



محیط زیست

مقالات تخصصی

ارتباط با صنعت

معرفی نرم افزار

نشریه



میم

نشریه علمی انجمن علمی مهندسی شیمی
و پلیمر • سال پنجم • شماره چهاردهم •
اسفند ۱۳۹۹

آنچه خواهید خواند

سخن نخست

۳

محیط زیست

۱۳

گرمایش زمین، یک بحران جهانی

۵

مقاله تخصصی

۹

مروری بر هیدروژل های نانوکامپوزیتی پایه نشاسته

۱۰

الیاف بلندتر، استحکام بیشتر

۲۲

Controlled Drug Release for Tissue Engineering

۲۶

معرفی نرم افزار

۱۳۱۳

آشنایی با دینامیک مولکولی

۴۵

معرفی نرم افزار Origin

۴۷

دوره های آموزشی انجمن علمی

۵۴

ارتباط با صنعت

۵۶

مبدل های حرارتی

۵۷

سخن نخست

میم از اول عبارت میم شیمی یا نام اختصاری مهندسی شیمی گرفته شده است. این نشریه علمی، از سال ۱۳۹۴ فعالیت خود را آغاز کرده است. در این شماره و شماره های آتی، تلاش ما بر منظم کردن مطالب و ایجاد تنوع در آنها خواهد بود. در آغاز راه، با بررسی نشریه های علمی مشابه، به عناوینی و موضوعاتی رسیدیم. با در نظر گرفتن این عناوین (در عین تناسب برای هر دو رشته مهندسی شیمی و مهندسی پلیمر) و تلاش برای استفاده از مطالب بین رشته ای، چهارچوبی تعریف شد. از تمامی دوستان و مولفینی که با نوشتن مطالب و ارائه نظراتشان، در جمع آوری این چهارچوب یاری رساندند، سپاسگزاریم. نشریه میم در آغاز راه قرار دارد و با تلاش مولفین عزیز و استفاده از نظرات خوانندگان محترم، رشد خواهد کرد. از همه عزیزان خواستار به اشتراک گذاشتن پیشنهادهایشان برای رشد بهتر این نشریه علمی و بین رشته ای هستیم.

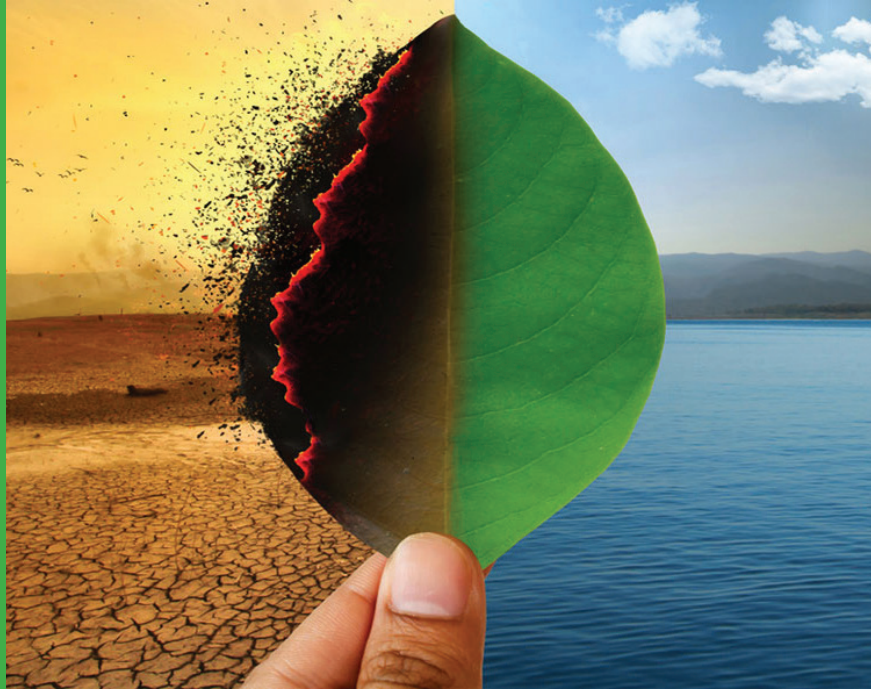
بردیا ایراجیان، اسفندماه ۱۳۹۹



محیط زیست

آنچه خواهید خواند:

گرمایش زمین، یک بحران جهانی



رحیم نائینی

دانشجوی کارشناسی ارشد رشته مهندسی
شیمی، گرایش محیط زیست، دانشگاه تهران



پریا براری جیرندهی

دانشجوی کارشناسی رشته مهندسی پلیمر،
دانشگاه تهران

گرمایش زمین، یک بحران جهانی

عوامل این بحران

چهار مشکل زیر، عوامل اصلی تهدید کره
زمین هستند:

۱. جنگل زدایی
۲. باران اسیدی
۳. تولید گازهای گلخانه ای و اثر مخرب آنها
۴. زمستان هسته ای

در این مطلب به بررسی عامل سوم، گازهای
گلخانه ای، می پردازیم. یکی از اصلی ترین علت
های گرمایش جهانی و افزایش درجه حرارت
کره زمین، حضور گازهای گلخانه ای در جو
زمین است. تغییرات اقلیمی منجر به رخداد
های زیست محیطی مختلفی، از جمله: آب شدن
یخچال های قطبی، افزایش سطح دریاها، تاثیر بر
اکوسیستم حیوانات و... می شود. مطابق پژوهشها،
عامل اصلی گرمایش زمین انتشار بیش از حد گاز

های گلخانه ای است.

اثر گلخانه ای پدیده ای است که در آن کربن دی اکسید، بخار آب، متان و سایر گازها اشعه فرابنفش ساطع شده از خورشید را از خود عبور میدهند ولی اشعه مادون قرمز بازگشتی از سمت زمین را عبور نداده و مشابه شیشه گلخانه ای باعث میشود انرژی و گرمای بیشتری در جو اتمسفر زمین نگه داشته شود که در نهایت باعث افزایش دمای زمین میشود. از بین گاز های گلخانه ای ، کربن دی اکسید (CO_2) را میتوان مهم ترین عامل گرم شدن کره زمین دانست؛ زیرا عامل تقریباً ۵۵ درصد از گرمایش جهانی در سال های اخیر است. استفاده سوخت های فسیلی است و سوزاندن این سوخت ها، اصلی ترین عامل انتشار گاز کربن دی اکسید است. میتوان گفت کربن دی اکسید، به تنهایی سبب افزایش اثر گازهای گلخانه ای به میزان ۶۴٪ میشود. نفت، گاز و زغال سنگ تقریباً ۸۵٪ از منابع انرژی اولیه بشر را تامین میکنند. بررسی ها نشان میدهد که تا سال ۲۰۳۰ با وجود افزایش تلاش ها برای گسترش و توسعه منابع تامین کننده دیگر، سهم سوخت های فسیلی در تامین انرژی همچنان ثابت خواهد ماند. منابع گوناگونی مانند صنایع مختلف شیمیایی، شیرین سازی گاز طبیعی،

نیروگاه ها با سوخت فسیلی و... باعث انتشار دی اکسید کربن می شوند؛ در این میان نیروگاه هایی که از سوخت فسیلی استفاده میکنند، بیشترین میزان انتشار را به خود اختصاص می دهند.

راهکارهای حل این مشکل

تکنولوژی هایی که قادر به جذب گاز کربن دی اکسید حاصل از احتراق سوخت های فسیلی باشد، می توانند نقشی کلیدی در کنترل تغییرات اقلیمی داشته باشند . اگرچه با توجه به فن آوری های موجود و هزینه های نسبتاً بالای اجرای عملیات جذب گاز، استفاده گسترده از چنین تکنولوژی هایی دشوار است؛ اما میتوان با توسعه و بهبود عملکرد در تکنولوژی های جدید به نتایج قابل قبولی دست یافت.

امروزه بر حسب شرایط عملیاتی روش های مختلفی از جمله جذب به روش فیزیکی و شیمیایی، جذب سطحی، روش غشایی و روش تقطیر در سرما و... برای جذب کربن دی اکسید موجود در گاز خروجی از دودکش نیروگاه ها و... قابل استفاده است. هر کدام از روشها محدودیت ها و چالش هایی به همراه دارد. مثلاً برای گاز های خروجی از دودکش نیروگاه هایی که غلظت کربن دی اکسید در آنها حدود ۱۰ تا ۱۴ درصد است.

بهترین روش، جذب به روش شیمیایی با حلال مونواتانول آمین است. البته با توجه به گران بودن حلال، به طراحی فرایند بازیابی حلال نیاز داریم. همچنین قدرت خوردنگی بالای حلال هم از چالش های موجود است. امروزه به دنبال حل این معضل ها و همچنین کاهش هزینه های موجود هستند. ازجمله این موارد میتوان به جایگزین کردن مایعات یونی به عنوان حلال یا استفاده از ترکیبی از حلال ها به جای حلال منفرد و... اشاره کرد. همچنین میتوان به کمک یک جاذب جامد با فرایند سطحی، گاز کربن دی اکسید را جذب کرد و از میزان هزینه ها و انرژی لازم برای این فرایند کم کنیم. جاذب جامد باید دارای ظرفیت جذب بالا، انتخاب پذیری بالا و پایداری حرارتی و شیمیایی بالایی باشد.

روش دیگر روش تقطیر در سرماست. در این روش مخلوط گازی شامل کربن دی اکسید در طی مراحل مختلف از جمله سرد سازی، فشرده سازی و... مایع می شود. با این روش میتوان کربن دی اکسید را تا خلوص بیشتر از ۹۰ درصد به دست آورد. از جمله چالش های این فرایند انرژی بالای مورد نیاز برای عملیات سردسازی و فشرده سازی و همچنین بازیابی کربن دی اکسید در

دمای پایین است. میتوان همینجا نتیجه گرفت برای جداسازی کربن دی اکسید با این روش، برای جریان های رقیق گاز دودکش که کمتر از ۲۰ درصد کربن دی اکسید دارند، به علت هزینه بالا، مقرون به صرفه نیست.

روش دیگری که امروزه بسیار مورد توجه محققین در تحقیقات علمی و پژوهش ها قرار گرفته، روش غشایی است. این روش بدون آلودگی و همچنین مصرف انرژی پایین، تجهیزات ساده تر، فرایند کم حجم تر نسبت به سایر روش ها است. انواع غشاهای آلی و معدنی (به صورت متخلخل یا غیر متخلخل) میتواند استفاده شود. انتخاب هر کدام از آن ها وابسته به شرایط عملیاتی، پارامتر اقتصادی، راندمان و... است.

برآورد هر یک از روش ها

فرایند جذب :

جذب شیمیایی از بهترین روش های جذب کربن دی اکسید موجود در گاز های خروجی از دودکش در سیستم های پسا احتراقی است .

محدودیت هایی شامل خوردگی تجهیزات، کمبود راندمان بازیابی حلال، تخریب ساختار شیمیایی حلال و نیاز به اضافه کردن حلال تازه دارد. تحقیقات زیادی در زمینه بهبود حلال ها، توسعه حلال های جایگزین

مانند مایعات یونی و حلال های ترکیبی و اصلاح در طراحی و سطح تماس و... در حال انجام است.

فرایند جذب سطحی :

فرایند جذب سطحی هیچ محصول جانبی ندارد.

به انرژی کمتری نسبت به فرایند جذب و تقطیر در سرما نیاز دارد.

راندمان کمتری در مقایسه با جذب و تقطیر در سرما دارد.

محدودیت هایی در بازیابی و احیا مجدد جاذب دارد.

فرایند تقطیر در سرما :

برای جذب CO_2 دشوار است. چون CO_2 در خنک کنند ها نسبت به سایر گاز ها (H_2O و SO_x ، NO_x) مزاحمت بیشتری ایجاد کرده که موجب خوردگی و سمی شدن میکند.

آب موجودی در خوارک باید در حداقل مقدار خودش باشد.

جامداتی در طی فرایند ایجاد میشود و در تجهیزات باقی می ماند. این ذرات میزان انتقال حرارت را کم میکنند .

هزینه سردسازی بالاست.

فرآیند غشایی:

برای جریان های گازی رقیق کربن دی اکسید (کمتر از ۲۰٪) این فرایند مناسب نیست.

قابلیت پیاده سازی در حجم های

بالای گاز را ندارد.

غشاها به ترکیباتی مثل ترکیبات گوگرد دار حساس هستند.

تجهیزات ساده تری نسبت به فرایند های دیگر نیاز دارد.

فرایند با کنترل فشار و بدون آلودگی انجام میشود.

تبدیل بحران به فرصت!

از چند دهه گذشته، از کربن دی اکسید برای افزایش میزان استخراج نفت استفاده میشود. در دنیا روزانه حدوداً ۷۰۰۰۰ تن کربن دی اکسید به چاه نفت تزریق می شود. با تزریق این مقدار گاز، میزان نفت تولید به حدود ۳۰۰ هزار بشکه در روز میرسد.

با حل شدن کربن دی اکسید در نفت، ویسکوزیته شدیداً کاهش یافته و حجم نفت ۵۰ تا ۶۰ درصد افزایش پیدا میکند. این دو تغییر به دلیل حل شدن کربن دی اکسید در نفت است و موجب بهبود حرکت نفت و زیاد شدن حجم نفت خروجی از چاه می شود.

منابع:

مروری بر روش های مختلف تسخیر و ذخیره سازی کربن، احسان قنانت پیشه، حمید بهمنش،

۲۵ خرداد ۱۳۹۱

بررسی روش ها و محدودیت های جذب و ذخیره سازی دی اکسید کربن، امید نظام آبادی، سائنا

عطرکار روشن، مسعود بهزادی نیا، ۱۳۹۷

مقالات تخصصی

آنچه خواهید خواند:

بخش فارسی:

مروری بر هیدروژل ها

الیاف طولانی تر، قدرت بیشتر

بخش انگلیسی:

Controlled Drug Release for Tissue Engineering: material, Mechanisms and classification



بردیا ایراجیان

دانشجوی کارشناسی رشته مهندسی پلیمر،
دانشگاه تهران

مروری بر هیدروژل های نانوکامپوزیتی پایه نشاسته

اجزا، مدل سازی و کاربردها

چکیده:

هیدروژل ساختارهای شبکه ای پلیمرهای شامل گروه های آبدوست است که توانایی بالایی در جذب آب دارد. هیدروژل های رایج، از پلیمر های سنتزی مثل آکرلیک اسید و آکریل آمید تشکیل شده اند. هیدروژل های پایه نشاسته، از پیوند زدن (Graft) پلیمرهای سنتزی بر نشاسته و سپس کراس لینک کردن ساختار، تشکیل میشوند. برای بهبود خواص مکانیکی و جذبی این سیستم از پرکننده های نانو استفاده میشود. رایج ترین پرکننده ها، بر پایه نانوذرات رس است. زیرا در عین قیمت پایین، خواص مناسبی به سیستم میدهد.

در ابتدا به بررسی تعریف و انواع هیدروژل می پردازیم، سپس به بررسی اجزای آن پرداخته و شیوه مدل سازی را بیان می کنیم، و در نهایت کاربرد هیدروژل ها را بیان کرده و به جمع بندی و بررسی امکان تولید این مواد در ایران می پردازیم.

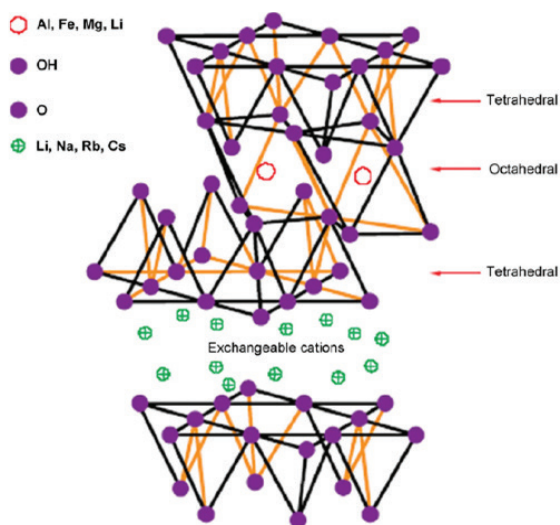
۱- مقدمه:

هیدروژل یک ساختار شبکه ای از پلیمرهای طبیعی/ مصنوعیست که با کراس لینک بهم متصل شده اند و ساختاری ایجاد می کنند که می تواند ژل شود. این مواد می توانند بارها و بارها در آب قرار گرفته و گاه تا ۳۰۰ برابر جرم خود، آب یا مایعات دیگر را جذب کنند. این ساختارهای سه بعدی می توانند به عنوان غشایی برای انتقال دارو یا مهندسی بافت استفاده شوند. [۱] هیدروژل ها بخاطر وجود گروه های آبدوست مثل NH_2 ، COOH و OH می توانند برهم کنش مناسبی با آب داشته باشند. [۲]

ترکیب نانوتکنولوژی و سایر علوم در چند دهه گذشته مورد

معدنی است. یکی از انواع آن سدیم کلسیم آلومینیوم سیلیکات است که توانایی تبادل کاتیون دارد.

استفاده از ترکیبات رس، موجب تقویت الاستیسیته و همچنین توانایی جذب ترکیبات مختلف می‌شود.



تصویر ۱: ساختار دو لایه‌ای سیلیکات

انواع متنوعی از کانی‌های رس وجود دارد که به دو دسته تقسیم می‌شوند.

دسته اول: ترکیباتی که شامل دو ساختار هشت وجهی در ساختار خود هستند: مونتموریونیت، بیدلیت (beidellite)، نونترونیت، بنتونیت
دسته دوم: ترکیباتی که شامل سه ساختار هشت وجهی در ساختار خود هستند: ساپونیت، ساکونیت (Sauconite)، هکتوریت (Hectorite)

رس‌های معدنی به صورت خالص توانایی جذب کاتیون دارند. اما با انجام فرایندهایی، خواص سطحی با کمک مواد آلی بهبود یافته و می‌تواند آنیون‌ها را نیز جذب کند. اگر از ترکیبات آلی که حاوی نیتروژن با بار مثبت هستند استفاده شود، می‌توان آنیون‌ها را جذب کرد.

۱-۱-۲- نانو رس بهبود یافته با مواد آلی:

گسترش نانورس بهبود یافته با مواد آلی، زمینه را برای گسترش نانوکامپوزیت‌های پلیمری فراهم می‌کند. این دسته از مواد می‌توانند برای جذب آلودگی‌های خاک، آب و هوا مورد استفاده قرار گیرند. عوامل کنترل‌کننده رئولوژی، سیالات تیکسوتروپیک، رنگ‌ها و سایر مواد می‌توانند برای اصلاح رس به کار روند.

روش‌های مختلفی برای انجام این اصلاحات وجود دارد:

۱. جذب
۲. تبادل یون‌های معدنی با یون‌های

توجه قرار گرفته است. هیدروژل‌های نانوکامپوزیتی یکی از مصداق‌های بارز این ترکیب نانوتکنولوژی و علوم زیستی است. [۱]

در هیدروژل‌های بر پایه نشاسته و مونومرهای آکریلاتی، زنجیره‌های آکریلیک اسید و نشاسته پیوند (graft) می‌شود. برای بهبود خواص مکانیکی، جذب، خاصیت جذب و واجذب و سایر موارد مشابه از نانوذرات به عنوان پرکننده استفاده می‌شود. [۳]

۱-۱- انواع هیدروژل [۱]:

به صورت کلی دو نوع هیدروژل داریم: شیمیایی (ترموست) و فیزیکی (ترموپلاست)

در نوع شیمیایی کراس‌لینک به صورت پیوند کوالانسی و با شیوه‌های مختلف تشکیل می‌شود. می‌توان فرایند پلیمریزاسیون را در حضور یک عامل کراس‌لینک انجام داد و یا زنجیره‌های پلیمر را در حضور عامل کراس‌لینک و با کمک روش‌هایی مثل تابش نور UV شبکه‌ای کرد.

در نوع فیزیکی، زنجیره‌های پلیمر آمورف و آب‌دوست با کمک نیروهای بین مولکولی و غیر کوالانسی مثل واندروالس یا پیوند هیدروژنی کنار هم قرار می‌گیرند.

ژل‌های شیمیایی در آب متورم می‌شوند اما حل نمی‌شوند. اما ژل‌های فیزیکی حل شده و در اثر حرارت ذوب می‌شوند.

از جمله کاربردهای هیدروژل در صنایع کشاورزی (کود آهسته رهش)، انتقال دارو، جذب رنگ و یون و تصفیه و همچنین سوپرجاذب هاست.

۲- اجزا:

اجزا به صورت کلی شامل پلی ساکارید (در اینجا نشاسته)، مونومر سنتزی آب‌دوست (مثل آکریلیک اسید)، نانوذره (مثل نانوذرات رس) و یک عامل کراس‌لینکر ثانویه (مثل اپی کلرو هیدرین) است.

۱-۲- نانوذرات:

نانو مواد را می‌توان به دسته‌های مختلفی تقسیم کرد:

نانوذرات کربنی (مثل گرافن، گرافن اکسید، CNTها و...)

نانوذرات پلیمری (دندریمرهای و پلیمرهای شاخه‌ای)

نانوذرات معدنی/سرامیکی (سیلیکات‌ها و کلسیم فسفات)

نانوذرات فلزی/اکسید فلزی (طلا، نقره و اکسیدهای آهن) [۱]

نانوذرات به صورت عمده شامل انواع رس‌های



آلی

۳. هیدروکسیل زدایی و تکلیس

۴. استفاده از فراصوت (ultra Sound)

۵. پلاسما

استفاده از یون‌های آلکیل آمونیوم برای بهبود خواص رس بسیار پرکاربرد است. انواع مختلفی از این یون‌ها موجود است: NH_2R^+ و NH_3R^+ و NR_4^+ که هر یک می‌توانند با توجه به نوع ماده معدنی استفاده شوند. رس‌های معدنی با جذب این ترکیبات فاصله میان‌لایه‌ای (Basal) خود را افزایش داده و نسبت به رس فراوری نشده، توانایی جذب بیشتری دارند و آستانه اشباع شدنشان بالاتر است.

