

سننزدوکسوربیسین نیوزومی آهسته رهش و بررسی دوز مؤثر دارو در نانو فرمول برای مقابله با سرطان مغز استخوان

سمیرا نادری نژاد^۱، فاطمه حقیر السادات^۲، قاسم عموعابدینی^{۳*}، سعیده رجائی نجف آبادی^۴، عظیم اکبرزاده^۴

- ۱ - گروه مهندسی بیوتکنولوژی و داروسازی، پردیس دانشکده های فنی، دانشکده مهندسی شیمی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.
- ۲ - گروه مهندسی علوم زیستی، دانشکده علوم و فناوری های نوین، دانشگاه تهران، تهران، ایران.
- ۳ - گروه شیمی، دانشگاه پیام نور اصفهان، اصفهان، ایران.
- ۴ - گروه پابلوت بویوتکنولوژی، انستیتو پاستور ایران، تهران، ایران.

چکیده

سابقه و هدف: نیوزومها به دلیل نیمه عمر بالا در پلاسمای خون امکان رسانش مؤثر عوامل شیمی درمانی به بافت توموری را ایجاد می کنند و بازده درمانی داروی شیمی درمانی را افزایش می دهند. در این مطالعه نانو نیوزوم حاوی دوکسوربیسین سنتز شدند. دوز بهینه دارو تعیین شد و اثر ضد سرطانی نانو ذره حاصل مورد ارزیابی قرار گرفت.

مواد و روش ها: نیوزوم های حاوی کلسترول و اسپن ۶۰ با نسبت مولی ۸۵:۱۵ با روش آب پوشانی لایه نازک تهیه گردیدند. در مرحله آب پوشانی به منظور تعیین غلظت بهینه دارو، غلظت های مختلف داروی دوکسوربیسین رقیق شده با آب مقطر به کار گرفته شد. هم چنین در پایان سمیت سلولی با تست MTT سنجیده شد.

یافته ها: نتایج حاکی است دوز بهینه دارو ۰/۵ mg/ml است. درصد محصور سازی فرمولاسیون بهینه، سایز و شاخص پراکندگی به ترتیب ۸۱/۶۹، ۱۰۲/۹ و ۰/۱۲۸ می باشد. طی ۱۴۴ ساعت، میزان رهاسازی دارو ۳۵ درصد بوده است. سامانه تهیه شده می تواند عوارض جانبی دوکسوربیسین را کم کند و در مقابل سلول های سرطانی مؤثر واقع شود.

بحث: این مطالعه نشان داد که دوز دارو در مقدار بهینه، نقش مهمی در بهبود درصد درون گیری دارو دارد که از نظر اقتصادی بهینه است هم چنین باعث می شود در مصرف بالینی، دوز کمتری دارو با بیشترین اثر درمانی وارد بدن بیمار می شود. کاهش دوز مصرفی دارو هم چنین سبب می شود سلول های سالم کم تر مورد آسیب قرار گیرند. آهسته رهش بودن سامانه دلیل اصلی افزایش سمیت داروی شیمی درمانی است.

نتیجه گیری: سامانه نیوزومی تهیه شده سامانه ای آهسته رهش با سایز بسیار کم تر از ۱۵۰ نانومتر و درصد بالای محصور سازی دارو می باشد که می تواند جهت غلبه بر عوارض جانبی داروی دوکسوربیسین آزاد استفاده شود. سامانه حاصل در مقابل سلول های سرطان مغز استخوان مؤثر است.

واژه های کلیدی: دوز مؤثر، نیوزوم، دوکسوربیسین، رهایش، سرطان مغز استخوان.

نویسنده مسئول:

گروه مهندسی بیوتکنولوژی و داروسازی، پردیس دانشکده های فنی،
دانشکده مهندسی شیمی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
پست الکترونیکی: amoabedini@ut.ac.ir

تاریخ دریافت: ۱۳۹۴/۹/۱۹

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۵/۱

مقدمه

از نظر ترمودینامیکی، نیوزوم‌های خود تشکیل شونده نتیجه کاهش آنتروپی و انرژی آزاد گیبس به‌همراه آنتالپی مطلوب است که از فعل انفعال‌های وندروالس، نیروهای هیدروفوبیک، پیوند هیدروژنی و نیروهای الکتروستاتیک به‌وجود می‌آید. عوامل هندسی مثل لایه آبی، طول زنجیره لیپیدی، گیر افتادگی و به‌هم فشردگی زنجیره‌ای و تقارن غشاء نقش مهمی در تشکیل خود به خودی دوگانه دوست نقش دارد. گزارش شده است نیروی محرکه اصلی در محصور سازی دارو، پیوند هیدروژنی یا نیروهای الکتروستاتیک بین حامل نیوزومی و مولکول داروی می‌باشد (۱۵).

