زیست‌حسگر LSPR با استفاده از نانوساختارپلاسمونی دمبل‌شکل

محبوبه هاشمی[۱] ، محمدجواد باورصادیان خواه[۱] ، دکتر مجید ابن علی حیدری[۱] ، دکتر علی‌اکبر ابن علی حیدری[۲]

[۱] دانشگاه شهرکرد – دانشکده فنی و مهندسی – گروه برق

[۲] دانشگاه فرهنگیان – گروه فیزیک

چکیده – در این مقاله، طراحی یک زیست‌حسگر بر اساس تشدید پلاسمون سطحی جایگزیده *LSPR* در نانو ساختار پلاسمونی ارائه شده است. تغییر ضریب شکست در محیط پیرامون نانوساختارهای پلاسمونی منجر به جابجایی طیف *LSPR* می‌شود. با افزایش ضریب شکست محیط، طیف تشدید *LSPR* این ساختارها جابجایی قرمز پیدا می‌کند. با استفاده از این ویژگی، می‌توان اتصال ملکول‌ها در سطح را بدون نیاز به برچسب گذاری قبلی شناسایی کرد. در این مقاله نانوساختار دمبل شکل جدیدی معرفی و امکان استفاده از آن در زیست‌حسگر نوری بررسی شده است. نتایج شبیه‌سازی عددی به روش *FDTD* دستیابی به حساسیت ۱۳۲۳*nm/RIU* با شاخص شایستگی ۵/۶ را نشان داده است.

حسگر پلاسمونی، تشدید پلاسمون سطحی جایگزیده، زیست حسگر، نانوساختار کلید واژه- زیست

LSPR Biosensor Using a Dumbbell-Form Plasmonic Nanostructure

M.Hashemi[1] , M.J.Bavarsadiankhah[1] , M.Ebnali-heidari[1] , A.A.Ebnali-heidari[2]

[1] Faculty of Engineering, University of Shahrekord, Shahrekord

[2] Farhangian University

Abstract-In this paper, design of biosensor structure based on localized surface plasmon (LSPR) of plasmonic nanostructures is presented. Change in refrective index at boundary of metal-dielectric lead to a shift in resonance peak of LSPR structures. Plasmonic nanostructurs are very sensitive to changes of surrounding environment. Increasing refractive index of surrounding environment cause a red shift in LSPR spectrum of these structures. Thus with this feature we can distinguish absorption or connection of molecules to the surface without prelabeling (Label Free). In this article we introduced a new dumbbell shape nanoparticle and its ability in biosensing is investigated. Numerical simulations show that a high sensitivity of 1323nm/RIU for refractive index changes of surrounding the suspended gold nanostructure with a figure of merit (FOM) of 5.6.

Keywords:optical biosensing, localized surface plasmon resonance, biosensor, nono structure

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد

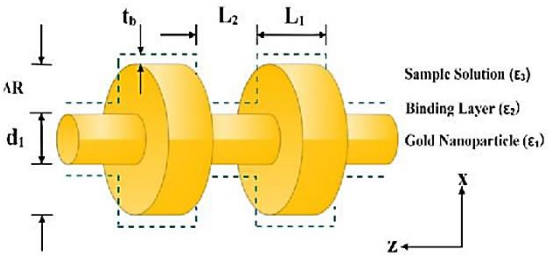
[Downloaded from opsi.ir on 2025-07-13]

