

مطالعه‌ای نوین در سنتز و بهینه سازی نانوحامل‌های لیپونیوزوم پگیده حاوی کورکومین به منظور کاربرد در شیمی درمانی سرطان

الهام ساسانی^۱، هاشم شاهی مالمیر^۲، فاطمه دانشمند^۳، محمد مجدی زاده^۴، بی بی فاطمه حقیرالسادات^{۵*}

مقاله پژوهشی

مقدمه: شیمی درمانی از مؤثرترین شیوه‌های مبارزه با تومورهای متاستاتیک است. هدفمند نبودن آن، با عوارض جانبی بسیاری همراه است. هدف از این مطالعه؛ بررسی فرمولاسیون‌های مختلفی از سامانه هیبریدی لیپونیوزوم به منظور دستیابی به فرمولاسیونی بهینه و هدفمند، جهت ارائه عملکرد مناسب در شیمی درمانی سرطان؛ به عنوان یک داروی مکمل بوده است.

روش بررسی: پژوهش حاضر از نوعی مطالعه تجربی می‌باشد. پنج سامانه لیپونیوزومی با فرمولاسیون‌های مختلف حاوی DPPC، کلسترول و اسپن ۶۰ به روش فیلم نازک سنتز شدند. ۳ فرمول بر اساس بازده درون‌گیری کورکومین انتخاب گردیده و پروفایل رهایش آنها جهت گزینش فرمول نهایی بررسی شد. سپس؛ فرمولاسیون نهایی با DSPE-mPEG(2000) بهینه گردیده و ضمن بررسی پروفایل رهایش آنها در محیط‌های شبیه‌سازی شده سلول سالم و سرطانی؛ شاخصه‌های فیزیوشیمیایی فرمول نهایی با استفاده از دستگاه‌های FTIR، ZetaSizer و SEM تعیین گردید.

نتایج: فرمولاسیون نهایی لیپونیوزوم پگیده کورکومین دارای اندازه ۱۴۷/۵nm، درون‌گیری $1/85 \pm 98/12\%$ ، پتانسیل زتا $-8/90\text{mV}$ و PDI ۰/۱۷۶ بوده است. حداکثر رهایش دارو برای این نانوسامانه در محیط شبیه به سلول سالم ۱۹/۰۲٪ و سلول سرطانی ۲۴/۸۸٪ بوده است. بررسی‌های FTIR و SEM، نشان می‌دهد دارو و نانوحامل برهم‌کنش شیمیایی منجر به تغییر گروه‌های عاملی نداشته و ذرات آن مورفولوژی کروی دارند.

نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه ضمن تایید نیمه هدفمندی سامانه، نشان می‌دهد حامل بدون ایجاد تغییر در ماهیت شیمیایی دارو، داروی دربرگرفته شده را با نرخ پیوسته و کنترل شده آزاد ساخته است. به نظر می‌رسد؛ سایز نانو و شارژ ناچیز آنیونی سامانه، حاکی از برداشت سلولی بالای سامانه باشد.

واژه‌های کلیدی: حامل‌های دارویی، نیوزوم، کورکومین، نانو ذرات، رهایش دارو

ارجاع: ساسانی الهام، شاهی مالمیر هاشم، دانشمند فاطمه، مجدی زاده محمد، حقیرالسادات بی بی فاطمه. مطالعه‌ای نوین در سنتز و بهینه سازی نانوحامل‌های لیپونیوزوم پگیده حاوی کورکومین به منظور کاربرد در شیمی درمانی سرطان. مجله علمی پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد ۱۳۹۷؛ ۲۶ (۶): ۴۱-۵۲۸.

۱- کارشناسی ارشد بیوشیمی، گروه زیست شناسی، دانشگاه پیام نور مرکز تفت، یزد، ایران.

۲- کارشناسی ارشد بیوتکنولوژی میکروبی، گروه زیست شناسی، موسسه آموزش عالی نور دانش، میمه، اصفهان، ایران.

۳- دکتری زیست شناسی، گروه زیست شناسی دانشگاه پیام نور مرکز تفت، یزد، ایران.

۴- کارشناسی ارشد زیست شناسی سلولی و مولکولی، شرکت ریز زیست فناوریان فردانگر، مرکز زیست فناوری، پارک علم و فناوری، یزد، ایران.

۵- دکتری نانوبیوتکنولوژی، گروه علوم و فنون نوین، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی، یزد، ایران.

* (نویسنده مسئول): تلفن: ۰۹۱۳۲۵۰۷۱۵۸، پست الکترونیکی: Fhaghirosadat@gmail.com، کد پستی: ۳۳۱۹۱۱۸۶۵۱

مقدمه

بیماری سرطان یکی از علل اصلی مرگ و ناتوانی در سرتاسر جهان، هر ساله بیش از ۱۴ میلیون نفر را تحت تأثیر قرار می دهد (۱). اپیدمی جهانی سرطان با بالا رفتن پایدار نرخ رشد و پیری، به طور پیوسته در حال افزایش است. آمار به دست آمده در سال ۲۰۱۶ بیان می کند، بیشتر از چهار پنجم (۸۶٪) بیماران مبتلا به سرطان در ایالات متحده امریکا، سن بالای ۵۰ سال دارند (۲). سرطان گروهی از بیماری ها را شامل می شود که مشخصه آن ها، رشد سلولی تنظیم نشده و تهاجم و انتشار سلولها از جایگاه اصلی یا مکان اولیه به نقاط دیگر بدن می باشد (۳). دلیل اکثر سرطان ها نقص در تنظیم سلولی است که در اثر آسیب ژنتیکی ناشی از مواد شیمیایی، هورمون ها و گاهی اوقات ویروس ها ایجاد می شود که در طی آن سلول های نرمال دچار تغییر شده و به مکانسیم های دقیق کنترل کننده چرخه سلولی پاسخی نمی دهند، بنابراین در اثر تکثیر کنترل نشده این سلول ها توده های سلولی بنام تومور ایجاد می شود (۴). عدم وابستگی به پیام رسانی فاکتورهای رشد طبیعی، گریز از پیام های مهاري رشد، گریز از آپوپتوز، نامحدود بودن همانند سازی، رگ زایی و متاستاز از ویژگی های بارز سلول های سرطانی است (۳).

به منظور درمان سرطان ها، معمولاً از سه روش جراحی، رادیودرمانی و شیمی درمانی استفاده می شود که در این بین شیمی درمانی با وجود داشتن محدودیت هایی از قبیل، هدفمند نبودن، نیازمند بودن به دوزهای بالای دارو، مقاومت دارویی و عوارض جانبی متعدد، هنوز هم به عنوان یکی از روش های درمانی موثر در مبارزه با سلول های سرطانی به شمار می آید (۵،۶). عوارض قلبی، تاول زایی، آلورپیسی، تأثیرات مخرب بر مغز استخوان و غیره از جمله عوارض ناخواسته حاصل از داروهای رایج شیمی درمانی است که هر ساله گریبان شمار زیادی از بیماران مبتلا به سرطان را می گیرد (۷)، بنابراین یکی از راه کارهای مورد توجه پژوهش گران، جهت کاهش محدودیت های استفاده از شیمی درمانی، استفاده از ترکیبات سیتوتوکسیک استخراج شده از گیاهان به جای داروهای رایج

شیمی درمانی است تا از این طریق بتوانند ضمن کاهش عوارض جانبی شیمی درمانی، کارایی این درمان آنتی نتوپلاستی را افزایش دهند (۸).