در پژوهش‌های متعددی محصور سازی داروی دوکسوروبیسین در نانو ذره نیوزومی مورد بررسی قرار گرفته است. ایچامه و همکاران در سال ۱۹۹۵، بهبود فعالیت داروی دوکسوروبیسین درون‌گیری شده در سامانه نیوزومی تهیه شده از اسپن ۶۰ را بر روی رده سلولی سرطان تخمدان انسانی بررسی نمودند (۱۶).

راجرسن و همکاران در سال ۲۰۱۱، وزیکول‌های ساخته شده از سورفکتانت‌های غیر یونی (تری گلیسرل اتر₁₆ C) همراه و بدون کلسترل، حاوی دوکسوروبیسین تهیه کردند و توزیع و رهایش دوکسوروبیسین در بدن موش را به دنبال مصرف دارو بررسی کردند (۱۳). برگاگنیا و همکاران در سال ۲۰۱۲، فرمولاسیون نیوزومی حاوی دوکسوروبیسین عامل‌دار شده با قند مشتق شده از N- پالمیتیل گلوکوامین برای مورد هدف قرار دادن مغز برای رسانش عوامل شیمی‌درمانی را مورد بررسی قرار دادند (۲).

در پژوهش حاضر ضمن تهیه فرمولاسیون نیوزومی، برای اولین بار غلظت بهینه داروی آب‌دوست دوکسوروبیسین جهت درون‌گیری در نانوذرات نیوزومی بررسی شده است. همچنین الگوی رهایش دارو، شاخص پراکندگی، سایز و میزان درون‌گیری دارو مطالعه شده است. در ادامه سمیت سامانه حاصل بر روی رده سلول سرطانی مغز استخوان بررسی شده است.

مواد

دوکسوروبیسین^۱ یکی از معمول‌ترین و شناخته شده‌ترین داروهای آنتی‌بیوتیک متعلق به خانواده آنتراسیکلین‌ها است و به‌عنوان عامل شیمی‌درمانی در جهت مبارزه علیه لوسمی‌ها و تومورها انسانی و حیوانی مورد استفاده قرار می‌گیرد (۲۰) با این حال پتانسیل درمانی آن با دوز مسمومیت قلبی و سرکوب مغز استخوان^۲ و عوارض جانبی نامطلوب محدود شده است. نتیجه این است که با توجه به بالا بودن سطح مسمومیت بافت‌های سالم، اغلب با یک شاخص درمانی محدود همراه است (۲۱). از این رو استفاده بالینی با تردید همراه است (۹). داکسیل اولین دوکسوروبیسین لیپوزومی تأیید شده FDA است که در حال حاضر مورد استفاده بالینی قرار می‌باشد (۱۶). به‌دلیل ناپایداری شیمیایی و فیزیکی لیپوزوم‌ها، نانونیوزوم‌ها مورد توجه بسیاری از محققان و شرکت‌های دارویی قرار گرفته است (۱۴).

نیوزوم‌ها امروزه به‌عنوان یکی از بهترین نانوذرات دارورسانی برای درمان سرطان می‌باشند که مزایای زیادی در مقابل به-کارگیری داروی آزاد دارند. سایز کوچک نیوزوم‌ها (کم‌تر از ۱۰۰ نانومتر)، پایداری بالا و نیمه‌عمر بالا در پلاسما خون این امکان را برای رسانش عوامل شیمی‌درمانی به بافت توموری را ایجاد می‌کند. به‌دلیل این مزایا، استفاده از نانوذرات به‌طور قابل ملاحظه‌ای سمیت عوامل شیمی‌درمانی در برابر سلول‌های سالم را کاهش می‌دهد (۱۰).

نیوزوم‌ها وزیکول‌های تک لایه یا چند لایه می‌باشند که به-وسیله سورفکتانت‌های غیر یونی ساخته می‌شوند که توانایی محصورسازی داروهای آب‌دوست و آب‌گریز را دارند (۱). در توسعه یک فرمولاسیون جدید دارویی پایداری یک عامل تعیین کننده می‌باشند که هزینه‌های تولید صنعتی را کاهش می‌دهد. نیوزوم یک نانو ذره ارزان با پایداری بالا به‌عنوان جایگزین لیپوزم می‌باشد (۱۱).

¹ Doxorubicin

² Myelosuppression

نیوزومها که داخل ظرف یخ بودند، قرار داده شد و سپس فرآیند کاهش سایز (سونیکیت) جهت تولید نیوزومهای تک جداره با شرایط توان: ۶۰٪ (Amplitude) به مدت ۳۰ دقیقه (۱۰ ثانیه روشن و ۱۵ ثانیه خاموش) انجام گردید (E-Chrome Tech Co, Taiwan). پس از این مرحله جداسازی داروی آزاد توسط کیسه دیالیز (Sigma, 12-14 kDa, cut off: Germany) در دمای ۴ درجه سانتیگراد و تحت شرایط تاریک صورت گرفت.