۱- مقدمه

زیست‌حسگرها با قابلیت شناسایی سریع زیست‌ملکول‌ها در کاربردهای مختلف پزشکی مورد نیاز هستند[۱]. زیست‌حسگرهای نوری به علت قدرت تشخیص و حساسیت بالا، اندازه‌ی کوچک و صرفه‌ی اقتصادی جایگزین مناسبی برای روش‌های شناسایی سنتی هستند. یکی از زیست حسگرهای نوری که با پیشرفت‌های روز کاملا سازگار بوده و می‌تواند گام بزرگی در توسعه شناسایی ملکول‌های زیستی محسوب شود، زیست حسگر مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی است که طی سال‌های اخیر توجه بسیاری از محققان را به خود جلب کرده است[۱و۲]. در حوزه نانو ساختار های های پلاسونی، برهم‌کنش‌های نور و ماده در ساختارهای فلزی در ابعاد کمتر از طول‌موج نور بررسی می‌شود. برهم‌کنش موج الکترومغناطیسی با نانوساختار از طریق جفت‌شدگی با الکترون‌های آزاد سبب القا نوسانات جمعی می‌شود. هنگامی که بسامد تابش الکترومغناطیسی با بسامد نوسان‌های جمعی هم‌خوانی داشته باشد، منجر به ایجاد مدهای پلاسمون مقید سطحی موسوم به تشدید پلاسمون سطحی جایگزیده LSPR می‌شود. نانوساختارهای پلاسمونی شامل یک لایه فلز و یک لایه دی‌الکتریک پوشاننده هستند که در طیف خاموشی (پراکندگی و جذب) آن‌ها قله‌هایی دیده می شود. قله‌های تشدید LSPR به نوع فلز و دی‌الکتریک، شکل نانوساختار و به محیط پیرامون آن حساس هستند و تغییرات ضریب شکست ناشی از برهم کنش‌های زیست‌ملکولی در سطح حسگر را اندازه‌گیری می‌کنند[۲-۵]. تغییر ضریب شکست ناشی از برهم‌کنش‌های زیست‌ملکولی در سطح حسگر نانوساختار پلاسمونی باعث جابجایی طیف تشدید LSPR آن می‌شود، بنابراین اگر بتوان لایه‌ای جاذب بر سطح نانوساختار پلاسمونی نشاند که زیست‌ملکول‌های هدف در محلول را جذب کند، می‌توان از میزان تغییر ضریب شکست در سطح که وابسته به غلظت زیست ملکول‌های هدف است برای شناسایی و تعیین میزان غلظت و حتی برهم‌کنش‌های زیست‌ملکولی در محلول استفاده کرد[۶]. در حوزه‌ی رو به رشد پلاسمونیک، پژوهش‌های گسترده‌ای برای کاربردهای جدید در حوزه فناوری انجام شده است. از جمله این کاربردها، می‌توان به استفاده از نانوذره‌ها و نانو ساختارهای پلاسمونی در فناوری سلول‌های خورشیدی، نانواپتیک، زیست‌حسگرها و بسیاری از کاربردهای دیگر اشاره کرد[۷-۹] .در این مقاله، با بررسی مشکلات پیش رو، نانوساختار دمبل شکل جدیدی معرفی و اثرات تقویت میدان نوری در حسگر نوری مبتنی بر تغییرات ضریب شکست محیط پیرامون آن بررسی شده است.

۲- ساختار نانوساختار پیشنهادی

شکل ۱، طرح واره‌ای از حسگر پلاسمونی مبتنی بر نانوساختار معلق در محلول را نشان می‌دهد. در این ساختار از طلا برای مدل سازی زیست-حسگر پلاسمونی استفاده شده است. با وجود این که نانوساختارها از جنس نقره حساسیت بهتری نسبت به تغییر ضریب شکست محیط نشان می‌دهند[۱۰] اما به علت این که این فلز در محلول‌های آبی اکسید می‌شود و ترکیباتی ایجاد می‌کند که رفتار پلاسمونی قابل قبولی از خود نشان نمی‌دهند، در این زیست‌حسگر از نانوساختار از جنس طلا استفاده شده است.



شکل ۱: نمای سه بعدی مدل زیست‌حسگر مبتنی بر نانوذرات معلق در محلول.d1 قطر نانوسیم مرکزی، ΔR اختلاف شعاع نانو میله با نانودیسک‌های موضعی، L1ضخامت نانودیسک‌ها و L2 فاصله بین آن‌ها و tb ضخامت لایه اتصال زیست‌ملکولی در سطح زیست‌حسگر است. ثابت دی‌الکتریک هر لایه در شکل مشخص شده است.

