



Scan online to view this article

## Investigation of PVA / GT / Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> nanocomposite for targeted delivery of HCQ drug

Ali Zandi<sup>1</sup>, Hossein Abbas Tabar Ahangar<sup>\*1,2</sup>, Ali Saffar<sup>1,2</sup>

1. Chemistry Department, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran.

2. Human Environment and Sustainable Development Research Center, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran.

### Abstract

**Aim and Background:** HCQ is one of the auxiliary drugs for the treatment of malaria, some cancerous tumors and viruses. Targeted drug delivery systems can be used to deliver the drug to the target site, controlling the dose and reducing cell damage. In this project, a magnetic nanocomposite for drug transfer was produced and investigated.

**Material and methods:** PVA/GT /Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> nanocomposite was produced for HCQ drug delivery and the drug release rate of this nanocomposite was evaluated at pH 7.4 and at different times. In order to optimize the nanocomposite, the effect of Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> and maleic anhydride nanoparticles on the swelling of the nanocomposite and drug release was investigated.

**Results:** Drug release is highly dependent on the amount of Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> and crosslinker, which can be controlled by changing the dose of nanocomposite. The highest cumulative drug release belonged to nanocomposites containing 4% wt Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> during 6 hours (13.92%).

**Conclusion:** PVA/GT /Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> nanocomposites can control the release of a certain dose of HCQ drug and reduce its side effects, so it can be considered as a drug carrier for the treatment of related diseases that require clinical studies.

**Keywords:** Nanocomposite, HCQ, release, swelling, Iau Science.

### Corresponding author:

Human Environment and Sustainable Development Research Center, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran

**Email:** abbastabar@pmt.iaun.ac.ir



برای مشاهده این مقاله به صورت آنلاین اسکن کنید

## بررسی نانوکامپوزیت پلی وینیل الکل/کتیرا/Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> جهت انتقال هدفمند داروی هیدروکسی کلروکین (HCQ)

علی زندی<sup>۱</sup>، حسین عباس تبار آهنگر<sup>۲\*</sup>، علی صفار<sup>۲</sup>

۱. گروه شیمی، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران

۲. مرکز تحقیقات محیط زیست انسانی و توسعه پایدار، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران

### چکیده

**سابقه و هدف:** یکی از داروهای کمکی برای درمان بیماری مالاریا، برخی از تومورهای سرطانی و ویروس‌ها، داروی هیدروکسی کلروکین (HCQ) است. جهت انتقال این دارو به سایت هدف، کنترل دوز و کاهش آسیب‌های سلولی، می‌توان از سیستم‌های دارورسانی هدفمند استفاده نمود. در این پروژه نانوکامپوزیت مغناطیسی PVA/GT/Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> بر پایه هیدروژل‌های PVA و GT تولید شده است که در آن نانوذرات مغناطیسی Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> بارگذاری شده و پارامترهایی از جمله میزان Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> و مقدار کراس لینک کننده بر نرخ رهایش دارو بررسی شده است.

**مواد و روش‌ها:** نانوکامپوزیت PVA/GT/Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> جهت انتقال داروی HCQ تولید شد و نرخ رهایش دارو توسط این نانوکامپوزیت در pH ۷/۴ و در بازه‌های زمانی مختلف به کمک دستگاه UV-Vis بررسی شد. از طرفی دیگر جهت بهینه‌سازی ساختار نانوکامپوزیت، تأثیر میزان نانوذرات Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> و مقدار مالئیک انیدرید در تورم نانوکامپوزیت و انتشار دارو مورد بررسی قرار گرفت.

**یافته‌ها:** با توجه به نتایج بدست آمده از FTIR می‌توان به برهمکنش PVA با کتیرا پی برد. افزایش Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> تورم را به میزان بالایی کاهش داد و میزان انتشار دارو را تا ۲ برابر افزایش داد. افزایش مقدار اتصال دهنده عرضی نرخ انتشار دارو را کاهش داد. در طول ۶ ساعت بیشترین میزان انتشار جمعی دارو متعلق به نانوکامپوزیت حاوی ۴wt% Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> بود (۱۳/۹۲ درصد).

**بحث:** تورم نانوکامپوزیت به شدت به میزان Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> وابسته است دلیل آن می‌تواند مسدود شدن خلل و فرج هیدروژل جهت جذب آب باشد. افزایش میزان اتصال دهنده عرضی باعث کاهش رهایش دارو شد که ممکن است به دلیل کاهش انبساط شبکه هیدروژلی جهت رهایش دارو باشد.

**نتیجه‌گیری:** نانوکامپوزیت PVA/GT/Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> می‌تواند میزان انتشار دوز مشخصی از داروی HCQ را کنترل می‌نماید و عوارض جانبی آن را کاهش دهد در نتیجه می‌تواند به‌عنوان حامل دارو جهت درمان بیماری‌های مرتبط بررسی شود که نیازمند مطالعه‌های بالینی است.

**واژه‌های کلیدی:** نانوکامپوزیت، HCQ، رهایش، تورم، Iau Science

### مقدمه

#### نویسنده مسئول:

گروه شیمی، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران.

پست الکترونیکی: [abbastabar@pmt.iaun.ac.ir](mailto:abbastabar@pmt.iaun.ac.ir)

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۰۸/۱۶

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۰۳/۰۷

هیدروکسی کلروکین (HCQ) (شکل ۱) یکی از داروهای شناخته شده در درمان بیماری‌هایی از جمله مالاریا، بیماری‌های روماتیسمی مانند آرتریت روماتوئید یا لوپوس اریتماتوز سیستمیک است (۲،۱). استفاده طولانی مدت از HCQ اغلب برای بیماران که از لوپوس جلدی و لوپوس

به دلیل ویژگی‌های منحصر به فرد خود، مورد توجه قرار گرفته‌اند. از هیدروژل‌ها نیز به‌عنوان جزء دیگری از نانوکامپوزیت می‌توان استفاده کرد. جذب آب در شبکه پلیمری هیدروژل‌ها سبب می‌شود تا رهایش دارو از آن‌ها صورت پذیرد که افزایش میزان جذب آب باعث افزایش رهایش دارو می‌شود (۱۲-۱۰).