مشخصه یابی فرمولاسیون نیوزومی حاوی دوکسوربیسین

بازده محصور سازی دوکسوربیسین درون نیوزوم:

دوکسوربیسین درون گیری شده در نیوزومها داخل کیسه دیالیز سلولزی قرار داده شدند تا دارویهای آزاد آن جدا شود. مقدار دوکسوربیسین انکپسوله شده درون نیوزومها با استفاده از UV Spectrophotometer (T80+ Model, PG Instruments) در طول موج ۴۸۰ nm بعد از هضم و شکستن غشای نیوزومی با ایزوپروپانول (خلوص ۹۹٪) مورد بررسی قرار گرفتند. همچنین نمودار استاندارد دوکسوربیسین در ۴۸۰ nm به منظور تعیین رابطه میان غلظت دوکسوربیسین و جذب آن با استفاده از سری رقت دوکسوربیسین در محلول ایزوپروپانول رسم گردید. بازده درون گیری از رابطه (۱) محاسبه می شود (۵).

رابطه (۱)

$$\text{بازده درون گیری} = \frac{\text{میلی گرم داروی کیسول شده}}{\text{میلی گرم داروی اولیه}} \times 100$$

اندازه گیری اندازه ذرات و شاخص پراکندگی: ۱۰۰

پارامتر قطر هیدرودینامیک نیوزوم (اندازه ذرات) با استفاده از تکنیک پراش لیزری دینامیک (Zeta-Sizer instrument, DLS, Malvern Zetasizer Nano-ZS, Worcestershire, UK) اندازه گیری شدند. همچنین، میانگین شاخص پراکندگی (PDI) نانوذرات مشخص شدند. نیوزوم تازه آماده شده دارای شاخص انکساری ۱/۳۳، ویسکوزیته و ثابت دی الکتریک به- ترتیب CP ۰/۸۹، ۷۸/۵۴ می باشند.

دوکسوربیسین هیدروکلراید (داکس) از Ebewe Pharma اتریش خریداری شد. سورفکتانت اسپن ۶۰ از Daejung chemicals & metals Co، کره تهیه شدند. کلسترول از شرکت Sigma Aldrich آمریکا خریداری گردید. حلالهای مورد استفاده دیگر در این مطالعه دارای درجه خلوص بالا و مخصوص انجام پژوهش^۳ (خلوص بیش از ۹۹ درصد) بوده و بدون خلوص بیش تر استفاده شدند.

روشها

فرمولاسیون نیوزوم حاوی دوکسوربیسین

نیوزومها با فرمولاسیون ارائه شده در جدول ۱ طبق روش آبیوشانی لایه نازک تهیه گردیدند.

جدول ۱- فرمولاسیون نیوزومی حاوی دوکسوربیسین

| کد فرمول | لیپید: دارو (mg/ml) | غلظت دارو (L/D) | کلسترل: سورفکتانت |
|----------|---------------------|-----------------|-------------------|
| F1 | ۱۰ | ۱/۵ | ۸۵:۱۵ |
| F2 | ۱۰ | ۱ | ۸۵:۱۵ |
| F3 | ۱۰ | ۰/۵ | ۸۵:۱۵ |

به طور خلاصه، کلسترول و اسپن ۶۰ با نسبت مولی ۸۵:۱۵ و نسبت کل لیپید به دارو (L/D) ۱۰ در کلروفورم در دمای ۴۵ درجه سانتیگراد حل شدند. پس از تبخیر کامل کلروفورم و تشکیل فیلم نازک، هیدراته کردن فیلم در دمای ۵۵ درجه سانتیگراد و به مدت ۶۰-۳۰ دقیقه و توسط داروی دوکسوربیسین ۲ mg/ml رقیق شده با مقادیر مختلف آب استریل تزریقی صورت گرفت. در این مرحله غلظت های مختلف دارو به عنوان پارامتر کمی و کیفی مورد استفاده قرار گرفت تا اثر غلظت مولکول های دوکسوربیسین در تماس با لایه های نیوزومی بر روی درصد محصور سازی، سایز، زتا و شاخص پراکندگی بررسی گردد. تمامی مراحل همگن کردن و حل کردن فرمولاسیون نیوزومی، تشکیل فیلم و هیدراته کردن دارو به وسیله دستگاه روتاری تبخیر کننده (Heidolph, Germany) صورت گرفت. پس از تشکیل وزیکول های نیوزومی حاوی دوکسوربیسین برای کاهش اندازه نیوزوم- های MLV و تشکیل SUV از روش سونیکاسیون استفاده گردید، پروب دستگاه سونیکه کننده در داخل محلول کلوتیدی

³ Analytic grade

بررسی آزمایشگاهی رهایش دوکسوربیسین:

رهایش دوکسوربیسین از نیوزومها به وسیله دیالیز (MW cut) PBS به مدت ۱۴۴ ساعت در دمای ۳۷ و pH ۷/۵ مورد سنجش قرار گرفت. به منظور محاسبه رهایش دوکسوربیسین، بافر اطراف کیسه دیالیز در زمانهای متفاوت جمع آوری و بلافاصله با همان حجم از PBS تازه جایگزین شد. نمونهها با استفاده از UV Spectrophotometer در طول موج ۴۸۰ nm آنالیز شدند. بر اساس کل غلظت اولیه داروی فرمولاسیون نیوزومی، درصد رهایش در هر فاصله زمانی محاسبه شد.

تعیین سمیت سلولی

سلولهای KG-1 از انستیتو پاستور ایران (تهران، ایران) تهیه شدند. سلولها در انکوباتور در دمای ۳۷ °C و محیط حاوی ۵ درصد کربن دی اکسید و هوای مرطوب در محیط کشت DMEM (گیبکو، آمریکا) غنی شده با سرم ۱۰٪ جنینی گاوی رشد کردند. سمیت سلولی با روش MTT برای فرمولاسیون مطالعه شده به کار گرفته شد. به منظور اندازه گیری سمیت، سلولهای KG-1 سرطان مغز استخوان به طور جداگانه با غلظت ۱۰^۴ در هر چاهک در پلیت ۹۶ تایی به مدت ۲۴ ساعت کشت داده شدند. سپس سلولها با حجم یکسانی از محیط کشت تازه تیمار شدند (حجم یکسانی از محیط کشت تازه اضافه شد) و غلظت‌های متفاوتی از داروی دوکسوربیسین آزاد و نیوزوم حاوی دوکسوربیسین (۱، ۲/۵ و ۵ میکروگرم بر میلی‌لیتر) به صورت چهار بار تکرار در چاهکها تزریق شدند. پس از آن دوباره به مدت ۷۲ ساعت در انکوباتور قرار گرفت. سپس میزان ۲۰ میکرولیتر محلول MTT با غلظت ۵ میلی‌گرم بر میلی‌لیتر به هر چاک اضافه شد و به مدت ۳ ساعت انکوبه شدند. بعد از آن مایع رویی خارج شد و به منظور حل کردن کریستال‌های فورمازون ۱۸۰ میکرولیتر DMSO اضافه گردید. در هر مرحله برای خارج کردن مایع رویی، سانتریفوژ صورت گرفت. جذب در طول موج ۵۷۰ نانومتر با استفاده از اسپکتروفتومتر میکروپلیت اپوک (بایوتک، آمریکا) ثبت گردید.

آزمون‌های آماری

تمامی آزمایشها به صورت سه بار تکرار صورت گرفت. سطح معنی داری آماری (p-value) متغیرهای مورد بررسی به وسیله one-way ANOVA نرم افزار Graph Pad Prism (GraphPad Software, CA, USA) تعیین گردید.

یافته‌ها

پس از ساخت سه فرمولاسیون نیوزومی، هیدارته کردن با سه غلظت مختلف دارو صورت می‌گیرد و مقایسه سه فرمول ارائه شده از نظر درصد محصور سازی دارو، سایز و شاخص پراکندگی صورت گرفته است. نتایج حاکی از این است با کاهش غلظت داروی مورد استفاده در میزان یکسان نانوذرات بازده محصور سازی دارو افزایش یافته است، سایز نانوذرات و شاخص پراکندگی آنها کاهش یافته است. بر این اساس کاهش غلظت دارو هم از جهت کاهش مصرف دارو اقتصادی است و هم از جهت افزایش محصور سازی دارو به صرفه است.

جدول ۲- مقایسه فرمولاسیونهای مختلف نیوزومی حاوی دوکسوربیسین

| کد فرمول | محصور سازی دارو (%) | سایز (nm) | شاخص پراکندگی (PDI) |
|----------|---------------------|-----------|---------------------|
| F1 | ۶۷/۲۴ | ۱۵۱/۲ | ۰/۹۹۲ |
| F2 | ۷۴/۴۱ | ۱۴۵/۶ | ۰/۹۲۲ |
| F3 | ۸۱/۶۹ | ۱۰۲/۹ | ۰/۹۲۸ |