بسیاری از ترکیبات معدنی برای جذب رنگ اصلاح می‌شوند. برای مثال هگزادسیل تریمتیل آمونیوم بنتونیت (HDTMA) از قرار دادن کاتیون‌های آلکیل آمونیوم در بنتونیت بدست می‌آید. این ترکیب در مقایسه با سدیم بنتونیت (که فرم رایج این کانی است) قابلیت جذب رنگ بسیار بالایی دارد. بنتونیت می‌تواند با ستیل تری متیل آمونیوم نیز اصلاح شود. اصلاحات انجام شده روی کانی، قیمت آن را بالا می‌برد اما از طرف دیگر توانایی جذب آن را نیز بهبود می‌بخشد. علاوه بر بنتونیت از مونت‌موریونیت نیز استفاده می‌شود.

۲-۱-۲- هیدروژل پلیمر/رس

هیدروژل یک شبکه ۳ بعدی شامل گروه‌های آبدوست و آب‌گریز است. عملکرد یک هیدروژل به حضور گروه‌های آبدوست مثل COOH و OH ارتباط دارد. این گروه‌ها ظرفیت هیدروژل و میزان فشار اسمزی ایجاد شده را کنترل می‌کنند. از سدیم بنتونیت یا مونت‌موریونیت اصلاح‌شده برای بهبود خواص مکانیکی استفاده می‌شود. در این مورد در بخش ۲-۲ به تفصیل صحبت شده است. [۴]

علاوه بر مواد پلیمری می‌توان از عوامل کراس‌لینک‌کننده مجزا مثل اپی کلرو هیدرین استفاده کرد [۵]

۲-۲- پلی ساکارید:

پلی ساکاریدها به خاطر خاصیت زیست تخریب پذیری، ارزان بودن و سمی نبودن بسیار مورد توجه قرار گرفته‌اند. [۵]

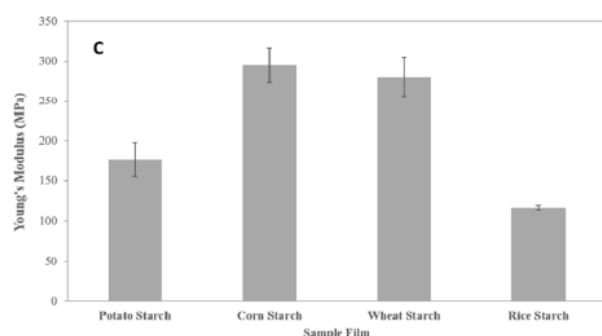
در این پروژه پلی ساکارید مورد استفاده نشاسته است. نشانه از منابع مختلفی بدست می‌آید. خوشبختانه بسیاری از انواع نشاسته در ایران تولید می‌شوند.

نشاسته بسته به منبع استخراجی خود دارای خواص متفاوتیست که می‌توانند روی خواص محصول نهایی اثر گذار باشند.

از جمله این موارد عبارتند از: دانه‌بندی، توانایی تشکیل فیلم، برهم‌کنش با آب و ساختار کریستالی. در جداول زیر برخی از خواص نشاسته بر اساس منبع استخراج آن آورده شده است: [۶]

Sample Film	Thickness (mm)	Water Content (%)	Water Solubility (%)	Opacity (A_{600}/mm)
Potato	0.183 ± 0.014	14.40 ± 0.34	29.74 ± 0.24	0.61 ± 0.06
Corn	0.216 ± 0.012	10.78 ± 0.68	27.88 ± 0.58	1.56 ± 0.01
Wheat	0.222 ± 0.009	12.65 ± 0.57	32.57 ± 2.04	0.93 ± 0.07
Rice	0.211 ± 0.024	12.39 ± 0.59	32.25 ± 2.74	0.90 ± 0.07

جدول ۱: خواص تشکیل فیلم و برهم‌کنش با آب



نمودار ۱: مدول یانگ و خواص مکانیکی

	Potato Starch		Corn Starch		Wheat Starch		Rice Starch	
	2θ	Width	2θ	Width	2θ	Width	2θ	Width
Peak 1	17.10	1.98	17.00	1.74	17.20	2.35	17.40	3.30
Peak 2	19.70	3.56	19.60	3.10	19.75	3.09	19.85	3.01
Peak 3	21.50	0.24	21.45	0.18	21.50	0.24	21.45	0.20
Peak 4	22.75	3.38	22.05	3.76	22.60	3.69	22.20	4.70

جدول ۲: پارامترهای شبکه بلور از طیف‌سنجی

XRD

۲-۳- مونومر سنتزی آبدوست:

استفاده از مونومر معمولاً به کامپوزیت نیز ارتباط دارد. اما انواع مونومرهای آبدوست برای تشکیل پلیمر یا کopolymerهای آبدوست می‌تواند استفاده شود. از جمله آنها آکریلیک اسید [۷] و آکریل آمید [۸] و همچنین اپوکسی متاکریلات و ۲-هیدروکسی متاکریلات (HEMA) [۹] هستند. متاسفانه هیچکدام از این ترکیبات در ایران تولید نمی‌شوند و در صورت نیاز به مقدار زیاد ناچار به واردات یا تولید آن هستیم.

هیدروژل‌ها به کمک پلیمریزاسیون کراس‌لینک می‌شوند. کنترل میزان کراس‌لینک، توانایی تورم هیدروژل را کنترل می‌کند. فرایند پلیمریزاسیون می‌تواند با روش‌های مختلفی مثل پلیمریزاسیون تراکمی (مرحله‌ای) یا رادیکال آزاد (زنجیری) انجام شود. پلیمریزاسیون زنجیری خود به شیوه‌های مختلفی مثل گرمایی، تابشی، نوری یا پلاسما انجام می‌شود. پلیمریزاسیون نوری مزایای زیادی

$$\text{Adsorption degree\%} = \frac{C_0 - C_e}{C_0} * 100$$

که در آن C_0 غلظت اولیه ماده و C_e غلظت ماده در حالت تعادلیست. برای تعیین این غلظت از روش‌هایی مثل طیف سنجی UV-vis استفاده می‌شود. [۴]

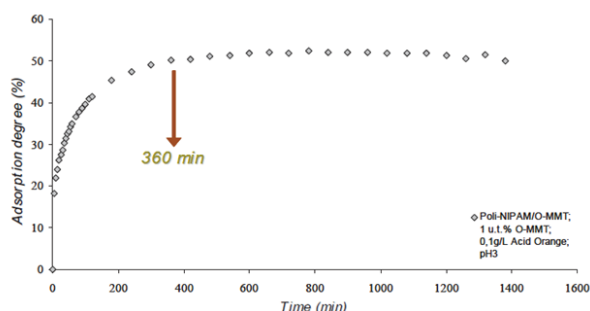
اما برای جذب فلزات سنگین پارامتر دیگری به نام ظرفیت خروج یون فلزی به شکل زیر تعریف می‌شود.

$$\text{Metal Ion Removal Capacity} \left(\frac{\text{mmol}}{\text{g}} \right) = \frac{(C_i - C_t) * V}{M}$$

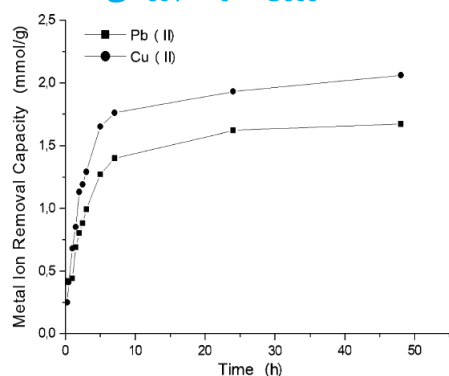
که C_i غلظت اولیه یون فلزی در محلول، C_t غلظت یون فلزی پس از خروج در محلول بر حسب mmol/L است. V حجم محلول بر حسب L و M نیز جرم مجموعه کوپلیمر یا پلیمر پیوند خورده به فیبر معدنی بر حسب g است. [۱۰]

۳-۱-۳ سینتیک جذب:

با رسم میزان درجه جذب بر حسب زمان، می‌توان به اطلاعات سینتیکی جذب توسط نمونه دست یافت. در ابتدا این روند بسیار سریع بوده اما با نزدیک شده به میزان تعادلی سرعت کاهش پیدا می‌کند. [۴]



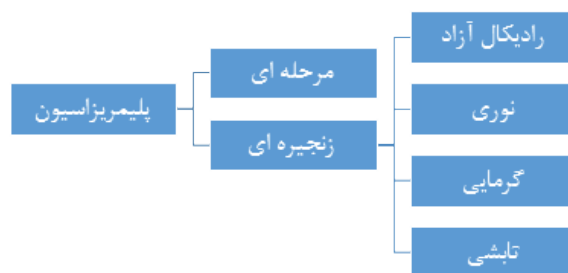
نمودار ۴: بررسی سینتیک جذب رنگ یک نمونه هیدروژل نانوکامپوزیتی



نمودار ۵: سینتیک جذب یون‌های فلزی سنگین

دارد که از جمله آن‌ها دوست‌داری محیط زیست، کنترل‌پذیری دما و موقعیت پلیمریزاسیون و تولید حداقل گرما در مقایسه با سایر روش‌هاست. [۴]

یک روش مشابه استفاده از تابش گاما است. این فرایند به عنوان یک فرایند پاک مطرح شده است. زیرا نیازی به ماده شیمیایی نداشته و محصولات جانبی کمتری تولید می‌کند. همچنین امکان بکارگیری آن در هر دمایی وجود دارد. [۸]



نمودار ۲: انواع پلیمرها و روش‌های آغاز

پلیمریزاسیون زنجیره ای

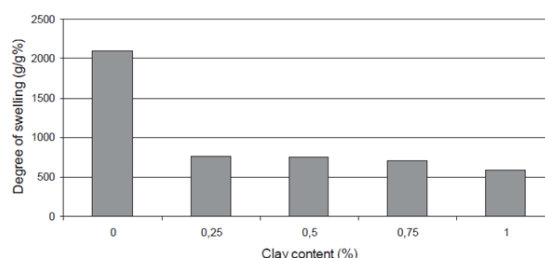
۳- ویژگی‌ها و پارامترها:

۳-۱-۱ درجه تورم تعادلی (EDS) [۴]

$$\text{EDS\%} = \frac{W_s - W_d}{W_d} * 100$$

W_s وزن نمونه متورم و W_d وزن نمونه خشک است. با قرار دادن نمونه در آب مقطر و مقایسه وزن آن‌ها قبل و پس از جذب آب، این پارامتر تعیین می‌شود.

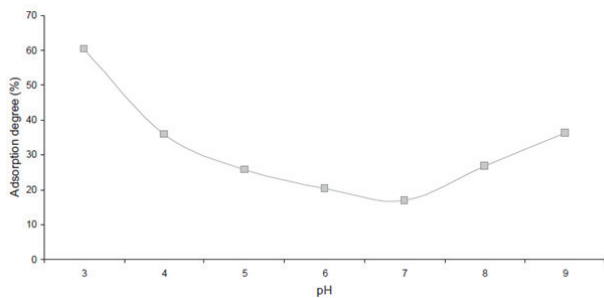
با افزایش میزان نانورس، میزان تورم کاهش پیدا می‌کند. با افزایش چگالی، توانایی جذب آب در قسمت‌های آب‌دوست کاهش پیدا می‌کند و در نتیجه میزان تورم نیز کم می‌شود.



نمودار ۳: اثر میزان رس بر درجه تورم تعادلی

۳-۱-۲ درجه جذب:

در حالت کلی این میزان به شکل زیر تعریف می‌شود:

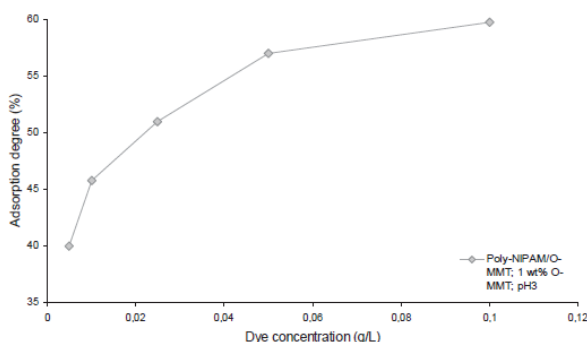


نمودار ۷: درجه جذب در pH های مختلف برای یک نانوکامپوزیت

روند مشابهی برای سیستم های جذب یون فلزی [۱۰] و همچنین سیستم های آنتی باکتریال [۵] مشاهده می شود.

۲-۲-۳) غلظت اولیه:

میزان غلظت اولیه رنگ یا یون فلزی روی میزان جذب نهایی اثرگذار خواهد بود. مسلماً با افزایش غلظت، تعداد یون های مورد نظر و جذبشان توسط هیدروژل ما بیشتر می شود.



نمودار ۸: اثر غلظت اولیه رنگ بر درجه جذب [۴]

۳-۲-۳) سایت های فعال:

با افزایش میزان فیلر معدنی، سایت های فعال جذب بیشتر شده و میزان جذب نیز افزایش پیدا می کند. اما همانطور که در بخش ۴-۱-۱ گفته شد، اگر این میزان از حدی بیشتر شود، میزان تورم نمونه کاهش یافته و باید به یک مقدار بهینه برسیم. [۴]

۴-۲-۳) اثر الکترولیت:

حضور الکترولیت هایی مثل NaCl روی میزان جذب اثرگذار خواهد بود. حتی استفاده از الکترولیت هایی با ظرفیت های مختلف مثل NaCl و $CaCl_2$ و $AlCl_3$ روی میزان جذب آب اثرگذار خواهد بود. [۵]

۴-مدل سازی:

۴-۱-مدل ترمودینامیکی:

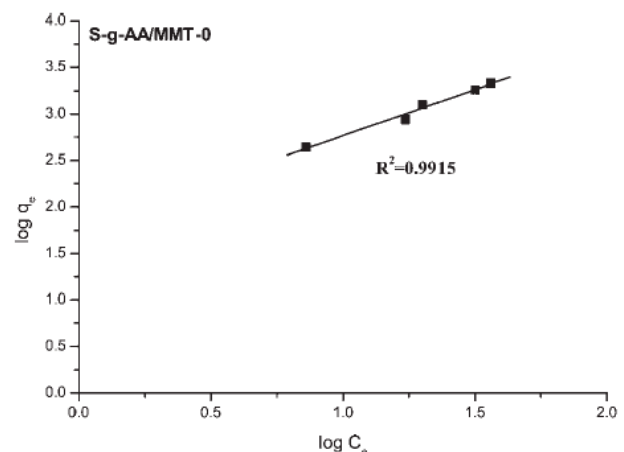
بر اساس موازنه انرژی (مثل انرژی آزاد گیبس، فشار اسمزی، پتانسیل شیمیایی و...) برای هیدروژل،

با رسم نمودار ظرفیت جذب بر حسب غلظت تعادلی در غلظت های تعادلی مختلف می توان پارامترهای سینتیک جذب را بدست آورد.

$$q_e = K_f \times C_e^{1/n}$$

$$\log q_e = \log K_f + 1/n \log C_e$$

که q_e همان ظرفیت جذب است. با رسم نمودار و تعیین شیب و عرض از مبدا می توان پارامترها را تعیین کرد. [۷]



نمودار ۶: یک نمونه از روند تعیین پارامترهای سینتیک جذب

۳-۱-۴) مورفولوژی و پیوند خوردن:

دانه بندی یا مورفولوژی نانوکامپوزیت بدست آمده و میزان پیوند خوردن پلیمر به آن بسیار حائز اهمیت است.

برای بررسی مورفولوژی از روشهایی مانند SEM استفاده می شود. [۴]

همچنین استفاده از طیف سنجی IR برای بررسی گروه های عاملی و میزان پیوند خوردن و XRD برای بررسی ساختار بلوری اهمیت دارد. [۷]

۳-۲) پارامترهای اثرگذار

۳-۲-۱) اثر pH

pH یکی از مهم ترین عوامل کنترل کننده جذب است. زیر با تغییر pH بار گونه ها تغییر کرده و میزان جاذبه الکتروستاتیکی دچار تغییر می شود. معمولاً سیستم های نانوکامپوزیتی دارای یک pH بهینه برای بیشترین میزان جذب هستند. [۴]

می‌توان وضعیت هیدروژل در حالت تعادلی و میزان حلال جذب شده را بررسی کرد. [۱۱]
برای پیاده‌سازی این ترم‌های مختلف انرژی را در نظر می‌گیریم. تمامی ترم‌ها به صورت فشاری (انرژی به واحد حجم) نوشته است.

الف) انرژی آزاد ناشی از اختلاط حلال با هیدروژل: این معادله طبق نظریه فلوری هاگینز بدست می‌آید. π انرژی آزاد اختلاط (به فرم فشاری)، R ثابت جهانی گازها، T دمای مطلق، V_1 حجم مولی حلال، Φ کسر حجمی پلیمر در هیدروژل متورم‌شده و χ ضریب برهم‌کنش پلیمر و حلال است.

$$\pi_{\text{mix}} = -\frac{RT}{V_1} (\ln(1 - \phi) + \phi + \chi\phi^2)$$

ب) انرژی ناشی از تغییر شکل الاستیک: بر اثر تغییر شکل الاستیک نمونه (طبق مدل زنجیری گوسین)، تغییرات انرژی سیستم (به فرم فشاری) از رابطه زیر پیروی می‌کند:

$$\pi_{\text{el}} = -\frac{RT}{V_1} N_c^{-1} (\phi^{1/3} \phi_0^{2/3} - \phi/2)$$

که در آن N_c متوسط تعداد سگمنت‌ها در زنجیره شبکه است. Φ^* نیز کسر حجمی پلیمر در حالت اولیه هیدروژل (قبل از تورم) است.
ج) انرژی ناشی از یونیزاسیون:

$$\pi_{\text{ion}} = (fRT/\bar{V}_r) \phi$$

که f چگالی بار هیدروژل و V_r حجم مولی مونومر است.
با در نظر گرفتن اینکه در حالت تعادلی، انرژی آزاد گیبس برابر صفر است [۱۲]

$$\pi = \pi_{\text{mix}} + \pi_{\text{el}} + \pi_{\text{ion}} = -\left(\frac{\partial \Delta G}{\partial V}\right)_{T, n_i}$$

و جایگذاری معادلات بالا داریم: [۱۱]

$$\ln(1 - \phi) + \phi + \chi\phi^2 + N_c^{-1} [\phi^{1/3} \phi_0^{2/3} - \phi/2] - V_1 \frac{f}{\bar{V}_r} \phi = 0$$

که از آن معادله مشهور فلوری رنر نیز استخراج

می‌شود.

کایکارا (Caykara) در سال ۲۰۰۳ معادله‌ای دقیق‌تر برای مدل‌سازی هیدروژل‌هایی متشکل از اسیدهای تک‌ظرفیتی، بیان کرد:

$$\left[\frac{K_a}{10^{-\text{pH}} + K_a} \right]^2 \frac{V_1 f_i^2}{4 \bar{V}_r^2} - \phi^{-2} \ln(1 - \phi) - \phi^{-1} = \chi + \frac{(1 - 2/\Omega) V_1 \rho \phi_0^{2/3} \phi^{-5/3}}{\bar{M}_c}$$

که K_a ثابت تفکیک اسید، pH محیط اطراف هیدروژل، I قدرت یونی محلول، Ω عاملیت نقاط کراس‌لینک و M_c جرم بین دو کراس‌لینک است. [۱۱]

برای محاسبه χ علاوه بر روش‌های محاسباتی مثل استفاده از مشخصه حلالیت (δ) [۲] می‌توان از معادلاتی مثل معادله زیر استفاده کرد: [۱۲]

$$\chi = -\frac{\ln(1 - \phi_2) + \phi_2 + v_e V_1 (\phi_2^{1/3} - 2\phi_2 f^{-1})}{\phi_2^2}$$

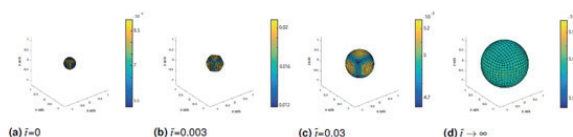
که f عاملیت کراس‌لینکر و v_e چگالی موثر کراس‌لینک‌هاست.
۴-۲- مدل انتقالی:

این مدل بر اساس انتقال جرم و نفوذ مولکولی عمل می‌کند. با توصیف توزیع غلظت یون‌های مختلف در بیرون و داخل هیدروژل، مدل می‌تواند وضعیت هیدروژل را، چه در حالت گذار و چه در حالت تعادلی، توصیف کند. تفاوت غلظت یون‌ها موجب ایجاد فشار اسمزی، تنش روی هیدروژل و تغییر حجم آن متناسب با شار یونها می‌شود. [۱۱]
۴-۳- نظریه چند فاز:

موازنه مومنتوم نشان می‌دهد که نیروهای وارد بر هیدروژل می‌توانند برابند تراکمی یا انبساطی داشته باشند. بر اساس این نظریه، تغییرات حجم الاستیک هیدروژل با نیروهای اصطکاکی وارد بر هیدروژل کنترل می‌شود. این نیروها در اثر جریان مایع که ماهیت مکانیکی، الکتریکی و شیمیایی دارد ایجاد می‌شوند. برای توصیف تغییر حجم هیدروژل از موازنه نیروهای اصطکاکی استفاده می‌شود. [۱۱]
۴-۴- شبیه‌سازی مولکولی:

برای بررسی ایده‌آل هیدروژل، می‌توان با مدل‌سازی مولکولی، برهم‌کنش‌های گروه‌های آب‌دوست و آب‌گریز و یونی را در سطح اتمی بررسی کرد. این روش انرژی‌های مختلفی که در این

فرایند دخیل هستند را در نظر می‌گیرد. [۱۱]
با در نظر گرفتن مدل‌سازی‌های ترکیبی می‌توان به نتایج دقیق‌تری دست یافت. برای مثال با استفاده از مدل ترمودینامیکی و مدل بالانس مومنتوم می‌توان تغییر شکل هیدروژل و تنش‌های وارده را در طی زمان بررسی کرد. علاوه بر این امکان در نظر گرفتن شکل اولیه هیدروژل (کروی، استوانه‌ای، مکعبی و...) نیز وجود دارد. [۱۳]



تصویر ۲: مدل‌سازی تورم یک قطعه هیدروژل کروی در زمان‌های مختلف

۵- کاربردها:

۵-۱- کاربردهای زیستی [۱]:

استفاده از هر یک از نانومواد یک ویژگی‌های منحصر به فرد به محصول می‌دهد:
پاسخ‌دهی در برابر میدان مغناطیسی، استحکام مولکولی (با زیاد کردن گره‌خوردگی پلیمر)، چسبندگی به سطوح، توانایی تولید میکروساخت (Microfabrication) و...

