌دهد که روش ارائه شده به خوبی قادر است ساختارهایی با نسبت حجمی دلخواه برای ضرایب هدایت حرارتی، هدایت الکتریکی و ضریب نفوذ دو فاز ارائه نماید.



شکل ۳۱ الف- فضای دو بعدی پارامتری، ب- ایجاد منحنی‌ها بر اساس پارامترها، ج- تقریب زنی رویه چند ضلعی، د- شکل نهایی [۶۶]

۴-۲- شبیه‌سازی

شبیه‌سازی‌های عددی با استفاده از نرم‌افزارهای پیشرفته مهندسی مانند انسیس، آباکوس و کامسول انجام می‌شوند. این شبیه‌سازی‌ها به مهندسان امکان می‌دهند تا رفتار سازه‌ها را تحت شرایط مختلف بررسی کنند و به بهینه‌سازی طراحی‌ها بپردازند. کیم و همکاران [۶۷] چارچوب‌های مدل‌سازی محاسباتی جدیدی برای ارزیابی ساختارهایی شامل گرافن مورد استفاده در ساختارهای TPMS به صورت گرادایانی، ارائه نمودند. هدف آنها

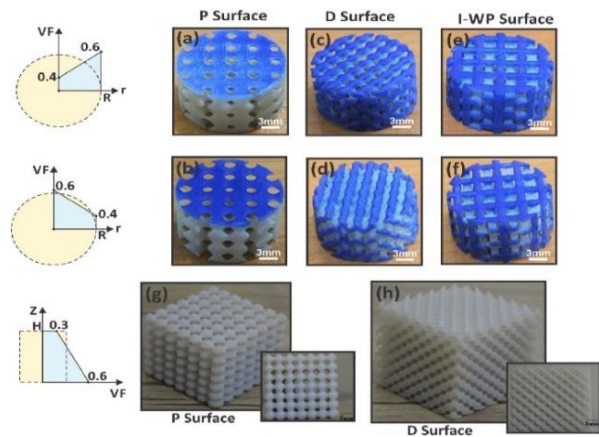
در این پژوهش، روش جدیدی برای ساخت ریزساختارهای ناهمگن چند مقیاسی ارائه شده است. این روش از توابع همبستگی آماری، به‌ویژه توابع همبستگی دو نقطه‌ای، برای ایجاد یک ساختار دو فازی با فازهای جامد و خالی استفاده می‌کند. یک تابع سینوسی با کاهش نمایی به عنوان تابع اتوکوواریانس برای ساخت ساختار ناهمگن استفاده شده است. ساختار متخلخل بر اساس سطح شوارز پی به فاز جامد متخلخل و فاز خالی تقسیم می‌شود. مشاهده شده است که هر دو فاز ریزساختار ساخته شده در سراسر ساختار متصل هستند. به طور کلی به غیر از اینکه خود ساختار شوارز پی بافت متخلخلی را در ابعاد بزرگتر تشکیل می‌دهد (شکل ۳۴ ب)) درون خود ساختار شوارز پی نیز متخلخل است (شکل ۳۴ الف)). چنین ساختارهایی برای طراحی مواردی مانند استخوان مصنوعی و کاتدهای پیل سوختی که به وزن کم و نسبت سطح به حجم بالا نیاز دارند، مناسب هستند.

۵- نتیجه‌گیری

در این پژوهش به بررسی سطوح مینیمال تکرار شونده و کاربردهای آن‌ها پرداخته شد. با تحلیل و بررسی ساختارهای مینیمال نظیر شوارز پی، الماسی، ژیروید و I-WP مشخص می‌شود که این ساختارها به دلیل ویژگی‌های منحصر به فرد خود، قابلیت‌های فراوانی در طراحی و ساخت انواع سازه‌های سبک، کارآمد و بهینه دارند.