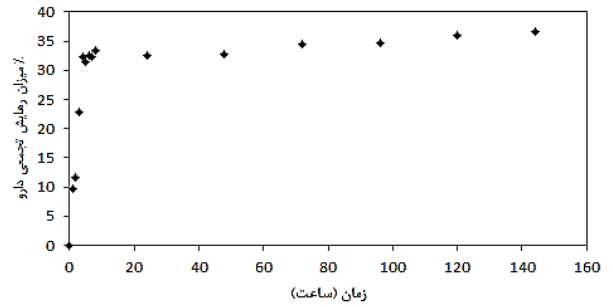
با کاهش شاخص پراکندگی نانوذرات، با افزایش دوز دارو، توده-ای شدن نانوذرات کاهش می‌یابد و در مقایسه با سایر فرمولها در دراز مدت پایداری بیشتری را برای نانوذرات فراهم می‌کند. شکل ۱- نمودار رهایش دارو در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد و pH= ۷/۴ (شرایط فیزیولوژیک) را نشان می‌دهد. با بررسی پروفایل رهایش ۱۴۴ ساعته دارو یافت می‌شود فرمولاسیون تهیه شده آهسته رهش می‌باشد و طی ۱۴۴ ساعت ۳۵ درصد از داروی محصور سازی شده رها می‌شود و پس از آن دارو به کندی آزاد می‌شود.

سرطان به عنوان مجموعه ای از بیماری هایی شناخته می شود که از اختلال های ژنتیکی پیشرفته مشتق می شوند و هر ساله بیش از ده میلیون نفر از مردم سراسر دنیا به این بیماری کشنده مبتلا شده و بیش از نیمی از آن ها جان خود را در اثر سرطان از دست می دهند.

روش های درمانی فعلی برای سرطان به ویژه برای بیماری های متاستاز اغلب به اندازه کافی مؤثر نیست. سمیت درمانی ایجاد شده در اثر استفاده از داروهای شیمی درمانی در بخش های مختلف بدن باعث بروز بسیاری از عوارض جانبی مضر در بیماران شیمی درمانی می شود که اثر بخشی محدود دارد ولی در همان حال کیفیت زندگی فرد بیمار را کاهش می دهد و او را تحت تأثیر عوارض دردناک شیمی درمانی قرار می دهد. پوشش دار کردن داروی شیمی درمانی به وسیله نانوذرات مختلف منجر می شود که داروی مورد استفاده فقط در بافت مورد نظر رها شود و اثر شیمی درمانی ناشی از در معرض قرار گرفتن داروی ضد سرطان با سلول های سالم را تا حد زیادی کاهش می دهد (۱۲).

لیپوزوم ها و زیکول های فسفولیپید کروی چند لایه هستند که زیست سازگاری و توانایی درون گیری هم زمان چند دارو با طبیعت آب دوستی متفاوت از ویژگی های بارز آن ها است ولی با این حال ناپایداری و حجم کم داروی بارگذاری شده در آن ها از مشکلات مربوط به این نانوذرات است. لیپوزوم ها پیشنهاد خوبی برای جایگزینی و پوشش دادن مشکلات مربوط به لیپوزوم ها است چرا که لیپوزوم ها ساختاری شبیه لیپوزوم دارند ولی بسیار پایدار هستند و توانایی درون گیری حجم زیادی دارو به صورت هم زمان را دارند (۱۰).

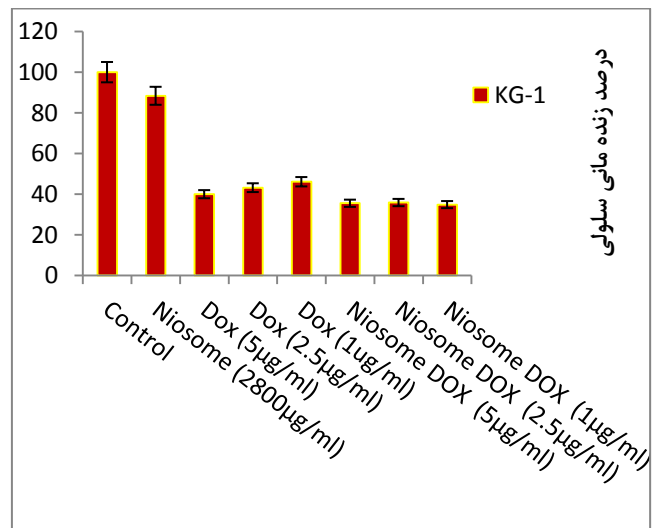
علی رغم این که سامانه های در مقیاس میکرو می توانند از داروها در برابر تجزیه به خوبی محافظت کنند و اثر جانبی دارو را کم می کنند ولی به طور کلی فعالیت ضد سرطانی آن ها را افزایش نمی دهند. در حالی که سیستم تحویل در مقیاس نانو به دلیل دارا بودن اندازه کوچک تر از سلول، قادر است مکانیسم های غیرفعال جذب سلولی را تقویت کرده و به دنبال آن موجب کاهش مقاومت انتقال جرم و افزایش فعالیت آنتی اکسیدانی شود. افزایش فعالیت آنتی اکسیدانی داروها به هنگام



شکل ۱- رهایش ۱۴۴ ساعته داروی دوکسوروبیسین در دمای ۳۷ درجه سانتی گراد، pH= ۷/۴ و درون محیط بافری.