نانوذرات کربنی: این دسته از مواد بیشتر برای ایجاد خاصیت رسانایی استفاده می‌شوند. (مثل گرافیت و CNTها) اما به صورت کلی آب‌گریز هستند و روی سطح آنها گروه‌های آب‌دوست مثل OH یا COOH قرار می‌گیرد. همچنین گرافن اکسید خاصیت آب‌دوستی بیشتری دارد اما رسانایی الکتریکی کمی دارد. استفاده از نانوذرات یا کلاسترهای طلا در کنار گرافن اکسید کاهش یافته بستری مناسب برای انتقال دارو و ژن فراهم می‌کند.

نانوذرات پلیمری: این دسته شامل پلیمرهایی با شاخه‌های بسیار زیاد است که می‌تواند داروهای آب‌دوست و آب‌گریز، پروتئین‌ها و مواد فعال بیولوژیکی را به دام انداخته و نرخ آزادسازی آنها را کنترل کند. بسیاری از این مواد پلیمرهای قابل یونش‌اند. با تغییرات pH کانفورماسیون پلیمر عوض شده و ساختار آن تغییر می‌کند. به این ترتیب ماده نسبت به pH حساس می‌شود. انواع موادی که می‌توانند استفاده شوند عبارتند از: دندیرمها، لیپوزوم‌ها و نانوذله‌ها. برای مثال دارو یا DNA/RNA داخل لیپوزوم قرار می‌گیرد. سپس با یک پلیمر تخریب‌پذیر مخلوط شده و سپس کراس‌لینک می‌شود. این ترکیب یک

هیدروژل نانوکامپوزیتی است که می‌تواند به محل اثر داخل بدن منتقل شود.

نانوکامپوزیت‌های معدنی: ساختار بسیاری از مواد معدنی به گونه‌ایست که می‌تواند با یون‌های موجود در بدن (مثل فسفات) و همچنین برخی مواد بیولوژیکی (مثل آمینو اسیدها) برهم‌کنش کند. بنابراین استفاده از این مواد می‌تواند استحکام بسیار خوبی به بافت‌های تولید شده با کمک مهندسی بافت کند. استفاده از نانوکامپوزیت‌های کلسیم فسفات انتخاب خوبی برای شبیه‌سازی فرایند رشد استخوان است.

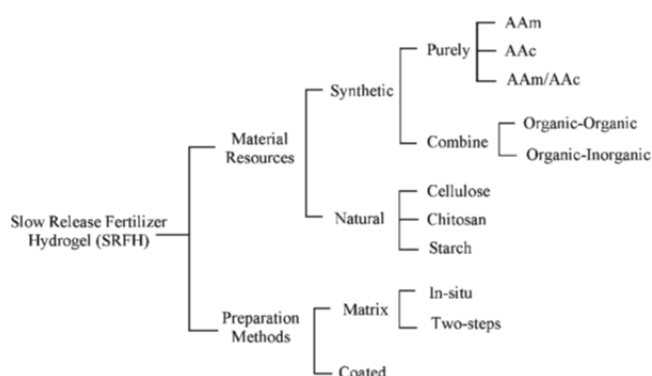
نانو کامپوزیت‌های فلزی: از جنس نقره، طلا و اکسیدهای فلزی مثل Fe_3O_4 ، تیتان، آلومینا و... هستند. استفاده از این مواد ویژگی‌های منحصر به فردی به محصول می‌دهد:

خاصیت ضد باکتریایی: فلزاتی مثل مس و نقره خاصیت ضد باکتریایی داشته و محصول را در شرایط فیزیولوژیکی پایدار می‌کنند.

خاصیت مغناطیسی: وقتی از مواد مغناطیسی در ساختار هیدروژل استفاده می‌کنیم، با اعمال میدان مغناطیسی خارجی گرما ایجاد می‌کنند. در حالت عادی پلیمر با دارو در دمایی کمتر از LCST قرار دارد. با اعمال میدان مغناطیسی دما بالا رفته و وارد ناحیه جدایی فازی می‌شویم. به این ترتیب دارو از پلیمر جدا شده و فرایند انتقال دارو به صورت انتخاب شده انجام می‌شود. علاوه بر این هیدروژل ایجاد شده می‌تواند به کمک میدان مغناطیسی حرکت کرده و به بافت با ناحیه مورد نظر متصل شوند.

۵-۲- کاربرد در کشاورزی [۱۴]:

به صورت کلی می‌توان انواع کودهای آهسته‌رهش هیدروژلی را در دیاگرام زیر نشان داد:



نمودار ۹: انواع هیدروژل‌های آهسته‌رهش

پلی ساکاریدهای طبیعی مثل کیتین، نشاسته، سلولز، آرژینات و لیگنین می توانند منابع تجدیدپذیری برای هیدروژل ها باشند. امروزه بسیاری از پلیمرهای وینیلی قابل تخریب نیستند و مشکلات زیست محیطی ایجاد می کنند.

سلولز یکی از منابع مهم است که از پنبه، کاه گندم، تفاله های عاری از روغن پالم، چوب و... تامین می شود. پس از آن کیتوسان به عنوان یک منبع مناسب استفاده می شود. همچنین استفاده از نشاسته به عنوان یکی از منابع مناسب پس از سلولز در ساخت ابر جاذب های هیدروژلی کاربرد دارد.

SRFH کاملاً مصنوعی به صورت عمده از آکریل آمید یا آکرلیک اسید یا کوپلیمر آن ها تشکیل شده است. تحقیقات و مدل سازی های آماری نشان داده میزان رهاسازی به میزان کراس لینک و اندازه هیدروژل ارتباط دارد.

این دسته شامل ترکیبی از مواد طبیعی و مصنوعیست. برای مثال یک دسته استفاده از سیستم مصنوعی طبیعی آلی- معدنی است. ترکیبات آلی الاستیسیته بالا، ویسکوزیته کم و انعطاف زیادی دارند. در حالی که ترکیبات معدنی سخت تر هستند. همچنین استفاده از مواد معدنی مثل رس، سبب کاهش قسمت تمام شده کود می شود.

این دسته از پلیمرهای مصنوعی و الیاف طبیعی تشکیل شده است. الیاف یا پلیمر طبیعی با پلیمر مصنوعی آلیاژ یا پیوند زده می شوند. استفاده از پلیمرهای طبیعی سبب کاهش قیمت محصول می شود.

روش های پلیمریزاسیون مختلفی مثل پلیمریزاسیون محلولی، سوسپانسیونی، نوری، رادیکال آزاد و... می تواند استفاده شود. افزودن کود به هیدروژل نیز به ۲ شکل انجام می شود: روش دومرحله ای و روش *in situ*.

در روش دو مرحله ای هیدروژل خشک در محلول کود غوطه ور می شود. سپس هیدروژل متورم شده خشک می شود. هر چند این روش نیاز به دو مرحله خشک کردن دارد، اما امکان کنترل بهتر

در روش *in situ* همه مواد به همراه کود در ظرف واکنش ریخته شده و کود در طی فرایند پلیمریزاسیون در ماتریس هیدروژل به دام می افتد. این روش از نظر اقتصادی و زمانی بصره است اما به یک مرحله خشک کردن نیاز دارد. در روش اول امکان انجام واکنش های جانبی کمتر است.

این دسته می تواند با هر دو روش دومرحله ای و *in situ* تشکیل شود. استفاده از هر کدام از روش ها در میزان جذب آب و رهایش ماده موثر اثرگذار خواهد بود.

این دسته از کوت کردن کود جامد با یک ماده بی اثر به منظور کاهش نرخ حل شدن ایجاد می شود. نرخ حل شدن به شدت به ماده کوت کننده وابسته است. آبدوستی یا آبگریزی غشای ایجاد شده بسیار اثرگذار است. مواد متنوعی مثل پلی سولفون، پلی وینیل کلرید، پلی اتیلن، پلی استایرن و... برای کوت کردن استفاده می شود.

در این قسمت به بررسی روش های مورد استفاده برای سنجش محصول نهایی می پردازیم.

بررسی رفتار کود در شرایطی مشابه با خاک بسیار اهمیت دارد. تا کنون روش استاندارد برای بررسی مقدار کود آزاد شده از هیدروژل وجود ندارد. اما به صورت کلی می توان مقداری SRFH خشک را بدون هم زدن در آب مقطر ریخت. کود آزاد شده با کمک طیف سنجی UV-Vis یا رسانایی سنجی بر حسب زمان بدست می آید.

در زیر تصویری از روشی که مشابه الگوی گفته شده در بالا کار می کند، نشان داده شده است. روش دیگری وجود دارد که در آن یک نمونه اوره (به عنوان نمونه خام) در یک ظرف و یک نمونه SRFH در ظرف دیگری قرار می گیرند. دو نمونه با مقداری معینی ماسه پوشیده شده و سپس روی آن ها آب شیر می ریزیم تا به ارتفاع معینی برسند. در نهایت شیر خروجی باز شده و میزان اوره خروجی در دو نمونه بررسی می شود. طبق انتظارات اوره رها شده از نمونه هیدروژلی کمتر است.

خیس و حاوی آب در خاک خشک قرار می‌گیرد تا به خاطر فشار اسمزی شروع به از دست دادن آب کند. با بررسی روند کاهش رطوبت کود می‌توان نرخ آزادسازی آب را اندازه گرفت.

رها سازی آب می‌تواند به معنای رها سازی کود باشد. زیرا کود قرارداده شده داخل هیدروژل به همراه آب خارج می‌شود.

۴-۳- زیست تخریب پذیری:

زیست تخریب پذیری را در اینجا می‌توان به عنوان سرعت از بین رفتن پلیمر توسط میکروارگانیسم‌ها و آنزیم‌های خاک تعریف کرد. دو نوع هیدروژل زیست تخریب پذیر داریم:

(۱) بر پایه پلیمرهای طبیعی مثل هیالورانیک اسید، کیتوسان، آلژینات و... این دسته هرچند دارای خواص مناسب است اما از نظر مکانیکی استحکام لازم را ندارد.

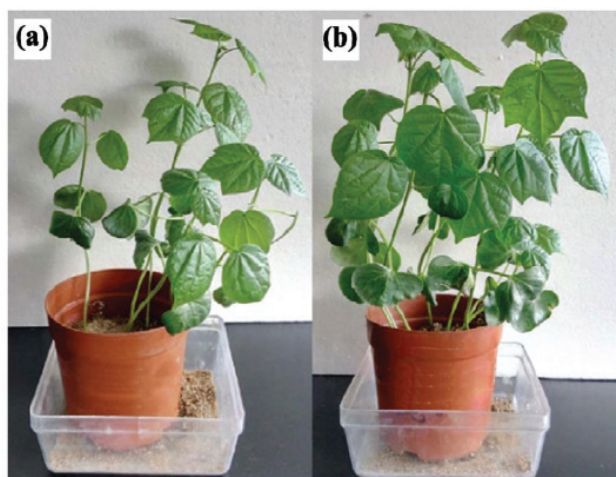
(۲) ترکیب پلیمرهای طبیعی و مصنوعی: بدین وسیله می‌توان استحکام و خواص مکانیکی هیدروژل را بهبود بخشید.

به صورت کلی نرخ تخریب هیدروژل ها ۵,۹٪ در شرایط هوایی در مدت ۵۰۰ روز اندازه گیری شده است.

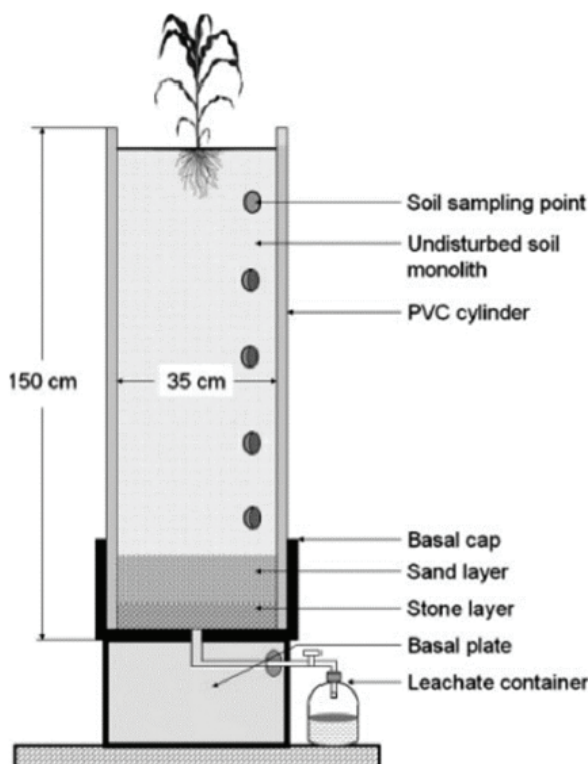
۴-۴-۵- عملکرد رشد گیاه:

تا زمانی که اثر کود بر گیاه مشخص نشود، ارزش کاری ما کم است. برای بررسی این اثر، مقداری SRFH خشک با خاک ترکیب شده و به دانه‌های گیاه افزوده می‌شود. الگوی رشد گیاه (مثل طول و عرض برگ‌ها) با نمونه بدون کود آهسته‌رشد مقایسه می‌شود.

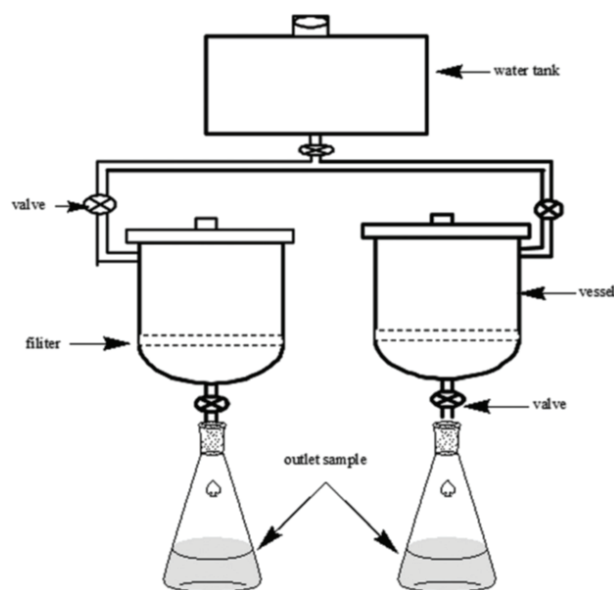
در تصویر زیر اثر کود آهسته‌رشد در شکل b بر گیاه پنبه کاملاً مشخص است.



تصویر ۵: (a) گیاه رشد کرده با کود معمولی (b) گیاه رشد کرده با کود آهسته رشد



تصویر ۳: سیستم بررسی عملکرد کود آهسته‌رشد



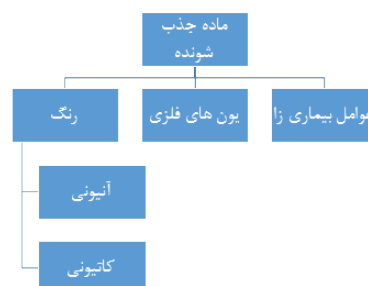
تصویر ۴: بررسی آهسته‌رشدی اوره توسط هیدروژل: یک سمت نمونه شاهد و یک سمت اوره داخل هیدروژل

۴-۵-۲- آزادسازی آب:

یکی از خواص مهم SRFH ها در کشاورزی توانایی نگهداری آب و سپس رها سازی آن داخل خاک است.

میزان آب جذب شده می‌تواند با بررسی جذب آب نمونه کامل خشک اندازه گیری شود. برای اندازه گیری میزان آب رها شده، کود

موادی که قابلیت جذب دارند به چند دسته تقسیم می‌شوند. مهم‌ترین گام پیش از سنتز هیدروژل نهایی، تعیین ماده مورد جذب است.



نمودار ۱۰: انواع مواد قابل جذب

۵-۵-۱- رنگ ها [۴]:

بیش از ۱۰۰ هزار نوع رنگ به صورت تجاری معادل ۷۰۰ هزار تن هر ساله به فروش می‌رسد. رنگ‌ها بر اساس بار خود به دو دسته تقسیم می‌شوند: آنیونی و کاتیونی. رنگ‌های آنیونی حاوی گروه‌های سولفونات (SO_3^-) هستند. رنگ‌های کاتیونی حاوی بار مثبت ناشی از پروتون‌دار شدن گروه آمینی یا گوگردی هستند.

دسته مهمی از این رنگ‌ها، رنگ‌های واکنشی (Reactive Dyes) هستند که در صنایع مختلف کاربرد دارند.

به سه دلیل کلی این رنگ‌ها موجب آلودگی آب می‌شوند:

حدود ۲۰ تا ۳۰ درصد تولید کل رنگ‌ها مربوط به این دسته است.

بین ۱۰ تا ۵۰ درصد این رنگ‌ها در فرایند رنگ کردن از دست می‌رود.

پساب حاصل از این فرایند با کمک عوامل هوازی تصفیه می‌شود. اما این تصفیه به صورت کامل انجام نمی‌شود.

۵-۵-۲- یون های فلزی: [۱۰]

حذف یون‌های سنگین امروزه بیشتر از گذشته مورد توجه قرار گرفته است. این مواد با اثری که بر ارگانیسم‌های زنده می‌گذارند سمی هستند. روش‌های متنوعی مثل رسوبدهی شیمیایی، تبادل یون و اسمز معکوس برای جداسازی این یون‌ها استفاده می‌شوند. اما امروزه از پیوند زدن کوپلیمرها بر پلی ساکاریدها مثل نشاسته و سلولز ترکیباتی بدست می‌آید که می‌تواند به خروج این مواد از آب کمک کند.

۵-۵-۳- عوامل بیماری‌زا: [۵]

آلودگی‌های میکروبی یک مشکل بزرگ برای صنایع است. امروزه روش‌های متنوعی برای پاستوریزه کردن و گندزدایی آب‌ها پیشنهاد شده است. یکی از این روش‌ها استفاده از اکسیدهای فلزی مانند ZnO ، TiO_2 و Al_2O_3 ... است. همچنین مشخص شده ZnO آنتی باکتریایی بالایی دارد. قرار دادن این مواد در ساختار هیدروژل در کنار استفاده از پلی ساکاریدها موجب بدست آمدن ترکیبی می‌شود که توانایی بالایی در جذب آب داشته و می‌تواند برای گندزدایی آب استفاده شود.

۶- جمع بندی:

در ابتدا به تعریف هیدروژل نانوکامپوزیتی نشاسته و سپس به توصیف اجزای آن شامل مونومرسنتزی (معمولاً آکریلاتی)، کربوهیدرات، نانوذره و کراس لینکر ثانویه پرداختیم. سپس پارامترهای مختلف و تعیین‌کننده خواص هیدروژل مثل ظرفیت جذب، و سینتیک جذب و همچنین عوامل موثر روی آنها مثل pH، حضور الکترولیت و ... را بررسی کردیم. در ادامه به انواع روش‌های مدل‌سازی هیدروژل شامل روش‌های ترمودینامیکی، انتقالی، مونتومی و شبیه‌سازی مولکولی و در نهایت کاربردهای مختلف هیدروژل در زمینه‌های مختلف کشاورزی، دارورسانی و جذب مواد مختلف (یون، رنگ و عوامل بیماری‌زا) پرداختیم.

این دسته از هیدروژل‌ها به سبب زیست‌تخریب‌پذیری، می‌توانند جایگزین هیدروژل‌های آکریلاتی باشند. اما با توجه به قیمت بالای نانوذرات و همچنین عدم تولید آکریلیک اسید در کشور، پیاده‌سازی طرح تولید این مواد در ایران برای کاربردهای مختلف بسیار دشوار است. با توجه به آمار گمرک و حجم بالای واردات سوپرجاذب‌های آکریلاتی، شاید بهتر باشد ابتدا به تولید آکریلیک اسید در ایران، و پس از تامین نیاز داخل به تولید چنین محصولاتی بپردازیم.

۷- مراجع:

(تنها مراجع مهم ذکر شده است.)

۱. Rafieian, S., et al., A review on nanocomposite hydrogels and their biomedical applications. Science and Engineering of Composite Materials, 2018. 26.

3. Motamedi, E., et al., Synthesis and

swelling behavior of environmentally friendly starch-based superabsorbent hydrogels reinforced with natural char nano/micro particles. *Journal of Environmental Chemical Engineering*, 2019. 8: p. 103583.