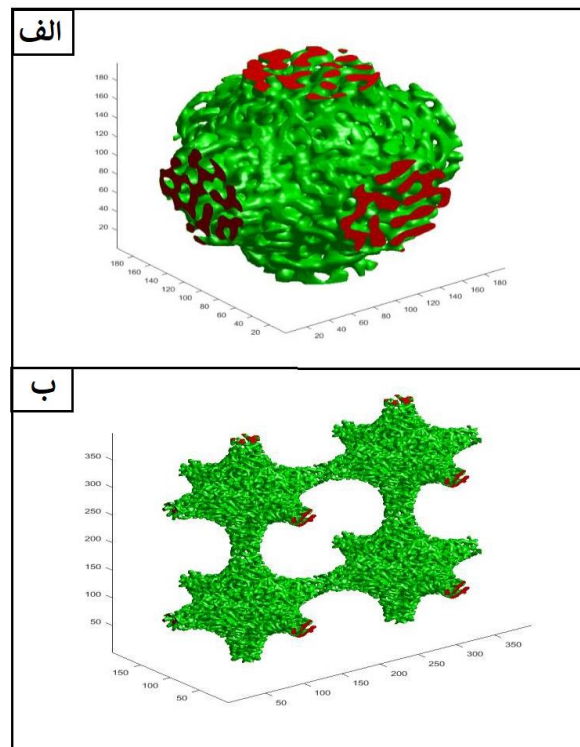
مطالعات نشان داده‌اند که ساختارهای مینیمال به دلیل ویژگی‌های خاص خود، دارای نسبت‌های تنش تسلیم به وزن بالا و همچنین سفتی به وزن بالا هستند. این امر در طراحی سازه‌های هوایی و خودروها که وزن پارامتر مهمی می‌باشد بسیار مفید است. همچنین، تحقیقات اخیر نشان می‌دهد که ساختارهای مینیمال می‌توانند به‌طور مؤثری در ساخت ایمپلنت‌های پزشکی استفاده شوند. این ساختارها قادر هستند بافت‌های طبیعی بدن را تقلید کنند و فرآیندهای ترمیم و بازسازی بافت را تسهیل نمایند. ساختارهای مینیمال می‌توانند کارایی سیستم‌های فیلتراسیون و فرآیندهای کاتالیستی را بهبود بخشند. این سطوح می‌توانند جریان مایعات و گازها را بهینه کنند و همچنین به دلیل دارا بودن نسبت سطح به حجم بالا، سطح تماس بیشتری را برای واکنش‌های شیمیایی فراهم نمایند. مطالعات اخیر بر اهمیت تکنیک‌های مدل‌سازی دقیق برای بهره‌برداری کامل از قابلیت‌های ساختارهای مینیمال تأکید دارند و پیش‌بینی‌های دقیقی از رفتار آن‌ها تحت شرایط مختلف ارائه می‌دهند. از بین انواع سطوح مینیمال، پژوهش‌های متعدد قابلیت‌های سطح مینیمال ژیروید را در جذب انرژی بهتر از سایر

شرایط کششی غالب است، نظیر ساختار پی و I-WP خواص مکانیکی و کارایی بالاتری را تحت بارهای مکانیکی نشان دادند. شبیه‌سازی‌های المان محدود در پیش‌بینی تغییر شکل و پاسخ‌های مکانیکی مؤثر بودند و آن‌ها را به ابزاری ارزشمند برای طراحی بافت‌های متخلخل گرادینانی چند منظوره تبدیل کردند.



شکل ۳۳ بررسی شیب ساختار [۶۸]

حسن آبادی [۶۹] به بررسی ساخت ریزساختارهای متخلخل ناهمگن چند مقیاسی با استفاده از توابع همبستگی آماری و سطوح مینیمال پرداخت و هدف از این پژوهش طراحی ساختارهای ناهمگن چند فازی در دو مقیاس به صورت هم‌زمان بوده است.