بررسی سمیت سلولی

سمیت نانوذرات نیپوزومی بدون دارو، داروی آزاد دوکسوروبیسین و نانوذرات همراه با دوکسوروبیسین بر روی رده سلولی سرطان مغز استخوان KG-1 به مدت ۷۲ ساعت بررسی شد (شکل-۲). همان طور که از نتایج بر می آید نانوذرات همراه با دارو سمیت بیشتری دارند و به طور مؤثرتری در از بین بردن سلول های سرطانی عمل کرده اند (p-value < ۰/۰۵). هم چنین نتایج حاکی از این است که سمیت داروی دوکسوروبیسین در حالت آزاد و محصور وابسته به دوز دارو است و با افزایش دوز دارو، سمیت افزایش یافته است.



شکل ۲- مقایسه درصد زنده مانی با دوکسوروبیسین آزاد و دوکسوروبیسین محصور شده.

بحث

کلیسترویل پایدار درون تن و برون تن نانوذرات بر پایه لیپید را افزایش می دهد (۱۸).

تجزیه و تحلیل سینتیک نشان داد که رهایش دارو از سه مکانیسم پیروی می کند؛ حل شدن آهسته دوکسوریبوسین رسوب کرده درون نیوزوم، انتقال داروها از درون نیوزوم درون بافر خارجی به ترتیب طبق مکانیسم های انتشار و جابه جایی (به خاطر لرزش خفیف شیکر) صورت می پذیرند. از آنجا که مولکول دوکسوریبوسین کوچک هستند، رهایش آهسته دارو به خاطر محدودیت عبور دارو از کیسه دیالیز نیست بلکه به خاطر خود غشا و ممانعت آن در مقابل رهایش به یک باره دارو است. به همین دلیل رهایش دارو ۱۴۴ ساعت به طول می انجامد (۵).

همان طور که از نتایج بر می آید گرچه پوشش دار کردن دارو می تواند به افزایش سمیت دارو در مقابل سلول سرطانی کمک کند، و در نتیجه سمیت در برابر سلول سالم نیز در صورت پوشش دار شدن افزایش می یابد بنابراین استراتژی هدفمندی اختصاصی یک امر ضروری است. داروی آزاد به خاطر کوچک بودن اندازه ذره به وسیله نفوذ از غشای سلول عبور می کند و جذب یک باره غلظت بالای دارو درون سلول منجر به در معرض قرار گرفتن سایر بخش های سلول می شود. گرچه استراتژی رهایش کنترل شده، خارج شدن داروی دوکسوریبوسین از نیوزوم محدود می شود ولی نفوذ تدریجی درون سلول و در معرض قرار دادن همه سلول ها در دراز مدت رخ می دهد (۳).

غلظت دارو مساله مهمی است اتخاذ کردن غلظت بهینه دارو علاوه بر این که در صرفه جویی اقتصادی نقش مهمی دارد بلکه باعث کنترل سمیت سامانه می شود (۱۹). غلظت بالای دارو گرچه گرادیان غلظت بالایی برای نفوذ به درون نیوزوم در مرحله آب پوشانی فراهم می کند ولی حجم سامانه محدود است و نمی تواند در هر حدی با غلظت افزایش یافته روبرو شود. افزایش سایز نانوذرات همراه با افزایش دوز دارو به دلیل افزایش میلی گرم داروی کپسول شده در این ذرات می باشد.

یکی از نقطه ضعف های رسانش داروی ضد سرطان به کمک نانو ذرات، رهایش آهسته دارو می باشد. که گرچه این مساله خود به نوعی مزیت است به دلیل افزایش سمیت دارو، ولی به علت رهایش آهسته دارو انکپسوله شده از درون نانوذرات، ممکن

انکپسوله شدن در سیستم های تحویل لیپوزومی و نیوزومی مؤید این مطلب است.

نانو تکنولوژی راه حل خوبی است برای پوشش دار کردن دارو- های شیمی درمانی در مقیاس نانو است. چرا که ذرات در مقیاس نانو انرژی سطحی آن ها تغییر می کند. ذرات دارویی در سایز کمتر از ۱۵۰ نانومتر می توانند از غشای سلول بگذرند، وارد سلول شوند و اثر مفید دارویی به حداکثر برسد (۱۲).