4. Kurecic, M. and M. Smole, *Polymer Nanocomposite Hydrogels for Water Purification*. 2012.

5. Namazi, H., M. Hasani, and M. Yadollahi, Antibacterial oxidized starch/ZnO nanocomposite hydrogel: Synthesis and evaluation of its swelling behaviours in various pHs and salt solutions. *Int J Biol Macromol*, 2019. 126: p. 578-584.

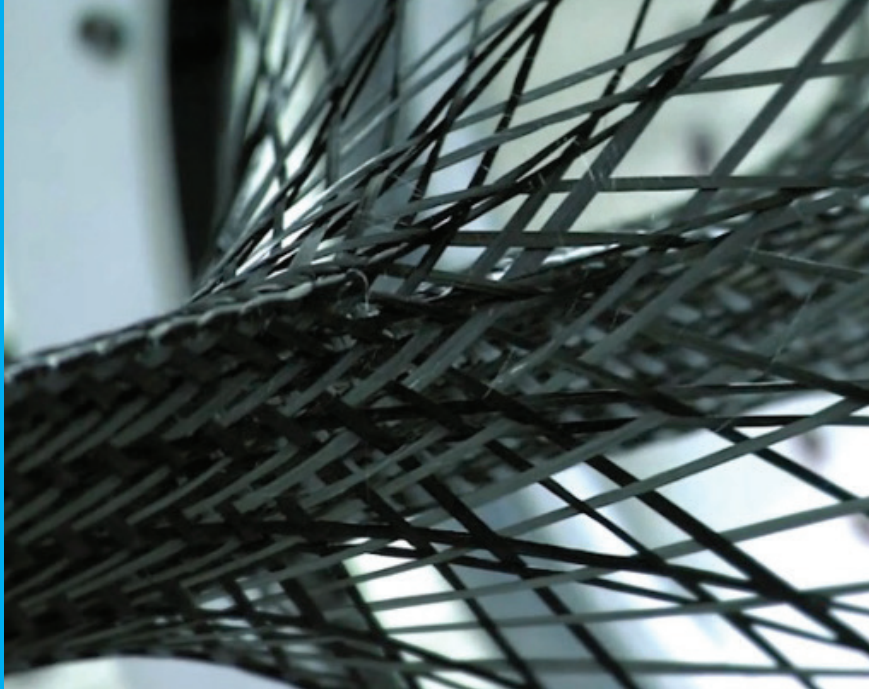
9. Wang, J. and W. Wu, Swelling behaviors, tensile properties and thermodynamic studies of water sorption of 2-hydroxyethyl methacrylate/epoxy methacrylate copolymeric hydrogels. *European Polymer Journal*, 2005: p. 1143-1151.

11. Li, H., *Smart hydrogel modelling*. 2009: Springer.

12. Ganji, F., S. Vasheghani Farahani, and E. Vasheghani-Farahani, Theoretical Description of Hydrogel Swelling: A Review. *Iranian Polymer Journal*, 2010. 19: p. 375-398.

13. Yu, C., K. Malakpoor, and J. Huyghe, A three-dimensional transient mixed hybrid finite element model for superabsorbent polymers with strain-dependent permeability. *Soft Matter*, 2018. 14. Ramli, R., *Slow Release Fertilizer Hydrogel: a review*. *Polymer Chemistry*, 2019. 10.





برگردان:

مریم زارع بنادکوکي
دانشجوی کارشناسی رشته مهندسی
پلیمر، دانشگاه تهران

الیاف بلندتر، استحکام بیشتر

M. Wöhrle

Reinforced Plastics , volume ۶۲

September – October ۲۰۱۸

وقتی صحبت از تولید مقرون به صرفه ی قطعات سبک وزن با مقاومت بالا به صورت انبوه می شود، طول الیاف تقویت کننده ای که در ساختار آنها استفاده می شود پر اهمیت است. قاعده کلی در اینجا این است: هرچه الیاف موجود در پلاستیک ها بیشتر باشند، مقاومت محصولات نهایی نیز بیشتر خواهد شد. به طور معمول ، طول و میزان فیبراستفاده شده در مخلوط های گرانول آماده شده با فیبر را نمی توان به میزان قابل توجه ای کنترل کرد ولی اگر از روش ترکیب مستقیم الیاف (FDC) استفاده شود این امر امکان پذیر می شود.

در این روش می توان از یک منبع تغذیه (feeder) که در کنار دستگاه جای گذاری شده است برای ترکیب رشته های الیاف با طولهای مختلف، در مذاب پلاستیک استفاده کرد. این امر باعث می شود که خواص مکانیکی قطعات، به مقدار بسیار زیادی بهبود یابد. علاوه بر این، در مقایسه با گرانول استاندارد تقویت شده با الیاف، مزایای قابل توجهی نیز دارد. استفاده از پلاستیک های پر شده از الیاف، در ساخت و سازهای سبک یکی از چندین گزینه مورد استفاده است. مخصوصاً برای زمان هایی که می خواهیم خواص ترکیب به مقدار مناسب برسد (بهینه سازی خواص) و وزن آن اندازه گیری شود .

در اینجا نتیجه ی دلخواه ما، کاهش وزن، بدون ایجاد مشکل در ظرفیت تحمل بار، سختی یا سایر عملکردهای طراحی است. این ساخت و سازهای سبک می توانند هم به ساختار یک قسمت جداگانه و هم به یک واحد کامل مربوط باشد.

آنچه می‌خواهیم، تنظیم شوند.

استحکام جزئی بیشتر

به طور کلی روش استفاده از منبع تغذیه (feeder) بسیار ساده است. الیاف به طور مستقیم از یک چرخنده تغذیه می‌شوند، با استفاده از یک برش دهنده به طول مورد بریده شده و به پلاستیک مذاب اضافه می‌شوند. واحد تزریق دارای دو قسمت است. ابتدا گرانول پلاستیک ذوب شده، سپس الیاف برش خورده به قسمت جلوی واحدهای تزریق رسیده و از طریق حرکت پیچ با پلاستیک همگن می‌شوند.

یک آزمایش تجربی، نشان می‌دهد که وقتی از یک دانه گرانول معمولی استفاده می‌شود، حدود ۳۰ درصد از الیاف بیش از ۲ میلی متر هستند ولی با استفاده از روش ترکیب مستقیم الیاف (الیاف با اندازه ۱۶ میلی متر) این درصد به حدود ۵۰ درصد افزایش می‌یابد.



شکل ۱

روش ترکیب مستقیم الیاف در مقایسه با گرانول های معمولی که با فیبر طولانی مخلوط می‌شوند، مزایای زیادی دارد: اول اینکه در طی آماده سازی مذاب، الیاف آسیب کمتری می‌بینند، دومین این که مقاومت اجزای آن به طور قابل توجهی افزایش می‌یابد و در نهایت از طریق تنظیم خواص قسمت های مختلف، می‌توان بر روی خصوصیات بخش های دلخواه تأثیر گذاشت. با توجه به اینکه در این روش از مواد پایه بسیار ارزان قیمت استفاده می‌شود، این روش مقرون به صرفه است.

در طول قالب گیری با تزریق مستقیم الیاف، علاوه بر پلی پروپیلن تجاری استاندارد، الیاف بلند و هم چنین یک ماده اتصال دهنده، لازم است

به عنوان مثال، استفاده از سازه های لانه زنبوری، همانطور که در طبیعت نیز مشاهده میشود، از سال ها قبل در ساخت هواپیما و در صنعت خودرو از ویژگی های مطرحی بوده است و یا باتری های سبک تر با کارایی بیشتر تنها از طریق استحکام بخشیدن به ساختار های سبک وزن، امکان پذیر است.

روش ترکیب مستقیم الیاف (FDC)

اگر تقاضای زیادی که برای قطعات تقویت شده با الیاف در ساخت خودرو وجود دارد را در نظر بگیریم، مشخص می‌شود که تنظیم انعطاف پذیری پلاستیک با طول الیاف، برای بهبود خواص موردنظر، مناسب است. راه حل فنی برای پردازش طول فیبرهای مختلف که اربورگ (Arburg) در زمینه ترکیب مستقیم فیبر ارائه می‌دهد، شامل یک منبع تغذیه (feeder) با دستگاه برش یکپارچه، یک سیلندر تطبیق یافته است. با کمک تخته های ارزان قیمت الیاف شیشه، الیاف به طور مداوم قبل از اینکه مستقیماً به ذوب مایع اضافه شوند، به طول های موردنیاز بریده می‌شوند (شکل ۱). به صورت تئوری الیاف تا ۵۰ طول میلی متر قابل برش هستند. اگرچه به صورت عملی حداکثر تا طول ۳۳,۶ میلی متر نیز قابل برش اند.

مزایای پلاستیک های تقویت شده با

الیاف شیشه

مهمترین مزیت استفاده از پلاستیک های تقویت شده با الیاف، استحکام مکانیکی زیاد آنها است که به دما نیز وابسته نیست. با این حال، اثر قابل توجهی در مقاومت و چقرمگی فقط با استفاده از الیاف با طول بیش از ۲ میلی متر حاصل می‌شود. شکستگی، خزش و جذب انرژی این پلاستیک ها، همگی مشابه فلزات است. این درحالیست که قطعه ترموپلاست می‌ماند و مزایای آن را به همراه دارد. مخلوط های گرانول معمولی با طول فیبر بین ۰,۳ و حداکثر ۶ میلی متر هستند ولی منبع تغذیه (arburg) این امکان را به ما میدهد که الیافی با طول بین ۱۵ تا ۵۰ میلی متر را در مذاب پلاستیک مخلوط کنیم. علاوه بر طول الیاف، محتوای فیبر و ترکیب مواد (و بنابراین خصوصیات قطعه) می‌توانند به صورت جداگانه، با توجه به



شکل ۲

تغذیه و برش یکپارچه در واحد کنترل

فرآیند ترکیب مستقیم الیاف (FDC) می‌تواند به طور کامل در واحد کنترل (Selogica)، با فرایند های دلخواه ترکیب و تکمیل شود. این فرایندهای دلخواه را می‌توان بصورت کاملاً کاربردی در هر قسمت چرخه که مطلوب تر است، قرار داد. تست های منطقی برای اطمینان از اینکه این فرایندهای فرعی به طور منطقی و بصره و آن طور که مد نظر ما است، عمل میکنند، انجام میشود. بنابراین این روش بسیار انعطاف پذیر است.

انعطاف پذیری این روش به صورت روزمره نیز مشهود است. به عنوان مثال، می‌توان از این روش در طیف گسترده ای از ترکیبات استفاده کرد. زیرا بسیاری از پلاستیک هایی که به طور معمول استفاده می‌شوند، می‌توانند با الیاف به روشی که در بالا توضیح داده شد، تقویت شوند. منبع تغذیه، قالب گیری تزریقی را با استفاده از ماژول های سیلندر ترموپلاستیک دستگاه های مختلف قالب گیری تزریقی (Allrounder) امکان پذیر می‌کند. هزینه کل این پروژه نیز، وقتی که سیستم در دستگاههای قالب گیری تزریقی استاندارد با نیروی ۲۷۵ تن یا بیشتر استفاده می‌شود، بسیار ناچیز خواهد شد. همچنین امکان اتوماسیون در منبع تغذیه نیز وجود دارد. به این طریق که می‌توان از یک سیستم رباتیک برای قرار دادن ورقهای آلی اضافی در قالب استفاده کرد که به طور قابل توجهی باعث افزایش ظرفیت تحمل قطعات نیز خواهد شد.

ترکیبی از FDC با ورق های کامپوزیت

الیاف، چه به صورت بافته شده و چه به صورت

غیربافته، خواص مکانیکی ترکیب را مانند سختی و مقاومت افزایش می‌دهند. از مزایای این ایده که در آن از فرآیند ترکیب مستقیم الیاف با ورق های کامپوزیت ترموپلاستیک بهره برداری می‌شود، این است که ورق های کامپوزیت ترموپلاستیک مقاومت بیشتری ایجاد می‌کنند و در نهایت قطعات کامپوزیتی بسیار مقاومی تولید می‌شوند که حتی می‌توانند در بعضی موارد جایگزین فلز شوند.

مثالی برای جز کامپوزیتی با مقاومت بالا و سبک وزن که در صنعت خودروسازی استفاده می‌شود، رکاب های مورد استفاده در صنعت خودرو است (شکل ۳). به منظور افزایش سختی رکاب ها دو ورق آلی اضافه، با ضخامت های مختلف در قالب های تک حفره ای، قرار می‌گیرند و پس از آن، عناصر تقویت کننده بر روی آن قرار می‌گیرند.

سریع و کارآمد: روند فرآیند

ابتدا ورقهای آلی قبل از اینکه از طریق رادیاتور مادون قرمز، به دمای تشکیل برسند، با استفاده از یک صفحه گرمایشی، به آرامی گرم می‌شوند. ورقهای آلی با ضخامتهای مختلف را می‌توان با کج کردن گیره، به دمای پرداخت یکنواخت رساند. فرآیند تشکیل و پوشاندن بیش از حد، هر دو در قالب خاصی انجام می‌شوند (شکل ۴).

این فرآیند، متناسب با تولید انبوه تنظیم شده است. بنابراین ضروری است که در این روش از زمان، بخصوص در مراحل مختلف نظارت و تضمین کیفیت، به صورت بهینه استفاده کرد. تضمین کیفیت کلی و نظارت بر درجه حرارت، برای ورقهای آلی گرم شده، به صورت درون خطی و با استفاده از دوربین مادون قرمز و آزمایش خمشی قطعات انجام می‌شود. پارامترهای کیفیت مربوطه، با استفاده از سیستم کنترل (Selogica) می‌توانند بصورت گرافیکی تجسم شوند.

ادغام شوند، هنگام اعمال بار آستانه تخریب ۱۱۷ درصد افزایش می یابد. همچنین در مقایسه با قطعات فلزی هم وزن، خواص کامپوزیت ها بهتر است. برای مثال قطعه ای فلزی با طول ۵۰۰ میلی متر، ۵۳۳ گرم وزن دارد، در حالی که همان قطعه کامپوزیتی فقط ۲۰۲ گرم وزن دارد. این اختلافات در فرآیند تولید حتی بارزتر می شود: قطعه ی کامپوزیت آزمایش شده و آماده ی استفاده، فقط در ۵۰ ثانیه تولید می شود، در حالی که تولید همان قطعه به صورت فلزی، چند روز طول می کشد.

نتیجه گیری

وقتی صحبت از تولید قطعات سبک وزن با مقاومت بالا می شود، روش ترکیب مستقیم الیاف چندین مزیت را با هم برای ما به ارمغان می آورد: ۱. قطعات کامپوزیت را می توان به سرعت، به سادگی و به صورت انبوه تولید کرد.

۲. الیاف شیشه را می توان به طول دل خواه برید. بنابراین می توان آنها را به صورت جداگانه با نیازهای قسمت مربوطه تنظیم کرد و به طور کارآمد استفاده کرد.

۳. می توان آنها را مستقیماً از طریق منبع تغذیه (feeder) که در کنار دستگاه جای گذاری شده است به مذاب افزود و مخلور را همگن کرد. ۴. اتوماسیون و همچنین تکمیل فرآیند، می تواند با استفاده از کنترل کننده (Selogica) به طور جامع و به میزان مورد نیاز برای بهینه سازی، انجام شود.

از ترکیب کردن روش ترکیب مستقیم الیاف با ورق های آلی میتوان با نام کلیدی ادغام فرایند نیز یاد کرد.

تهیه، تولید و بازرسی کیفیت می تواند به طور کامل در یک فرآیند ادغام شود و تولید را دو برابر کارآمدتر کند. از این طریق اولاً، هزینه های پروژه کاهش می یابد و ثانیاً، زمان تولید به طور قابل توجهی کوتاه تر از تولید یک قطعه فلزی است. به این ترتیب سطح بالایی از کارایی، در تولید قطعات سبک وزن با مقاومت بالا، به صورت روزانه حاصل می شود.



شکل ۳



شکل ۴

بالا ترین کیفیت قطعه

وقتی فناوری قالب و روند تولید کاملاً مطابقت داشته باشند، این نوع تولید پیچیده به صورت انبوه، کاملاً آسان و با اطمینان کار می کند. در واقع، این بدان معنی است که به دلیل پوشاندن مداوم و زیاد ورق های آلی، هیچ الیافی به صورت باز وجود نخواهد داشت. به عنوان مثال برای اضافه کردن پیچ خوردگی ها در ترکیب یا افزایش گره خوردگی ها، تزریق با ورق های آلی به ساختار الیاف آسیب نمی رساند. هم چنین با استفاده از بخش هایی با ضخامت های مختلف، میتوان اجزا را در موقعیت مناسب، تقویت کرد تا در نهایت یک پیوند محکم، از طریق فشرده سازی مقاطع موجود در قالب، ایجاد کرد.

پردازش ورق های آلی به همراه فرآیند ترکیب مستقیم الیاف، مقاومت بسیار بالایی ایجاد میکند. اگر هنگام تولید سیستم پدال ورقهای آلی نیز



Controlled Drug Release for Tissue Engineering

Material, Mechanisms and Classification

Abstract:

The term of tissue engineering is generally considered as a combination of material science and processing with molecular technology, in order to regenerate tissue to design or repair skin, cartilage or bone and some other organs. In the last decades, tissue engineering is widely considered as the new approach for solving the drawbacks of organ transplantation and treating some traumas and many advantages are achieved. Applying drug delivery in addition to tissue engineering may ultimately lead to controlled release of signaling molecules to guide developmental process in tissue differentiation. Therefore controlled released tissue engineered devices provide more suitable properties for medical applications.



Haniyeh Rafipour

حانییه رفیع پور
دانشجوی دکترای پزشکی، دانشگاه علوم
پزشکی دانشگاه تهران

Contents:

1. Introduction
2. Tissue engineering scaffolds' material for matrix
 - 2.1. Natural-based polymer
 - 2.2. Synthetic polymer
 - 2.3. Ceramic
3. Scaffolds manufacturing methods
4. Controlled release mechanisms
 - 4.1. Rate-pre programmed drug delivery systems
 - 4.2. Activation-modulated drug delivery systems
 - 4.3. Feedback-regulated drug delivery systems
 - 4.4. Site-targeting drug delivery systems
5. Bioactive molecules
6. Conclusion

1. Introduction

Accidents, diseases, traumas can cause tissue degeneration and destruction, so it is necessary to provide suitable treatments. Transplanting organs and tissues has dominance over the other methods, but this method causes significant problems and side effects and has some limitations. Therefore, most of these difficulties can be solved by a new field which is the integration of material science and medical science and regarded as tissue engineering (TE). The base structure of TE is a three dimensional scaffold which is loaded with active molecules and cells. [11]

Initially TE scaffolds have just provided some mechanical and structural support that is not adequate any more. These kinds of scaffolds are now replaced with smart scaffolds which control some parameters that can affect the implant. Choosing proper materials and fabrication techniques can answer our demands. [52]

Some considerations are important for selecting the suitable materials and fabrication methods for tissue engineering are:

1. Biocompatibility: It is the ability of material and scaffold to apply without harmful immune response or inflammatory reaction. Cells must move through the scaffold, adhere and perform a normal function.

2. Biodegradability: Scaffold implant should be replaced by tissue's body. After degradation the products should not be toxic. The scaffold's regeneration and degradation rate should be matched.

3. Mechanical Properties: Mechanical properties must be appropriate for the anatomical site on which the scaffold is to be implanted. This is more challenging for fabrication orthopedic (bone and cartilage) and cardiovascular scaffolds. Tensile strength, surviving under in vivo condition, etc are the examples of mechanical properties.

4. Porosity: Porous structures allow scaffolds to interact with cells and the pore size determines the kinetic release of bioactive molecules.

5. Binding Affinity: the strength of binding between matrix and bioactive molecules

6. Loading capacity: how much drug can be loaded in scaffold

7. Process ability

Ideal scaffolds should demonstrate these properties along with controlled degradation for releasing factors and medicines. [1]

Developments in drug delivery systems and devices in recent years and mixing it with tissue engineering lead to create controlled release devices which can be triggered and release the desired amount of medicine or factor at desired time at desired location. For instance enzymatically triggered systems work just with introducing the special enzyme or chemicals. However, some limitation are not solved. [20]

In this review, we will first introduce materials that are commonly used in tissue engineering, then we are mentioned at some fabrication techniques which provide suitable scaffolds with high loading capacity and porosity. At the end some drug release systems and bioactive molecules are introduced.