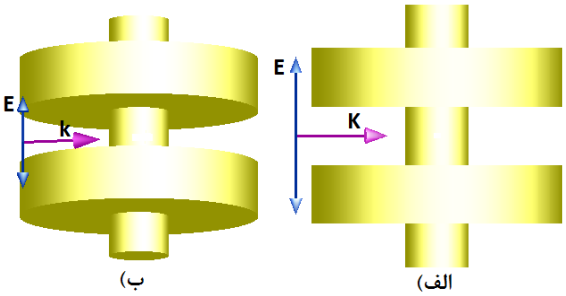
۳- شبیه سازی نانوساختار پیشنهادی

برای تحلیل آثار میدان الکترومغناطیسی، از داده‌های تجربی مدل جانسون و کریستی مربوط به بخش‌های حقیقی و موهومی پذیرفتاری مختلط طلا در مدل‌سازی حسگر پلاسمونی به روش تفاضل محدود حوزه زمان (FDTD) استفاده شده است[۱۱-۱۳]. ضخامت لایه‌ی اتصال زیست‌ملکولی به طور یکنواخت در سطح زیست‌حسگر، tb=۱۰nm در نظر گرفته شده است که به طور تقریبی کمتر از طول محوشوندگی میدان LSPR نانوساختار است[۱۴]. محلول‌های زیستی غیرجاذب و غیرمغناطیسی هستند در نتیجه برای شبیه‌سازی اثر تغییر ضریب شکست محیط در اثر برقراری اتصالات زیست‌ملکولی سطحی، ضریب شکست کلی محیط پیرامون نانوساختار را در محدوده‌ی ضریب شکست محلول‌های زیستی تغییر می دهیم. شبیه‌سازی با استفاده از نرم افزار lumerical، برای حل معادلات ماکسول به روشFDTD در حالت سه بعدی و با استفاده از یک منبع موج تخت در گستره طول موج ۴۰۰-۲۲۰۰nm انجام شده است. برای محاسبه‌ی طیف خاموشی، از نمایه میدان پراکنده شده و شدت میدان استفاده می‌کنیم[۱۵]. برای اینکه انرژی الکترومغناطیسی تابیده شده به مرز جذب شود و بازتاب مرز کاهش یابد، از شرایط مرزی PML استفاده شده است. نوسان الکترون‌های نوار رسانش با بسامدی برابر با بسامد موج الکترومغناطیسی تابشی منجر به ایجاد یک تشدید قوی LSPR در طیف نوری می‌گردد. طول‌موج این تشدید به شکل نانوساختار، محیط پیرامون آن و جنس فلز به کار رفته بستگی دارد[۱۶،۱۷]. تغییر ضریب شکست محلول پیرامون نانوساختار را می‌توان معادل با جابجایی محل طول‌موج تشدید LSPR در نظر گرفت[۱۷]. شکل۲ مشخصه برانگیختگی نانوساختار با قطبش-TM موج تخت را نشان می دهد. در این شکل پیکان با رنگ ارغوانی، جهت تابش فرودی و پیکان با رنگ آبی، قطبش میدان را نشان می‌دهد. شکل۳ طیف سطح مقطع خاموشی نانوساختار پیشنهاد شده را با مشخصاتL_1=۴۰ nm , L_2=۵۰nm , ΔR=۶۰nm , d_1=۴۰nm و همچنین برای یک نانوکره طلای منفرد با شعاع ۵۰nm در هوا (RI=۱) برای مقایسه را نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل مشاهده می‌شود، در طیف خاموشی نانوساختار طراحی شده یک قله در طول‌موج ۵۰۷nm و یک قله‌ی قوی‌تر در طول موج ۸۵۶nm وجود دارد. درحالی‌که در شکل ۳-ب، وجود یک تشدید قابل توجه و غالب در محدوده‌ی طول موج‌های بلندتر، ۱۹۱۰nm کاملاً مشهود است. در شکل ۴-الف نتایج شبیه‌سازی جابجایی طیف خاموشی در نانوساختار پیشنهادی نسبت به