از جمله هیدروژل‌های مورد استفاده، کتیرا، پلی وینیل الکل و کربوکسی متیل سلولز هستند (۸-۱۱). Ghorpade و همکاران در سال ۲۰۱۹ توسعه فیلم‌های هیدروژل کربوکسی متیل سلولز (CMC)-پلی وینیل الکل (PVA) را برای رهایش طولانی مدت دارو استفاده کرده‌اند. از سیتریک اسید (CA) به‌عنوان یک اتصال دهنده عرضی ارزان و غیر سمی استفاده شده است. در این هیدروژل وجود گروه‌های COOH در CMC بسیار کاربردی بوده است زیرا به‌طور معمولی در pH فیزیولوژیکی یونیزه می‌شوند و برای تحویل دارو مطلوب تر هستند. هم‌چنین گروه‌های COOH می‌توانند به کمک پیوند هیدروژنی و فعل و انفعالات الکترواستاتیک، دارو را در ماتریس هیدروژل نگه دارند. با در نظر گرفتن این جنبه‌ها، می‌توان فرض کرد که فیلم‌های هیدروژل CMC-PVA همراه با اتصال عرضی CA می‌توانند بارگذاری را افزایش دهند و هم‌چنین میزان رهایش دارو را کنترل کنند (۱۳). Hoseini و همکارانش در سال ۲۰۱۵ نانوهیدروژل بر پایه کتیرا و پلی وینیل الکل به‌عنوان هیدروژل و گلوکارآلدئید به‌عنوان اتصال دهنده عرضی را تولید کردند. این تحقیق در خصوص آماده‌سازی نانوهیدروژل‌های پاسخ‌دهنده به pH بر پایه پلیمر کتیرا جهت رهایش دارو بوده است (۱۴).

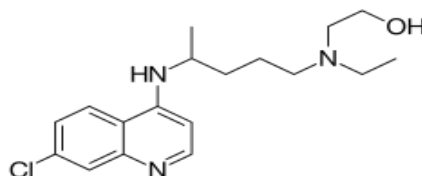
در این پروژه، هدف، تولید یک نوع نانوکامپوزیت بر پایه هیدروژل‌های PVA و GT است که در آن از نانوذرات مغناطیسی  $Fe_3O_4$  استفاده شده است و با تغییر پارامترهایی از جمله  $Fe_3O_4$  و میزان کراس لینک کننده شرایط بهینه رهایش دارو بررسی شده است. در این پروژه از کتیرا استفاده شده است که یکی از صمغ‌های پرکاربرد ایرانی است و به دلیل خواص منحصر به فرد خود به‌عنوان حامل دارویی استفاده شده است (۸).

## مواد و روش‌ها

### مواد شیمیایی

هیدروکسی کلروکین سولفات (HCQ) از شرکت داروسازی امین (ایران)، صمغ کتیرا از مزارع ایران، پلی وینیل الکل با

اریتماتوز سیستماتیک رنج می‌برند توصیه می‌شود. امروزه تحقیقات بسیاری در زمینه درمان برخی از ویروس‌ها و تومورهای سرطانی توسط این دارو انجام شده است. مطالعه‌های اخیر توانایی هیدروکسی کلروکین را به‌عنوان یک داروی کمکی برای درمان سرطان ملانوما، سینه، پانکراس و سرطان روده بزرگ با مهار اتوفاژی سلولی نشان داده‌اند (۳،۴).



شکل ۱. ساختار هیدروکسی کلروکین (۲)

به‌طور عمده، جهت درمان، HCQ به شکل قرص و به‌صورت خوراکی مصرف می‌شود که به دلیل دوز بالای دارو، آسیب زیادی به سلول‌های روده و معده وارد می‌شود. در برخی از موارد، این دارو با اختلال‌های گوارشی مانند استفراغ و اسهال همراه است. استفاده گسترده از HCQ ممکن است باعث عوارض جانبی پوستی و نارسایی کبدی شود. HCQ هم‌چنین می‌تواند عوارض جانبی دیگری مانند ریزش مو، کهیر، برونکواسپاسم، ضعف عضلانی، و خونریزی یا کبودی غیر معمول داشته باشد. برای این منظور، بسیاری از مطالعه‌ها به فرآیندهای مختلف برای تولید سیستم‌های هدفمند تحویل داروی HCQ، مانند کپسول‌های پلیمری سخت، نیوزوم‌ها، لیپوزوم‌های حساس به pH، نانوذرات طلای عامل دار شده با پلی‌اتیلن گلیکول اشاره کرده است. ترکیب خواص پکتین و HCQ یک رویکرد امیدوارکننده برای توسعه آسان پلتفرم‌های تحویل دارو برای درمان سرطان روده بزرگ است (۵،۶).

در فرآیند انتقال دارو، اگر دارو درون یک حامل دارویی مناسب جای بگیرد و دارو به‌طور مستقیم به سایت هدف رسانده شود، با توجه به کنترل توزیع دارو، از آسیب رسیدن به سلول‌های سالم جلوگیری می‌شود. این مطلب به‌خصوص جهت رساندن دوز مناسب دارو به محل تومور سرطانی بسیار مهم است (۷-۹). از مهم‌ترین حامل‌های دارویی، نانوکامپوزیت‌های مغناطیسی هستند. نانوکامپوزیت‌های مغناطیسی حوزه جدیدی از تحقیقات هستند که از مواد مغناطیسی در مقیاس نانو تشکیل شده تا به کمک یک میدان خارجی بتوان دارو را به سایت هدف رساند. از جمله این نانوذرات، نانوذرات فوق پارامغناطیسی  $Fe_3O_4$  است که

دمای ۴۰ درجه سانتی‌گراد قرار داده تا فیلم نانوکامپوزیتی تشکیل شود (۱۷، ۱۸).