2. Tissue engineering scaffolds' material for matrix

Choosing functional materials for scaffold synthesis are always challenging. The materials abilities can influence directly on scaffolds. On the other hand, fabrication methods are completely dependent on substance molecular structure. In medical application, selecting materials are based on material molecular structure, solubility, surface energy, ability for water uptake, surface erosion. [53]

In this review, materials divided into three main groups: ceramics, synthetic polymer, natural polymer which their properties are mentioned. [2]

2.1. Natural-based polymer

Natural-derived materials obtained from vertebrates and invertebrates animal, microorganisms and vegetal structure; Bioactive properties, better interaction with cell and biological recognition are the advantages of these material. Protein-based (collagen, gelatin, fibrin, albumin and elastin), carbohydrate-based (chitosan, starch, alginate, hyaluronic acid, chondroitin sulfate, dextran and agar), polynucleotide-based (DNA and RNA) organic materials are the three main class of natural polymer. [2, 3]

Table 1.natural-based polymer

Material	Properties	Encapsulated/ seeded cell	Tissue	References
1. Protein-based				
1.1. Collagen	High mechanical strength, good biocompatibility, low antigenicity, ability of crosslinking, water uptake ability, biodegradability	Chondrocyte, mesenchymal cell, epithelium fibroblast, smooth muscle cell, osteoblast, preadipocyte	Bone, cartilage, skin, intervertebral disc, tooth, cardiovascular, adipose, renal glomerular	[3,33,61]
1.2. Gelatin	Biodegradability, biocompatibility, derived from collagen, low antigenicity, electrical, physical and homeostatic property, high cytocompatibility, biosafety, ability of crosslinking	Preadipocyte, Chondrocyte, mesenchymal cell, osteoblast	Bone, cartilage, skin, adipose	[3, 46, 61]
1.3. Fibrin	Immunocompatibility, fibrin glue (hemostatic and chemotactic ability), rapidly invaded	Keratinocyte, urothelial cell, tracheal epithelial cell, murine embryonic cell, mesenchymal cell,	Bone, vessel, skin, spinal cord, cartilage, intervertebral disc	[3]
1.4. Albumin	High compatibility, easy process ability,	Osteocyte	bone	[46]
1.5. Elastin	Bioactive property, elasticity, Biodegradability, biocompatibility, low poly-dispersity	Chondrocyte, fibroblast, adipose cell	Vascular-smooth muscle cell, cartilage, adipose	[3]

2. Carbohydrate-based				
2.1. Chitosan	Biologically renewability, Biodegradability, biocompatibility, low antigenicity, permeability, biofunctional, bioadhesive, high chemical versatility, high wound healing potential, haemostatic property	Leukocyte, macrophage, fibroblast, osteoblast, ligament cell, chondrocyte	Cartilage, bone, vessel, nerve, skin	[3]
2.2. Starch	Cytocompatibility, biocompatibility, bioadhesive, mechanical property*	Bone marrow cell, endothelial cell, osteoblast	Bone, vessel	[3,46]
2.3. Alginate	Mucoadhesive, water uptake ability, porosity, pH dependent behavior	Bone marrow cell, chondrocyte, fibroblast	Cartilage, bone, vessel, nerve, liver, pancreas	[3,46]
2.4. Hyaluronic acid	Viscoelastic property, bacteriostatic, free radical scavenger	Chondrocyte, mesenchymal, preadipocyte	Cartilage, bone, vessel, spinal cord, skin, adipose	[3,46]
2.5. Chondroitin sulfate				
Binding to protease inhibitor, bioadhesive,	Chondrocyte, myoblast, mesenchymal, fibroblast	Bone, cartilage, heart valve, kidney	[3]	

*mechanical properties is affected by water

2.2. Synthetic polymer

Synthetic polymers are one of the options that can be utilized for scaffold synthesis. Porosity, degradation rate, non-toxicity and suitable mechanical properties make them a suitable material for manufacturing controlled release scaffolds. In addition, these polymers have cheaper price, but comparable quality to natural-based polymers.

Aliphatic polyesters, poly(ortho esters), polyanhydrides, Poly(alkyl cyanoacrylates), poly(urethane), Poly(amino acids) are widely used in designing application.[22]

Table 2.synthetic polymer

Material	Properties	Tissue/disease and biomedical application	References
1.Aliphatic polyester		Bone, soft tissue(cartilage),nerve	[45,46]

1.1. Poly(glycolic acid)(PGA)	Highly crystalline, high melting temperature(>200), high tensile strength, low solubility in organic solvent, high degradation rate		
1.2. Poly(lactic acid) (PLA)	Semi-crystalline, high melting temperature(>170), low degradation rate, good processability, mechanical property		
1.3. Poly(caprolactone)(PCL)	Semi-crystalline, low melting temperature(55-60), cheap, high solubility in organic solvent, blend forming ability, low degradation rate		
1.4. Poly(hydroxyalkanoate) (PHA)	Biocompatible, biodegradable, thermoplastic		
2. Poly(ortho ester) (POE)	Biodegradable, hydrophobic, surface erodible	Ophthalmic disease	[1,46]
2.1. I	Autocatalytic effect,		
2.2. II	Highly hydrophobic, acid treatment for degradation		
2.3. III	Wide range of physical property		
2.4. IV	Appreciable degradation		
3. Polyanhydride	surface erodible, high biocompatible, hydrolytically unstable, poor mechanical property	Brain, chemotrophic agent	[45,46]
3.1. Poly(sebacic anhydride)(PSA)	Highly crystalline, high degradation rate		
3.2. Aromatic poly anhydride			

4. Poly(alkyl cyanoacrylates)	Tissue adhesive, embolization agent, high degradation rate ranging (hours to days), haemostatic property	Cancer agent element, skin	[46]
5. Poly(amino acids) (PAA)	High crystalline, low degradation rate, mechanical property	Orthopedic implant, bone	[45,46]
5.1. Tyrosine-derived polycarbonates	Perfect compatibility, slow degradation rate		
5.2. tyrosine-derived poly(imino carbonate)	High mechanical strength, high degradability, low processing temperature, processability		
6. Poly(urethane)	Mechanical property, biocompatibility, cell adhesive	Bladder muscle, vascular endothelium, cartilage	[45]

2.3. Ceramic

Currently, bioactive ceramics are widely used as orthopedic and dental implants. In addition, coating some joint replacement with bioactive ceramics reduce the immune and inflammatory responses. crystalline and amorphous structures are commonly utilized in medical application. Good mechanical properties and bioactivity make them , one of the best choice for biomedical purpose.

Table 3.ceramic

Material	Properties	Tissue/disease and biomedical application	References
1. Hydroxyapatite(HA)	Stable in in vivo, spongy structure, physical strength, biocompatible, biodegradable	Bone	[1,34,35,36]
2. Tri-calcium phosphate(TCP)	Biocompatible , osteoconductive	Bone	[7]
3. Biphasic calcium phosphate(BCP)	Bioadhesive, controllable degradation rate	Bone	[8,12]

3. Scaffolds manufacturing methods

Diverse technique have been mentioned in chemical engineering articles for designing and fabrication of scaffolds. However, some specific approaches have been utilized for manufacturing each types of scaffold, such as porous, microsphere-based, hydrogel, etc. scaffold fabrication technique in tissue engineering [39,53,57]:

- Porous scaffold fabrication/drug delivery [45]
 - o Solvent casting/particulate leaching
 - o Supercritical fluid processing (supercritical CO₂)
- Electrospinning fabrication

- Microsphere-based scaffold fabrication
 - Solvent-evaporation
 - Particle aggregation
- Hydrogel fabrication [23]
 - Cryogelation
 - Gas foaming
 - Microemulsion
 - Freeze-drying
 - Microfluidics
- Ceramic scaffold fabrication [16]
 - Emulsion templating
 - Ca-phosphate sintering

3.1. Solvent casting/particulate leaching

Mixture of solid biodegradable polymer and salt particles was placed into the mold after that solvent was poured into the mold to fill voids of the polymer/salt particles (under negative pressure); it allowed the polymer to being dissolved and merged. Addition of Non-solvent to salt/polymer composite made the composite solidify. Large amount of liquid (water) was introduced into mold for washing the inside salt particles. [29]

Advantages:

Quick and fast technique

Affecting parameters:

Particle size

3.2. Supercritical fluid processing (supercritical CO₂)

Supercritical fluid is any material at temperature and pressure beyond the critical pressure and temperature. CO₂ is a suitable fluid for many different application as a consequence of its property, for instance, non-toxicity, non-flammability and its critical parameter is easily accessible. Two main technique use scCO₂: RESS and PGSS. [5]

1. RESS (rapid expansion of scCO₂): particles was solubilized in scCO₂ fluid, then the solution expansion occurred through capillary nozzle (diameter>150) into precipitation chamber. Solution decompress rapidly to provide supersaturating, nucleation and particle formation.

Advantages:

Large particle is produced

Affecting parameters:

- 1) Temperature
- 2) pressure
- 3) nozzle geometry

2. PGSS (particle from gas saturated solution): scCO₂ addition decreases polymers

critical temperature, it enables the material to liquefy at ambient temperature. On the other hand, reduction in viscosity in the presence of scCO₂ allows the drug particles to be homogeneously integrated with solution by stirring device.

Advantages:

- 1) Solvent absence at any stage
- 2) Rapidity
- 3) Mild processing condition (150 bar, <40)

3.3. Electrospinning

This technique is commonly used for fabrication nanoscale or microscale fiber.

A capillary tube filled with solution and is put under high voltage. An electrical equipment produce mutual charge repulsion which is induced in solution. It is against the surface tension of the solution. Increasing the intensity of electrical field causes dominance of charge repulsion on solution surface tension to jet forming. Final fiber is formed by solvent evaporation. [27,57]

Advantages:

- 1) Quick
- 2) simple

Affecting parameters:

- 1) viscosity
- 2) conductivity
- 3) surface tension
- 4) operational condition (hydrostatic pressure, electrical field, collector and tip distance)

3.4. Solvent-evaporation

In this process, polymer is dissolved in immiscible solvent (water) and drug is diffused and dissolved in the solution. for forming the discrete droplets, the solution is emulsified by adding it to an aqueous continuous phase. Microsphere formation occurs when the organic solvent diffuses into aqueous phase and then evaporates at the interface of water and air. After evaporation harden microspheres are formed and they can be obtained with proper filtration. [48]

Advantages:

- 1) prevention of protein degradation
- 2) regulation of microsphere morphology

Affecting parameters:

- 1) drug solubility and loading
- 2) internal morphology
- 3) solvent type
- 4) diffusion rate
- 5) temperature
- 6) viscosity

3.5. Particle aggregation

This method is based on crosslink ability of polyelectrolytes with counterion to hydrogel beads forming (gelisphere forming). The main steps [40,50]:

1. Microsphere gelation using ionotropic gelation methods:

Drug-loaded polymeric solution drops into aqueous polyvalent cation solution. Three dimensional network is formed by cation diffusion into drug-loaded polymeric solution. The particles are collected and rinsed until neutral pH then, placed into mold and coat with gelatin.

2. Sphere characterization by SEM

Advantages:

- 1) Non-toxic
- 2) cheap

Affecting parameters:

- 1) concentration of polymer and crosslinking electrolyte
- 2) temperature
- 3) pH
- 4) drug concentration

3.6. Cryogelation

Semi-frozen condition (-12°C to -18°C) causes ice crystal growth to perform as a porogen. Shape and size of the pores which are formed after defrosting, depend on the shape and size of the ice crystal. [22,46]

Advantages:

Cryogel advantages:

- 1) High mechanical stability
- 2) Immobilization of cells at mild condition

Affecting parameters:

- 1) Crosslinking type and degree
- 2) temperature
- 3) freezing rate
- 4) gel composition

3.7. Gas foaming

Polymer is saturated with CO_2 gas by exposing polymer to CO_2 in high pressure. Gas pressure reduction creates thermodynamic instability in polymers. Therefore, unstable dissolved CO_2 is formed so separation between polymer and phase occurred. CO_2 molecule clustering minimizes free energy and it causes pore nucleation. This pores grow when the surrounding polymers' dissolved CO_2 is diffused into the pore nuclei. [32]

Advantages:

- 1) Fabrication high porous polymer
- 2) Absence of organic solvent

Affecting parameters:

- 1) Temperature
- 2) Pressure reduction rate

3.8. Microemulsion

Aqueous and oil elements are mixed together with a specific rate in the presence of surfactant. Surfactant adsorbing causes reduction in surface tension and microemulsion form. [47,56]

Advantages:

- 1) Rapid polymerization rate
- 2) Making polymer with high molecular weight

Affecting parameters:

- 1) Monomer concentration
- 2) Temperature
- 3) Emulsifier concentration

3.9. Freeze-drying

This method has three major step: 1) freezing 2) sublimation (primary drying process) 3) secondary drying process

Freezing: freezing the solution at low temperature (-70°C to -80°C)

Sublimation: the frozen solution placed in a chamber and the pressure is lowered through a specific vacuum. During this step, organic solution and ice are removed

Secondary drying process: most of the remaining unfrozen water is removed by desorption [30,57]

Advantages:

Absence of organic solvent

Affecting parameters:

- 1) pressure
- 2) crystal size
- 3) self-temperature
- 4) chamber pressure

3.10. Microfluidics

Fluids at microscale demonstrate different Fluid mechanic properties, this matter can be used for manipulating droplets with immiscible fluid. [42]

Microfluidic devices with accurate geometry and design are required for manipulating the droplets. Two types of microfluidic device are mentioned in this review: 1) glass capillary 2) PDMS

1. Glass capillary: a square glass capillary carefully surrounds a cylindrical glass capillary for forming the water-in-oil or oil-in-water single emulsion droplets. Flowing direction of the fluid inside the cylindrical and square capillary can be the same or different. When both fluid rates decrease, monodisperse droplets are shaped at the capillary tip.

2. PDMS: sandwich method and solid-object printing are the fabrication methods for producing the PDMS device to form the microchannel. This microchannel is made for separation and the flowing direction of the fluids are the same.

Advantages:

- 1) Well-controllable
- 2) Engineered divers type of microsphere

Affecting parameters:

- 1) Fluid properties
- 2) Channel geometry
- 3) Flow condition

4. Controlled release mechanisms

Using a controlled-release system in medical applications would solve previous systems limitations. Preventing drug and protein from degeneration, increasing the releasing efficiency, controlling the rate, time and location of releasing are some of these system properties. Controlled-release drug delivery system are classified [25]:

- Rate-pre programmed drug delivery
- Activation-modulated drug delivery
- Feedback-regulated drug delivery
- Site-targeting drug delivery

4.1. Rate-pre programmed drug delivery

Preprogramming delivery at the specific rate has occurred in this system. Diffusion rates of molecules are controlled by barriers which are surrounding the media or located in it.

4.1.1. Polymer membrane permeation-controlled drug delivery

A rate-controllable polymeric membrane covered the drug reservoir which can be a drug solid particle. This membrane can be non-porous or semi-porous. [18,25]

4.1.2. Polymer matrix diffusion-controlled drug delivery

This system is based on the release rate of drugs from the reservoir through the water insoluble membrane and it depends on diffusion ability of the drug through the membrane. Two type of diffusion device are mentioned here [20,25,52]:

1. Reservoir type:

This type is based on exchanging the inner membrane drug with particle surrounding fluid.

2. Monolithic (matrix) type:

In this system, release is controlled by drug diffusion through matrix material.

4.1.3. Polymer (membrane/matrix) hybrid drug delivery

This system is a combination of the last two systems, the solid drug diffuse in a polymer matrix which is encapsulated in a membrane. [25]

4.1.4. Microreservoir Partition-Controlled Drug Delivery

In this system, drug reservoir is a suspension (drug solid particle and aqueous solution of

water-miscible), but overly, it is similar to last methods. [25]

4.2. Activation-modulated drug delivery

Physical and chemical interaction cause activation in these systems.

4.2.1. Osmotic pressure activated drug delivery

Coating drug particles with semi permeable polymers is a suitable method for controlled release. Particles exposed to aqueous fluid after releasing from the capsule. Particles uptake water based on the osmotic pressure and the drug is dissolved, it leads to a gradient, so more water is uptake. The coating is expanded and the wall stress is increased. Finally the coating ruptures and drug release. [44]

4.2.2. Hydrodynamic pressure activated drug delivery

Hydrodynamic pressure provides a source of energy for the delivery system. This system can be produced by loading liquid drugs into impermeable and collapsible capsules as a reservoir. One absorbent layer, one hydrophobic swellable layer laminate the reservoir and all the parts are coated with rigid, shape-retaining cover. In the digestive tract, absorbent layers imbibe fluid and generate hydrodynamic pressure. Thus, the drug reservoir collapsed and released the molecules. [6,18,44]

4.2.3. Vapor pressure activated drug delivery

The devices of this system are designed with two compartment: infusion compartment and pumping compartment which are physically separated. a vaporizable fluid is one of the sectors of the pumping compartment which generates vapor pressure with vaporizing at body temperature. Under pressure the partition moves upward and drives the drug solution to be delivered in the infusion compartment. [25]

4.2.4. Mechanical force activated drug delivery

Mechanical force can be categorized into three classes: 1) compressive 2) tensile 3) shear forces. Compressive and tensile force activated delivery systems are related to the stretchable material or hybridized into flexible components and the drug is released by deformation or breakage in chemical bonds.

Shear force activated systems are suitable for cardiovascular systems. Deformation and disaggregation are two mechanisms for releasing drugs in this system. [41]

4.2.5. magnetic activated drug delivery

Magnetic activated delivery systems have a high efficiency to deliver drugs to specific locations of the body. This transportation method is based on drug encapsulation into the sphere or conjugation on the surface of the nano/microsphere. Accumulation occurred after microsphere injection and it can lead to increased efficiency of local drug transportation. One magnetic field also can help and facilitate this process. Very high drug concentrations are provided near the target place without any toxicity. [38]

4.2.6. sponophoresis activated drug delivery

Though this process microbubbles interact with cells under ultrasound. Microbubbles are gas-filled particles which are encapsulated by shells. The oscillation occurs by microbubbles when they are induced by ultrasound at the close microbubble resonance frequency. These oscillations increase cellular uptake and permeability by forming transient pores in the cell membrane. Therefore it provides a targeted drug delivery at a specific location. [55,59,60]

4.2.7. iontophoresis activated drug delivery

Iontophoresis is based on the mild electrical current and includes two predominant mechanisms: electromigration and electroosmosis. Electromigration refers to repulsion

of ions by cathodes or anodes and the Ionic flux is generated through electrode reaction. Electroosmotic is the motion of water by electrical current. Electroosmotic can be applied for neutral molecules. [37,58]

4.2.8. hydration activated drug delivery

Hydration devices consist of swellable hydrophobic polymer which the drug is homogeneously dispersed into and the release is activated by polymer hydration-induced swelling. [25]

4.3. Feedback-regulated drug delivery

In these groups feedback mechanisms activate drug releasing. They might be triggered by biochemical substances in the body.

4.3.1. Bioerosion-Regulated Drug Delivery System

It is also called biodegradation systems. The drug is dispersed into the polymer and one stimulus can degenerate the polymer and allows the remaining particle drug to dissolve in water to disperse into the water. [9]

4.3.2. Bioresponsive Drug Delivery Systems

In this system, a reservoir is surrounded and encapsulated by a responsive polymeric membrane which is triggered by pH, light, temperature, enzyme, biomolecule, etc. Biomolecule-responsive drug delivery is one of the typical delivery systems. Biomolecules can either react with matrix or cleave some chemical bond. [14]

4.3.3. Self-Regulating Drug Delivery Systems

In contrast with other feedback regulated delivery systems whose activation depends on the outer activator, this system is stimulated by membrane permeability to biomedical agents. As an example, Peppas et al, found the association between release behavior and surrounding fluid pH. This study indicates that in acidic conditions diffusion coefficient reduces due to strong ion-ion interaction in hydrogel. In the other hand, in basic and neutral media, hydrogen swelling is occurred and the result is drug diffusion.[4]

4.4. Site-targeting drug delivery

Site-targeting or targeted delivery system is based on delivering a certain amount of an agent to a specific area within the body for a prolonged period of time. These system devices are being prepared by considering target cell properties and receptor-ligand association. Two main approaches for this system include: active targeting and passive targeting.

Passive targeting is directly associated with circulation, whereas active targeting enhances the passive targeting effect to make it more specific to the target site. [25]

Material	Advantages	Affecting parameters	System types
1. Rate-programmed			
1.1. Polymer membrane permeation-controlled	Low risk of accidentally burst and release	Partition coefficient, membrane thickness, drug diffusivity	Progestasert IUD, Ocusert, Transderm-Nitro, Norplant subdermal implant
1.2. Polymer matrix diffusion-controlled			

		Temperature, viscosity, matrix free volume	Nitro-Dur, Compudose
1.2.1. Reservoir type	Variable release rate		
1.2.2. Monolithic rate	Easier to produce, deliver molecule with high MW		
1.3. Polymer (membrane/matrix) hybrid	Both polymer matrix diffusion and polymer membrane permeation	Diffusivity, permeability, membrane thickness	Norplant
1.4. Microreservoir Partition-Controlled		Drug concentration rate, thickness, drug diffusivity in lipid layer	Nitrodisc, Syncro-Mate-C implant, Transdermal contraceptive device
2. Activation-modulated			
2.1. Osmotic pressure activated	easy to formulate, simple, prolonged therapeutic effect, inexpensive	water permeability, effective surface area, thickness of housing,	Alzet osmotic pump, Acutrim tablet,
2.2. Hydrodynamic pressure activated	Some medical benefit (mitigate food-effect, increase patient compliance and tolerance)	proportion in the membrane, tablet surface area, osmotic agent proportion, drug layer polymer grade	
2.3. Vapor pressure activated			
	Fluid delivery in very small volumes, fluid deliver at programmed rate	differential vapor pressure, viscosity, delivery cannula size	Infusaid system
2.4. Mechanical force activated	Providing predictable control, patient controlled delivery	Temperature, vessel diameter, velocity	
2.5. magnetic activated	Bio adaptability, non-toxicity, reducing the concentration of free drug over circulation,	Particle size, surface characteristic, field strength, and blood flow rate	
2.6. sonophoresis activated	Safe, non-invasive, widely available, inexpensive,	Frequency, Intensity, Pressure, Pulse length,	
2.7. iontophoresis activated	High controllable delivery rate, bioavailable	Drug concentration, pH, current	LidoSite, Zecuity, Ionsys
2.8. hydration activated	High drug release rate for hydrophobic and hydrophilic component	Orifice size, drug loading	Syncro-Mate-B implant, Valrelease
3.	Feedback-regulated		
3.1. Bioerosion-Regulated		Thickness of the membrane, membrane Diffusion coefficient, pH	

3.2. Bioresponsive	Carry high dosage, non-toxic, stimuli-responsive	pH, temperature, light, enzyme, biomolecule	
3.3. Self-Regulating	Intelligent delivery system	pH, stimulant molecule concentration, membrane permeability	
4. Site-targeting drug delivery	High specificity and efficiency	Depends on the delivery type	

5. Bioactive molecules

In fact, bioactive molecules are important to consider for their significant role in all kinds of treatment. Choosing a suitable delivery approach is completely dependent on molecules which are wanted to be released. So, the materials and synthesis mechanisms are selected based on the types of the molecules.