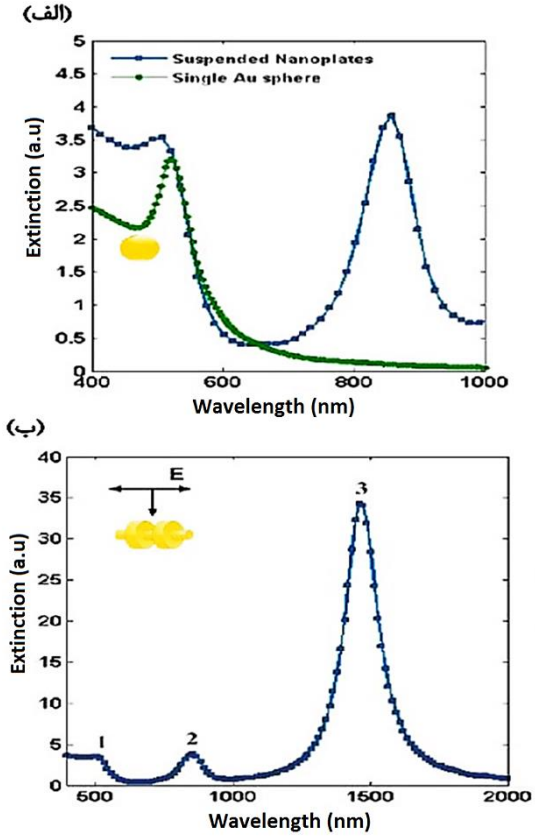
این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد

[Downloaded from opsi.ir on 2025-07-13]

تغییر ضریب شکست محلول زیستی در محدوده‌ی ۱/۴۴ – ۱/۳۳۵، شامل جابجایی قله‌ی اول و دوم و در شکل۴-ب جابجایی قله‌ی تشدید سوم، نشان داده شده است. همان‌طور که جهت جابجایی طیف نشان می‌دهد، افزایش ضریب شکست محیط سبب جابجایی قله‌های تشدید LSPR به سمت طول‌موج‌های بلندتر (جابجایی قرمز) می‌شود.



شکل۲: مدل نانوساختار شبیه‌سازی شده در نرم‌افزار Lumerical همراه با نمایش جهت انتشار(K) و قطبش منبع نوری(E). الف) نمای دو بعدی ب)نمای سه بعدی



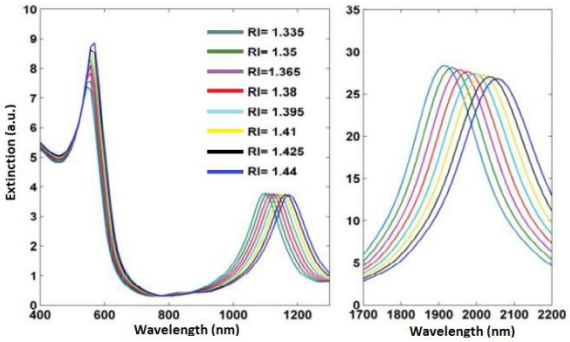
شکل۳: الف) نتایج شبیه‌سازی طیف سطح مقطع خاموشی نانوساختار پیشنهادی (آبی) و نانوکره با شعاع ۵۰nm (سبز)، در هوا(RI=۱) با L_1=۴۰nm، L_2=۵۰nm، ΔR=۶۰nm، d_1=۴۰nm. قله‌های تشدید در طول موج‌های λ_1=۵۰۷nm، و ب)λ_2=۸۵۶nm و سومین قله‌ی تشدید LSPR غالب در λ_3=۱۴۶۰nm رخ می دهد.

۴- حساسیت زیست‌حسگر طراحی شده

حساسیت زیست‌حسگر، نسبت جابجایی قله‌ی تشدید به میزان تغییر ضریب شکست محیط می‌باشد و طبق رابطه زیر تعریف می‌شود:

$$S = \frac{\Delta\lambda_{LSP}}{\Delta n} \qquad (۱)$$

در این رابطه، $\Delta\lambda_{LSP}$ (nm) جابجایی قله‌ی تشدیدLSPR ناشی از تغییر ضریب شکست محیط به اندازه‌ی Δn است. بیشتر مطالعات در این زمینه، نشان داده‌اند که جابجایی قله‌های تشدید در طول موج‌های مشابه منجر به حساسیت مشابه نسبت به تغییرات ضریب شکست محیط پیرامون نانوساختار می‌شوند[۱۸]. بنابراین پیش‌بینی می‌شد که حساسیت تشدید اول به علت نزدیکی طول‌موج تشدید آن به طول‌موج تشدید نانوکره، در حدود حساسیت نانوکره طلا با شعاع ۵۰nm خواهد بود و نتایج شبیه‌سازی نیز این موضوع را تایید کرد.



