

طراحی و ساخت یک موجتاب موجبری دوقطبشی در باند فرکانسی تلفن همراه برای آزمون‌های زیستی

مهرداد ساوینز*^۱، ایمان توکل‌نیا^۲، اقدس بنایی^۳، مهدی شکیبا حرفه^۴، امیرحسین برزگری^۵، رضا فرجی دانا^۶
۱،۴،۵ آزمایشگاه بیوالکترومغناطیس، دانشگاه تهران
۲. دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی شریف
۳. پژوهشکده علوم پایه کاربردی، جهاد دانشگاهی، دانشگاه شهید بهشتی
۶. قطب علمی سیستم‌های الکترومغناطیسی کاربردی، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تهران

1.msaviz@ut.ac.ir, 6.reza@ut.ac.ir

چکیده – این مقاله به گزارش طراحی و ساخت یک موجتاب موجبری با پهنای باند قابل توجه و قابلیت نوآورانه تنظیم دلخواه قطبش میدان و کنترل دمای نمونه در باند فرکانسی تلفن همراه ایران اختصاص دارد. انگیزه طراحی و ویژگی‌های مطلوب تبیین شده و نحوه طراحی ساختار و بهینه سازی عملکرد آن تشریح شده و نتایج شبیه‌سازی و اندازه‌گیری برای سنجش عملکرد دستگاه ارائه شده است. برخی نتایج اولیه از مطالعه اخیر آثار تابش بر هموگلوبین به اختصار مورد اشاره قرار گرفته است.

کلید واژه – موجتاب، تجهیزات تولید و تابش امواج، تلفن همراه، کنترل قطبش، قطبش دایروی، هموگلوبین.

یا محفظه خازنی) باشد. این مقاله به تشریح نیازها و ملاحظات طراحی و نتایج عملی یک موجتاب موجبری جدید می‌پردازد که برای اعمال میدان به نمونه‌های سلولی و محلول‌های زیستی مناسب است.

۱ – مقدمه

گسترش شتابزده فناوری مخابرات همراه و مشابه آن، با نگرانی از آثار ناخواسته این تشعشعات بر بدن انسان همراه بوده است. از راهبردهای عمده در مطالعه آثار زیانبار احتمالی، آزمون‌های تجربی است که با قرار دادن نمونه‌های زیستی در سطوح مختلف در معرض میدان‌های الکترومغناطیسی صورت می‌پذیرد. این سطوح عبارتند از موجود زنده (مانند خرگوش یا موش، که در آن‌ها عمدتاً تغییرات رفتاری یا فیزیولوژیک مطالعه می‌شود) [۱]، بافت (مانند بافت مغز) [۲]، سلول (مانند ظرف کشت سلولی به منظور مطالعه تغییر در فعالیت تولید مثل) [۳] و یا محلول‌های حاوی درشت مولکول‌های زیستی تجربی (مانند هموگلوبین به منظور مطالعه تغییر ساختار مولکولی) [۴]. در هر حال، وسیله‌ای را که برای تولید و اعمال میدان به نمونه زیستی مورد استفاده قرار می‌گیرد، موجتاب می‌نامیم. موجتاب ممکن است باز (مانند آنتن در کنار نمونه) یا بسته (مانند موجبر

۲ – انگیزه و اهداف طراحی

میدان الکترومغناطیسی اعمالی (EMF) در هر نقطه از نمونه زیستی در کلی‌ترین حالت با دامنه، قطبش (پلاریزاسیون) میدان الکتریکی و میدان مغناطیسی و رابطه فاز لحظه‌ای نسبی میدان مغناطیسی با میدان الکتریکی در هر فرکانس مشخص می‌شود. برخی ویژگی‌های عمومی در طراحی اکثریت قریب به اتفاق موجتاب‌ها مورد نیاز است و طراحی آن را از طراحی آنتن متمایز می‌سازد عبارت است از:

۱- یکنواختی میدان مشاهده شده در محلول

۲- قابلیت کنترل شدت میدان (دامنه) و قطبش و فاز

نسبی میدان‌ها در محلول

۳ - پهنای باند فرکانسی کافی
 ۴ - شدت میدان در نمونه بالا به ازای توان ورودی حداقل (بازدهی معمولاً با نسبت توان جذب شده در واحد جرم نمونه زیستی، موسوم به SAR، بر توان ورودی موجتاب بیان می‌شود).

$$SAR = \frac{\sigma |\mathbf{E}|^2}{\rho} \quad (1)$$

که در آن \mathbf{E} بردار میدان الکتریکی، ρ چگالی و σ رسانایی کل (شامل رسانایی بارهای آزاد و رسانایی معادل تلف دی-الکتریک) می‌باشد.

۵ - قابلیت کنترل (و ثابت نگه داشتن) دمای نمونه و گرادیان دما (همگنی دمایی) و امکان تهیه شرایط دقیقاً مشابه دمایی برای نمونه کنترل (در آزمون‌هایی که آثار غیرحرارتی مطالعه می‌شوند).

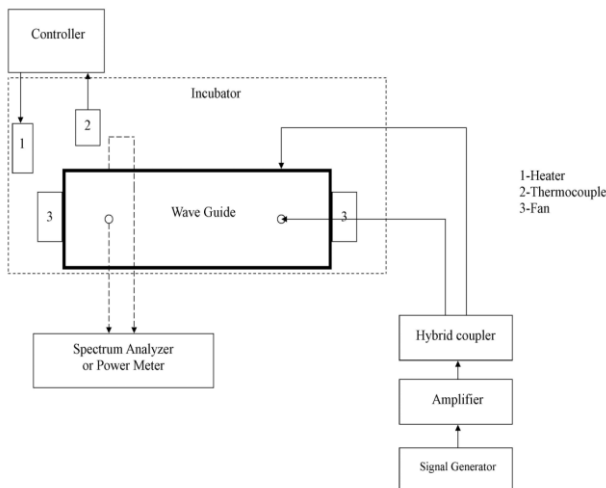
۶ - امنیت پرسنل و محافظت کاربر؛ ملاحظات سازگاری الکترومغناطیسی (مثلاً در مواردی که موجتاب بخشی از یک سیستم اندازه‌گیری بزرگ‌تر مانند طیف سنج می‌شود).

۷ - امکان اندازه‌گیری و نظارت همزمان بر کمیت‌های میدان تابشی (مانند SAR یا میدان‌ها، مستقیم یا غیر مستقیم)

در فرکانس‌های مورد نظر این مقاله، عموماً میدان اعمالی را با میدان الکتریکی و از طریق SAR در نمونه زیستی مشخص می‌کنند. در [۳] طراحی یک موجتاب موجبری مستطیلی برای بررسی آثار امواج ۹۰۰ MHz برای نمونه‌های کشت سلولی (ظروف پهن) گزارش شده است. در این ساختار که تنها یک قطبش را پشتیبانی می‌کند، بالاترین بازدهی آن با موازی بودن میدان با سطح مایع حاصل می‌گردد و نسبت کل توان جذب شده در نمونه به توان ورودی در این حالت بین ۲۰٪ تا ۴۰٪ بسته به ابعاد ظرف متغیر است. سیستم کنترل دمای مبتنی بر چرخش آب مماس بر بدنه فلزی موجبر، دمای هوای درون را تنظیم می‌کند، اما چون حداکثر جذب ویژه مورد نظر معادل ۱ وات بر کیلوگرم بوده و دما را تنها ۰/۲ درجه افزایش می‌دهد، تدبیری برای کنترل دمای نمونه به کار نرفته است. در [۵] یک موجتاب موجبری دایروی برای تابش دهی نمونه‌های سلولی در یک فرکانس (پهنای باند بسیار کم) ۱۹۰۰ MHz گزارش شده است که با توجه به مقادیر بالای جذب ویژه مورد آزمایش، خنک‌کنندگی با آب برای خود نمونه در نظر گرفته شده است و حداکثر افزایش دما در تعادل دمایی، ۰/۳ درجه به ازای جذب ویژه ۱۰ وات بر کیلوگرم است. قطبش دایروی به منظور افزایش یکنواختی تابش در نمونه در نظر گرفته شده که با دو پروب متعامد که با ۹۰ درجه اختلاف فاز تحریک می‌شوند، در فرکانس مورد نظر روی نمونه اعمال می‌گردد. در [۶] موجتابی موجبری با پهنای باند بیشتری، از ۱۸۰۰