کورکومین (Curcumin) ماده مؤثره استخراج شده از ریشه زردچوبه است. این ترکیب پلی فنولی طبیعی با حلالیت آبی پایینی همراه است (۹). مطالعات نشان داده اند که کورکومین می تواند بر طیف وسیعی از سرطان ها نظیر سرطان خون، مغز و سینه مؤثر باشد. القای آپوپتوز در سلول های سرطانی و مهار تکثیر چرخه سلولی، مکانیسم اصلی کورکومین در مرگ سلول های سرطانی است. کورکومین با مکانیسم عمل خود در مهار رگ زایی، متاستاز و چرخه سلولی، هم چنین به عنوان یک ترکیب آنتی اکسیدان قوی، اثرات درمانی خود را در مهار سرطان اعمال می کند (۸). از مزایای استفاده از کورکومین می توان این نکته را برشمرد که حتی در دوزهای بالا برای سلول های سالم، سمیتی به همراه ندارد (۱۰). کورکومین می تواند با کاهش بیان پروتئین های دخیل در مقاومت دارویی چندانگانه، نقش یک تعدیل کننده مقاومت دارویی را اجرا کند (۱۱). در مقابل، جذب دهانی پایین کورکومین، انحلال پذیری پایین آن در شرایط اسیدی و خنثی، حذف سریع آن از سیستم گردش خون و پایین آمدن زیست در دسترس پذیری آن، از چالش های پیش روی استفاده از این ترکیب گیاهی سیتوتوکسیک است (۱۲). فناوری نانو با تولید نانوحامل های لیپیدی از جمله لیپوزوم و نیوزوم، می تواند بر بسیاری از مشکلات پیش روی رسانش داروهای سیتوتوکسیک گیاهی به بافت های هدف غلبه نماید و با ارائه راهکارهای نوین در دارورسانی، داروهای آنتی نتوپلاسم را به صورت موثرتری در اختیار بافت های سرطانی قرار دهد (۱۳). لیپوزوم ها ساختارهای کروی هستند که از دولایه فسفولیپیدی ساخته شده اند که در هسته مرکزی خود یک فضای آبی را احاطه نموده اند. این حامل ها در دهه ۱۹۶۰ توسط الک بنگام (Alec Bangham) کشف شد (۱۴-۱۶). شباهت لیپوزوم با غشای سلول، سمیت سلولی پایین، تنوع و سهولت روش های تولید آن، لیپوزوم را به سامانه ای مطلوب در دارورسانی تبدیل کرده است. لیپوزوم ها توانایی

۱. مواد شیمیایی

کورکومین متعلق به شرکت Sigma Aldrich آمریکا و کلسترول، فسفولیپید (Dipalmitoylphosphatidylcholine) DPPC، سوربیتان مونو استئارات (SPAN-60) و DSPE-PEG2000 متعلق به شرکت Merck آلمان، تهیه و خریداری شد.

۲. ترسیم نمودار کالیبراسیون کورکومین و بدست آوردن

معادله خط

به منظور رسم نمودار کالیبراسیون کورکومین و به دست آوردن معادله خط آن، غلظت‌های مختلفی از استوک کورکومین در ایزوپروپیل و PBS (Phosphate Buffered Saline) به روش سری استاندارد ساخته شد. سپس جذب نوری آن‌ها توسط دستگاه اسپکتروفتومتر در طول موج ماکزیمم کورکومین (۴۲۷ nm)، با تکرارهای ۳ تایی (محدوده تابعیت رابطه جذب و غلظت از قانون Beer-Lambert) گرفته شده و سپس نمودار کالیبراسیون رسم و معادله خط و ضریب رگرسیون آن محاسبه گردید (۲۰).

۳. ساخت لیپونیزومهای حاوی کورکومین

لیپونیزومهای حاوی کورکومین به روش آب‌پوشانی لایه نازک و با نسبت‌های مولی جدول ۱ تهیه گردید، که خلاصه آن بدین شرح است: ابتدا فسفولیپید DPPC، کلسترول، SPAN-60 و کورکومین در حلال کلروفرم و در دمای ۵۰ درجه سانتی‌گراد بر روی روتاری (هایدولف، آلمان) حل شده و تحت شرایط خلأ، فیلم نازک خشک تهیه گردید. سپس عمل هیدراته کردن با افزودن مقدار مشخصی آب مقطر استریل، طی مدت ۴۵ دقیقه و در دمای ۶۰ درجه سانتی‌گراد انجام گردید. سپس نانوذرات تهیه شده، با استفاده از سونیکیت حمامی با فرکانس $28 \pm 5\%$ KHz برای مدت ۶۰ دقیقه کاهش سایز داده شد (۲۱).

محصور ساختن داروهای هیدروفیل در فضای مایی و هیدروفوب در میان دو لایه لیپیدی خود را دارد (۱۷). حفظ خواص فارماکوکینتیک دارو، کاهش دسترسی سایت‌های غیرهدف به آن، رهایش آهسته و کنترل شده از جنبه‌های اساسی این حامل وزیکولی است (۱۸). لیپوزوم‌ها برخلاف پایداری نسبی به طور معمول در RES (Reticulum Endoplasmic System) تجمع می‌یابند، در حالی که در اهداف درمانی، دست‌یابی به سیستم دارورسانی مطلوب، نیاز به ساخت لیپوزوم با نیمه عمر بالا در گردش خون است. در لیپوزوم‌های Stealth با استفاده از پوشاندن سطح لیپوزوم بوسیله ترکیباتی هم چون پلی اتیلن گلیکول (Peg) از مکانیسم‌های کلیرانس خونی تا حد بسیار زیادی پنهان خواهد ماند و نیمه عمر گردش خونی حامل حاوی دارو، افزایش پیدا می‌کند (۱۹). پژوهش حاضر با هدف سنتز فرمولاسیون‌های متفاوت از نانوذرات لیپونیزومی حاوی کورکومین برای دست‌یابی به فرمولاسیونی نهایی انجام گرفته است که در طی آن، فرمولاسیون‌های اولیه از نقطه نظر راندمان انکپسولاسیون و الگوی رهایش دارو مورد بررسی قرار گرفته‌اند و بعد از انتخاب فرمول نهایی و پوشش دهی آن با PEG، فرمولاسیون پگیله شده نیز از جهت کارایی درون‌گیری دارو، اندازه ذرات، رهایش ۴۸ ساعته و برهم کنش میان دارو و نانو سامانه مورد بررسی قرار گرفته است.

روش بررسی

پژوهش حاضر نوعی مطالعه بنیادی-کاربردی می باشد که بروش تجربی-آزمایشگاهی به انجام رسیده و مراحل آن به شرح ذیل می باشد.