جدول ۱. مشخصات نمونه نانوکامپوزیت‌های تهیه شده PVA-GT

تعداد نمونه	متغیرها		
	MA (wt%)	(wt%) APS	Fe <sub>3</sub> O <sub>4</sub> (wt%)
۱	۰	۰	۰
۲	۲	۱	۰
۳	۴	۲	۰
۴	۰	۰	۱
۵	۰	۰	۲
۶	۰	۰	۴

### بررسی تورم

میزان تورم و رهایش داروی فیلم‌های نانوکامپوزیتی در بافر فسفات نمکی با pH ۷/۴ (بافر PBS) در دمای اتاق مورد مطالعه قرار گرفت. ۰/۲ گرم فیلم نانوکامپوزیتی درون کیسه چای گذاشته و سپس در حجم ۲۰ میلی‌لیتر PBS قرار داده شد. در ۱، ۳، ۶، ۱۲، ۲۴ و ۴۸ ساعت نمونه فیلم‌های متورم شده از بافر خارج شده و آب‌های سطحی با دستمال کاغذی گرفته و وزن شدند. نسبت تورم با استفاده از فرمول زیر تعیین شد.

$$\text{تورم نسبت (\%)} = \frac{(W_t - W_d)}{W_d}$$

W<sub>d</sub> وزن ژل خشک شده قبل از تورم و W<sub>t</sub> وزن ژل متورم را در زمان‌های مختلف نشان می‌دهد (۱۹، ۷).

### بارگذاری و رهایش دارو

محلول‌های ۱، ۵ و ۱۰ ppm از HCQ در PBS با pH= ۷/۴ تولید شده و جذب UV-Vis از آن‌ها گرفته می‌شود تا معادله کالیبراسیون برای بررسی رهایش دارو به دست آید. داروی HCQ در ۳۴۵ نانومتر بیش‌ترین میزان جذب را نشان می‌دهد. یک گرم از فیلم نانوکامپوزیتی را در PBS با pH ۷/۴ حل کرده تا هیدروژل تشکیل شود. به کمک همزن، هیدروژل در دمای ۶۰ درجه سانتی‌گراد هم‌زده شده تا هیدروژل یکنواخت شود. ۰/۵ درصد وزنی داروی هیدروکسی کلروکین اضافه شده و به مدت ۴ ساعت محلول هم‌زده می‌شود تا دارو داخل هیدروژل بارگذاری شود. هیدروژل درون پتی دیش ریخته شده تا خشک شود.

فیلم آماده شده درون کیسه چای قرار گرفت و در ۳۰ سی-سی PBS با pH ۷/۴ قرار داده شد. ۱، ۶، ۱۲، ۲۴ و ۴۸ ساعت پس از قرار دادن فیلم در آب، ۱ cc از آن برای اندازه‌گیری رهایش دارو توسط دستگاه UV-Vis استفاده شد. برای ثبات دما نمونه در انکوباتور با دمای ۲۵ درجه

وزن مولکولی ۵۰۰۰-۲۰۰۰۰، مالئیک انیدرید، مالئیک اسید (MA)، آمونیوم پرسولفات (APS)، FeSO<sub>4</sub>.7H<sub>2</sub>O و FeCl<sub>3</sub>.6H<sub>2</sub>O از سیگما آلد ریچ تهیه شدند.

### تجهیزات

ارزیابی مورفولوژی نانوذرات Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> و نانوکامپوزیت، توسط FE-SEM مدل MIRA3 FEG ساخت کمپانی Tescan کشور چک انجام شد. FTIR مدل infralum FT-08 از کمپانی لومکس برای بررسی گروه-های عاملی موجود در ذرات Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> و نانوکامپوزیت استفاده شد. جهت بررسی رهایش داروی HCQ از نانوکامپوزیت، دستگاه UV-Vis مدل 1900i برند شیمادزو انتخاب شد. XRD مدل فیلیپس PW3040 برای تعیین فاز کریستالی نانوذرات Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> استفاده شد.

### سنتز نانوذرات Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>

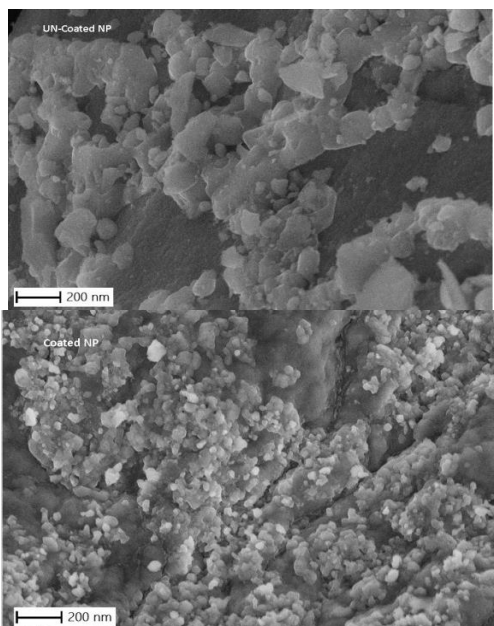
برای سنتز Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> به روش هم‌رسوبی، ابتدا ۱ گرم 7H<sub>2</sub>O. FeSO<sub>4</sub> و ۱/۶۲ گرم FeCl<sub>3</sub>.6H<sub>2</sub>O وزن شده و در بشر حاوی ۳۰ سی‌سی آب مقطر اضافه شد. محلول با همزن مکانیکی هم‌زده شده تا به‌طور کامل همگن شود. محلول ۰/۵ مولار NH<sub>4</sub>OH به آرامی به بشر اضافه می‌شود تا pH به ۱۱ رسیده و رسوب ذرات تشکیل شود. ذرات به کمک آهن‌ربا ته‌نشین شد. نانوذرات ۳ بار شستشو داده شدند (۷، ۱۶). نانوذرات را در یک بشر حاوی ۱۰ سی‌سی آب مقطر ریخته و به کمک دستگاه التراسونیک پراکنده نموده، به-میزان ۲٪ وزنی/وزنی ذرات، مالئیک اسید جهت پوشش نانوذرات به محلول اضافه شد. پراکندگی ذرات به مدت ۵ دقیقه ادامه داشته و در انتها رسوب چندین بار با آب مقطر شست و شو داده شد. رسوب را در آون با دمای ۴۰ درجه سانتی‌گراد به مدت ۲۴ ساعت قرار داده تا به‌طور کامل خشک شود.