۳ - طراحی و بهینه‌سازی موجتاب

به منظور برآوردن امنیت پرسنل و سازگاری الکترومغناطیسی، ساختار بسته موجبری انتخاب شد. با توجه به ضرورت تحریک هر دو قطبش عمودی و افقی، سطح مقطع دایروی یا مربعی ترجیح دارند. موجبر مربعی با توجه به ساخت آسان‌تر انتخاب گردید. با توجه به آن که در موجبر مربعی پهنای باند میان فرکانس آغاز مد غالب و مد بالاتر، ۴۰٪ فرکانس آغاز مد غالب است، با انتخاب اندازه ضلع معادل ۱۷ cm، پهنای باند مد غالب دستگاه از ۸۸۲ MHz تا ۱۲۵۰ MHz تعیین شد. شکل (۱) نمودار بلوکی اجزای موجتاب را نشان می‌دهد.



شکل ۱: نمودار بلوکی اجزای سیستم موجتاب: موجبر در درون یک محفظه با دمای کنترل شده قرار دارد. توان ورودی توسط کابل فرکانس بالا به پروب‌های تحریک متعامد اعمال شده و در خروجی، از پروب‌های مشابهی دریافت شده و توسط تحلیل-گر طیفی بر آن نظارت می‌شود. گردش هوا درون موجبر توسط دو فن در دو سر موجبر انجام می‌پذیرد. (۱) منبع گرما، (۲) ترموکوپل، (۳) فن.

فاصله پروب از انتهای موجبر در حدود ربع طول موج موجبر در فرکانس مرکزی طراحی (۹۴۰MHz) است. برای به دست آوردن اندازه‌های بهینه از روش جاروب کردن هر یک از اندازه‌های مجهول در بازه‌ی ممکن، انجام شبیه‌سازی برای مقادیر مختلف و در نهایت انتخاب بهترین مقدار استفاده می‌کنیم. در روند طراحی طول پروب تحریک و شعاع و طول کلاهک بیشترین تاثیر را بر S_{11} دارند و محل پروب تحریک (فاصله‌ی آن از انتهای موجبر) و شعاع و ارتفاع برآمدگی زیرین بیشترین تاثیر را در دو پارامتر دیگر دارند.

بررسی بیشتر نشان می‌دهد که مود میرای بالاتر در فاصله- ۲۷cm از محل تحریک به اندازه‌ی ۴۰dB تضعیف می‌شود. از این رو طول موجبر ۶۰cm یعنی هر قسمت ۳۰cm در نظر گرفته شد. با اتصال دو قسمت (شکل ۲-د) در عمل، امکان به دست آوردن یک موج رونده خالص در ناحیه میانی فراهم می‌گردد و دامنه میدان تابشی در ناحیه میانی نسبتاً یکنواخت خواهد بود (شکل ۳).

به منظور ساخت موجتاب، از خم ورق و پیچ کردن اجزا استفاده شد. مجموعه موجتاب در درون یک انکوباتور از جنس پلکسی گلاس با ضخامت دیواره ۸ میلی متر قرار دارد که دمای درون آن به وسیله یک منبع حرارت و کنترلر دمپا (Thermostat) تنظیم و ثابت نگاه داشته می‌شود. به منظور تعبیه فن‌ها، در دو ورق فلزی ابتدا و انتها، مجرای ایجاد و با توری فلزی ظریفی پوشانیده شد، به گونه‌ای که در عین امکان عبور هوا، امکان نشت میدان‌ها به محیط بیرون وجود نداشته باشد.