جدول ۱: فرمولاسیون‌های اولیه لیپونیزومهای حاوی داروی کورکومین

No.	Formula Code	Lipid/Drug	DPPC (%)	Cholesterol (%)	Spsn60
F1	A	۱۰	۷۲	۸	۲۰
F2	B	۱۰	۶۴	۱۶	۲۰
F3	C	۱۰	۵۶	۲۴	۲۰
F4	D	۱۰	۴۸	۳۲	۲۰
F5	E	۱۰	۴۰	۴۰	۲۰

۴. تعیین درصد بارگذاری دارو در لیپونیوزوم

برای این منظور ابتدا لیپونیوزوم ها را بعد از کاهش سایز وارد کیسه دیالیز نموده و به مدت یک ساعت درون بشری محتوی بافر PBS (حجم بافر درون بشر سه برابر حجم نمونه لیپونیوزومی) و در دمای ۴ درجه سانتیگراد قرار داده شد تا کورکومین آزاد و انکپسوله نشده حذف گردد. سپس لیپونیوزومهای ساخته شده را با نسبتهای حجمی ۱:۱۰، ۱:۲۰ و ۱:۵۰، با ایزوپروپیل مخلوط کرده تا دیواره لیپیدی اطراف کورکومین شکسته شود و دارو آزاد گردد. در مرحله بعد میزان جذب کورکومین انکپسوله شده با استفاده از دستگاه اسپکتروفتومتری در طول موج ماکزیمم کورکومین (۴۲۷ nm) محاسبه شد. در پایان با استفاده از نمودار استاندارد کورکومین در ایزوپروپیل، و رابطه (۱)، درصد لود کورکومین در لیپونیوزوم محاسبه گردید (۲۱).

$$\text{Entrapment Efficiency (\%EE)} = \frac{\text{Encapsulated Drug Concentration}}{\text{Primary used Drug Concentration}} \times 100$$

رابطه (۱)

۵. بررسی روند رهائش دارو

به منظور شبیه سازی رهائش دارو از حامل در محیط in vivo، از PBS و دمای ۳۷ و ۴۲ درجه سانتیگراد استفاده شد، تا بتوان شرایط سینک درون تنی را برقرار ساخت. در ادامه مقدار ۱ mL از محلول لیپونیوزومی حاوی کورکومین درون کیسه دیالیز قرار گرفت. سپس با قرار دادن کیسه دیالیز درون یک محیط ایزوله (فالکون استریل و بسته) با تنظیمات یاد شده استیر شد. نمونه برداری از محیط اطراف کیسه دیالیز در زمانهای مشخص صورت پذیرفت. در انتها با بهره گیری از معادله کالیبراسیون کورکومین در بافر PBS نسبت به محاسبه غلظت های آزاد شده دارو در دماهای ۳۷ و ۴۲ درجه سانتیگراد و به ترتیب با pH های ۷/۴ و ۵/۴ در زمانهای مختلف و رسم نمودار آن اقدام گردید (۲۰، ۲۱).

۶. انتخاب فرمولاسیون نهایی

برای انتخاب فرمولاسیون نهایی، در مرحله نخست بر مبنای درصد انکپسولاسیون دارو در نانو لیپونیوزوم و تاثیر درصد

کلیستروال بر میزان انکپسولاسیون، از بین فرمول های اولیه A، B، C، D و E، سه فرمول انتخاب می شود. در مرحله دوم، الگوی رهائش دارو از نانولیپونیوزوم های حاصل از سه فرمول منتخب مورد بررسی قرار گرفته است و بر اساس نحوه رهائش دارو، فرمول نهایی انتخاب می شود و به بررسی اثر پلیمر DSPE-mPEG2000 (۳% M) بر فرمولاسیون نهایی پرداخته شده است. سرانجام ویژگی های فیزیکی شیمیایی نانو لیپونیوزوم های نهایی مورد بررسی قرار گرفته است.

۷. تعیین اندازه نانو ذرات و ضریب پراکندگی و پتانسیل زتا

پتانسیل زتای (Zeta-Potential) فرمولاسیون های لیپونیوزومی، شاخص پراکندگی (Polydispersity Index) و سایز آن ها، با استفاده از دستگاه زتا سایزر شرکت Malvern Instruments مدل Nano-ZetaSizer ES در دمای اتاق و زاویه ۹۰° اندازه گیری گردید.

۸. آنالیز سامانه لیپونیوزومی حاوی کورکومین، توسط

دستگاه طیف سنجی مادون قرمز

هدف این مرحله بررسی برهم کنش های شیمیایی میان سامانه لیپونیوزومی و دارو است. برای این منظور حامل های لیپونیوزومی با سانتریفیوژ از سوسپانسیون جدا شده و محلول اضافی تبخیر گردید. نمونه ها با KBr مخلوط شده و در درون پلیت فشرده می شوند. طیف FT-IR به منظور بررسی گروه های عاملی نانو لیپونیوزومی در محدوده طول موج $4000-400 \text{ cm}^{-1}$ برای نمونه های جامد، و طیف AT-IR $4000-600 \text{ cm}^{-1}$ برای نمونه های مایع، اسکن گردید. بدین منظور طیف تمام مواد اولیه مورد استفاده در ساخت فرمولاسیون های لیپونیوزومی و کورکومین گرفته شده و با فرمولاسیون نهایی مقایسه می گردد.

۹. تصویربرداری از نانو لیپونیوزوم های حاوی کورکومین

مقدار ۲۵ µl از نمونه لیپونیوزومی بر روی یک لام ریخته و محلول در مجاورت هوا خشک شد. نمونه ها چند ثانیه با طلا پوشش داده شده تا رسانا شوند. سپس مورفولوژی سطحی نانوحامل ها (زبری، شکل، صافی و توده ای شدن) با استفاده از دستگاه SEM (Scanning electron microscope) با قدرت ۱۰۰ Watt بررسی گردید.

ملاحظات اخلاقی

پروپوزال این تحقیق توسط دانشگاه پیام نور استان یزد مرکز تفست تایید شده است (کد اخلاق IR.SSU.MEDICINE.REC.1395.13).

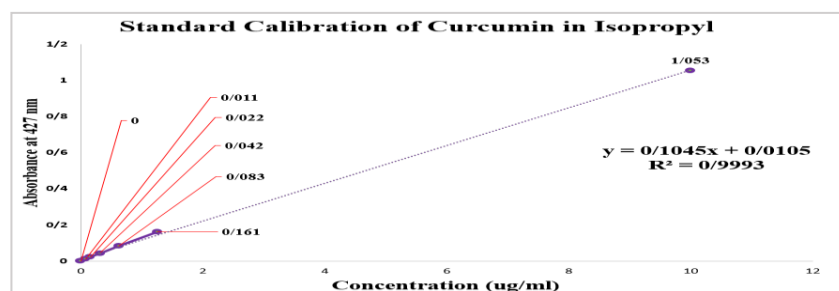
نتایج

بررسی بازده درون گیری، دارو در فرمولاسیونهای اولیه

لیپونیوزومی

بازده درون گیری دارو درون سامانه های لیپونیوزومی با استفاده از معادله خط کورکومین در ایزوپروپیل (تصویر ۱) و رابطه ۱، محاسبه شده و نتایج آن برای فرمولاسیون های اولیه A، B، C، D و E در جدول ۲ بیان شده است. هم چنین اطلاعات بدست آمده از مقایسه نسبت های مولی استفاده شده