یکی از فاکتورها در تشکیل نیوزوم ها، سورفکتانت ها هستند. رایج ترین نوع سورفکتانت مورد استفاده در آماده سازی ویزیکول ها، سورفکتانت های غیر یونی به دلیل داشتن استحکام، سازگاری بهتر و سمیت پایین است. استفاده از سورفکتانت های غیر یونی به طور کلی با افزایش تجمع دارو، افزایش نفوذ پذیری، کاهش کشش سطحی، کاهش اندازه ذرات و از همه مهم تر پایداری دارو همراه است. یک نوع از این سورفکتانت ها که در این تحقیق استفاده شد، استراسیدچرب سوربیتان است که با نام اسپن ۶۰ شناخته شده اند. دمای انتقال فاز نقش حیاتی در میزان بارگذاری بازی می کند. دمای انتقال فاز بالای اسپن ۶۰ هم باعث سرعت کم تر هیدراته شدن در مرحله آبیوشی شد و هم باعث کاهش سرعت رهایش دارو شد و سامانه پایداری را فراهم می سازد (۱۴).

زنجیر سفت و محکم کلیسترویل در ساختار، لیپوزوم و نیوزوم را پایداری و محکم می کند، بنابراین بازده درون گیری را افزایش می دهد، اما هم زمان میزان تحرک و رهایش دارو را به خصوص در کوتاه مدت افزایش می دهد که در تضاد با هدف رهاسازی کنترل شده دارو است. طبق گزارش های موجود، قطر متوسط لیپوزوم ها همراه با افزایش محتوای کلیسترویل افزایش یافته است (۷).

غلظت های پایین کلیسترویل، تسهیل کننده نفوذ غشایی است که منجر به ورود زیاد دارو از طریق غشای لیپیدی می شود اما در حین مراحل آماده سازی میزان نشت دارویی را تیز بالا می برد. این امر میزان درون گیری نهایی دارو را پایین می آورد. در غلظت های بالای کلیسترویل، زنجیره آسپیل محدود کننده آزادی حرکت زنجیره است بنابراین ورود دارو به غشا با محدودیت روبرو است این پدیده بازده درون گیری را کاهش می دهد.

پژوهشگر پژوهشکده علوم تولید مثل استان یزد جهت همکاری های علمی تشکر می گردد.

است شیمی درمانی با شکست مواجه شود که آن هم به علت رسیدن دوز پایین تر از دوز کشنده به سلول های توموری است که این امر موجب پایداری دارویی سلول های سرطانی می شود. پایداری دارویی مکانیسم پیچیده ای دارد و احتمال دارد که افزایش بیان انتقال دهنده MDR در آن نقش داشته باشد. همراه سازی داروی شیمی درمانی با یک داروی گیاهی و یا ژن نقش مهمی در غلبه بر مقاومت چندگانه دارویی دارد (۱۷،۸،۴).

سمیت زیاد داروی محصور شده در مقایسه با داروی آزاد به دلیل آهسته رهش بودن سامانه طراحی شده است که منجر به افزایش سمیت داروی دوکسوروبیسین شده است. بر این اساس داروی دوکسوروبیسین با کپسوله شدن ضمن کاهش اثرات جانبی و کاهش متابولیسم در بدن، سمیت آن افزایش یافته است. براساس نتایج هم چنین یافت می شود که نانو ذره بدون دارو سمیت ناچیزی دارد که زیست سازگاری سامانه را تایید می کند.

نتیجه گیری

نتایج تأیید کننده این مساله هستند که فرمولاسیون نیوزومی بهینه آهسته رهش می باشد و به صورت کنترل شده داروی دوکسوروبیسین از سامانه رها می شود هم چنین غلظت بهینه دارو نسبت به سایر غلظت های مورد مطالعه در پژوهش حاضر کمترین مقدار می باشد که هم از نظر اقتصادی بهینه است و هم در مصرف بالینی، دوز کم تر دارو با بیشترین اثر وارد بدن بیمار می شود و در نتیجه سلول های سالم کم تر مورد آسیب دوکسوروبیسین با غلظت بالا می شوند.

سپاسگزاری

حمایت مالی پژوهش حاضر توسط مرکز رشد واحدهای فناوری بیوتکنولوژی پارک علم و فناوری استان یزد انجام شده است. از سرکار خانم دکتر فاطمه حکیمیان، پژوهشگر مرکز بیوفیزیک و بیوشیمی دانشگاه تهران جهت همکاری های علمی تقدیر و تشکر می گردد. از سرکار خانم دکتر فاطمه منتظری،