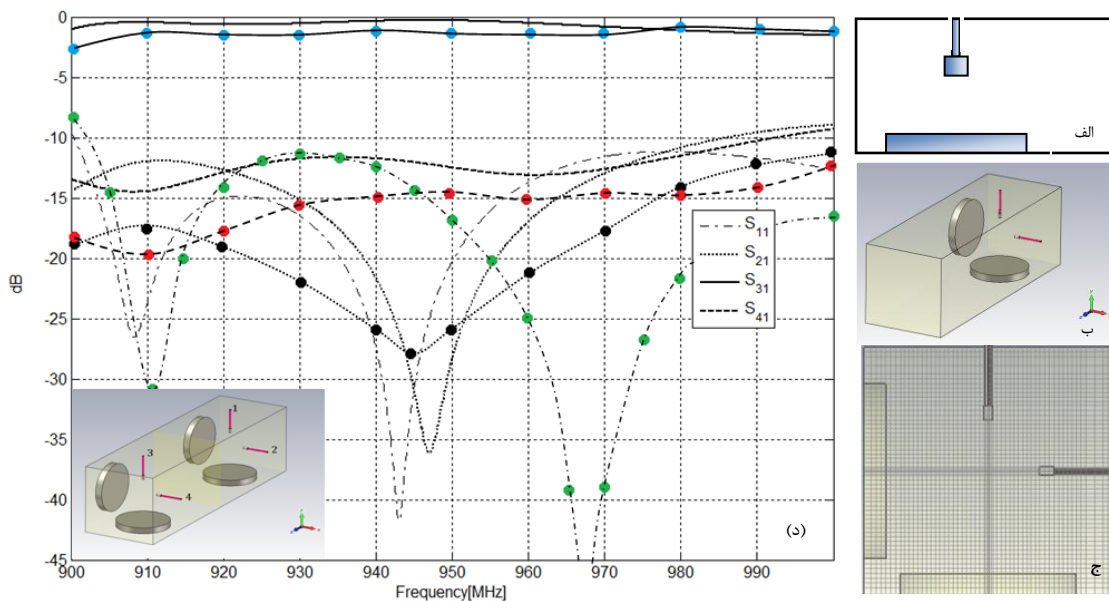
به منظور انتقال بهینه توان ورودی به نمونه، بایستی ساختاری برای تزویج توان از کابل ورودی به درون موجبر طراحی شود که آن را ساختار تطبیق می‌نامیم. بدین منظور از نرم افزار CST-MWS نسخه ۲۰۰۹ برای تحلیل ساختار الکترومغناطیسی استفاده شده است. ساختار تطبیق پس از مطالعه و تجربیات متعدّد به صورت شکل ۲ (الف) مشتمل بر یک میله باریک (پروب) انتخاب شده است که در انتها به یک کلاهک استوانه‌ای فلزی ختم می‌شود و در نقطه مقابل آن یک برآمدگی مدور روی سطح داخلی موجبر استفاده شده است. برای ایجاد قطبش متعامد نیز از همین ساختار استفاده می‌شود و یک نیمه موجتاب با دهانه باز تکمیل می‌گردد (شکل ۲-ب). موجتاب کامل از به هم پیوستن دهانه دو نیمه موجبری که آینه یکدیگرند تشکیل می‌گردد که در آن یک نیمه نقش فرستنده و دیگری نقش گیرنده را بازی می‌کند (شکل ۲-د). هدف از بهینه سازی ابعاد اجزا در ساختار تطبیق آن است که انعکاس توان از هر یک از ورودی‌ها و کوپلینگ توان بین پروب‌های متعامد حداقل باشد و بیشتر توان از ورودی به موجبر منتقل و از خروجی آن خارج شود. این هدف در قالب چهار کمیت میدانی زیر خلاصه می‌شود:

S_{11} : بازتاب ناخواسته از ورودی ۱

S_{21} : تزویج ناخواسته از ورودی ۱ به ورودی متعامد ۲.