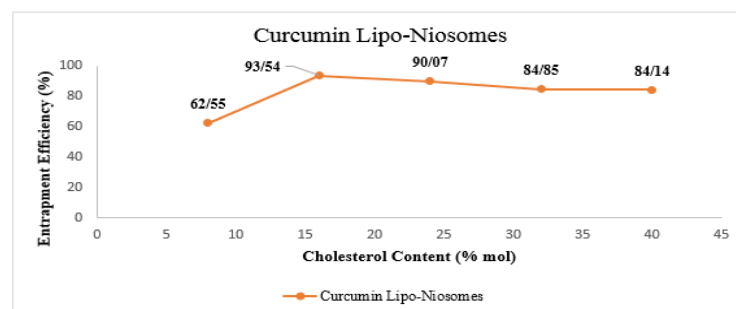
برای ساخت هر فرمول (جدول ۱) و نتایج انکپسولاسیون (جدول ۲) و تاثیر غلظت کلسترول بر راندمان انکپسولاسیون (تصویر ۲) نشان می دهد که میزان غلظت کلسترول بر راندمان انکپسولاسیون تاثیری دوگانه دارد، به گونه ای که با کاهش درصد کلسترول تا اندازه ای معین، راندمان انکپسولاسیون داروی کورکومین در سامانه لیپونیوزومی افزایش یافته و سپس با بالا رفتن غلظت این ماده در ساختار نانولیپونیوزوم، درصد انکپسولاسیون کاهش می یابد. از این رو با توجه به درصد انکپسولاسیون و تاثیر غلظت کلسترول بر راندمان انکپسولاسیون، فرمولاسیون های اولیه A، B و C، از میان سایر فرمولاسیون های اولیه انتخاب شده تا با انجام تست های تکمیلی بر روی آن ها، فرمولاسیون نهایی انتخاب گردد.



تصویر ۱: نمودار کالیبراسیون کورکومین در ایزوپروپیل

جدول ۲: میزان بارگذاری کورکومین در نانوحامل لیپونیوزومی

NO.	Formula	% Encapsulation Efficiency (% EE Mean± SD)
F1	A	۶۲/۵۵ ± ۳/۳۴
F2	B	۹۳/۵۴ ± ۱/۵۶
F3	C	۹۰/۰۷ ± ۲/۸۷
F4	D	۸۴/۸۵ ± ۱/۶۷
F5	E	۸۴/۱۴ ± ۱/۸۶



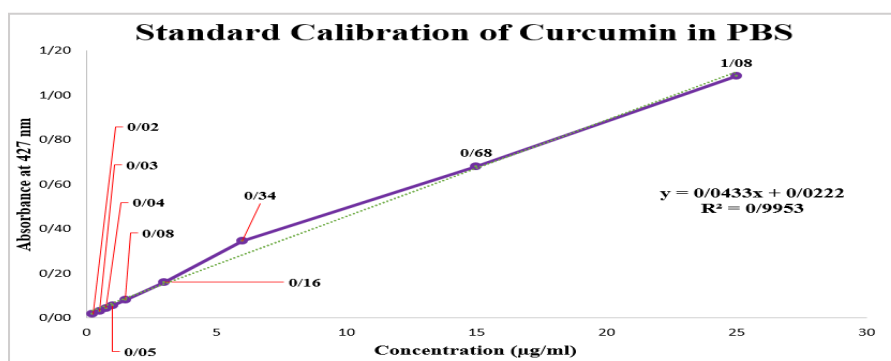
تصویر ۲: بررسی اثر غلظت کلسترول بر میزان درون گیری کورکومین

بالاترین میزان رهایش دارو را خواهیم داشت و در ادامه با رهایش آهسته‌تر دارو، میزان رهایش ثابت می‌شود و با یک شیب آهسته می‌تواند سلول‌های سرطانی را به مدت زمان طولانی‌تر در معرض دارو قرار دهد. از طرفی رهایش بالاتر دارو در دمای ۴۲ درجه سانتی‌گراد و $\text{pH}=5$ این اطمینان را حاصل می‌کند که داروی کورکومین، در سایت توموری تحویل داده می‌شود و فرمولاسیون پیشنهادی، می‌تواند به عنوان یک نانوسامانه نیمه‌هدفمند، سلول‌های سالم را از دسترس قرار دادن دارو دور نگه دارد.

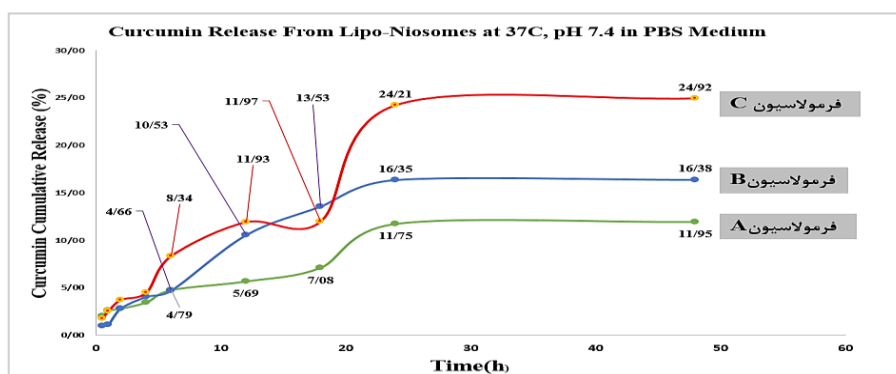
میزان رهایش داروی کورکومین از سه فرمولاسیون انتخابی (فرمولاسیونهای اولیه A، B و C) در دو دمای ۳۷ و ۴۲ درجه سانتی‌گراد در مدت زمان ۴۸ ساعت با استناد به نمودار کالیبراسیون کورکومین در بافر PBS (تصویر ۳) محاسبه و در جدول ۳ ارائه گردیدند. همان گونه که در نمودار دیده می‌شود، نمودار دارای دو فاز نمایی است، که در فاز اول، با توجه به شیب غلظت ایجاد شده بین دارو درون لیپوزوم و بافر، شاهد یک رهایش انفجاری هستیم، و در فاز دوم شیب نمودار رهایش دارو کاهش می‌یابد. داده‌های حاصل از بررسی الگوی رهایش دارو (تصویر ۴ و ۵) نشان می‌دهد که در ۵ ساعت اول،

جدول ۳: میزان رهایش داروی کورکومین (۴۸ ساعت)

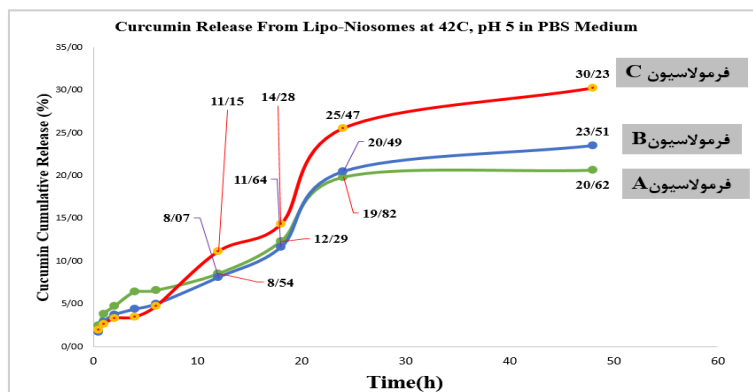
NO.	Formula	Cholesterol (%)	% Release (37° C)	% Release (42° C)
F1	A	۸	۱۱/۹۵	۲۰/۶۲
F2	B	۱۶	۱۶/۳۸	۲۳/۵۱
F3	C	۲۴	۲۴/۹۲	۳۰/۲۳