شکل ۳۴ الف- بافت متخلخل خود شوارز پی، ب- شوارز پی در ایجاد بافت متخلخل بزرگتر [۶۹]

قابل ذکر است که عمده ساختارهایی که به صورت فیزیکی در این زمینه ارائه شده و مورد آزمون قرار گرفته‌اند به علت پیچیدگی ساختار بایستی به کمک روش‌های پرینت سه‌بعدی ایجاد شوند. این مورد کاربرد وسیع آن‌ها در زمینه‌های مختلف را با چالش مواجه می‌کند. چرا که توسعه این ساختارها مشخصاً به توسعه روش‌های پرینت سه‌بعدی چه از منظر امکان‌پذیری و چه از منظر کیفیت ساختار، قویا وابسته می‌شود. این پژوهش با ارائه شواهد قوی از مزایا و کاربردهای وسیع سطوح مینیمال، اهمیت و ضرورت تحقیق و توسعه بیشتر در این زمینه را برجسته می‌سازد. با توجه به نتایج به‌دست‌آمده، می‌توان انتظار داشت که این ساختارها در آینده‌ای نه چندان دور، با گسترش روش‌های پرینت سه‌بعدی و ساخت افزودنی در ایجاد ساختارهایی کارا با نسبت‌های سفتی به وزن و استحکام به وزن بالا، ساختارهایی با قابلیت‌های ویژه در جذب انرژی، انتقال حرارت و سیالات به صورت وسیع کاربرد پیدا کنند.

سطوح گزارش کرده‌اند. همچنین این ساختار در زمینه خواص خستگی و در ایمپلنت‌های پزشکی نیز بهتر عمل کرده است. ساختار الماسی (D)، در کاربردهای سیالاتی و انتقال حرارتی بهتر عمل کرده و پژوهش‌های متعدد، مناسب بودن آن در مبدل‌های حرارتی را تایید کرده‌اند. همچنین پژوهش‌های متعدد تایید کرده‌اند که پوسته‌های ضخامت‌دار سطوح مینیمال، نسبت به حالتی که سطح مینیمال به صورت یک سازه توپر متخلخل در نظر گرفته شود در زمینه‌هایی نظیر جذب انرژی، استحکام و سفتی بهتر عمل کرده‌اند.

گرادینانی کردن ساختارهای مینیمال باعث می‌شود که این سازه‌ها نسبت به حالت یکنواخت غیر گرادینانی، رفتار متفاوتی داشته باشند. مثلاً در استوانه‌های گرادینانی شده به صورت شعاعی، در صورتی که سازه در راستای عمود بر راستای گرادینانی تحت فشار قرار گیرد، قابلیت شکل‌پذیری بیشتری به نمایش می‌گذارد در حالی که اگر در راستای اعمال نیرو، ساختار گرادینانی شود، به علت اینکه بخشی از ساختار ضعیف‌تر از سایر بخش‌ها می‌شود کرنش تسلیم کمتری تحمل خواهد کرد.