### سنتز نانوکامپوزیت PVA/GT/Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>

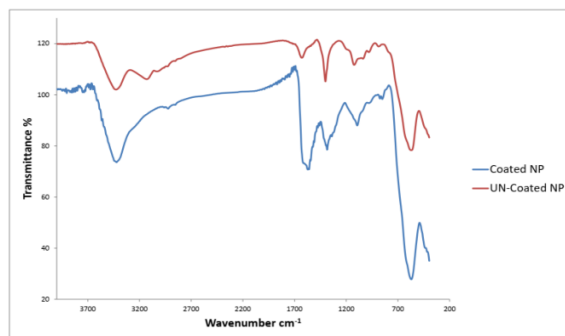
PVA و کتیرا به نسبت‌های ۸۰ به ۲۰ در ۵۰ سی‌سی آب مقطر با استفاده از همزن مکانیکی در دمای محیط به مدت ۲۴ ساعت هم‌زده شد. بعد از تشکیل ژل، دمای محلول را به ۸۰ درجه سانتی‌گراد رسانده و مقدار مشخص شده‌ای از مالئیک انیدرید و Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> (جدول ۲) به هیدروژل اضافه شده، به مدت ۵ دقیقه هم‌زده تا یکنواخت شود. به مقدار مشخص شده در جدول ۱، APS به محلول اضافه شده و محلول به مدت ۵ دقیقه هم‌زده شد. اجازه داده شد تا محلول خنک شود و سپس آن را در پتری‌دیش ریخته و در آون با

شده ولی ذرات بدون پوشش به هم چسبیده و تجمع پیدا کرده‌اند.

در شکل ۴ طیف FTIR نانوذرات  $\text{Fe}_3\text{O}_4$  پوشش داده شده با مالئیک اسید و بدون پوشش مقایسه شده است. وجود مالئیک اسید به عنوان پوشش قابل اثبات است. پهن شدگی پیک در طول موج  $3410 \text{ cm}^{-1}$  نسبت به نمونه بدون پوشش می‌تواند مربوط به گروه‌های عاملی OH مالئیک اسید باشد. پیک‌های ایجاد شده در طول موج‌های  $1584 \text{ cm}^{-1}$ ،  $1385$ ،  $1115$  به ترتیب می‌تواند مربوط به گروه‌های عاملی  $\text{C}=\text{C}$  کششی،  $\text{C}-\text{H}$  خمشی و  $\text{C}-\text{O}$  کششی باشد.



شکل ۳. SEM نانوذرات پوشش داده شده با مالئیک اسید



شکل ۴. طیف FTIR از نانوذرات  $\text{Fe}_3\text{O}_4$  پوشش داده شده و بدون پوشش

نتایج VSM نانو ذرات در شکل ۵ مشخص شده است که نشان می‌دهد پوشش نانوذرات اثر کمی بر کاهش قدرت مغناطیسی نانوذرات داشته است. ماکسیمم مغناطیس برای نانوذرات بدون پوشش و دارای پوشش به ترتیب  $48/7$  و  $55/4 \text{ emu/g}$  به دست آمد.

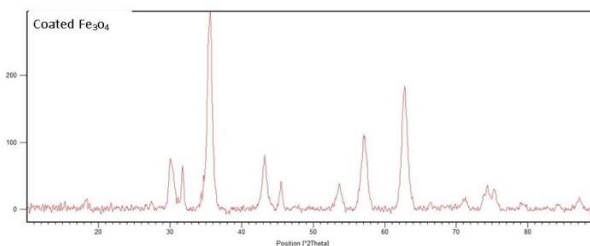
سانتی‌گراد قرار گرفت. بعد از برداشته شدن  $1 \text{ cc}$  نمونه، به همان میزان PBS برای ثابت ماندن حجم استفاده شد (۷).

## یافته‌ها

### پوشش نانوذرات $\text{Fe}_3\text{O}_4$

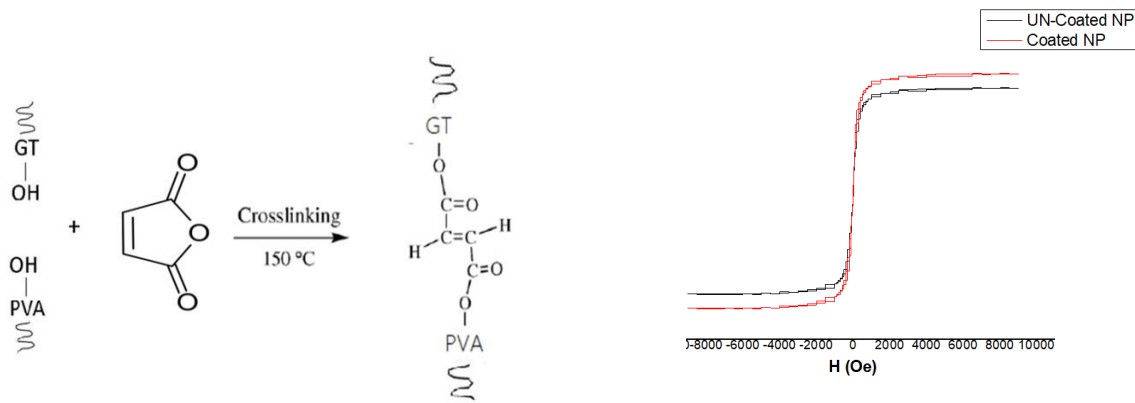
از نظر فیزیکی، وجود  $\text{Fe}_3\text{O}_4$  در این نوع نانوکامپوزیت‌ها باعث افزایش شکنندگی و کاهش الاستیسیته فیلم نانوکامپوزیتی می‌شود که ممکن است باعث تغییر تورم و رهاش دارو از نانوکامپوزیت شود (۹). نانوذرات مغناطیسی نمی‌توانند به خوبی در ساختار شبکه‌ای هیدروژل قرار گیرند. لذا در این پروژه از مالئیک اسید به عنوان پوشش استفاده شده است. نانوذرات بدون پوشش به سرعت تجمع یافته و ته‌نشین شده و توزیع یکنواخت ذرات در هیدروژل از بین می‌رود. این پوشش تجمع نانوذرات را کاهش می‌دهد. هم‌چنین، تمایل بدن برای دفع سریع این نانوذرات زیاد است که با پوشش نانوذرات سرعت دفع آن‌ها از بدن کاهش می‌یابد. تا هیدروژل فرصت آزادسازی دارو را داشته باشد (۱۹، ۱۲). پوشش از برهم‌کنش شیمیایی بین گروه‌های OH در سطح نانوذرات اکسید آهن و گروه COOH مالئیک اسید ایجاد می‌شود. با ایجاد پوشش آلی بر سطح نانوذرات، تعامل بین نانوذرات و هیدروژل بهبود می‌یابد (۲۰). طیف‌سنجی پراش پرتوی ایکس (XRD)، برای تعیین ماده و فاز آن به کار می‌رود.