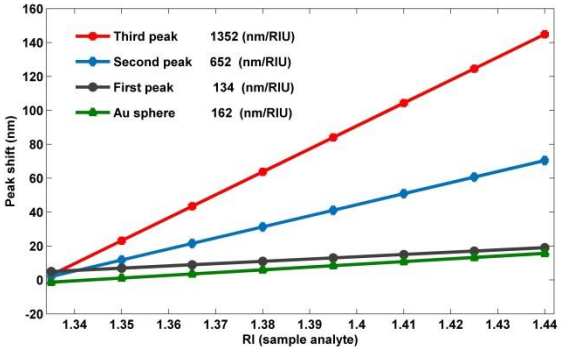
شکل ۴: جابجایی طیف خاموشی نانو ساختار پیشنهادی نسبت به تغییر ضریب شکست محیط در محدوده ۱/۴۴-۱/۳۳۵ الف)قله‌ی اول و دوم تشدید LSPR در محدوده طول موج ۴۰۰nm-۱۴۰۰ ب) تشدید سوم LSPR در محدوده طول‌موج ۲۲۰۰ nm-۱۷۰۰ نشان داده شده است.

نمودار حساسیت زیست‌حسگر طراحی شده نسبت به تغییر ضریب شکست محلول زیستی پیرامون، در شکل۵ نشان داده شده است. برای قله‌ی اول تا سوم در طیف سطح مقطع خاموشی نانوساختار پیشنهادی، به ترتیب حساسیت‌های ۱۳۴nm/RIU (خاکستری)، ۶۵۲ nm/RIU (آبی) و۱۳۵۲ nm/RIU (قرمز) محاسبه شده است. برای نانوکره طلا با شعاع ۵۰nm حساسیت ۱۶۲nm/RIU (سبز) به دست آمده است که مطابق با نتایج تجربی می‌باشد[۱۷-۲۰]. بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که هرچه طول‌موج تشدید بزرگتر باشد، حساسیت بهتری را نسبت به تغییر ضریب شکست محیط پیرامون از خود نشان می‌دهد. به این ترتیب نتایج بسیار بهتر در قسمت سوم طیف و در طول موج‌های بلندتر دیده می‌شود. شکل۳-ب محل و شدت این تشدید را نشان می‌دهد. اختلاف دامنه‌ی طیف سطح مقطع خاموشی سه قله به وضوح مشخص است و بهبود قابل توجه حساسیت شناسایی ملکول‌های زیستی در قله-ی سوم طیف، مورد انتظار می‌باشد. قله‌ی تشدید سوم به علت دارا بودن طول‌موج بالا و FWHM اندک در طیف باعث شده است که این نانوساختار به شاخص شایستگی (FOM) ۵/۶ دست یابد. شاخص شایستگی، نسبت حساسیت زیست‌حسگر به پهنای خط طیف تشدید (FWHM) است و از رابطه‌ی زیر حاسبه می‌شود[۲۱]:

$$FOM = \frac{\Delta\lambda_{LSP} / \Delta n}{FWHM} \qquad (۲)$$

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد

[Downloaded from opsi.ir on 2025-07-13]



شکل ۵: نمودار جابجایی قله‌های تشدید LSPR بر حسب تغییر ضریب شکست محلول زیستی پیرامون نانوساختار. طبق شکل به ترتیب برای قله‌ی اول تا سوم در طیف سطح مقطع خاموشی نانوساختار پیشنهادی حساسیت‌های ۱۳۴nm/RIU (خاکستری)، ۶۵۲nm/RIU (آبی)، ۱۳۵۲nm/RIU (قرمز) و برای نانوکره طلا با شعاع ۵۰nm حساسیت ۱۶۲nm/RIU (سبز) به دست آمده است.