In tissue engineering, bioactive proteins are more interested in delivery including: growth factors and adhesive factors as the main factors. [19]

1) Growth factors:

Growth factors contribute a significant role in tissue engineering. These molecules are ligands for cell receptors and cause turning on signal transduction within the cell. The most important examples include:

- morphogenetic proteins (BMPs)
- transforming growth factor (TGF)- β
- vascular endothelial growth factors (VEGFs)
- platelet-derived growth factors (PDGFs)
- fibroblast growth factors (FGFs)
- neurotrophins
- insulin like growth factors

2) Adhesive factors:

Another important candidate for drug delivery in the field of tissue engineering are adhesive factors. These molecules are bound to the ECM (ExtraCellular Matrix) and transmit the pressure stress between cytoskeleton and ECM. As an illustration for adhesive factors:

- Fibronectin
- vitronectin
- laminin
- peptide mimics of these proteins

6. conclusion

For the last several decades, there has been a significant number of studies which have focused on the methods and materials for designing controlled-release devices. In this review the four main components for designing devices are mentioned: materials, active molecules, synthetic methods and drug delivery systems. Natural, synthetic and ceramic materials are manipulated to produce the devices which are coupled with various delivery systems. On the other hand, active molecules are bound to the scaffolds based on their chemical properties. The combination of all these techniques provide devices that release

controlled amounts of drug at specific times in specific locations.

Additional future works on the computational and modeling methods would help to make more specific, efficient and cheaper scaffolds for implantation aims.

Uncategorized References

1. Polymeric Scaffolds in Tissue Engineering Application: A Review: International Journal of Polymer Science. 2011. 2011.
2. Guarino, V., F. Causa, and L. Ambrosio, Bioactive scaffolds for bone and ligament tissue. Expert Review of Medical Devices, 2007. 4(3): p. 405-418.
3. Malafaya, P.B., G.A. Silva, and R.L. Reis, Natural-origin polymers as carriers and scaffolds for biomolecules and cell delivery in tissue engineering applications. Advanced Drug Delivery Reviews, 2007. 59(4): p. 207-233.
4. Intelligent Materials for Controlled Release, Copyright, Advisory Board, Foreword, in Intelligent Materials for Controlled Release. 1999, American Chemical Society. p. i-vii.
5. Davies, O.R., et al., Applications of supercritical CO₂ in the fabrication of polymer systems for drug delivery and tissue engineering. Advanced Drug Delivery Reviews, 2008. 60(3): p. 373-387.
6. Malaterre, V., et al., Approach to design push-pull osmotic pumps. International Journal of Pharmaceutics, 2009. 376(1): p. 56-62.
7. Hu, J., et al., Beta-tricalcium phosphate particles as a controlled release carrier of osteogenic proteins for bone tissue engineering. Journal of Biomedical Materials Research Part A, 2012. 100A(7): p. 1680-1686.
8. Ladrón de Guevara-Fernández, S., et al., Bioactive glass-polymer materials for controlled release of ibuprofen. Biomaterials, 2003. 24(22): p. 4037-4043.
9. Wood, D.A., Biodegradable drug delivery systems. International Journal of Pharmaceutics, 1980. 7(1): p. 1-18.
10. Tabata, Y., Biomaterial technology for tissue engineering applications. Journal of the Royal Society, Interface, 2009. 6 Suppl 3(Suppl 3): p. S311-S324.
11. O'Brien, F.J., Biomaterials & scaffolds for tissue engineering. Materials Today, 2011. 14(3): p. 88-95.
12. Lee, E.J., F.K. Kasper, and A.G. Mikos, Biomaterials for tissue engineering. Annals of biomedical engineering, 2014. 42(2): p. 323-337.
13. Langer, R., Biomaterials in Drug Delivery and Tissue Engineering: One Laboratory's Experience. Accounts of Chemical Research, 2000. 33(2): p. 94-101.
14. You, J.-O., et al., Bioresponsive matrices in drug delivery. Journal of biological engineering, 2010. 4: p. 15-15.
15. Yoshikawa, H. and A. Myoui, Bone tissue engineering with porous hydroxyapatite ceramics. Journal of Artificial Organs, 2005. 8(3): p. 131-136.
16. Porter, J.R., T.T. Ruckh, and K.C. Popat, Bone tissue engineering: A review in bone biomimetics and drug delivery strategies. Biotechnology Progress, 2009. 25(6): p. 1539-1560.
17. Paul, W. and C.P. Sharma, Ceramic Drug Delivery: A Perspective. Journal of Biomaterials Applications, 2003. 17(4): p. 253-264.
18. Tojo, K., et al., Characterization of a membrane permeation system for controlled drug delivery studies. AIChE Journal, 1985. 31(5): p. 741-746.
19. Tiwari, R., CONTROLLED RELEASE DRUG FORMULATION IN PHARMACEUTICALS: A STUDY ON THEIR APPLICATION AND PROPERTIES. Vol. 5. 2016. 1740-1720.

20. Madhusudhan Reddy, A., et al., Controlled release matrix drug delivery system – a review. Vol. 5. 2017. 2017-384.
21. Plieva, F.M., et al., Cryogel applications in microbiology. Trends in Microbiology, 2008. 16(11): p. 543-551.
22. M. A. Henderson, T., et al., Cryogels for Biomedical Applications. Vol. 1. 2013. 2682-2695.
23. Li, J. and D.J. Mooney, Designing hydrogels for controlled drug delivery. Nature Reviews Materials, 2016. 1: p. 16071.
24. Langer, R. and D.A. Tirrell, Designing materials for biology and medicine. Nature, 2004. 428: p. 487.
25. Chien, Y.W., Drug Delivery : Controlled Release. Encyclopedia of Pharmaceutical Technology 2010.
26. Bhardwaj, N. and S.C. Kundu, Electrospinning: A fascinating fiber fabrication technique. Biotechnology Advances, 2010. 28(3): p. 325-347.
27. Teo, W.-E., W. He, and S. Ramakrishna, Electrospun scaffold tailored for tissue-specific extracellular matrices. Biotechnology Journal, 2006. 1(9): p. 918-929.
28. Wang, X., et al., Emulsion-templated fully three-dimensional interconnected porous titania ceramics with excellent humidity sensing properties. Sensors and Actuators B: Chemical, 2016. 237: p. 894-898.
29. Liao, C.-J., et al., Fabrication of porous biodegradable polymer scaffolds using a solvent merging/particulate leaching method. Journal of Biomedical Materials Research, 2002. 59(4): p. 676-681.
30. Autissier, A., et al., Fabrication of porous polysaccharide-based scaffolds using a combined freeze-drying/cross-linking process. Acta Biomaterialia, 2010. 6(9): p. 3640-3648.
31. Siepmann, J., R. Siegel, and M.J. Rathbone, Fundamentals and applications of controlled release drug delivery. 2012. 1-594.
32. Huang, Y.-C. and D. Mooney, Gas Foaming to Fabricate Polymer Scaffolds in Tissue Engineering. 2005. p. 155-167.
33. El-Sherbiny, I.M. and M.H. Yacoub, Hydrogel scaffolds for tissue engineering: Progress and challenges. Global cardiology science & practice, 2013. 2013(3): p. 316-342.
34. Xu, H.H.K., et al., Injectable and macroporous calcium phosphate cement scaffold. Biomaterials, 2006. 27(24): p. 4279-4287.
35. Hertz, A. and I.J. Bruce, Inorganic materials for bone repair or replacement applications. Nanomedicine, 2007. 2(6): p. 899-918.
36. Yoshikawa, H., et al., Interconnected porous hydroxyapatite ceramics for bone tissue engineering. Journal of The Royal Society Interface, 2009. 6(suppl_3): p. S341-S348.
37. Kalia, Y.N., et al., Iontophoretic drug delivery. Advanced Drug Delivery Reviews, 2004. 56(5): p. 619-658.
38. Jangde, R., Magnetically modulated Drug Delivery Systems: An Overview. Vol. 4. 2011.
39. Czernuszka, J.T., Making tissue engineering scaffolds work. Review: the application of solid freeform fabrication technology to the production of tissue engineering scaffolds. . European cells & materials 2003. 5: p. 29-39; discussion 39-40
40. Fideles, T., et al., Mechanical and Morphological Characterization of Chitosan Scaffolds Produced by Particle Aggregation Method. Vol. 04. 2017. 1-12.
41. Zhang, Y., et al., Mechanical Force-Triggered Drug Delivery. Chemical Reviews,

2016. 116(19): p. 12536-12563.

42. Li, W., et al., Microfluidic fabrication of microparticles for biomedical applications. *Chemical Society Reviews*, 2018. 47(15): p. 5646-5683.

43. Li, P.S., et al., A novel albumin-based tissue scaffold for autogenic tissue engineering applications. *Sci Rep*, 2014. 4: p. 5600.

44. A Keraliya, R., et al., Osmotic Drug Delivery System as a Part of Modified Release Dosage Form. Vol. 2012. 2012. 528079.

45. Sokolsky-Papkov, M., et al., Polymer carriers for drug delivery in tissue engineering. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 2007. 59(4): p. 187-206.

46. Nair, L.S. and C.T. Laurencin, Polymers as Biomaterials for Tissue Engineering and Controlled Drug Delivery, in *Tissue Engineering I*, K. Lee and D. Kaplan, Editors. 2006, Springer Berlin Heidelberg: Berlin, Heidelberg. p. 47-90.

47. Ghayempour, S. and S.M. Mortazavi, Preparation and investigation of sodium alginate nanocapsules by different microemulsification devices. *Journal of Applied Polymer Science*, 2015. 132(17).

48. O'Donnell, P.B. and J.W. McGinity, Preparation of microspheres by the solvent evaporation technique. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 1997. 28(1): p. 25-42.

49. Kost, J. and R. Langer, Responsive polymeric delivery systems. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 2001. 46(1): p. 125-148.

50. Patil, P., D. Chavanke, and M. A. Wagh, A review on ionotropic gelation method: Novel approach for controlled gastroretentive gelispheres. Vol. 4. 2012. 27-32.

51. Holland, T.A. and A.G. Mikos, Review: Biodegradable Polymeric Scaffolds. Improvements in Bone Tissue Engineering Through Controlled Drug Delivery, in *Tissue Engineering I*, K. Lee and D. Kaplan, Editors. 2006, Springer Berlin Heidelberg: Berlin, Heidelberg. p. 161-185.

52. Garg, T., et al., Scaffold: A Novel Carrier for Cell and Drug Delivery. Vol. 29. 2012. 1-63.

53. Ma, P.X., Scaffolds for tissue fabrication. *Materials Today*, 2004. 7(5): p. 30-40.

54. Champion, E., Sintering of calcium phosphate bioceramics. *Acta Biomaterialia*, 2013. 9(4): p. 5855-5875.

55. Delalande, A., et al., Sonoporation: Mechanistic insights and ongoing challenges for gene transfer. *Gene*, 2013. 525(2): p. 191-199.

56. Zhao, Y., H. Li, and P. Liu, Study on microemulsion polymerization of N-butyl maleimide. *Journal of Applied Polymer Science*, 2000. 77(4): p. 805-809.

57. Lu, T., Y. Li, and T. Chen, Techniques for fabrication and construction of three-dimensional scaffolds for tissue engineering. *International journal of nanomedicine*, 2013. 8: p. 337-350.

58. Ita, K., Transdermal iontophoretic drug delivery: advances and challenges. *Journal of Drug Targeting*, 2016. 24(5): p. 386-391.

59. Pitt, W.G., G.A. Hussein, and B.J. Staples, Ultrasonic drug delivery--a general review. *Expert opinion on drug delivery*, 2004. 1(1): p. 37-56.

60. Mullick Chowdhury, S., T. Lee, and J.K. Willmann, Ultrasound-guided drug delivery in cancer. *Ultrasonography (Seoul, Korea)*, 2017. 36(3): p. 171-184.

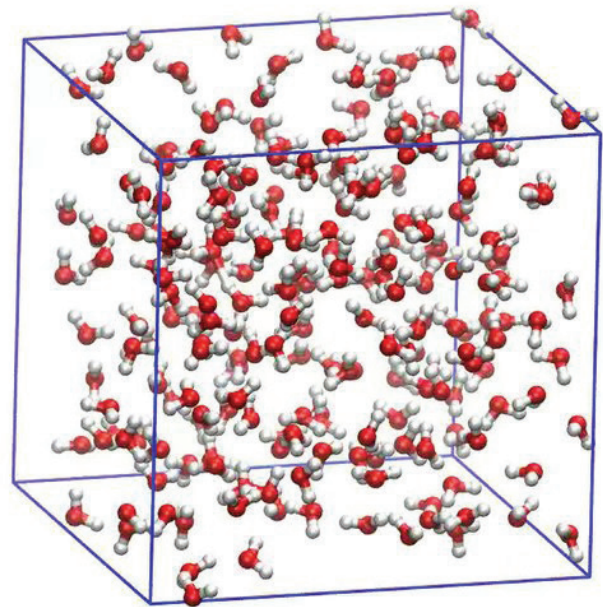
61. Biondi, M., et al., Controlled drug delivery in tissue engineering. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 2008. 60(2): p. 229-242.



معرفی نرم افزار

آنچه خواهید خواند:

آشنایی با دینامیک مولکولی
معرفی نرم افزار Origin
دوره های آموزشی انجمن علمی



ثامن شرفی
دانشجوی کارشناسی رشته مهندسی پلیمر،
دانشگاه تهران

آشنایی با دینامیک مولکولی

دینامیک مولکولی روشی برای شبیه سازی کامپیوتری و مطالعه ی کنش های فیزیکی اتم ها و مولکول هاست. دینامیک مولکولی اولین بار در اواخر دهه ۱۹۵۰ میلادی در زمینه فیزیک نظری ارائه و توسعه یافت. اما امروزه عمدتاً در زمینه شیمی فیزیک، علوم مواد و مدل سازی مولکول های زیستی نیز کاربرد دارد. در این روش برهمکنش ذرات در بازه های زمانی معینی و با استفاده از معادلات تعریف شده مورد بررسی قرار می گیرد که میتوان اطلاعاتی در مورد خواص مختلف سیستم از جمله انرژی، خواص ساختاری، دینامیکی، مکانیکی و غیره به دست آورد.

یک شبیه سازی دینامیک مولکولی نیازمند تعیین یک تابع، یا تعریف روابطی است که از طریق آن ذرات موجود در شبیه سازی با هم میانکنش خواهند داشت. در شیمی و زیست شناسی این امر معمولاً به عنوان یک میدان نیرو و در فیزیک مواد به عنوان پتانسیل میان اتمی شناخته می شود که یکی از رایج ترین نسخه ها، حل عددی معادلات حرکت نیوتون برای اتم ها مولکول های سیستم که برهمکنش دارند. در این

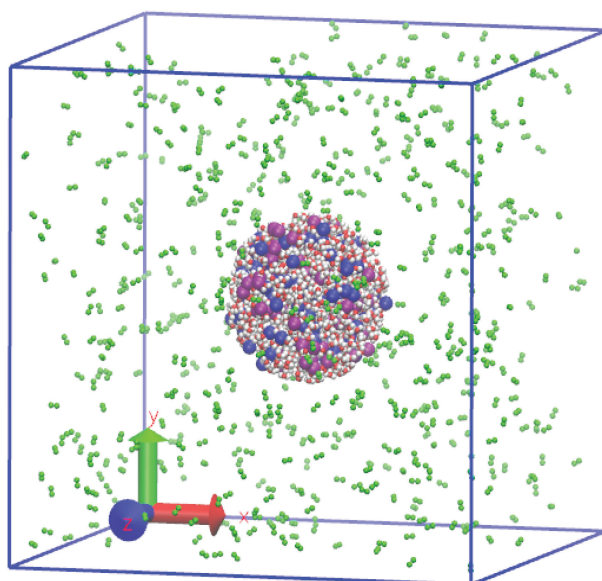
سیستم نیروهای بین ذرات با میدان های نیروی مکانیک مولکولی محاسبه می گردد. جدول زیر نیز شامل چند معادله حرکت برای بررسی سیستم های مختلف است.

نوع سیستم	معادله حرکت
سیستم مکانیک کوانتوم	معادله ی شرودرینگر (وابسته به زمان)
سیستم مکانیک کلاسیک	معادله حرکت نیوتون
سیستم کاتوره ای	معادله لاژوین

کاهش و تبدیل از یک تعریف کوانتومی کامل به یک پتانسیل کلاسیک شامل دو تقریب (تخمین) اصلی می باشد. اولی تقریب بورن-اوپنهایمر (Born-Oppenheimer) می باشد، که بیان می کند: پویایی (دینامیک) الکترون ها به قدری سریع است که میتواند به عنوان واکنش دهنده سریع به حرکت هسته های خود در نظر گرفته شوند. در نتیجه، آنها ممکن است به طور جداگانه در نظر گرفته شوند. مورد دوم، هسته ها را که بسیار سنگین تر از الکترون ها هستند، به عنوان ذرات نقطه ای که از دینامیک مولکولی کلاسیک پیروی می کنند، تلقی میکند. در دینامیک مولکولی کلاسیک، اثر الکترون ها به صورت یک سطح انرژی بالقوه تخمین زده می شود، که معمولاً نشانگر حالت پایه می باشد.

برگرفته از کتاب

Computational Molecular Dynamics: Challenges, Methods, Ideas





بردیا ایراجیان

دانشجوی کارشناسی رشته مهندسی پلیمر،
دانشگاه تهران

معرفی نرم افزار Origin

نرم افزار Origin از شرکت OriginsLab به منظور تحلیل و بررسی انواع نمودارها طراحی شده است و امکان تجزیه، تحلیل و ترسیم نمودارها را برای مهندسان و دانشمندان با سرعت و دقت بالا فراهم می کند.

این نرم افزار از سال ۱۹۹۲ مورد توجه دانشمندان و مهندسان قرار گرفت و استفاده از آن روز به روز در حال گسترش است. Origin به زبان های انگلیسی، آلمانی و ژاپنی موجود است و در بسیاری از مراکز تحقیقاتی، شرکت ها و دانشگاه ها استفاده می شود. این نرم افزار در عین بهره گیری از رابط کاربری آسان، قادر است با دقت بالایی به صورت روزمره و ساده در تحلیل نمودارها مورد استفاده قرار گیرد؛ چرا که در آن طیف گسترده ای از نمودارها تنها با چند کلیک قابل دستیابی است. با خرید اشتراک قانونی، Origin می تواند برای یک یا چند کاربر (بسته به نوع نیاز) مورد استفاده قرار گیرد؛ اگرچه در ایران می توانید با دانلود این نرم افزار به همراه کرک، به راحتی آن را نصب و از آن استفاده کنید. همچنین نسخه Pro این نرم افزار دارای گزینه های اضافه ای همچون آنالیز پیک بوده و کاربردهای تخصصی دارد.

علاوه بر این، این نرم افزار یکی از نرم افزارهای مهم و پرکاربرد برای دانشجویان کارشناسی ارشد و خصوصا برای تالیف و درج نمودار در مقالات ISI است.

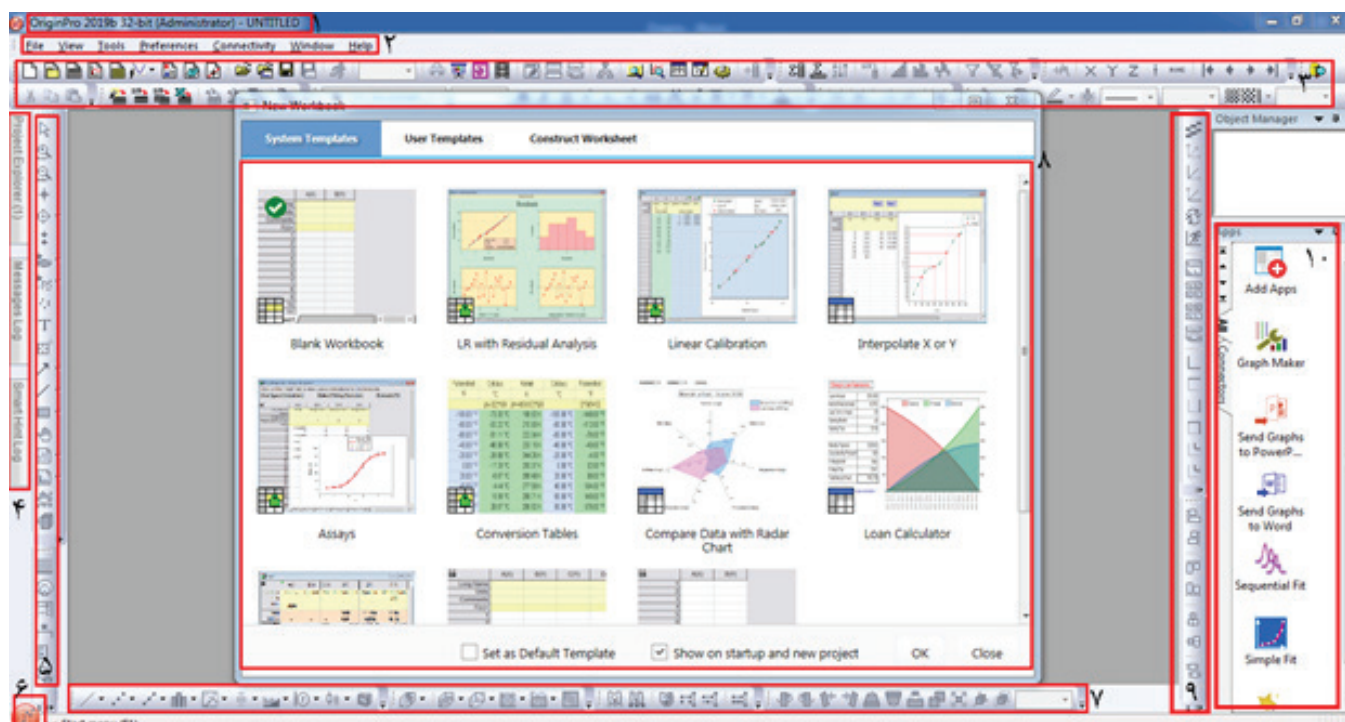
همچنین وبسایت www.OriginLab.com یک وبسایت مرجع برای تبادل فایل ها و کسب اطلاعات در مورد نسخه های مختلف این نرم افزار (Origin و OriginPro) است.