۶- مراجع

- structures manufactured by selective laser melting: Design, mechanical properties, and simulation," *International Journal of Mechanical Sciences*, vol. 175, p. 105480, 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2020.105480>.
- [7] C. Yan *et al.*, "Design of TPMS structures," *triplly period. Minimal Surf Lattices Addit Manuf by Sel Laser Melting*, Elsevier, pp. 27-38, 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-824438-8.00002-9>.
- [8] M. Shen *et al.*, "Mechanical properties of 3D printed ceramic cellular materials with triply periodic minimal surface architectures," *Journal of the European Ceramic Society*, vol. 41, no. 2, pp. 1481-1489, 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2020.09.062>.
- [9] O. Al-Ketan, R. K. A. Al-Rub, and R. Rowshan, "The effect of architecture on the mechanical properties of cellular structures based on the IWP minimal surface," *Journal of Materials Research*, vol. 33, no. 3, pp. 343-359, 2018, doi: <https://doi.org/10.1557/jmr.2018.1>.
- [10] A. Dadashi and G. Rahimi, "A comprehensive investigation of the lattice structure mechanical properties based on Schwarz Primitive triply periodic minimal surface: Elastic modulus, yield strength, and maximum bearing force in the elastic region," *International Journal of Solids and Structures*, vol. 295, p. 112776, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2024.112776>.
- [1] W. Chen, L. Gan, and J. Huang, "Design, Manufacturing and Functions of Pore-Structured Materials: From Biomimetics to Artificial," *Biomimetics (Basel)*, vol. 8, no. 2, Mar 29 2023, doi: <https://doi.org/10.3390/biomimetics8020140>.
- [2] Z. Chen *et al.*, "Understanding porous materials with pair distribution functions," *Cell Reports Physical Science*, vol. 4, no. 12, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.xcrp.2023.101681>.
- [3] K. Yeranee and Y. Rao, "Triply Periodic Minimal Surfaces Thermal HydraulicEffects," *encyclopedia.pub*, 2022, doi: 10.3390/en15238994 <https://encyclopedia.pub/entry/3918>.
- [4] S. Zou *et al.*, "Mechanical and biological properties of enhanced porous scaffolds based on triply periodic minimal surfaces," *Materials & Design*, vol. 219, p. 110803, 2022, doi: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2022.110803>.
- [5] M. Zhang, J. Li, C. Liu, M. Deng, X. Liao, and D. Wang, "Study on the Anisotropy of Triply Periodic Minimal Surface Porous Structures," *Coatings*, vol. 13, no. 7, p. 1206, 2023, doi: <https://doi.org/10.3390/coatings13071206>.
- [6] H. Zhou, M. Zhao, Z. Ma, D. Z. Zhang, and G. Fu, "Sheet and network based functionally graded lattice