شکل ۲ طیف XRD نانوذرات پوشش داده شده با مالئیک اسید را نشان می‌دهد. مجموعه پیک‌ها در مختصات  $2\theta$  و مشخصات  $18/3$ ،  $30/2$ ،  $31/8$ ،  $35/6$ ،  $43/5$ ،  $53/5$  و  $63/2$  مطابق با فاز مکعبی اسپینل  $\text{Fe}_3\text{O}_4$  است که اثبات می‌کند این نانوذرات به خوبی تولید شده است (کد مرجع ۰۰-۰۰۱-۱۱۱۱) (۲۱). اندازه ذرات توسط معادله دبی شرر محاسبه شد. ذرات با میانگین اندازه  $58$  نانومتر به دست آمد.



شکل ۲. طیف XRD حاصل از  $\text{Fe}_3\text{O}_4$  پوشش داده شده با مالئیک اسید

در شکل ۳ تصویر SEM نانوذرات  $\text{Fe}_3\text{O}_4$  بدون پوشش سطحی و دارای پوشش سطحی را مشاهده می‌کنید. پوشش‌دهی با مالئیک اسید منجر به کاهش اندازه ذرات

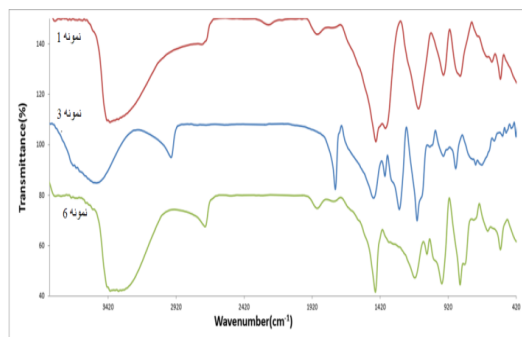


شکل ۶. نحوه اتصالات عرضی مالئیک انیدرید با PVA و GT

شکل ۵. نتایج حاصل از VSM نانوذرات پوشش داده شده با مالئیک اسید

### FTIR نانوکامپوزیت PVA/ GT/ Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>

طیف‌های FTIR حاصل از نمونه‌های ۱، ۳ و ۶ را در شکل ۷ مشاهده می‌کنید. وجود مالئیک انیدرید در نمونه ۳ باعث پهن شدگی پیک در طول موج  $1420\text{ cm}^{-1}$  شده است که می‌تواند به دلیل افزایش گروه‌های کربوکسیل باشد. پیک موجود در  $1720\text{ cm}^{-1}$  مربوط به استر است که نشان دهنده وجود پیوندهای عرضی استری در نمونه ۳ است که می‌تواند اتصال‌های عرضی هیدروژل‌ها را توسط مالئیک انیدرید اثبات کند. در نمونه ۶، پهن شدگی پیک در طول موج  $3420\text{ cm}^{-1}$  می‌تواند به دلیل وجود ارتعاش‌های کششی OH روی سطح نانوذرات Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> باشد. وجود پیک‌ها در طول موج  $960\text{ cm}^{-1}$  و  $880\text{ cm}^{-1}$  به ترتیب مربوط به گروه‌های عاملی، C=C کششی، CH<sub>2</sub> خمشی موجود در کتیرا است. وجود پیک در  $1425\text{ cm}^{-1}$  مربوط به C-H خمشی PVA است. پیک موجود در  $1150\text{ cm}^{-1}$  مربوط به C-O کششی PVA و کتیرا است. نتایج به دست آمده از طیف FTIR برهم‌کنش PVA با کتیرا را به خوبی نشان می‌دهد (۱۳).



شکل ۷. طیف FTIR مربوط به نمونه‌های ۱، ۳ و ۶

### تصاویر SEM از سطح نانو کامپوزیت

تصاویر SEM نمونه ۵ را در شکل ۸ مشاهده می‌کنید. وجود خلل و فرج در سطح نانوکامپوزیت مشخص است. سطوح برآمده به احتمال نانوذرات مغناطیسی هستند. نانوذرات

### نانوکامپوزیت مغناطیسی PVA/ GT/ Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>

فیلم PVA بسیار الاستیک و دارای انعطاف بالایی است در صورتی که فیلم کتیرا تا حدی شکننده است. هم‌چنین فیلم PVA رنگ روشن و شفافیت دارد ولی فیلم کتیرا دارای شفافیت کم و کدر است. سرعت جذب آب توسط PVA بسیار بالاتر از سرعت جذب آب در کتیرا است. پلیمری سنتزی است و دارای مقداری سمیت است ولی کتیرا ماده ای طبیعی است و خواص درمانی زیادی برای آن ذکر شده است (۳، ۲۱، ۲۲). در این پروژه، با توجه به خواص منحصر به فرد هر کدام از هیدروژل‌های PVA و GT، از ترکیب کردن آن‌ها به هیدروژلی با خواص جدید دست پیدا می‌کنیم (۵ و ۴). همبستگی هیدروژل‌های ترکیبی بدون استفاده از اتصال دهنده‌های عرضی به خوبی انجام نمی‌شود. در این فرایند، بسته به فعل و انفعال هیدروژل با اتصال دهنده‌های عرضی، مقدار آزادسازی دارو می‌تواند تغییر کند (۲۳ و ۲۴).