از چه نسخه‌ای استفاده کنیم؟

همانطور که پیش‌تر گفته شد نسخه OriginPro کامل‌ترین نسخه این نرم‌افزار است که به صورت ۶۴ بیتی و ۳۲ بیتی ارائه شده است. با توجه به عدم نیاز به خرید نرم‌افزار در ایران، ما استفاده از همین نسخه را پیشنهاد می‌کنیم. برای استفاده از نسخه ۶۴ بیتی سیستم عامل شما حتماً باید ۶۴ بیتی باشد، اگر چه نصب این نسخه می‌تواند روی برخی سیستم‌ها مشکلاتی را به همراه داشته باشد. بنابراین پیشنهاد ما به شما OriginPro ۳۲x بوده که جدیدترین نسخه آن تا به امروز نسخه ۲۰۱۹b است.

آشنایی با محیط نرم افزار:

پس از باز کردن نرم‌افزار با موارد زیر روبرو می‌شوید:



(۱) عنوان پروژه و نسخه نرم‌افزار

(۲) Toolbar نرم افزار، شامل بخش‌های مختلف مربوط به ساخت و باز کردن فایل، مدیریت ابزارها، تنظیمات پنجره، راهنما و...

(۳) این قسمت گزیده‌ای از اکثر ابزارهای موجود در صفحه را نشان می‌دهد؛ شامل: ایجاد یادداشت، خروجی اکسل، تنظیمات مربوط به فونت و سایز آن و...

(۴) قسمت Project Explorer بخش اصلی این قسمت محسوب می‌شود که پس از انجام تحلیل روی نمودارها، زیربخش‌ها و فایل‌های ایجاد شده در آن قابل مشاهده است. بخش Log گزارشی از فرایندهای انجام شده در نرم‌افزار ارائه می‌دهد.

(۵) این قسمت نیز شامل ابزارهایی برای ایجاد یادداشت، جابجا کردن نمودار و تنظیم رنگ آن، هایلایت کردن داده‌ها و... است.

(۶) منوی استارت نرم‌افزار که در آن می‌توان با جستجوی عبارت مورد نظر، به سرعت به اطلاعات آن دست یافت.

(۷) این قسمت یکی از بخش‌های اصلی نرم‌افزار محسوب می‌شود که می‌تواند انواع نمودارها را با توجه به داده‌ها ترسیم کند.

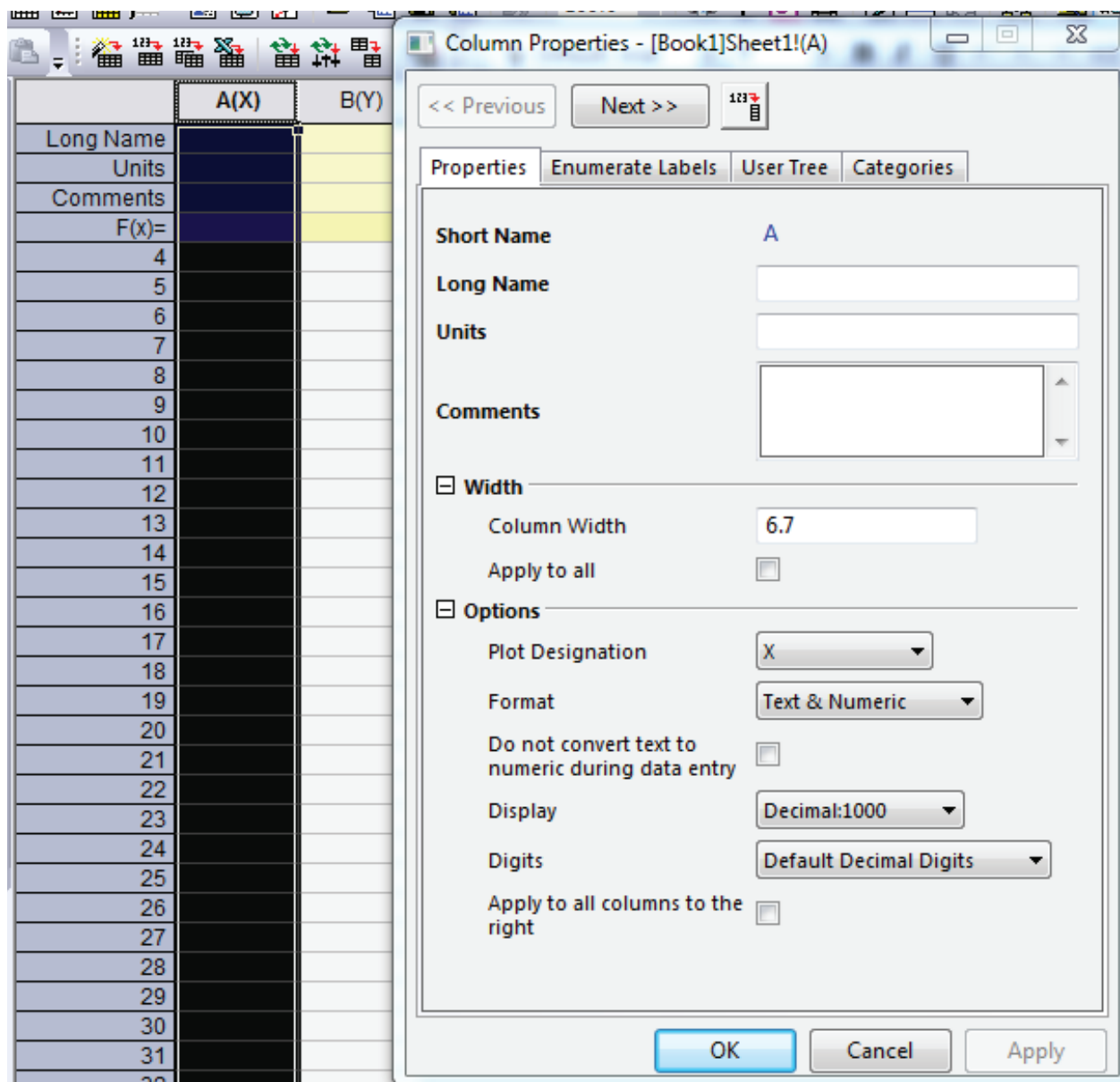
(۸) با کمک این پنجره می‌توان فایل جدیدی ایجاد یا از قالب‌های موجود استفاده کرد. در اجراهای بعدی می‌توان با غیر فعال کردن تیک Show no startup از باز شدن این پنجره جلوگیری کرد.

(۹) در این قسمت می‌توان تنظیمات مربوط به نمودار شامل نام محورها، نمایش یا عدم نمایش خطوط راهنما، مقیاس و... را کنترل کرد.

۱۰) این بخش دسترسی به برخی از امکانات نرم افزار مثل انواع خروجی را تسهیل می کند. با ایجاد یک پروژه خالی (Blank) با صفحه های مشابه اکسل برای وارد کردن داده ها مواجه می شویم.

	A(X)	B(Y)
Long Name		
Units		
Comments		
F(x)=		
4		
5		
6		
7		
8		

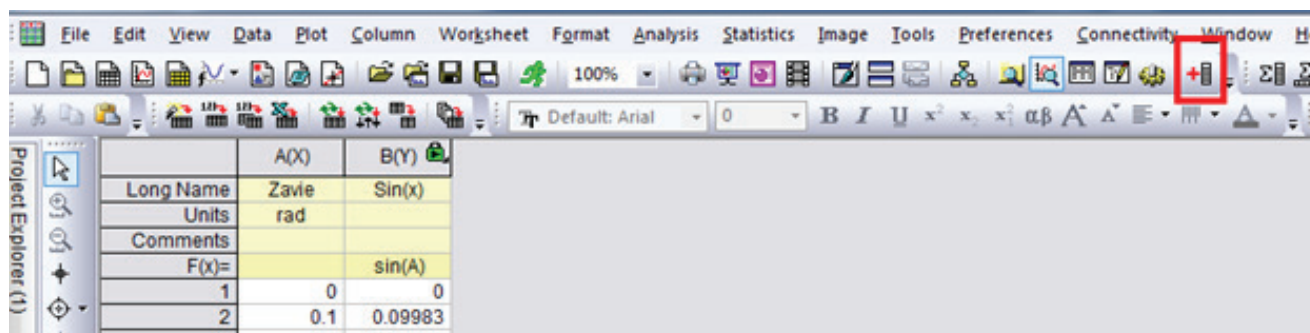
همانطور که مشاهده می کنید امکان تعریف ستون به عنوان متغیر X یا Y و یا حتی Z محور وجود دارد. برای مثال در اینجا ستون داده های A به عنوان X و مقادیر ستون B برابر Y در نظر گرفته می شود. با کلیک روی بالای ستون و انتخاب آن، و سپس راست کلیک روی آن و انتخاب Properties می توان اطلاعات ستون را تغییر داد.



در قسمت Plot Designation می‌توان ماهیت ستون (Y، X یا Z) را تعیین کرد. علاوه بر این برای هر ستون امکان تعریف واحد، یادداشت و بسیاری از ویژگی‌های دیگر نیز وجود دارد. همچنین اگر داده‌ها از قاعده جبری خاصی پیروی می‌کنند، می‌توان با وارد کردن فرمول آن ستون داده‌ها را ایجاد کرد. برای مثال با وارد کردن مقادیر زیر می‌توان داده‌های مربوط به سینوس زوایای تعریف شده را بدست آورد.

	A(X)	B(Y)
Long Name	Zavie	Sin(x)
Units	rad	
Comments		
F(x)=		sin(A)
1	0	0
2	0.1	0.09983
3	0.2	0.19867
4	0.3	0.29552
5	0.4	0.38942
6	0.5	0.47943
7	0.6	0.56464
8	0.7	0.64422
9	0.8	0.71736
10	0.9	0.78333
11	1	0.84147
12	1.1	0.89121
13	1.2	0.93204

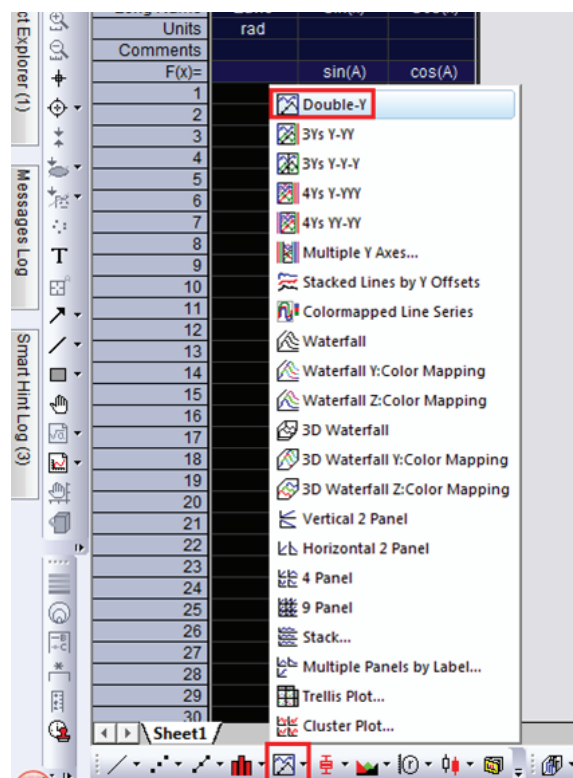
افزودن ستون جدید را می‌توان با کلیک روی عبارت Add New Columns انجام داد.



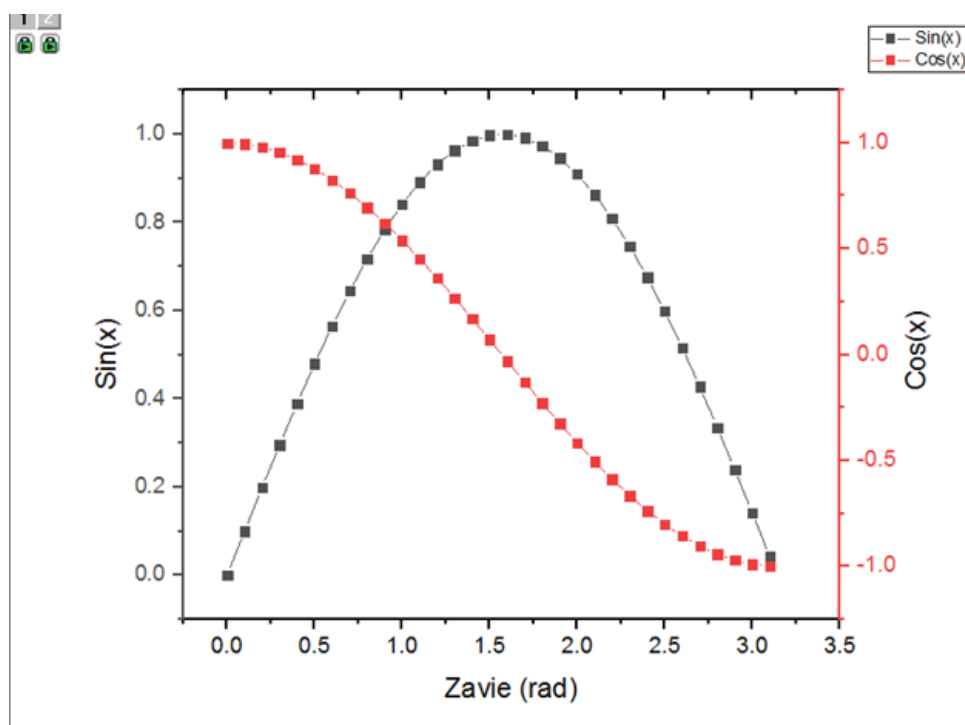
و برای مثال می‌توان کسینوس زوایا را محاسبه کرد.

	A(X)	B(Y)	C(Y)
Long Name	Zavie	Sin(x)	Cos(x)
Units	rad		
Comments			
F(x)=		sin(A)	cos(A)
1	0	0	1
2	0.1	0.09983	0.995
3	0.2	0.19867	0.98007
4	0.3	0.29552	0.95534
5	0.4	0.38942	0.92106
6	0.5	0.47943	0.87758
7	0.6	0.56464	0.82534
8	0.7	0.64422	0.76484
9	0.8	0.71736	0.69671
10	0.9	0.78333	0.62161
11	1	0.84147	0.5403
12	1.1	0.89121	0.4536
13	1.2	0.93204	0.36236
14	1.3	0.96356	0.2675
15	1.4	0.98545	0.16997

با کلیک روی قسمت مشخص شده، می‌توان انواع نمودارها را برای ترسیم مشاهده کرد.

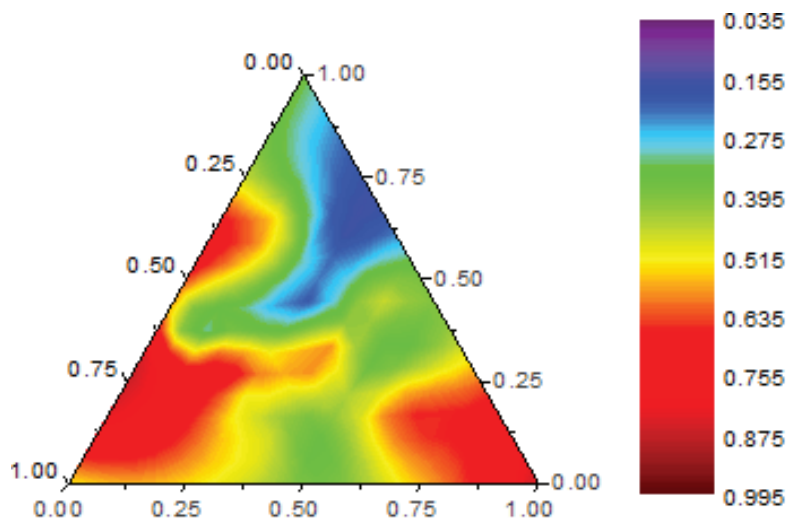


ابتدا ستون‌های مورد نظر را انتخاب می‌کنیم. نمودار مد نظر ما شامل دو مقدار برای محور Y هاست. با کلیک روی $Double\ Y$ نمودار ما ایجاد می‌شود.

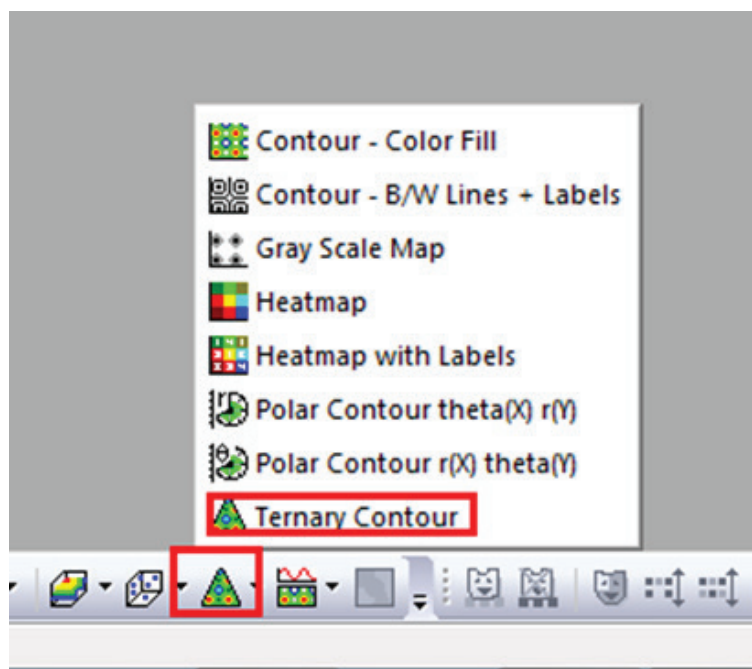


نمودار شامل ۲ لایه (یکی سینوس و دیگری کسینوس) است که در بالا با شماره ۱ و ۲ مشخص شده‌اند. با دوبار کلیک روی هر یک از محورها و یا نمودار و همچنین انتخاب لایه مورد نظر می‌توان به تنظیمات نمودار شامل: نشان دادن خطوط راهنما و شکل آنها (خط چین، توپر، نقطه چین و...)، مقیاس (خطی لگاریتمی و...) نمایش نام محورها و... پرداخت. در بخش Project Explorer نیز دستیابی به نمودار ایجاد شده یا داده‌ها ممکن است.

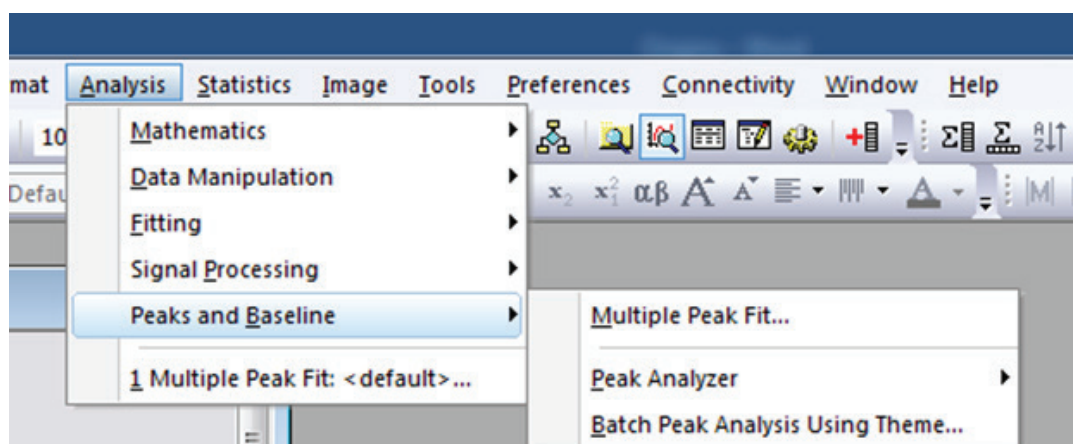
از دیگر ویژگی‌های نرم‌افزار امکان رسم نمودارهای مثلثی (Ternary) است. این نمودارها برای بیان ویژگی سیستم‌های ۳ فاز (مثل پلیمر، حلال، ضد حلال یا ترکیب دو پلیمر و حلال یا آلیاژهای فلزی) به کار می‌روند.



برای ترسیم چنین نمودارهایی، پس از وارد کردن داده‌ها می‌توان با کلیک روی قسمت زیر آن را ترسیم کرد:



علاوه بر این‌ها، در نسخه Pro امکان تحلیل انواع پیک و تعیین Baseline و انتگرال پیک وجود دارد.



دیگر منابع آموزشی:

برای آموزش این نرم‌افزار، علاوه بر راهنمای آن می‌توان از محتوای آموزشی موجود در سایت فرادرس کمک گرفت. همچنین مثال‌ها و نمونه‌هایی در قالب فیلم و نوشته در سایر سایت‌های انگلیسی زبان موجود است.



دوره‌های آموزشی انجمن علمی

بهار ۱۴۰۰

جهت اطلاع از آخرین وضعیت دوره ها و ثبت نام، به کانال تلگرام انجمن علمی به آیدی @SaCheEng_ut مراجعه کنید.