تصویر ۳: نمودار کالیبراسیون داروی کورکومین در PBS



تصویر ۴: پروفایل رهایش کورکومین از لیپونیوزومها - سینک سلول سالم



تصویر ۵: پروفایل رهایش کورکومین از لیپونیوزومها - سینک سلول سرطان

انتخاب فرمولاسیون نهایی

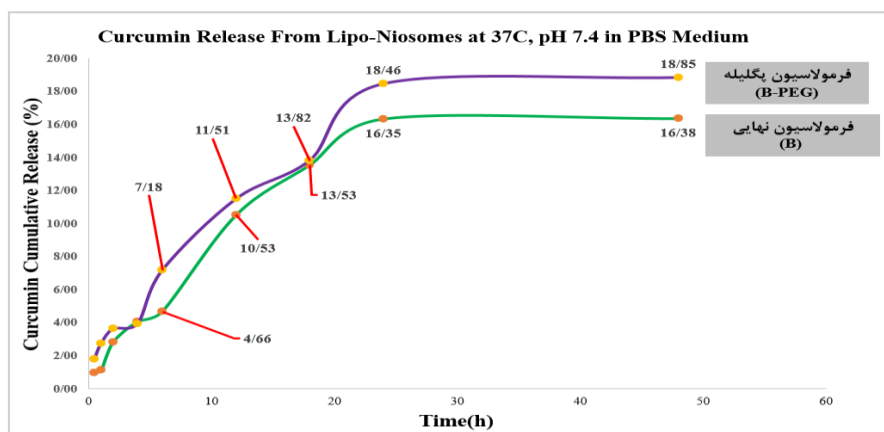
با در نظر گرفتن دو پارامتر میزان درون‌گیری و رهایش دارو، از بین فرمولاسیون‌های اولیه A، B و C، فرمول B به عنوان فرمولاسیون نهایی انتخاب گردید تا سایر تست‌های فیزیکی‌شیمیایی بر روی آن انجام شود.

بررسی اثر پگیله کردن (افزودن پلیمر-DSPE mPEG2000)، بر میزان انکپسولاسیون و الگوی رهایش دارو در فرمولاسیون نهایی (فرمولاسیون B) بررسی درصد درون‌گیری دارو نشان می‌دهد که مقدار انکپسولاسیون در فرمولاسیون نهایی پگیله شده (فرمول B-PEG)، $98/12 \pm 1/85$ درصد است. هم‌چنین نتایج بررسی پروفایل رهایش دارو در دمای ۳۷ و ۴۲ درجه سانتی‌گراد برای فرمولاسیون پگیله (B-

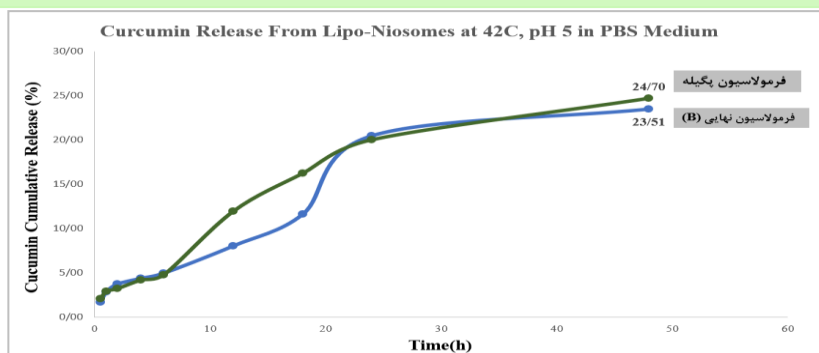
PEG)، ضمن تایید آهسته رهش بودن سامانه، نشان می‌دهد که در مدت ۴۸ ساعت، حداکثر رهایش دارو در شرایط سلول نرمال (۳۷ درجه سانتی‌گراد و $pH = 7/4$) $19/02$ درصد و در شرایط سلول سرطانی (۴۲ درجه سانتی‌گراد و $pH = 5$) $24/88$ درصد است.

اندازه، شاخص پراکندگی ذرات و پتانسیل زتا

داده‌های به دست آمده از دستگاه DLS، اندازه نانوذره حاوی کورکومین را $147/5$ nm و میزان شاخص پراکندگی ذرات (PDI) را $0/176$ نشان می‌دهد. هم‌چنین میزان شارژ سطحی (پتانسیل زتا) برای نانو لیپونیوزوم‌های پگیله شده، $-8/90$ mV می‌باشد.



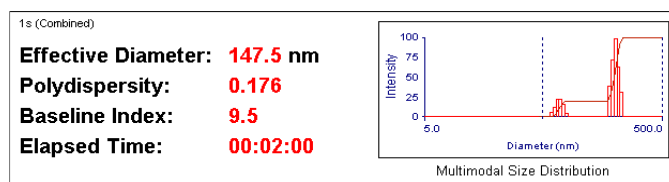
تصویر ۶: پروفایل رهایش کورکومین برای فرمولاسیون نهایی و پگیله - سینک سلول سالم



تصویر ۷: پروفایل رهائش کورکومین برای فرمولاسیون نهایی و پگیله - سینک سلول سرطانی

جدول ۴: میزان رهائش داروی کورکومین برای فرمولاسیونهای نهایی و پگیله (۴۸ ساعت)

Formula	% Release (37° C)	% Release (42° C)
فرمول نهایی (B)	۱۶/۳۸	۲۳/۵۱
فرمول پگیله (B-PEG)	۱۹/۰۲	۲۴/۸۸

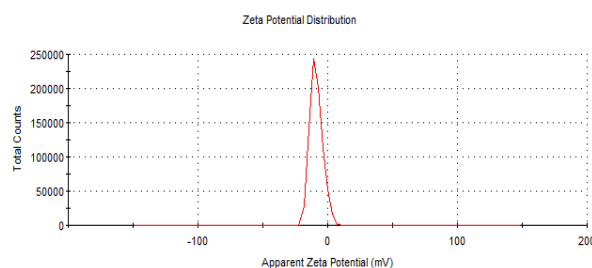


Run	Eff. Diam. (nm)	Half Width (nm)	Polydispersity	Baseline Index
1	144.3	67.6	0.220	8.7
2	146.6	60.8	0.172	8.8
3	149.2	54.0	0.131	8.8
4	149.2	65.3	0.192	8.4
Mean	147.3	61.9	0.179	8.7
Std. Error	1.2	3.0	0.019	0.1
Combined	147.5	61.9	0.176	9.5

تصویر ۸: اندازه و شاخص پراکندگی ذرات در سامانه پگیله‌ی حاوی کورکومین

	Mean (mV)	Area (%)	St Dev (mV)
Zeta Potential (mV): -8.90	Peak 1: -8.90	100.0	4.94
Zeta Deviation (mV): 4.94	Peak 2: 0.00	0.0	0.00
Conductivity (mS/cm): 2.33	Peak 3: 0.00	0.0	0.00