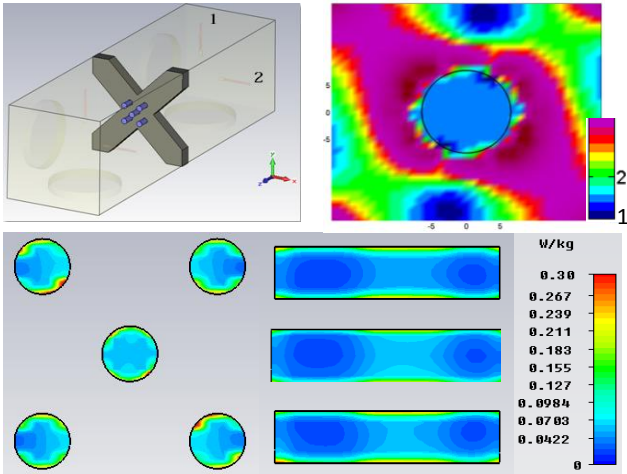
S_{31} : دریافت مطلوب موج از ورودی ۱ در خروجی هم قطبش (موازی) ۳.

S_{41} : دریافت ناخواسته موج از ورودی ۱ در خروجی غیر هم قطبش (متعامد) ۴.



شکل ۲: ساختار بخش تطبیق موجبر، شامل پروب، کلاهک، و دیسک متقابل آن. (ب) یک قسمت موجتاب با دو پروب متعامد برای ایجاد امکان تحریک دو قطبش عمود بر هم، (ج) مش‌بندی ناحیه پروب‌ها برای محاسبات عددی، (د) اتصال دهانه به دهانه دو قسمت مشابه موجتاب و پارامترهای بازتاب و تزویج پس از بهینه‌سازی: منحنی‌های مشخص شده با (●) نتایج اندازه‌گیری پس از ساخت نمونه اولیه را نشان می‌دهند.

برای این ظروف در شبیه سازی $\epsilon_r = 3.4$ و رسانایی برای $\sigma = 0.0051 \text{ S/m}$ در نظر گرفته شده است. همچنین با فرض تحریک موجتاب با قطبش دایروی، به منظور بررسی کیفیت قطبش دایروی میدان در درون محلول، نسبت محوری قطبش در درون محلول در شکل (۵) نشان داده شده است. هرچه این نسبت به واحد نزدیک تر باشد، کیفیت قطبش دایروی بیشتر است.

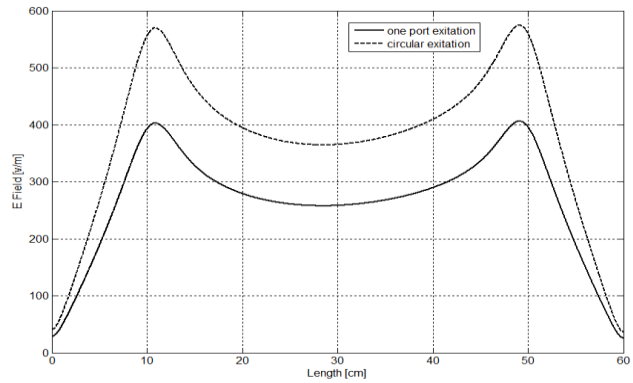


شکل ۵: شبیه سازی جذب ویژه و نسبت محوری در ویال های حاوی محلول زیستی کاملاً پُر شده: نسبت محوری و جذب ویژه نرمالیزه به توان ورودی (بر حسب W/kg / W). نسبت محوری درون محلول بین ۱ تا ۲ قرار دارد.