- [20] C. Iandiorio, G. Mattei, E. Marotta, G. Costanza, M. E. Tata, and P. Salvini, "The Beneficial Effect of a TPMS-Based Fillet Shape on the Mechanical Strength of Metal Cubic Lattice Structures," *Materials*, vol. 17, no. 7, p. 1553, 2024, doi: <https://doi.org/10.3390/ma17071553>.
- [21] M. Zhao, X. Li, D. Z. Zhang, and W. Zhai, "TPMS-based interpenetrating lattice structures: design, mechanical properties and multiscale optimization," *International Journal of Mechanical Sciences*, vol. 244, p. 108092, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2022.108092>.
- [22] M. Zhao, D. Z. Zhang, F. Liu, Z. Li, Z. Ma, and Z. Ren, "Mechanical and energy absorption characteristics of additively manufactured functionally graded sheet lattice structures with minimal surfaces," *International Journal of Mechanical Sciences*, vol. 167, p. 105262, 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2019.105262>.
- [23] O. Al-Ketan, D.-W. Lee, R. Rowshan, and R. K. A. Al-Rub, "Functionally graded and multi-morphology sheet TPMS lattices: Design, manufacturing, and mechanical properties," *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, vol. 102, p. 103520, 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.103520>.
- [24] A. I. Ansari, N. A. Sheikh, and N. Kumar, "Evaluation of the energy absorbing capacity of the two combinations of TPMS structure subjected to different compressive strain rates," *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, vol. 46, no. 6, p. 334, 2024, doi: <https://doi.org/10.1007/s40430-024-04925-8>.
- [25] L. Bai *et al.*, "Mechanical properties and energy absorption capabilities of functionally graded lattice structures: Experiments and simulations," *International Journal of Mechanical Sciences*, vol. 182, p. 105735, 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2020.105735>.
- [26] H. Zhou, M. Zhao, N. He, T. Zhang, X. Ma, and D. Z. Zhang, "Compressive response and energy absorption of additive manufactured Ti-6Al-4V triply periodic minimal surface honeycomb structure," *Journal of Alloys and Compounds*, p. 173744, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2024.173744>.
- [27] C. Zhang *et al.*, "Mechanical responses of sheet-based gyroid-type triply periodic minimal surface lattice structures fabricated using selective laser melting," *Materials & Design*, vol. 214, p. 110407, 2022, doi: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2022.110407>.
- [28] X. Ma, D. Z. Zhang, M. Zhao, J. Jiang, F. Luo, and H. Zhou, "Mechanical and energy absorption
- [11] M. Teimouri, M. Mahbod, and M. Asgari, "Topology-optimized hybrid solid-lattice structures for efficient mechanical performance," in *Structures*, 2021, vol. 29: Elsevier, pp. 549-560, doi: <https://doi.org/10.1016/j.istruc.2020.11.055>.
- [12] K. A. Khan and R. K. Abu Al-Rub, "Viscoelastic properties of architected foams based on the Schoen IWP triply periodic minimal surface," *Mechanics of advanced materials and structures*, vol. 27, no. 10, pp. 775-788, 2020, doi: <https://doi.org/10.1080/15376494.2018.1538470>.
- [13] Y. Cui, A. K. Gain, L. Zhang, and Z. Li, "Manufacture and property characterization of interconnected pore-gradient TPMS materials," *Materials Science and Engineering: A*, vol. 892, p. 146100, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.msea.2024.146100>.
- [14] S. Hussain, A. Nazir, S. Waqar, U. Ali, and O. Gokcekaya, "Effect of additive manufactured hybrid and functionally graded novel designed cellular lattice structures on mechanical and failure properties," *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 128, no. 11-12, pp. 4873-4891, 2023, doi: <https://doi.org/10.1007/s00170-023-12201-7>.
- [15] B. Sokollu, O. Gulcan, and E. I. Konukseven, "Mechanical properties comparison of strut-based and triply periodic minimal surface lattice structures produced by electron beam melting," *Additive Manufacturing*, vol. 60, p. 103199, 2022, doi: <https://doi.org/10.1016/j.addma.2022.103199>.
- [16] K. M. Gide and S. Bagheri, "Mechanical Behavior and Material Modeling of Fused Filament Fabricated PEEK based on TPMS Lattices: A Comparative Study," 2024, doi: <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-4320202/v1>.
- [17] X. Ma, C. Guo, C. Hu, Z. Zhang, and J. Shen, "Study on the topological morphology and mechanical properties of variable-amplitude TPMS structures," *Journal of Materials Research and Technology*, vol. 27, pp. 3459-3472, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2023.10.164>.
- [18] N. Novak *et al.*, "High strain rate mechanical behaviour of uniform and hybrid metallic TPMS cellular structures," *Thin-Walled Structures*, vol. 191, p. 111109, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.tws.2023.111109>.
- [19] H. Nguyen-Xuan, K. Q. Tran, C. H. Thai, and J. Lee, "Modelling of functionally graded triply periodic minimal surface (FG-TPMS) plates," *Composite Structures*, vol. 315, p. 116981, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.compstruct.2023.116981>.