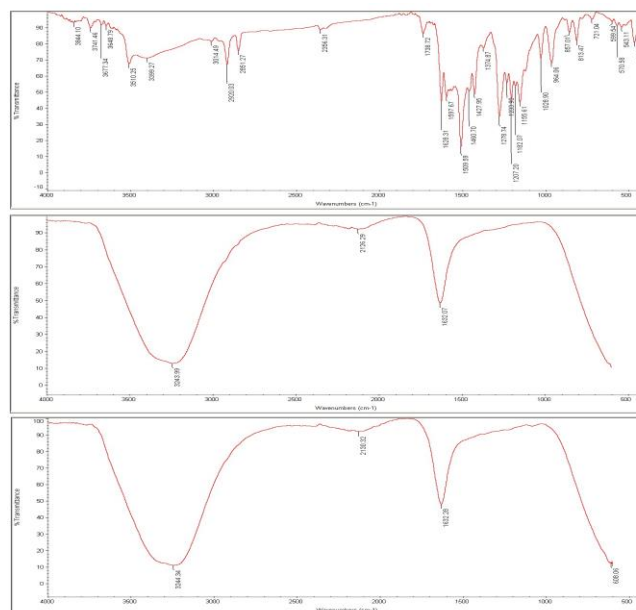
Result quality : Good



تصویر ۹: پتانسیل زتای ذرات برای سامانه پگیله‌ی حاوی کورکومین

طیف FT-IR کورکومین (تصویر ۱۰ بالا) دارای پیک های شاخص زیادی از جمله $1597/47$ ، $1278/74$ ، $1597/67$ و $3510/25$ می باشد که به ترتیب نمایانگر گروه های شیمیایی C-H، C-O، Ar C-C و OH است. هم چنین بررسی طیف های FT-IR نانولیپونیزوم فاقد کورکومین (تصویر ۱۰ وسط) و دارای کورکومین (تصویر ۱۰ پایین) نشان می دهد که با انکپسوله شدن کورکومین درون نانولیپونیزوم پیکهای cm^{-1}

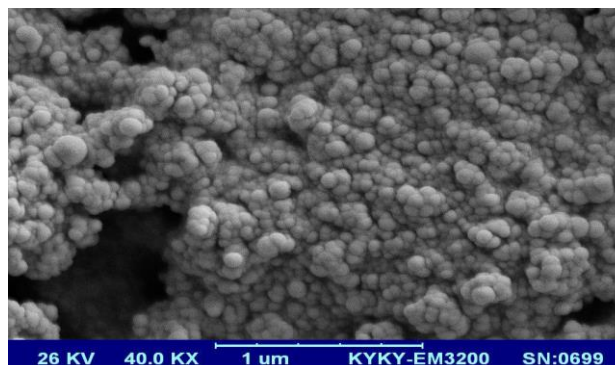
ساخت نانولیپونیوزومهای دارای کورکومین



تصویر ۱۰: طیف FT-IR داروی کورکومین (بالا)، نیولیپوزوم فاقد دارو (وسط) و لیپوزوم دارای کورکومین (پایین)

بررسی تصویر میکروسکوپ SEM فرمولاسیون پیگله
تصویر میکروسکوپ الکترونی (تصویر ۱۱)، حکایت از این
واقعیت دارد که فرم نانوحامل، وزیکولی و کروی بوده و دارای

سطحی صاف و هموار است و از ویژگی ظاهری مطلوبی برخوردار می باشد.



تصویر ۱۱: تصویر میکروسکوپ الکترونی روشنی از سامانه پیگله حاوی کورکومین

دوکسوروبیسین ارا با هدف اثرگذاری بر سرطان استخوان درون حامل های لیپوزومی بارگذاری کردند که نانو سامانه های ساخته شده ضمن برخورداری از انکپسولاسیون ۸۹ درصد، دارای سائیزی در حدود ۱۲۶nm بودند. حداکثر رهائش داروی دوکسوروبیسین در مدت ۴۸ ساعت در این پژوهش، ۴۶ درصد بوده است (۲۵).

نادر نژاد و همکاران در سال ۲۰۱۷، نیوزوم های حاوی کورکومین را بروش فیلم نازک تهیه نمودند که در براساس آن، وزیکول های نیوزومی حاوی کورکومین با اندازه ۲۴۲ نانومتر، ۹۵/۲٪ میزان راندمان انکپسولیشن دارو، پتانسیل زتا ۳۸- میلی ولت و شاخص پراکندگی ۰/۱۷ می باشد. نانو ذره تهیه شده رهائش کنترل شده دارد و در طی ۹۰ ساعت میزان رهائش دارو ۴۳/۸۷ درصد می باشد (۲۶).

حیدری شیخ حسن در سال ۲۰۱۷، نانو ذرات هدفمند اکسید آهن حاوی کورکومین تهیه نمودند که اندازه ذرات آن ۲۰ nm و راندمان انکپسولاسیون آن ۸۲ درصد گزارش شده است (۲۷).

Hghiralsadat و همکاران در سال ۲۰۱۷، فرمولاسیون جدیدی برای تهیه نانولیپوزوم های حاوی دوکسوروبیسین پیشنهاد نمودند که سائز متوسط وزیکول ها، بازده درون گیری، شاخص پراکندگی، پتانسیل زتای فرمول پیشنهاد شده به ترتیب ۹۳/۶۱ nm، ۸۲/۸٪، ۰/۱۴ و ۲۳- بوده اند (۲۸).

حقیرالسادات و همکاران در سال ۲۰۱۷، نانولیپوزوم هایی حاوی داروی دوکسوروبیسین به دو روش شیب گرادیان pH و لایه نازک تهیه نمودند که بازده درون گیری، اندازه و رهائش دارو در مدت ۴۸ ساعت برای نانولیپوزوم حاصل از شیب گرادیان به ترتیب، ۸۹ درصد، ۱۰۵/۹ nm و ۲۴ درصد و برای نانولیپوزوم های حاصل از لایه نازک به ترتیب، ۱۵/۶۵ درصد، ۱۳۸/۶ nm و ۷۸ درصد بوده است (۲۱).

حقیرالسادات و همکاران در سال ۲۰۱۸ فرمالوسیون هایی از لیپوزوم های حاوی دوکسوروبیسین تهیه کردند که درصد انکپسولاسیون در همه فرمولاسیون ها بالای ۸۲ درصد و پتانسیل زتای فرمولاسیون های مختلف تهیه شده از ۲۳- تا

در پژوهش حاضر بعد از بررسیهای متعدد، سامانه پگیله شده لیپونیزومی حاوی کورکومین طراحی و ساخته شده است که ضمن برخورداری از بازده درون گیری $1/85 \pm 98/12$ درصد، دارای اندازه ذرات ۱۴۷/۵ nm، بار سطحی منفی (mV) -۸/۹ و شاخص پراکندگی ۰/۱۷۶ است. مطالعه الگوی سنتیکی رهائش دارو در این نانوسامانه نشان می دهد که نانوسامانه حاوی کورکومین آهسته رهش بوده و حداکثر رهائش دارو در شرایط سلولی نرمال و سرطانی در ۴۸ ساعت به ترتیب، ۱۹/۰۲ و ۲۴/۸۸ درصد می باشد. هم چنین بررسی طیف FT-IR و تصویر میکروسکوپ روبشی از سامانه مذکور نشان دهنده این امر است که داروی کورکومین با نانوحامل لیپونیزومی برهم کنشی نداشته است و نانو ذرات حاصل ضمن برخورداری از اندازه و توزیع مناسب، دارای شکل کروی و سطحی صاف می باشند.

Sarisozen و همکاران در سال ۲۰۱۴ توسط نانو سامانه میسل های پلیمری پلی اتیلن گلیکول- فسفاتیدیل اتانول آمین، اثر تحویل هم زمان کورکومین و پاکلی تاکسل را بر رده های سلولی SKOV3_{TR} و NCI-ADR-RES آدنوکارسینومای تخمدان بر روی اسفروئید (محیط کشت های سه بعدی سلول های سرطانی) بررسی کردند. آزمایشات نشان دادند که اثر سمیت سلولی پاکلی تاکسل زمانی که به طور هم زمان با کورکومین تجویز می شود، به طور قابل توجهی افزایش می یابد (۲۲).