یک نمونه از آزمایش های زیستی انجام گرفته به وسیله این ساختار، بررسی آثار تشعشع تلفن همراه با تک فرکانس 940 MHz بر دو نوع نمونه هموگلوبین انسان بالغ و نوزاد بوده است. در هر نوع، نمونه ها به دو صورت مورد موجتابی قرار گرفته اند، در حالت اول هر نمونه یک ساعت به صورت ممتد، و در حالت دوم، هر نمونه در چهار بازه زمانی ۱۵ دقیقه ای با فواصل ۱۰ دقیقه ای در معرض تابش قرار گرفته اند. دمای انکوباتور در زمان آزمایش 37°C سانتی گراد بوده و توان ورودی برابر با ۳ وات قرائت شده است. نتایج اولیه طیف فلورسانس این نمونه ها در شکل (۶) ارائه شده اند و نشان می دهند که نحوه تأثیر تابش بر دو نوع هموگلوبین متفاوت می باشد.

۵ - نتیجه گیری

در این مقاله طراحی، بهینه سازی و کاربرد یک موجتاب موجبری در باند فرکانسی تلفن همراه گزارش شد که قابلیت ایجاد قطبش دایره ای را با نسبت محوری کم تر از ۲ در یکی از طرف های نمونه داراست. کاربرد این موجتاب در بررسی آثار تابش با فرکانس 940 MHz بر هموگلوبین انسان، منجر به مشاهده تغییرات قابل توجهی در نمونه شده است.



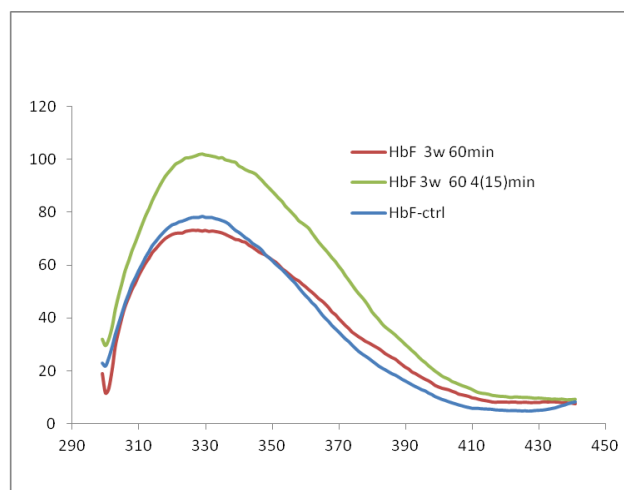
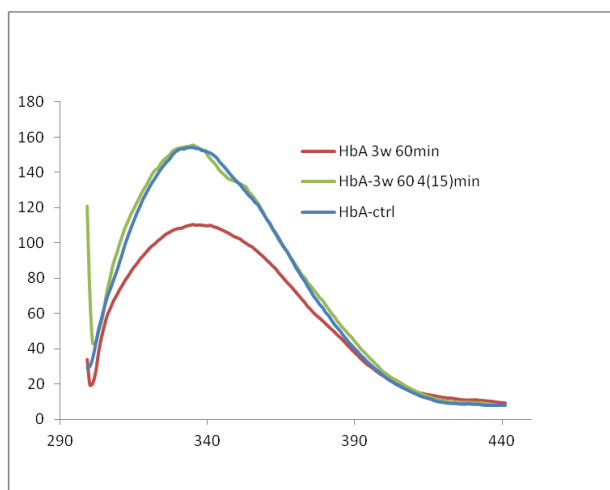
شکل ۳: دامنه میدان الکتریکی در طول موجتاب به ازای توان ورودی 1 W .



شکل ۴: موجتاب در شرایط بهره برداری. شکل داخلی: دو قسمت موجبر در حالت جدا از هم و نحوه جاسازی نمونه ها. جنس نگه دارنده نمونه ها نوعی فوم سبک است.