منابع

1. Baillie, A.J., Florence, A.T., Hume, L.R., Muirhead, G.T., Rogerson, A., 1985. The preparation and properties of niosomes—non-ionic surfactant vesicles. *J. Pharm. Pharmacol.* 37, 863–868.
2. Bragagni, M., Mennini, N., Ghelardini, C., Mura, P., 2012. Development and characterization of niosomal formulations of doxorubicin aimed at brain targeting. *J. Pharm. Pharm. Sci.* 15, 184–196.
3. Haghirsadat, F., Amoabediny, G., Sheikhha, M.H., T. Forouzanfar, Helder, M., Zandieh-doulabi, B. A novel approach on drug delivery: Investigation of new nano-formulation of liposomal doxorubicin and biological evaluation of entrapped doxorubicin on various osteosarcomas cell lines, *Cell J.* 19 (2017) 55–65.
4. Haghirsadat, F., Amoabediny, G., Helder, M., Naderinezhad, S., Sheikhha, M.H., Forouzanfar, T., et al., A comprehensive mathematical model of drug release kinetics from nano-liposomes, derived from optimization studies of cationic PEGylated liposomal doxorubicin formulations for drug-gene delivery, *Artif. Cells, Nanomedicine, Biotechnol.* (2017) 1–9.
5. Haghirsadat, F., Amoabediny, G., Sheikhha, M.H., Zandieh-doulabi, B., Naderinezhad, S., Helder, M., n.d. New liposomal doxorubicin nanoformulation for osteosarcoma : Drug release kinetic study based on thermo and pH sensitivity. *RSC Adv.*
6. Kedar, U., Phutane, P., Shidhaye, S., Kadam, V., 2010. Advances in polymeric micelles for drug delivery and tumor targeting. *Nanomedicine Nanotechnology, Biol. Med.* 6, 714–729. doi:10.1016/j.nano.2010.05.005
7. Liu, N., Park, H.-J., 2010. Factors effect on the loading efficiency of Vitamin C loaded chitosan-coated nanoliposomes. *Colloids Surfaces B Biointerfaces* 76, 16–19. doi:10.1016/j.colsurfb.2009.09.041
8. Misra, R., Sahoo, S.K., 2011. Coformulation of doxorubicin and curcumin in poly (D, L-lactide-co-glycolide) nanoparticles suppresses the development of multidrug resistance in K562 cells. *Mol. Pharm.* 8, 852–866.
9. Mitra, S., Gaur, U., Ghosh, P.C., Maitra, A.N., 2001. Tumour targeted delivery of encapsulated dextran–doxorubicin conjugate using chitosan nanoparticles as carrier. *J. Control. Release* 74, 317–323.
10. Moghassemi, S., Hadjizadeh, A., 2014. Nano-niosomes as nanoscale drug delivery systems: an illustrated review. *J. Control. Release* 185, 22–36.
11. Namdeo, A., Jain, N.K., 1999. Niosomal delivery of 5-fluorouracil. *J. Microencapsul.* 16, 731–740.
12. Peer, D., Karp, J.M., Hong, S., Farokhzad, O.C., Margalit, R., Langer, R., 2007. Nanocarriers as an emerging platform for cancer therapy. *Nat. Nanotechnol.* 2, 751–760. doi:10.1038/nnano.2007.387
13. Rogerson, A., Cummings, J., Willmott, N., Florence, A.T., 1988. The distribution of doxorubicin in mice following administration in niosomes. *J. Pharm. Pharmacol.* 40, 337–342.
14. Sahin, N.O., 2007. Niosomes as nanocarrier systems, in: *Nanomaterials and Nanosystems for Biomedical Applications*. Springer, pp. 67–81.
15. Sharma, V., Anandhakumar, S., Sasidharan, M., 2015. Self-degrading niosomes for encapsulation of hydrophilic and hydrophobic drugs: An efficient carrier for cancer multi-drug delivery. *Mater. Sci. Eng. C* 56, 393–400.
16. Uchegbu, I.F., Double, J.A., Kelland, L.R., Turton, J.A., Florence, A.T., 1996. The activity of doxorubicin niosomes against an ovarian cancer cell line and three in vivo mouse tumour models. *J. Drug Target.* 3, 399–409.
17. Xiao, W., Chen, X., Yang, L., Mao, Y., Wei, Y., Chen, L., 2010. Co-delivery of doxorubicin and plasmid by a novel FGFR-mediated cationic liposome. *Int. J. Pharm.* 393, 120–127.
18. Yitbarek, E., Emnet, 2010. Characterization and analytical applications of dye-encapsulated zwitterionic liposomes. Ph.D. Diss.
19. Zhang Y, Yang C, Wang W, Liu J, Liu Q, Huang F, Chu L, Gao H, Li C, Kong D, Liu Q. Co-delivery of doxorubicin and curcumin by pH-sensitive prodrug nanoparticle for combination therapy of cancer. *Scientific reports.* 2016 Feb 15;6:21225.
20. Zhao X, Chen Q, Liu W, Li Y, Tang H, Liu X, Yang X. Codelivery of doxorubicin and curcumin with lipid nanoparticles results in improved efficacy of chemotherapy in liver cancer. *International journal of nanomedicine.* 2015;10:257.
21. Zhao X, Chen Q, Li Y, Tang H, Liu W, Yang X. Doxorubicin and curcumin co-delivery by lipid nanoparticles for enhanced treatment of diethylnitrosamine-induced hepatocellular carcinoma in mice. *European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics.* 2015 Jun 30;93:27-36.