Hasan و همکاران در سال ۲۰۱۴، نانولیپوزوم های حاوی کورکومین تهیه نمودند که اندازه ذرات حاصل را ۹۸ nm تا ۱۳۵، شاخص پراکندگی از ۰/۱۸ تا ۰/۲۵ و درصد بارگذاری کورکومین را از ۶۳ تا ۶۷ درصد گزارش نمودند (۲۳).

رحیم زاده و همکاران در سال ۲۰۱۶، نانوذرات جمینی سورفکتانتی حاوی کورکومین به روش رسوبدهی نانویی تهیه نمودند که شاخص پراکندگی ذرات را ۰/۳ و درصد بارگذاری داروی کورکامین را ۸۷ درصد بوده است (۲۴).

حقیرالسادات و همکاران در سال ۲۰۱۶، داروی

چالش‌های پیش رو روی علم پزشکی را برطرف نماید. در مطالعه حاضر ضمن بارگذاری داروی کورکومین درون نانوحامل‌های لیپونیوزومی، فرمولی برای انکپسولاسیون کورکومین پیشنهاد شد که سطح آن توسط پلیمر پلی اتیلن گلیکول پوشانده شده و مشخصه‌های فیزیکی - شیمیایی آن از جمله اندازه و شاخص پراکندگی مناسب، پتانسیل زتای مطلوب، میزان درون پوشانی و الگوی رهایش قابل قبول و نیز عدم برهم کنش میان دارو و سامانه، توسط چندین آزمایش تایید شده است. بنابراین با توجه به این که نانو سامانه حاضر در شرایط حاکم بر سلول سرطانی به صورت نیمه هدفمند عمل نموده است، می‌تواند جهت کاربردهای بالینی متعدد از جمله استفاده به عنوان ترکیبی ضد توموری پس از بررسیهای و انجام تست های سلولی و درون تنی، مورد استفاده قرار گیرد.

سپاسگزاری

این مقاله حاصل پایان نامه سرکار خانم الهام ساسانی دانشجوی کارشناسی ارشد بیوشیمی می‌باشد. جای دارد از مرکز بیوتکنولوژی دارویی پردیس بین الملل دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی یزد در خصوص تسهیل بهره‌مندی از فضای آزمایشگاهی تشکر گردد. از زحمات سرکار خانم زهرا اسماعیلی و شرکت ریز زیست فناوران فردانگر (NBTF) به پاس همکاری‌های علمی در این زمینه سپاس‌گزاری می‌گردد.

تعارض در منافع: هیچ‌گونه تعارض در منافع میان نویسندگان وجود ندارد.

۲۲/۴+ متغیر بوده است. هم چنین این پژوهش گزارش می‌دهد که در مدت ۴۸ ساعت، ۴۳ درصد دارو از لیپوزوم‌ها آزاد شده است (۲۹).

مجدی زاده و همکاران در سال ۲۰۱۸، نانولیپوزوم‌های حاوی اسانس نعناع فلفلی تهیه نمودند که وزیکول‌های لیپوزومی حاوی اسانس با اندازه $13/39 \pm 2/7$ nm، $247 \pm 0/38$ درصد میزان راندمان انکپسولاسیون، پتانسیل زتا $38/74 \pm 34/54$ میلی‌ولت و شاخص پراکندگی $0/01 \pm 0/32$ می‌باشد (۲۰).

نتیجه گیری

امروزه اگرچه شیمی درمانی یکی از رایج‌ترین روش‌های آنتی نتوپلاستی به شمار می‌آید، اما به دلیل عملکرد غیر هدفمند این روش، مقدار زیاد مصرف دارو، عوارض جانبی و غیره، استفاده از این روش با چالش‌های گسترده‌ای روبه‌رو است که منجر به کاهش کیفیت زندگی افراد مبتلا به سرطان شده است. ازینرو پژوهش گران حوزه سرطان به دنبال استفاده از ترکیبات گیاهی از جمله کورکومین به جای داروهای صنعتی معمول در شیمی درمانی هستند تا مقداری از مشکلات ناشی از شیمی درمانی را کاهش دهند. در این بین استفاده از ترکیبات سیتوتوکسیک استخراج شده از گیاهان، نظیر کورکومین نیز با مشکلات بنیادی روبه‌رو است، بنابراین دست‌یابی به استراتژی‌های نوین به منظور بهبود سیستم دارورسانی به سلول‌های سرطانی که بتواند جایگزینی مناسب برای سیستم‌های دارورسان معمول باشد، می‌تواند بسیاری از

References:

- 1- *Cancer Control: a Global Snapshot in 2015 Summary of Results From the 2015 Who Ncd Country Capacity Survey*. world Heal. Organ 2015: 1-6.
- 2- *American Cancer Society*. Cancer Facts & Figures 2016. Atlanta: American cancer Society; 2016: 57.
- 3- Pecorino Lauren. Chapter 3: Regulation of gene expression. In: *Molecular biology of cancer mechanism, targets and therapeutics*. 3rd ed. Oxford university press ; 2008: 55.
- 4- Lodish H, Berk A, Kaiser AC, Martin, Monty

- Krieger, Bretscher A, et al. Chapter 4: Basics Molecular Genetic Mechanisms, In: **Molecular cell biology**. 6th ed. W. H. Freeman and Company; 2008: 145.
- 5-Das M, Mohanty C, Sahoo SK. **Ligand-based targeted therapy for cancer tissue**. Expert Opin Drug Deliv 6(3): 285-304.
- 6-Poste G, Kirsh R. **Site-Specific (Targeted) Drug Delivery in Cancer Therapy**. Natuer Biotechnology 1983; 1: 869-78.
- 7-Tinsley R. **Harrison, Braunwald E. Harrison's Principles of Internal Medicine**. 17th ed. New York: The McGraw-Hill Companies, Inc; 2008
- 8-Anand P, Sundaram C, Jhurani S, Kunnumakkara AB, Aggarwal BB. **Cancer Letters** 2008, 267(1): 133-64.
- 9-Sun M, Su X, Ding B, He X, Liu X, Yu A, et al. **Advances in nanotechnology-based delivery systems for curcumin**. Nanomedicine 2012; 7(7): 1085-100.
- 10- Saraswathy M, Gong S. **Different strategies to overcome multidrug resistance in cancer**. Biotechnol Adv 2013; 31(8): 1397-407.
- 11- Naksuriya O, Okonogi S, Schiffelers RM, Hennink WE. **Curcumin nanoformulations: a review of pharmaceutical properties and preclinical studies and clinical data related to cancer treatment**. Biomaterials 2014; 35(10): 3365-83.
- 12- Bates S, Kang M, Meadows B, Bakke S, Choyke P, Merino M, et al. **A Phase I study of infusional vinblastine in combination with the pglycoprotein antagonist PSC 833 (valspodar)**. Cancer 2001; 92(6): 1577-90.
- 13- Mirahmadi N, Babaei MH, Vali AM, Dadashzadeh S. **Effect of liposome size on peritoneal retention and organ distribution after intraperitoneal injection in mice**. Int J Pharm 2010; 383(1-2): 7-13.
- 14- Daraee H, Etemadi A, Kouhi M, Alimirzalu S, Akbarzadeh A. **Application of liposomes in medicine and drug delivery**. Artif Cells, Nanomedicine, Biotechnol 2016; 44(1): 381-91. [Persian]
- 15- Cheraghi M, Negahdari B, Daraee H, Etemadi A. **Heart targeted nanoliposomal/nanoparticles drug delivery: An updated review**. Biomed Pharmacother 2017; 86(1): 316-23. [Persian]
- 16- Mansoori MA, Agrawal S, Jawade S, Khan MI. **A review on liposome**. IJARBP 2012; 2(4): 453-64.
- 17- Allen TM, Hansen CB, D E L. de Menezes. **Pharmacokinetics of long-circulating liposomes**. Adv Drug Deliv Rev 1995; 16(2): 267-84.
- 18- Bragagni M, Mennini N, Ghelardini C, Mura P. **Development and characterization of niosomal formulations of doxorubicin aimed at brain targeting**. J Pharm Pharm Sci 2012, 15(1): 184-96.
- 19- Wang J, Ma W, Tu P. **Synergistically Improved Antitumor Efficacy by Codelivery Doxorubicin and Curcumin Polymeric Micelles**. Macromol Biosci 2015, 15(9): 1252-61.
- 20- Majdizadeh M, Rezaei Zarchi S,