۴ - نتایج عملی و تخمین جذب ویژه در نمونه های زیستی

اندازه گیری شدت میدان در درون نمونه ها در عمل آسان نیست و ما نیز در این جا، به روال معمول در ادبیات مسئله، جذب ویژه در نمونه ها را از طریق محاسبه عددی و شبیه سازی به دست می آوریم. خواص الکتریکی محلول های زیستی مورد استفاده در این آزمایش ها از جمله محلول بافر موسوم به Tris با غلظت های مختلف در آزمایشگاه ما بر اساس روش کابل هم محور با انتهای باز در باند فرکانسی مورد نظر اندازه گیری شده است (در فرکانس مرکزی 940 MHz گذردهی و رسانایی کل محلول Tris با غلظت 100 mM به ترتیب عبارتند از $\epsilon_r = 77.4, \sigma = 0.6 \text{ S/m}$). با در نظر گرفتن خواص الکتریکی این محلول به عنوان نماینده خواص محلول های زیستی مورد استفاده، میزان جذب ویژه و میزان یکنواختی آن در محلول برای ظروف استوانه ای بررسی شده است. ظروف به شکل استوانه ای و از جنس پلکسی گلاس ساخته می شوند. ظروف مورد استفاده در شبیه سازی دارای ضخامت دیواره ای 0.5 mm ارتفاع $5/2 \text{ cm}$ و شعاع داخلی $4/5 \text{ mm}$ می باشند. ضریب دی الکتریک



شکل ۶: نمودار طیف فلورسانس مربوط به الف (HbA) و ب (HbF) تحت تاثیر امواج الکترومغناطیسی با فرکانس ۹۴۰ MHz. محلول پروتئین در بافر فسفات ۵۰ mM، دمای ۳۷ °C، pH برابر با ۷/۴، طیف فلورسانس پروتئین اشعه نخورده (آبی)، اشعه خورده به مدت یک ساعت (قرمز) و در ۴ بازه زمانی ۱۵ دقیقه‌ای با ۱۰ دقیقه استراحت بین بازه های زمانی (سبز) در فرکانس ۹۴۰ MHz با توان ورودی ۳ وات. غلظت هموگلوبین ۳ μM بوده است.

Moosavi-Movahedi, "Effects of mobile phone radiofrequency on the structure and function of thenormal human hemoglobin," *Int'l J. Biological Macromolecules*, Vol.44, pp.278-85, 2009.

- [5] G.B. Gajda, J.P. McNamee, A.Thansandote, S. Boonpanyarak, E. Lemay, and P.V. Bellier, "Cylindrical waveguide applicator for in-vitro exposure of cell culture samples to 1.9 GHz radiofrequency fields," *Bioelectromagnetics*, Vol. 23, pp. 592-98, 2002.
- [6] J. E. Varela, J. E. Page, and J. Esteban, "Design, implementation, and dosimetry analysis of an S-band waveguide in vitro system for the exposure of cell culture samples to pulsed fields," *Bioelectromagnetics*, Vol., pp. ,2010.

مراجع

- [1] T. Reinhardt, A. Bitz, A. El Ouardi, J. Streckert, A. Sommer, A. Lerchl and V. Hansen, "Exposure set-ups for in vivo experiments using radial waveguides. *Radiation Prot. Dosim.*," Vol. 124, No. 1, pp. 21-26, 2007.
- [2] A. Paffi, M. Pellegrino, R. Beccherelli, F. Apollonio, M.Liberti, D. Platano, G. Aicardi, and G. D'Inzeo, "A real time exposure system for electrophysiological recording in brain slices," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, Vol. 55, No.11, pp. 2463-71, Nov. 2007.
- [3] G. De Prisco, G. d'Ambrosio, M. Lu cia Calabrese, R. Massa, and J. Juutilainen, "SAR and Efficiency Evaluation of a 900 MHz Waveguide Chamber for Cell Exposure," *Bioelectromagnetics*, Vol. 29, pp. 429-38, 2008.
- [4] S. J. Mousavy, G. H. Riazi, M. Kamarei, H. Aliakbarian, N. Sattarahmady, A . sharifzadeh, S. Safarian, F. Ahmad, A. A.