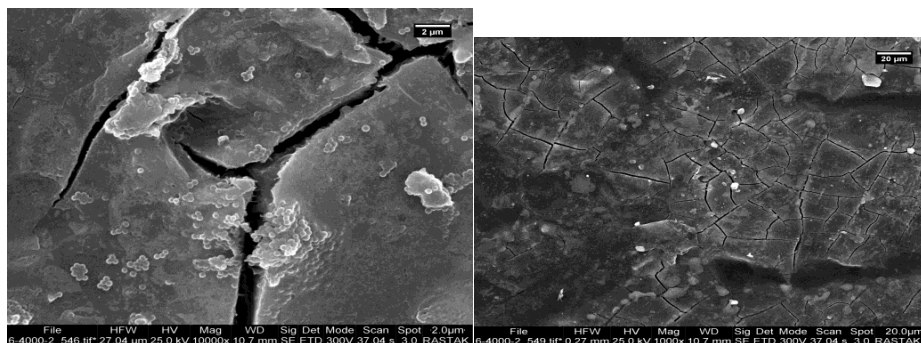
واکنش مالئیک انیدرید (که به عنوان اتصال دهنده عرضی استفاده شده است) با PVA و GT را در شکل زیر قابل مشاهده است. گروه‌های هیدروکسیل موجود در زنجیره پلیمر PVA و کتیرا، آن‌ها را برای ایجاد پیوندهای عرضی مناسب می‌کند. استفاده آن کاربرد دیگری نیز دارد. وجود گروه‌های کربوکسیل در مالئیک انیدرید باعث افزایش برهم‌کنش دارو با هیدروژل می‌شود و سرعت رهایش دارو تغییر می‌کند (۱۷). برای بهبود انجام واکنش مالئیک انیدرید می‌توان از آغازگر آمونیوم پرسولفات (APS) استفاده کرد. در نتیجه نیازی به دمای  $150^\circ\text{C}$  درجه سانتی‌گراد برای انجام واکنش اتصال عرضی نیست و در دمای  $80^\circ\text{C}$  درجه سانتی‌گراد واکنش انجام می‌شود (۱۷، ۱۸).

مقداری تجمع یافته‌اند با این حال با هم‌زن هیدروژل نانوذرات به خوبی پراکنده می‌شوند.

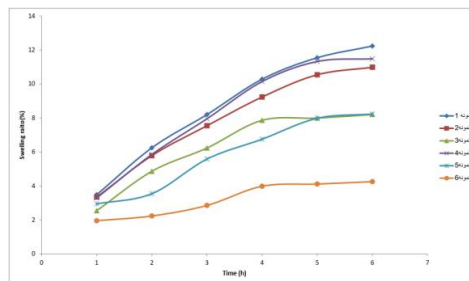
### بررسی تورم نانوکامپوزیت در $\text{pH} = 7/4$

ابتدا به بررسی تورم در PBS با  $\text{pH} = 7/4$  می‌پردازیم. در جدول ۲ میزان تورم در ساعت‌های مختلف بررسی شده است.

در شکل ۱۰ عکس دیجیتالی از سطح کامپوزیت را می‌توانید مشاهده کنید. در جدول ۳ نتایج حاصل از درصد رهایش جمعی دارو را در ساعات مختلف مشاهده می‌کنید.



شکل ۸. عکس برداری SEM از سطح نمونه ۵



شکل ۹. درصد نسبت تورم در ساعات مختلف در PBS با  $\text{pH} 7/4$



شکل ۱۰ کامپوزیت نمونه ۵

جدول ۲. تورم نمونه‌های ۱ تا ۶ در ساعات مختلف در PBS با pH= ۷/۴

نمونه	نسبت تورم در ساعات مختلف					
	۱h	۲h	۳h	۱۲h	۲۴h	۴۸h
۱	۳/۴۸	۶/۲۴	۸/۲۰	۱۰/۲۸	۱۱/۵۴	۱۲/۲۳
۲	۳/۳۴	۵/۷۸	۷/۵۴	۹/۲۳	۱۰/۵۴	۱۰/۹۸
۳	۲/۵۴	۴/۸۶	۶/۲۳	۷/۸۶	۷/۹۹	۸/۲۰
۴	۳/۲۹	۵/۸۵	۷/۹۵	۱۰/۱۴	۱۱/۳۲	۱۱/۴۸
۵	۲/۹۴	۳/۵۴	۵/۵۸	۶/۷۵	۷/۹۸	۷/۸۵
۶	۱/۹۵	۲/۲۳	۲/۸۵	۳/۹۸	۴/۱۱	۳/۸۵

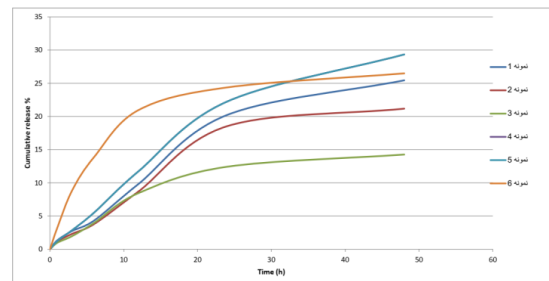
جدول ۳. میزان رهایش دارو در pH= ۷/۴ برای نمونه‌های ۱ تا ۶

نمونه	درصد رهایش تجمعی HCQ					
	۱h	۳h	۶h	۱۲h	۲۴h	۴۸h
۱	۱/۳۵	۲/۷۵	۴/۳۴	۹/۸۴	۲۰/۲۳	۲۵/۴۵
۲	۱/۱۸	۲/۳۲	۳/۸۱	۸/۷۱	۱۸/۵۴	۲۱/۱۸
۳	۰/۹۸	۱/۹۸	۳/۹۸	۸/۴۶	۱۲/۴۳	۱۴/۲۷
۴	۱/۲۵	۲/۸۷	۵/۵۴	۱۱/۷۵	۲۲/۲۵	۲۹/۳۵
۵	۱/۹	۳/۸۷	۶/۹۸	۱۵/۲۵	۱۸/۹۸	۲۹/۲۴
۶	۳/۲۵	۸/۸۵	۱۳/۹۲	۲۰/۹۷	۲۴/۳۸	۲۵/۲۴

فراهم می‌کند. از جمله محدودیت‌های سیستم‌های دارویی قدیمی، سمیت سلولی بالا در دوزهای بالای دارو و نرسیدن دوز مناسب دارو به سایت هدف است. سیستم دارورسانی، می‌تواند برای کنترل تحویل دارو با دوز مشخص و مدت زمان از پیش تعیین شده در محل مورد هدف استفاده شود. به این ترتیب رهایش دوز مؤثر این دارو در محل آسیب‌دیده، باعث افزایش تأثیر درمانی، کاهش تخریب دارو، حفظ گردش در خون به مدت طولانی می‌شود که با محدودیت توزیع دارو در سایر بافت‌ها، عوارض جانبی دارو را کاهش می‌دهد. به‌عنوان مثال جهت دارورسانی HCQ، استفاده از ماتریس‌های پلیمری زیستی به‌عنوان یک سیستم دارورسانی برای درمان سلول‌های سرطانی، به نفع نفوذ دارو در این سلول‌ها و افزایش تجمع آن در تومورها ثابت شده است. هدف از تولید نانوکامپوزیت می‌تواند به‌عنوان یک سیستم‌های دارورسانی هدفمند استفاده شود. این نانوکامپوزیت می‌تواند با یک میدان مغناطیسی خارجی به سایت هدف رسیده و دوز مشخصی از دارو را به سایت هدف برساند (۶،۵).