- Movahedpour AA, Shahi Malmir H, Sasani E, Haghiralsadat BF. **A new strategy in improving therapeutic indexes of medicinal herbs: preparation and characterization of nano-liposomes containing *Mentha piperita* essential oil.** J Shahid Sadoughi Uni- Med Sci Yazd 2018; 25(11): 853-64. [Persian]
- 21- Haghiralsadat BF, Amouabedini G, Naderinezhad S, Sheikhha MH, Malaei-balasi Z, Akbaezadeh A, et al. **An evaluation of the transmembrane ammonium sulfate gradients method in lipid system to improve trapping capacity of amphipathic weak.** New Cell Mol Biotechnol J 2017; 7(28): 49-60.[Persian]
- 22- Sarisozen C, Abouzeid AH, Torchilin VP. **The effect of co-delivery of paclitaxel and curcumin by transferrin-targeted PEG-PE-based mixed micelles on resistant ovarian cancer in 3-D spheroids and in vivo tumors.** Eur J Pharm Biopharm 2014, 88(2): 539-50.
- 23- Hasan M, Belhaj N, Benachour H, Barberiheyob M, Kahn CJF. **Liposome encapsulation of curcumin : Physico-chemical characterizations and effects on MCF7 cancer cell proliferation.** Int J Pharm 2014; 461(1-2): 519-28.
- 24- Rahimzadeh M, Sadeghizadeh M, Najafi F, Arab SS, Mobasheri H. **Study of Loading , Cytotoxicity , Uptake, and Release of Curcumin from a Novel Gemini Surfactant Nanocarrier.** Pathobiol Res 2016; 19(1): 13-27. [Persian]
- 25- Haghiralsadat BF, Amouabedini G, Sheikhha MH, Mohammadnezhad MJ, Nadernezhad S, Malaei-balasi Z, et al. **New Approach for the Synthesis, Entrapment of Hydrophilic Drugs and Evaluation of Physico-Chemical Characteristics of PH-sensitive Nano-Liposome: Improving Therapeutic Efficacy of Doxorubicin in Order to Treatment Bone Tumor and Reducing the Side Effects.** J Shahid Sdoughi Uni Med Sci Yazd 2016; 24(10): 780-9. [Persian]
- 26- Naderinezhad S, Haghiralsadat BF, Amouabedini G, Naderinezhad A, Esmaeili Z, Akbaezadeh A. **Synthesis of biodegradable and self-assembled anionic nano –carrier: Novel approach for improvement of Curcumin-delivery to bone tumors cells & Mathematical modeling of drug-release kinetic.** NCMBJ 2017; 7(27): 77-84. [Persian]
- 27- Heydari Sheikh Hosein H, Zarabi A, Zarepour A. **Design and Construction of Curcumin – Loaded Targeted Iron Oxide Nanoparticles for Cancer Treatment.** JBUM 2017; 19(6): 64-70. [Persian]
- 28- Haghiralsadat BF, Amoabediny G, Sheikhha MH, Zandieh-doulabi B, Naderinezhad S, Helder MN, et al. **New liposomal doxorubicin nanoformulation for osteosarcoma : Drug release kinetic study based on thermo and pH sensitivity.** Chem Biol Drug Des 2017; 90(3): 368-79. [Persian]
- 29- Haghiralsadat BF, Naderinezhad S, Amoabediny G, Montazeri F, Zandieh-doulabi B. **Effects of surface charge on cytotoxicity of liposomal Doxorubicin on bone cancer cell line.** Daneshvar Med 2018; 25(133): 19-26. [Persian]

A new study on synthesise and optimization of PEGylated LipoNiosomal nanocarriers containing curcumin for use in cancer chemotherapy

Elham Sasani¹, Hashem Shahi Malmir², Fatemeh Daneshmand³,
Mohammad Majdizadeh⁴, Bibi Fatemeh Haghirsadat^{*5}

Original Article

Introdution: Chemotherapy is one of most effective methods to fight metastatic tumors. Its non- targeting has many side effects. The aim of this study was to investigate various formulations of Lipo-Niosomal hybrid system to achieve an optimized and targeted formulation to provide proper function as a complementary drug in cancer chemotherapy.

Methods: The present study was an experimental study. Five Lipo-Niosome systems with different formulations containing DPPC, Cholesterol, and Span60 were synthesized using thin-film method. Three formulations were chosen based on the entrapped efficiency of curcumin and their release profile was investigated in order to choose the final formula. In the following, the final formula was optimized by DSPE-mPEG(2000) and after calculating, the curcumin release profile in simulated environment of healthy and cancerous cells; physiochemical characteristics of the final formula determined by ZetaSizer, FTIR and SEM instruments.

Results: Final formulation of curcumin PEGylated lipo-niosome had 147.5 nm size, 98.12%±1.85 entrapment, -8.90 mV zeta potential, and 0.176 of PDI. The maximum release of the drug for this nanosystem in an environment similar to healthy cells was 19.02% and 24.88% in cancerous cells. FTIR and SEM investigations show drug and nanocarrier had no chemical interaction leading to change the functional groups and its particles have a spherical morphology.

Conclusion: The findings of this study along with confirming the system to be semi-targeting, shows that carrier released entrapped drug with continuous and controlled rate without any change in chemical nature of the drug. It appears the nanoscale size and the low anionic charge of the system is an indication of its high cellular uptake.

Keywords: Drug Carriers, Niosome, Curcumin, Nanoparticles, Drug Liberation.

Citation: Sasani E, Shahi Malmir H, Daneshmand F, Majdizadeh M, Haghirsadat F. A New study on the synthesise and optimization of PEGylated LipoNiosomal nanocarriers containing curcumin for use in cancer chemotherapy. J Shahid Sadoughi Uni Med Sci 2018; 26(6): 528-41

¹Department of Biology, Taft Payame Noor University, Yazd, Iran

²Department of Biology, Nourdanesh Higher Education Institute, Meymeh, Esfehan, Iran

³Department of Biology, Taft Payame Noor University, Yazd, Iran

⁴Nano-Biotech Foresight Company Biotechnology Campus, Science & Technology Park of Yazd, Yazd, Iran

⁵Department of Advanced Medical Sciences and Technologies, School of Paramedicine, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran

***Corresponding author: Tel:** 09132507158, **email:** Fhaghirsadat@gmail.com