- [37] Y. Song *et al.*, "Systematic study of the thermal and hydraulic characteristics of a heat exchanger based on the Schwartz-D structure for aviation application," *International Communications in Heat and Mass Transfer*, vol. 156, p. 107611, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.icheatmasstransfer.2024.107611>.
- [38] S. K. Sahoo, N. Saintier, and Y. Chemisky, "Exploration of the orientational-dependent fatigue response of triply periodic minimal surface cellular structures: A numerical study," *Procedia Structural Integrity*, vol. 57, pp. 375-385, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.prostr.2024.03.040>.
- [39] S. Seehanam, W. Chanchareon, and P. Promoppatum, "Assessing the effect of manufacturing defects and non-Newtonian blood model on flow behaviors of additively manufactured Gyroid TPMS structures," *Heliyon*, vol. 9, no. 5, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e15711>.
- [40] L. Dong *et al.*, "3D printing Al porous metamaterials with triply periodic minimal surfaces (TPMS) for hydrogen generation from Al-water reaction," *International Journal of Hydrogen Energy*, vol. 49, pp. 1426-1435, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijhydene.2023.10.047>.
- [41] E. H. Khogalia, H. L. Choo, and W. H. Yap, "Performance of triply periodic minimal surface lattice structures under compressive loading for tissue engineering applications," in *AIP conference proceedings*, 2020, vol. 2233, no. 1: AIP Publishing, doi: <https://doi.org/10.1063/5.0001631>.
- [42] S. Ibrahimi, L. D'Andrea, D. Gastaldi, M. W. Rivolta, and P. Vena, "Machine Learning approaches for the design of biomechanically compatible bone tissue engineering scaffolds," *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, vol. 423, p. 116842, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.cma.2024.116842>.
- [43] F. Günther *et al.*, "Characterization of additively manufactured lumbar interbody fusion cages based on triply periodic minimal surfaces," *Materials Today Communications*, vol. 39, p. 108634, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2024.108634>.
- [44] S. Seehanam, S. Khruaduangkham, C. Sinthuvanich, U. Sae-Ueng, V. Srimaneepong, and P. Promoppatum, "Evaluating the effect of pore size for 3d-printed bone scaffolds," *Heliyon*, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e26005>.
- [45] A. Dehaghani, Z. Javanbakht, M. Barzan, D. Lloyd, and S. Feih, "Multi-Functional Design of TPMS-Structures for Temporary Paediatric Fixation properties of functionally graded lattice structures based on minimal curved surfaces," *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, pp. 1-14, 2022, doi: <https://doi.org/10.1007/s00170-021-07768-y>.
- [29] D. B. Alemayehu and M. Todoh, "Enhanced Energy Absorption in Bioinspired Combined TPMS-Gyroid and Walled TPMS-Gyroid Lattice Structure Manufactured via Fused Filament Fabrication (FFF)," 2024, doi: <https://doi.org/10.20944/preprints202403.1003.v1>.
- [30] Z. Fulong, P. Mingbo, L. Yanzhou, S. Liu, and W. Xi, "Parametric design and mechanical properties of TPMS porous structure," 2024, doi: <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-3848979/v1>.
- [31] P. Bunsri, S. Lophisarn, P. Jongpradist, S. Kongwat, and D. Watanabe, "Design parameter effects on crashworthiness of IWP and FRD in TPMS cellular structures," *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, vol. 46, no. 2, p. 87, 2024, doi: <https://doi.org/10.1007/s40430-023-04667-z>.
- [32] L. Xiao, G. Shi, G. Feng, S. Li, S. Liu, and W. Song, "Large deformation response of a novel triply periodic minimal surface skeletal-based lattice metamaterial with high stiffness and energy absorption," *International Journal of Solids and Structures*, vol. 296, p. 112830, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2024.112830>.
- [33] H. Gharehbaghi, A. Farrokhabadi, and Z. Noroozi, "Introducing a new hybrid surface strut-based lattice structure with enhanced energy absorption capacity," *Mechanics of Advanced Materials and Structures*, vol. 31, no. 14, pp. 2955-2964, 2024, doi: <https://doi.org/10.1080/15376494.2023.2167246>.
- [34] A. R. Bernard and M. S. ElSayed, "Design, Manufacturing, and Analysis of Periodic Three-Dimensional Cellular Materials for Energy Absorption Applications: A Critical Review," *Materials*, vol. 17, no. 10, p. 2181, 2024, doi: <https://doi.org/10.3390/ma17102181>.
- [35] L. Yang *et al.*, "Compression-compression fatigue behaviour of gyroid-type triply periodic minimal surface porous structures fabricated by selective laser melting," *Acta Materialia*, vol. 181, pp. 49-66, 2019, doi: <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2019.09.042>.
- [36] G. Schultheiß, B. Heine, and M. Merkel, "Characterization of flexural fatigue behaviour of additively manufactured (PBF-LB) gyroid structures," *Progress in Additive Manufacturing*, pp. 1-10, 2024, doi: <https://doi.org/10.1007/s40964-024-00607-y>.