همان‌طور که از نتایج حاصل از شکل ۹ مشاهده می‌شود، افزایش نانوذرات  $Fe_3O_4$  به‌شدت بر تورم تأثیر می‌گذارد. این امر باعث کاهش کشسانی نانوکامپوزیت می‌شود. نانوکامپوزیت با افزایش نانوذرات  $Fe_3O_4$  الایستیسسه خود را از دست داده و شکننده می‌شود. دلیل آن می‌تواند مسدود شدن خلل و فرج هیدروژل جهت جذب آب باشد. البته مقادیر کم آن قدرت

نمودار حاصل از داده‌های جدول ۳ در شکل ۱۱ قابل مشاهده است.



شکل ۱۱. درصد رهایش تجمعی HCQ از نانوکامپوزیت در ساعات مختلف در PBS با pH= ۷/۴

## بحث

علیرغم این‌که HCQ به‌عنوان داروی قدیمی در نظر گرفته می‌شود، به‌دلیل فعالیت ضد سرطانی خود، توجه زیادی را به خود جلب کرده است. محققان نشان داده‌اند که این دارو از طریق مکانیسم‌های ضد نئوپلاستیک مختلفی مانند اختلال اتوفاجی، عادی‌سازی عروق تومور، تعدیل ایمنی و مهار متاستاز عمل می‌کند و مستقیم روی پارانشیم تومور و ریزمحیط تومور تأثیر می‌گذارد (۶،۷). نشان داده شده است که HCQ به‌عنوان یک دارو یا به‌عنوان داروی کمکی، سلول‌های سرطانی را به‌عوامل سیتواستاتیک موجود حساس می‌کند. توسعه سیستم‌های دارورسانی هدفمند بسیار مهم است، زیرا امکان غلبه بر محدودیت‌های موجود در اکثر سیستم‌های قدیمی و رایج را



بالای نانوذرات خلل و فرج هیدروژل را مسدود کرده و برهم-کنش دارو با هیدروژل را تضعیف می‌کند. مقادیر بالای آن باعث از دست دادن خاصیت هیدروژلی نانوکامپوزیت می‌شود (۱۷،۱۹). سرعت رهایش دارو در ۶ ساعت اولیه بیش‌ترین میزان را داشت و رفته رفته سرعت آن کاهش یافت. بهترین نمونه برای رهایش سریع دارو نمونه ۶ است که در مدت کوتاه دوز بالایی از دارو را آزاد کرده است. نمونه ۳ کندترین رهایش دارو را به خود اختصاص داد که به نظر می‌رسد دلیل آن افزایش مالئیک انیدرید است که توانسته با دارو برهم‌کنش کرده و رهایش آن را مختل کند.

در جدول زیر این نانوکامپوزیت با تعدادی از حامل‌های دارویی تولید شده توسط محققان برای انتقال داروی هیدروکسی کلروکین مقایسه شده است. در مقایسه با نانوکامپوزیت‌های دیگر نانوکامپوزیت PVA/GT/Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> سرعت رهایش کم‌تری را داشته است. به‌عنوان مثال برای نمونه ۶ بعد از گذشت ۱۲ ساعت میزان انتشار جمعی ۲۰/۹۷ درصد بوده است. در نتیجه نانوکامپوزیت PVA/GT/Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> که دارای بیش‌ترین میزان Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> است، می‌تواند به‌عنوان یک گزینه مناسب جهت انتقال داروی HCQ استفاده شود تا بیش‌ترین دوز دارو در سایت هدف رهایش یابد.

جدول ۴ مقایسه انتشار جمعی HCQ از انواع حامل‌های دارویی در شرایط مختلف

حامل دارو	pH	دما	زمان	انتشار جمعی %	رفرنس
Fe <sub>3</sub> O <sub>4</sub> @SiO <sub>2</sub> @GLYMO@pectin	۷/۴	۳۷	۵ ساعت	۷۵	(Sadr et al. 2020)27
دانه های کلسیم آلزینات	۷/۴	۳۷	۱۲ ساعت	۸۳	( et al 2021)28 Armutcu
دانه های (NaAlg/LS (80:20)	۷	۲۵	۱۲ ساعت	۷۵	(Reddy et al. 2021)29

نویسندگان از دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف اباد برای فراهم آوردن انجام آزمایش‌ها و آنالیزهای مربوطه کمال تشکر را دارند.

## نتیجه‌گیری

در این پروژه نانوکامپوزیت PVA/GT/Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> به‌عنوان حامل دارویی HCQ استفاده شد. نشان داد که بیش‌ترین میزان رهایش دارو در مدت کوتاه ۶ ساعت مربوط به نمونه ۶ بود که دارای ۴wt% Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> بود. کندترین رهایش دارو مربوط به نمونه ۳ بود که بیش‌ترین میزان مالئیک انیدرید (۴wt%) جهت ایجاد اتصالات در آن استفاده شده بود. با مقایسه انتشار جمعی نمونه‌ها با تعدادی دیگر از تحقیقات نشان داده شد که سرعت رهایش دارو در زمان کوتاه مدت در این نانوکامپوزیت پایین‌تر بوده است. در شرایطی که نیاز به دوز پایینی از دارو است این نانوکامپوزیت مفید خواهد بود که نیاز به مطالعه‌های بیش‌تر و تست‌های بالینی است.