۵-نتیجه گیری

در این مقاله زیست‌حسگری مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی جایگزیده با استفاده از نانوساختار دمبل شکلی از جنس طلا معرفی شد. نتایج نشان دادند که قله‌های تشدید مرتبه بالاتر نانو ساختار پیشنهادی، دارای حساسیت بیشتری نسبت به تغییر ضریب شکست محیط پیرامون هستند. تشدید در طول موج ۱۸۷۴nm منجر به حساسیت بالای ۱۳۲۳nm/RIU همراه با شاخص شایستگی بالای ۵/۶ شده است. با تغییر اندک ابعاد نانوساختار، طول‌موج تشدید سوم به طول موج بلند ۱۹۱۰nm تغییرکرد و توانستیم به حساسیتی برابر با ۱۳۵۲nm/RIU با شاخص شایستگی ۵/۴ دست یابیم.

مراجع

[1] Martin, J., et al. "Ultra-sensitive plasmonic nanosensors for biochemical detection. in SPIE BiOS", International Society for Optics and Photonics, 2011.

[2] Aydin, D., "Functionalization of Photonic Crystal Slab Biosensors", King's College, 2013.

[3] Branton, D., et al., "The potential and challenges of nanopore sequencing". Nature biotechnology, 26(10): pp. 1146-1153, 2008.

[4] Shendure, J.A., et al., "Overview of DNA sequencing strategies". Current Protocols in Molecular Biology, pp. 7.1. 1-7.1. 23, 2008.

[5] Gramotnev ,D.K. and S.I. Bozhevolnyi, "Plasmonics beyond the diffraction limit". Nature Photonics, 4(2), pp. 83-91, 2010.

[6] Lu, X., et al., "Chemical synthesis of novel plasmonic nanoparticles". Annual review of physical chemistry, 60, pp. 167-192, 2009.

[7] S. A., Maier, "Plasmonics: fundamentals and applications". Springer, 2007.

[8] C. Escobedo, "On-chip nanohole array based sensing: a review". Lab on a Chip, 13(13), pp 2445-2463, 2013.

[9] M. Janipour, T. Pakizeh, and F. Hodjat-Kashani. "Strong optical interaction of two adjacent rectangular nanoholes in a gold film", Optics express, 21(26), pp31769-31781, 2013.

[10] Haes, A.J., et al., "Nanoscale optical biosensor: short range distance dependence of the localized surface plasmon resonance of noble metal nanoparticles". The Journal of Physical Chemistry B, 108(22), pp. 6961-6968, 2004.

[11] Rodríguez-Lorenzo, Laura, et al. "Plasmonic nanosensors with inverse sensitivity by means of enzyme-guided crystal growth." Nature materials, 11,.pp 604-607, 2012.

[12] Johnson, P.B. and R.-W. Christy, "Optical constants of the noble metals". Physical Review B, 6(12), pp. 4370-4379, 1972.

[13] Palik, E.D., "Handbook of optical constants of solids." Academic press, Vol. 3. , 1998.

[14] Hutter, E., et al., "Role of substrate metal in gold nanoparticle enhanced surface plasmon resonance imaging." The Journal of Physical Chemistry B, 105(1), pp .12-18, 2001.

[15] J. Becker, "Plasmons as sensors", Springer Science & Business Media, 2012.

[16] C. L. Nehl, H. Liao, and J. H. Hafner, "Optical properties of star-shaped gold nanoparticles", Nano letters, vol. 6, pp. 683-688, 2006.

[17] A. Jakab, C. Rosman, Y. Khalavka, J. Becker, A. Trügler, U. Hohenester, et al., "Highly sensitive plasmonic silver nanorods", ACS nano, vol. 5, pp. 6880-6885, 2011.

[18] Z. Yu and S. Fan, "Extraordinarily high spectral sensitivity in refractive index sensors using multiple optical modes", Optics express, vol. 19, pp. 10029-10040, 2011.

[19] A. B. Evlyukhin, et al., "Collective resonances in metal nanoparticle arrays with dipole-quadrupole interactions", Physical Review B, vol. 85, pp. 245411, 2012.

[20] Z. Yong, D. Y. Lei, C. H. Lam, and Y. Wang, "Ultrahigh refractive index sensing performance of plasmonic quadrupole resonances in gold nanoparticles", Nanoscale research letters, vol. 9, pp. 1-6, 2014.

[21] Sherry, L.J., et al., "Localized surface plasmon resonance spectroscopy of single silver nanocubes", Nanoletters,.(10)5, pp. 2034-2038, 2005.

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد

[Downloaded from opsi.ir on 2025-07-13]