- [54] M. G. Gado, S. Ookawara, S. Nada, M. F. Elkady, and H. Hassan, "Adsorbent beds packed in triply periodic minimal surface-derived structures and their performance in adsorption desalination/cooling systems," *International Communications in Heat and Mass Transfer*, vol. 150, p. 107205, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.icheatmasstransfer.2023.107205>.
- [55] G. Brambati, M. Guilizzoni, and S. Foletti, "Convective heat transfer correlations for Triply Periodic Minimal Surfaces based heat exchangers," *Applied Thermal Engineering*, vol. 242, p. 122492, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.applthermaleng.2024.122492>.
- [56] W. Huang *et al.*, "Thermal-hydraulic performance of TPMS-based regenerators in combined cycle aero-engine," *Applied Thermal Engineering*, p. 123510, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.applthermaleng.2024.123510>.
- [57] G. Yan *et al.*, "Thermal-hydraulic performance of modified Schwartz-Diamond solid-networks triply periodic minimal surface structures," *Applied Thermal Engineering*, p. 123384, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.applthermaleng.2024.123384>.
- [58] I. El Khadiri, M. Abouelmajd, M. Zemzami, N. Hmina, M. Lagache, and S. Belhouideg, "Comprehensive analysis of flow and heat transfer performance in triply periodic minimal surface (TPMS) heat exchangers based on Fischer-Koch S, PMY, FRD, and Gyroid structures," *International Communications in Heat and Mass Transfer*, vol. 156, p. 107617, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.icheatmasstransfer.2024.107617>.
- [59] S. Ormiston and S. Srinivas Sundarram, "Fiberglass-reinforced triply periodic minimal surfaces (TPMS) lattice structures for energy absorption applications," *Polymer Composites*, vol. 45, no. 1, pp. 523-534, 2024, doi: <https://doi.org/10.1002/pc.27795>.
- [60] X. Zhao, Z. Li, Y. Zou, and X. Zhao, "Compressive Characteristics and Energy Absorption Capacity of Automobile Energy-Absorbing Box with Filled Porous TPMS Structures," *Applied Sciences*, vol. 14, no. 9, p. 3790, 2024, doi: <https://doi.org/10.3390/app14093790>.
- [61] D.-Y. Kim, H.-S. Kim, S. S. Kamath, X. Hou, J.-W. Choi, and S.-H. Park, "TPMS-based auxetic structure for high-performance airless tires with variable stiffness depending on deformation," *Advanced Engineering Materials*, doi: <https://doi.org/10.1002/adem.202400518>.
- [46] Y.-Z. Chen, C.-H. Wang, T.-Y. Hsieh, C.-C. Tung, P.-Y. Chen, and T.-H. Huang, "An Efficient Parameterized Neural Network Enhanced Multiscale Finite Element Modeling for Triply Periodic Minimal Surface Meta-Structures and its Applications for Femur," *Journal of Materials Research and Technology*, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2024.05.023>.
- [47] M. Mamuti, L. Chao, and Z. Tian, "Analysis of mechanical characteristics and permeability of TPMS and Voronoi porous structure for bone scaffold," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, pp. 1-14, 2024, doi: <https://doi.org/10.1080/10255842.2024.2358378>.
- [48] N. Novak *et al.*, "Compression behaviour of TPMS-filled stainless steel tubes," *Materials Science and Engineering: A*, vol. 852, p. 143680, 2022, doi: <https://doi.org/10.1016/j.msea.2022.143680>.
- [49] D. Lohuis, H. Traub, and C. Hühne, "Mechanical testing of threaded inserts for additively manufactured sandwich panels with Gyroid core structures," *Results in Materials*, p. 100543, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.rinma.2024.100543>.
- [50] Mirafazli, Seyed Mohammad Baqer, and Hassan Abadi, "Investigation of the energy absorption of the porous Schwarz Pi structure made by 3D printing method," *Iran Construction and Production Engineering*, vol. 9, no. 11, pp. 13-20, 2023, [In Persian] doi: <https://doi.org/10.22034/IJME.2023.383269.1744>.
- [51] M. Wan, D. Hu, H. Zhang, and Z. Zhang, "Energy absorption characteristics of TPMS-filled square tubes under quasi-static axial crushing," *Thin-Walled Structures*, vol. 199, p. 111811, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.tws.2024.111811>.
- [52] S.-H. Oh, C.-H. An, B. Seo, J. Kim, C. Y. Park, and K. Park, "Functional morphology change of TPMS structures for design and additive manufacturing of compact heat exchangers," *Additive Manufacturing*, vol. 76, p. 103778, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.addma.2023.103778>.
- [53] Z. A. Qureshi, S. A. B. Al-Omari, E. Elnajjar, O. Al-Ketan, and R. A. Al-Rub, "Using triply periodic minimal surfaces (TPMS)-based metal foams structures as skeleton for metal-foam-PCM composites for thermal energy storage and energy management applications," *International Communications in Heat and Mass Transfer*, vol. 124, p. 105265, 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.icheatmasstransfer.2021.105265>.