## سپاسگزاری

## منابع

1. Harapan H, Itoh N, Yufika A, et al. Coronavirus disease 2019 (COVID-19): A literature review. *J. Infect. Public Health*, 2020; 13(5), 667-673.
2. Olejnik A, Goscianska J, On the importance of physicochemical parameters of copper and aminosilane functionalized mesoporous silica for hydroxychloroquine release. *Mater. Sci. Eng. C.*, 2021; 130, 112438.
3. Magne TM, Helal-Neto E, et al. Rheumatoid arthritis treatment using hydroxychloroquine and methotrexate co-loaded nanomicelles: In vivo results. *Colloids Surf. B.*, 2021; 206, 111952.
4. Sinha N, Balayla G. Hydroxychloroquine and COVID-19. *Postgrad. Med. J.*, 2020; 96, 550.
5. Gao G, Sun X, et al., Intracellular Nanoparticle Formation and Hydroxychloroquine Release for Autophagy-Inhibited Mild-Temperature Photothermal Therapy for Tumors. *Adv. Funct. Mater.*, 2021; 13, 2102832.
6. Zambuzi CG, Camilla HM, et al. Modulating the controlled release of hydroxychloroquine mobilized on pectin films through film-forming pH and incorporation of nanocellulose. *Carbohydr. Polym.*, 2021; 2, 10140.
7. Shafiee S, Abbastabar Ahangar H, Saffar A. Taguchi method optimization for synthesis of Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>@chitosan/Tragacanth Gum nanocomposite as a drug delivery system. *Carbohydr. Polym.*, 2019; 222, 114982.
8. Hosseini MS, Hemmati K, Ghaemy M. Synthesis of nanohydrogels based on tragacanth gum biopolymer and investigation of swelling and drug delivery. *Int. J. Biol. Macromol.* 2015 Jan;82:806-815.
9. Ansari M, Bigham A, Hassanzadeh-Tabrizi SA, Abbastabar Ahangar H. Copper-substituted spinel Zn-Mg ferrite nanoparticles as potential heating agents for hyperthermia. *J. Magn. Magn. Mater.*, 2017; 439, 67-75.
10. Rafieian S, Mirzadeh H, Mahdavi H. A review on nanocomposite hydrogels and their biomedical applications. *MSci. Eng. Compos. Mater.*, 2019; 26(1), 154-174.
11. Mohammadi M, Pourseyed Aghaei F, Magnetite Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub> surface as an effective drug delivery system for cancer treatment drugs: density functional theory study. *J. Biomol. Struct. Dyn.*, 2021; 39, 2798-2805.
12. naderi E, Naseri M, Taimouri Rad H, Zolfaghari Enameh R, Farnoosh G, Taheri R. in vivo and in vitro biocompatibility study of Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>@ZnO and Fe<sub>3</sub>O<sub>4</sub>@SiO<sub>2</sub> as photosensitizer for targeted breast cancer drug delivery. *J. Sci. Islam.*, 2020; 31(4), 357-368.
13. Ghorpade VS, Dias RJ, Mali KK, Mulla SI. Citric acid crosslinked carboxymethylcellulose-polyvinyl alcohol hydrogel films for extended release of water soluble basic drugs. *J. Drug. Deliv. Sci. Tec.*, 2019; 52, 421-430.
14. Masoomah S, Khadijeh H, Mousa G. Synthesis of nanohydrogels based on tragacanth gum biopolymer and investigation of swelling and drug delivery. *Int. J. Biol. Macromol.* 2016; 82, 806-815.
15. Kavanagh O, Marie Healy A, Dayton F, et al. Inhaled hydroxychloroquine to improve efficacy and reduce harm in the treatment of COVID-19. *Med Hypotheses.*, 2020; 143, 110110.
17. Mohamed NR, Swelling and biodegradation studies of PVA and mung bean starch superabsorbent polymer. *AIP Conference Proceedings*, 2018; 2031, 020017.

18. Choudhury RR, Gohil JM, Dutta K. Synthesis of Poly(styrene sulfonyl chloride) via reversible addition-fragmentation chain transfer polymerization and characterization thereof for membrane applications. *Polym Adv Technol.*, 2021; 12, 1- 29.
19. Chen M, Shen Y, Xu L, Xiang G, Ni Z. Synthesis of a super-absorbent nanocomposite hydrogel based on vinyl hybrid silica nanospheres and its properties. *RSC Adv.*, 2020; 10, 41022-41031.
20. Bloemen M, Brullot W, Luong TT. et al. Improved functionalization of oleic acid-coated iron oxide nanoparticles for biomedical applications. *J. Nanopart. Res.* 2012; 14, 1100.
21. Ahmed EM. Hydrogel: Preparation, characterization, and applications: A review. *J. Adv. Res.*, 2015; 6, 105-12,.
22. Gajra B, Pandya S, Vidyasagar G, Rabari H, Dedania R, Rao S. Poly vinyl alcohol Hydrogel and its Pharmaceutical and Biomedical Applications: A Review. *Int. J. Pharm. Sci. Res.*, 2011; 4, 20-26.
23. Sikdar P, Uddin MM, Dip TM, Islam S, Hoque MS, Dhar AK, Wu S. Recent advances in the synthesis of smart hydrogels. *Mater. Adv.*, 2021; 2, 4532-4573.
24. Maji P, Gandhi A, Jana, S, Maji N. Preparation and Characterization of Maleic Anhydride Cross-Linked Chitosan-Polyvinyl Alcohol Hydrogel Matrix Transdermal Patch. *J. PharmaSciTech*, 2013; 2(2) 62-67.
25. Goodarz Naseri M, Bin Saion E, Abbastabar Ahangar H, Hashim M, Shaari AH. Synthesis and characterization of manganese ferrite nanoparticles by thermal treatment method. *J. Magn. Magn. Mater.*, 2011; 323, 1745-1749.
26. DeMerlis CC, Schoneker DR. Review of the oral toxicity of polyvinyl alcohol (PVA) *Food Chem. Toxicol*, 2003; 41(3), 319-26.
27. Sadr, MS, Heydarinasab, A, Panahi, HA, Javan, RS. Production and characterization of biocompatible nano-carrier based on  $Fe_3O_4$  for magnetically hydroxychloroquine drug delivery. *Polym Adv Technol.* 2021; 32: 564– 573.
28. Armutcu C, Pişkin S. Evaluation of controlled hydroxychloroquine releasing performance from calcium-alginate beads. *Hittite J. Sci. Eng.* 2021; 8(3): 255-263.
29. Reddy SG, Controlled release studies of hydroxychloroquine sulphate (HCQ) drug-using biodegradable polymeric sodium alginate and lignosulphonic acid blends. *Rasayan J. Chem.* 2021; 14: 2209-221