فروردین						
شنبه	یک شنبه	دوشنبه	سه شنبه	چهارشنبه	پنج شنبه	جمعه
	۱	۲	۳	۴	۵	۶
			هایسیس مقدماتی ۱۵:۰۰ - ۱۸:۰۰	متلب مقدماتی ۳۱:۰۰ - ۱۸:۰۰	هایسیس مقدماتی ۱۵:۰۰ - ۱۸:۰۰	
					اسپن پلاس ۲۳:۰۰ - ۱۹:۰۰	
۷	۸	۹	۱۰	۱۱	۱۲	۱۳
دینامیک مولکولی LAMMPS	مولدفلو ۱۵:۰۰ - ۱۳:۰۰	متلب مقدماتی ۲۱:۰۰ - ۱۸:۰۰	ProMax ۹:۰۰ - ۱۲:۰۰	ProMax ۹:۰۰ - ۱۲:۰۰	ProMax ۹:۰۰ - ۱۲:۰۰	
متلب مقدماتی ۳۱:۰۰ - ۱۸:۰۰	هایسیس مقدماتی ۱۵:۰۰ - ۱۸:۰۰		مولدفلو ۱۵:۰۰ - ۱۳:۰۰	دینامیک مولکولی LAMMPS ۱۴:۰۰ - ۱۲:۰۰	مولدفلو ۱۵:۰۰ - ۱۳:۰۰	
	اسپن پلاس ۲۳:۰۰ - ۱۹:۰۰		هایسیس مقدماتی ۱۵:۰۰ - ۱۸:۰۰	متلب مقدماتی ۳۱:۰۰ - ۱۸:۰۰	هایسیس مقدماتی ۱۵:۰۰ - ۱۸:۰۰	
			اسپن پلاس ۲۳:۰۰ - ۱۹:۰۰		اسپن پلاس ۲۳:۰۰ - ۱۹:۰۰	
۱۴	۱۵	۱۶	۱۷	۱۸	۱۹	۲۰
کامسول ۱۸:۰۰ - ۱۶:۰۰	هایسیس مقدماتی ۱۵:۰۰ - ۱۸:۰۰	کامسول ۱۸:۰۰ - ۱۶:۰۰	هایسیس مقدماتی ۱۵:۰۰ - ۱۸:۰۰	کامسول ۱۸:۰۰ - ۱۶:۰۰	کامسول ۱۸:۰۰ - ۱۶:۰۰	اسپن پلاس پیشرفته ۱۲:۰۰ - ۹:۰۰
متلب مقدماتی ۳۱:۰۰ - ۱۸:۰۰	اسپن پلاس ۲۳:۰۰ - ۱۹:۰۰	متلب مقدماتی ۲۱:۰۰ - ۱۸:۰۰	اسپن پلاس ۲۳:۰۰ - ۱۹:۰۰	متلب مقدماتی ۳۱:۰۰ - ۱۸:۰۰	ProMax ۱۲:۰۰ - ۱۵:۰۰	کامسول ۱۶:۰۰ - ۱۳:۰۰
					مولدفلو ۱۵:۰۰ - ۱۳:۰۰	ProMax ۱۵:۰۰ - ۱۸:۰۰
					هایسیس مقدماتی ۱۵:۰۰ - ۱۸:۰۰	
					اسپن پلاس پیشرفته ۱۹:۰۰ - ۱۶:۰۰	
۲۱	۲۲	۲۳	۲۴	۲۵	۲۶	۲۷
کامسول ۱۸:۰۰ - ۱۶:۰۰	هایسیس پیشرفته ۲۳:۰۰ - ۱۹:۰۰	کامسول ۱۸:۰۰ - ۱۶:۰۰	هایسیس پیشرفته ۲۳:۰۰ - ۱۹:۰۰	کامسول ۱۸:۰۰ - ۱۶:۰۰	کامسول ۱۴:۰۰ - ۹:۰۰	اسپن پلاس پیشرفته ۱۲:۰۰ - ۹:۰۰
متلب پیشرفته ۳۱:۰۰ - ۱۸:۰۰		متلب پیشرفته ۳۱:۰۰ - ۱۸:۰۰		متلب پیشرفته ۳۱:۰۰ - ۱۸:۰۰	مولدفلو ۱۵:۰۰ - ۱۳:۰۰	کامسول ۱۶:۰۰ - ۱۳:۰۰
					اسپن پلاس پیشرفته ۱۹:۰۰ - ۱۶:۰۰	
					هایسیس پیشرفته ۲۳:۰۰ - ۱۹:۰۰	
۲۸	۲۹	۳۰	۳۱			
کامسول ۱۸:۰۰ - ۱۶:۰۰	هایسیس پیشرفته ۲۳:۰۰ - ۱۹:۰۰	کامسول ۱۸:۰۰ - ۱۶:۰۰	هایسیس پیشرفته ۲۳:۰۰ - ۱۹:۰۰			
متلب پیشرفته ۳۱:۰۰ - ۱۸:۰۰		متلب پیشرفته ۳۱:۰۰ - ۱۸:۰۰				

ار دی بهشت						
شنبه	یک شنبه	دوشنبه	سه شنبه	چهارشنبه	پنج شنبه	جمعه
				۱	۲	۳
				کامسول	کافشار	اسپن پلاس پیشرفته
				۱۸۰۰۰ - ۱۶۰۰۰	۱۶۰۰۰ - ۱۴۰۰۰	۱۴۰۰۰ - ۹۰۰۰
				مطلب پیشرفته	اسپن پلاس پیشرفته	
				۲۱۰۰۰ - ۱۸۰۰۰	۱۹۰۰۰ - ۱۶۰۰۰	
					هایسپس پیشرفته	
					۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	
				۷	۹	۱۰
		۶		کامسول	اسپن پلچمر	اسپن پلچمر
		۱۸۰۰۰ - ۱۶۰۰۰	۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	هایسپس دینامیک	۱۹۰۰۰ - ۱۶۰۰۰	۱۴۰۰۰ - ۹۰۰۰
		تجهیزات فرایندی	تجهیزات فرایندی	تجهیزات فرایندی	هایسپس دینامیک	
		۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	
		۱۳		۱۴	۱۶	۱۷
		تجهیزات فرایندی	هایسپس دینامیک	تجهیزات فرایندی	اسپن پلچمر	اسپن پلچمر
		۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	۱۹۰۰۰ - ۱۶۰۰۰	۱۴۰۰۰ - ۹۰۰۰
					هایسپس دینامیک	
					۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	
				۲۱	۲۲	۲۴
				هایسپس دینامیک	P&ID و PFD	اسپن پلچمر
				۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	۱۴۰۰۰ - ۹۰۰۰
				۲۸	۲۹	۳۱
					P&ID و PFD	
					۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	
				۲۰	۲۱	
				P&ID و PFD	P&ID و PFD	
				۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	
				۲۷	۲۸	
				۱۹	۲۰	۲۱
				هایسپس دینامیک	P&ID و PFD	اسپن پلچمر
				۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	۱۴۰۰۰ - ۹۰۰۰
				۲۶	۲۷	۲۹
					P&ID و PFD	
					۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	
				۱۸	۱۹	۲۰
				تجهیزات فرایندی	هایسپس دینامیک	اسپن پلچمر
				۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	۱۴۰۰۰ - ۹۰۰۰
				۲۵	۲۶	۲۸
				P&ID و PFD	P&ID و PFD	
				۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	۲۲۰۰۰ - ۱۹۰۰۰	
خر فاد						
شنبه	یک شنبه	دوشنبه	سه شنبه	چهارشنبه	پنج شنبه	جمعه
				۵	۶	۷
				SPD	SPD	SPD
				۱۹۰۰۰ - ۲۲۰۰۰	۱۹۰۰۰ - ۲۲۰۰۰	۱۹۰۰۰ - ۲۲۰۰۰

A photograph of an industrial refinery or petrochemical plant at sunset. The scene is dominated by large, cylindrical storage tanks and a complex network of pipes and metal walkways. The sky is a mix of orange, yellow, and grey, indicating the time is either dawn or dusk. Several bright lights are visible, some of which are illuminating the tanks and pipes, creating a warm, golden glow. A red flag is visible on a tall pole in the background. The overall atmosphere is industrial and somewhat dramatic due to the lighting.

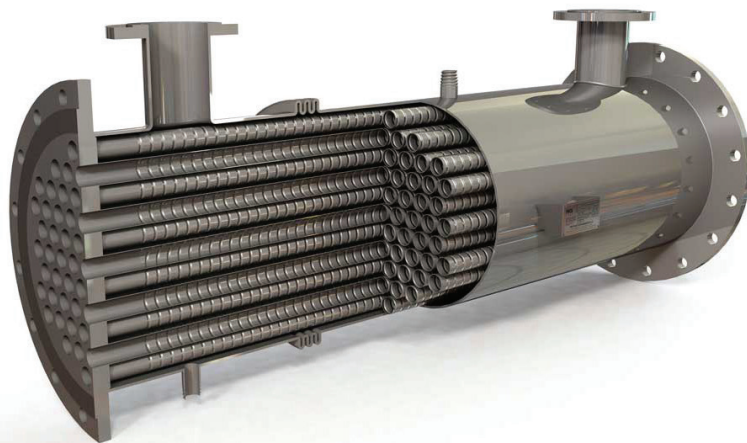
ارتباط با صنعت

آنچه خواهید خواند:
مبدل های حرارتی



علیرضا صداقت

دانشجوی کارشناسی رشته مهندسی شیمی،
دانشگاه صنعتی شریف



مبدل‌های حرارتی

مقدمه:

مبدل حرارتی سیستمی است که جهت انتقال حرارت بین دو یا چند سیال مورد استفاده قرار می‌گیرد. مبدل‌های حرارتی در هر دو فرایند گرمایی و سرمایی به کار گرفته می‌شوند. به عبارتی دیگر وسایلی هستند که جهت سرد و گرم کردن سیالات مورد استفاده قرار می‌گیرند. سیالاتی که به کار گرفته می‌شوند، ممکن است توسط دیواره‌ای از یکدیگر جدا شده باشند و یا به طور مستقیم با یکدیگر تماس داشته باشند. از مبدل‌های حرارتی به طور گسترده در تبرید (سردسازی)، تهویه هوا، نیروگاه‌ها، صنایع شیمیایی و پتروشیمی، پالایشگاه‌های نفت، فرایندهای مربوط به گاز طبیعی و تصفیه فاضلاب‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرند. نمونه کلاسیک مبدل‌های حرارتی در موتورهای احتراق درون‌سوز یافت می‌شود که در آن‌ها سیالی که به خنک‌کننده موتور معروف است از طریق کویل رادیاتور جریان می‌یابد و هوا از کنار کویل‌ها عبور می‌کند که باعث خنک‌شدن سیال خنک‌کننده و گرم‌شدن هوای ورودی می‌شود. مثال دیگر می‌توان به heat sink ها اشاره کرد که دستگاه‌هایی برای خنک کردن قطعه یا تجهیزاتی هستند که مبدل حرارتی منفعل بوده و گرمای تولید شده توسط دستگاه الکترونیکی یا مکانیکی را به محیط که اغلب هوا می‌باشد، منتقل می‌کنند.

صنایع مختلفی در طراحی انواع مبدل‌های حرارتی فعالیت

دارند و همچنین دروس متعددی در دانشگاه‌ها با نام‌های گوناگون در طراحی مبدل‌های حرارتی ارائه می‌گردد. محاسبات مربوط به مبدل‌ها کاری طولانی و گاهی خسته‌کننده است. مثلاً طراحی یک مبدل برای یک عملیات بخصوص نیاز به حدس‌های زیادی برای پارامترهای مختلف آن دارد که با استفاده از آن‌ها و طبق استانداردها می‌توان اندازه‌های یک مبدل مناسب را با توجه به استفاده آن پیدا کرد. اما با استفاده از برنامه‌های کامپیوتری تمام این محاسبات توسط کامپیوتر انجام می‌شود و طراح برای طراحی تنها باید شرایط عملیاتی و خواص سیالات حاضر در عملیات را وارد کند. نرم افزارهای Aspen B-jac و HTFS از این موارد هستند. این نرم افزارها شامل برنامه‌هایی می‌شوند که توانایی انجام چنین محاسباتی را دارند.

در این نوشته به توضیحاتی در مورد مبدل‌های حرارتی خواهیم پرداخت. مبدل‌های حرارتی را می‌توان از جنبه‌های مختلفی دسته‌بندی کرد:

۱. براساس نوع و سطح تماس سیال سرد و گرم
۲. براساس جهت و آرایش جریان سیال سرد و گرم
۳. براساس نوع ساختمان و ساختار آن‌ها
۴. براساس مکانیزم انتقال حرارت بین سیال‌ها

الف) براساس نوع و سطح تماس سیال سرد و گرم

الف-۱) در این دسته از مبدل‌های حرارتی سیال سرد و گرم توسط یک دیواره جامد ثابت از یکدیگر جدا شده‌اند و انتقال حرارت از طریق این سطح صورت می‌گیرد و بیش‌تر مبدل‌های موجود در صنعت از این نوع می‌باشند که به آن‌ها مبدل‌های حرارتی Recuperative گفته می‌شود.

الف-۲) در این مبدل‌ها سطح جداکننده سیال سرد و گرم دیگر ثابت نیست و به طور دوره‌ای قسمت‌هایی از سطح در معرض سیال سرد و گرم قرار می‌گیرد. این نوع مبدل بیش‌تر در مقیاس‌های آزمایشگاهی و تحقیقاتی مورد استفاده قرار می‌گیرد که به آن‌ها مبدل‌های حرارتی

Regenerative گفته می‌شود.

الف - ۳) در این نوع مبدل دیگر سطحی بین سیال سرد و گرم وجود ندارد و به طور مستقیم سیالات در تماس با یکدیگر قرار گرفته‌اند و انتقال حرارت صورت می‌گیرد. در این نوع مبدل که به مبدل‌های تماس مستقیم معروف هستند، جریان‌ها دو مایع غیر قابل اختلاط (immiscible) هستند و اغلب یک سیال گاز و یک سیال دیگر مایع است. این مبدل‌ها معمولاً دارای بازده حرارتی فراوانی هستند. برای نمونه می‌توان به برج‌های خنک‌کننده، کولرهای آبی و گرم‌کن‌های موجود در نیروگاه‌های بخار اشاره کرد.

ب) براساس جهت جریان سیال سرد و گرم مبدل‌های حرارتی از لحاظ آرایش جریان و جهت حرکت سیالات در مبدل به ۳ دسته اصلی تقسیم می‌شوند:

ب-۱) مبدل‌های حرارتی از نوع جریان همسو (parallel)

در این نوع مبدل جهت جریان سرد و گرم موازی یکدیگر می‌باشند. به عبارتی دیگر، دو جریان سیال از یک سمت وارد مبدل می‌شوند و هر دو در یک جهت جریان می‌یابند و از انتهای دیگر خارج می‌شوند. نکته‌ای که باید به آن توجه کرد این است که دمای سیال سرد خروجی از مبدل هیچ‌گاه به دمای سیال گرم خروجی نمی‌رسد و نزدیک شدن مقدار دمای خروجی سیال سرد و گرم مستلزم بکارگیری سطح انتقال حرارت موثر بسیار زیادی می‌باشد.

ب-۲) مبدل‌های حرارتی از نوع جریان غیر همسو (counter-current)

در شرایطی که سیال سرد و گرم موازی یکدیگر ولی در خلاف جهت هم حرکت کنند، مبدل را غیر همسو می‌نامند. در این مبدل‌ها امکان برابری دمای خروجی سیال سرد و گرم وجود دارد که به این پدیده temperature cross گفته می‌شود. این مبدل‌ها در شرایط یکسان سطح انتقال حرارت کمتری نسبت به مبدل‌های همسو دارند و راندمان بیشتری دارند. به هنگامی که سطح انتقال حرارت مان کمتر شود، اندازه مبدل حرارتی مان کمتر شده و در نهایت از لحاظ صنعتی

برای طراحی ما بهتر خواهد بود زیرا در صنعت حرف اول و آخر را اقتصاد و هزینه‌های ناشی از طراحی و تعمیر و نگهداری می‌زند و در این صورت هزینه کمتری خواهیم پرداخت.

ب-۳) مبدل‌های حرارتی از نوع جریان عمود بر هم (cross-flow)

در این نوع مبدل‌ها جهت جریان سیال‌های سرد و گرم عمود بر هم می‌باشد. متداول‌ترین نمونه از این نوع مبدل‌ها می‌توان به رادیاتور اتومبیل اشاره کرد. این نوع مبدل‌ها معمولاً در کاربردهای سرمایش و گرمایش هوا یا گاز بکار می‌روند. این نوع مبدل‌ها متناسب با این که سیال مخلوط شده و یا مخلوط نشده باشد به دو دسته تقسیم می‌شوند. در دسته اول یک سیال مخلوط شده و دیگری مخلوط نشده است. در دسته دوم هیچ یک از دو سیال مخلوط نشده‌اند. در دسته اول می‌توان این حالت را در نظر گرفت که گاز میان یک دسته لوله به صورت اجباری جریان یابد، در حالیکه سیال دیگر برای مقاصد گرمایشی یا سرمایشی در داخل لوله‌ها استفاده می‌شود که در حالت گاز جریان یافته از روی لوله‌ها جریان مخلوط شده است در حالی که سیال درون لوله‌ها مخلوط نشده است. گاز به علت آن که می‌تواند آزادانه حرکت کند و انتقال حرارت را شکل دهد، مخلوط می‌شود و سیال دیگر درون مجاری لوله‌های مجزا قرار گرفته است و هنگام فرایند انتقال گرما، این سیالات نمی‌توانند با یکدیگر مخلوط شوند.

در نوع دیگر این مبدل‌ها جریان گاز از میان یک دسته لوله پره‌دار عبور می‌کند و بنابراین مخلوط نشده است، زیرا در مجاری مجزایی که بین پره‌ها ایجاد شده جریان می‌یابد. این نوع مبدل از نوع مبدل‌هایی است که در کاربردهای تهویه مطبوع بکار می‌روند.

ملاحظات طراحی مبدل گرمایی

در صنایع برق و پتروشیمی یا فعالیت‌های وابسته به آن‌ها بسیاری از مبدل‌ها خریداری شده و براساس قیمت و مشخصات داده شده توسط سازنده یکی از آن‌ها انتخاب می‌شوند. در کاربردهای اختصاصی‌تر مانند صنایع الکترونیک یا فضایی، طراحی‌های

ویژه مورد نیاز است. وقتی مبدل گرمایی قسمتی از یک دستگاه یا وسیله‌ای است که باید ساخته شود، یک کالای استاندارد باید تهیه شود. یا اگر ملاحظات هزینه و ساخت ایجاب کند، برای کاربرد مورد نظر طراحی‌های ویژه‌ای باید انجام داد. به طور کلی چه در زمینه خرید و چه در زمینه طراحی باید عوامل زیر در نظر گرفته شود:

۱. شرایط انتقال گرما

۲. هزینه

۳. ابعاد فیزیکی

۴. مشخصه‌های افت فشار

شرایط انتقال گرما باید در انتخاب یا طراحی هر مبدلی برآورده شوند. روش برآوردن این شرایط به اهمیت نسبی بستگی دارد که به موارد ۲ تا ۴ داده می‌شود. با جاری ساختن سیالات در داخل مبدل گرمایی با دبی‌های زیاد ضریب انتقال گرمای کل افزایش می‌یابد، اما این دبی زیاد باعث افت فشار بیشتری در داخل مبدل می‌شود و در نتیجه هزینه‌های مربوط به پمپ کردن جریان افزایش می‌یابد. اگر سطح جانبی مبدل زیاد شود، لازم نیست که ضریب انتقال گرمای کل و افت فشار خیلی بزرگ باشد ولی ممکن است محدودیت‌هایی در زمینه ابعادی برای ما ایجاد کند و از طرفی هرچه مبدل ابعاد بزرگ‌تری داشته باشد باعث افزایش هزینه‌های طراحی، تعمیر و نگهداری خواهد شد. البته مبدل‌های حرارتی از لحاظ حجمی که اشغال می‌کنند طبقه‌بندی‌های خاصی دارند که در این راستا می‌توان به مبدل‌های فشرده اشاره کرد. اگر سطح انتقال حرارت به ازای حجم مبدل بیش از ۷۰۰ متر مربع به ازای متر مکعب باشد به آن مبدل، مبدل فشرده گفته می‌شود و برای مواردی که ممانعت فضایی و کمبود جا وجود دارد از این مبدل‌ها استفاده می‌شود.

درباره تصویر روی جلد:

تصویر روی جلد، مربوط به فرایند پلیمریزاسیون بین سطحی و تولید نایلون ۶،۱۰ است. فاز پایینی شامل هگزامتیلن دی آمین و فاز بالایی حاوی سبکوبیل کلرید است. در ناحیه تماس دو فاز، فرایند پلیمریزاسیون مرحله ای انجام میشود. با وارد کردن یک همزن شیشه ای به این قسمت و چرخاندن آن، ریسمان تولید شده از فرایند پلیمریزاسیون به دور همزن میپیچد.



نشریه میم

شماره چهاردهم، اسفند ۱۳۹۹

سال سوم

صاحب امتیاز: انجمن علمی مهندسی شیمی و

پلیمر دانشگاه تهران

مدیر مسئول: علی گلستانی

سردبیر: بردیا ایراجیان

ویراستار علمی: اسماعیل فرمانی قشلاقی

ویراستاران: فاطمه اسکندری، مهدیه سلیمانی

ویراستار بخش انگلیسی: مهرشاد نوزادگشتی

صفحه آرایی و طراحی: بردیا ایراجیان