- reinforced functionally graded triply periodic minimal surface (GPLR-FG-TPMS) plates," *Applied Mathematical Modelling*, vol. 126, pp. 667-697, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.apm.2023.10.043>.
- [68] M. Afshar, A. P. Anaraki, and H. Montazerian, "Compressive characteristics of radially graded porosity scaffolds architected with minimal surfaces," *Materials Science and Engineering: C*, vol. 92, pp. 254-267, 2018, doi: <https://doi.org/10.1016/j.msec.2018.06.051>.
- [69] A. Hasanabadi, "Construction of Porous Multiscale Heterogeneous Microstructures using Statistical Correlation Functions and Minimal Surfaces," *Journal of Solid Mechanics*, vol. 14, no. 4, pp. 491-498, 2022, doi: <https://doi.org/10.22034/jsm.2021.1921437.1674>.
- Scientific Reports*, vol. 14, no. 1, p. 11419, 2024, doi: <https://doi.org/10.1038/s41598-024-62101-3>.
- [62] Z. Hooshmand-Ahoor, H. Luo, and K. Danas, "M-Voronoi and other random open and closed-cell elasto-plastic cellular materials: Geometry generation and numerical study at small and large strains," *International Journal of Solids and Structures*, vol. 290, p. 112680, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2024.112680>.
- [63] M.-T. Hsieh and L. Valdevit, "Minisurf—A minimal surface generator for finite element modeling and additive manufacturing," *Software Impacts*, vol. 6, p. 100026, 2020, doi: <https://doi.org/10.1016/j.simpa.2020.100026>.
- [64] G. Chouhan and B. Gunji, "Additive manufacturing TPMS lattice structures: Experimental study on airflow resistivity," *Results in Materials*, vol. 20, p. 100478, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.rinma.2023.100478>.
- [65] C. Lu, L. A. Lesmana, F. Chen, and M. Aziz, "MD-TPMS: Multi-dimensional gradient minimal surface generator," *Software Impacts*, vol. 17, p. 100527, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.simpa.2023.100527>.
- [66] A. Hassan Abadi, "Designing the microstructure of heterogeneous materials using polygonal callus," 1400. [Online]. Available: [In Persian] https://www.iranjme.ir/article_131941.html.
- [67] K. Q. Tran, T.-D. Hoang, J. Lee, and H. Nguyen-Xuan, "Three novel computational modeling frameworks of 3D-printed graphene platelets