

تولید فرکانس‌های تراهرتز با استفاده از میکرورینگ‌های تشدیدکننده برای تصویربرداری پزشکی (کد ۳۰۵)

چکیده

مقدمه: تراهرتز به طیف الکترومغناطیسی در محدوده ۳۰ تراهرتز تا ۱۰۰ گیگاهرتز اشاره دارد که منطقه‌ای را از فراتر از مایکروویو تا اواسط مادون قرمز دربرمی‌گیرد. تولید تابش تراهرتز نیاز به تجهیزات بزرگ و گران‌قیمت به عنوان لیزر الکترونیکی آزاد یا منابع حرارتی برای تولید اشعه ضعیف و منسجم نیاز دارد. فناوری تراهرتز توانایی ایجاد انگیزه برای توسعه ابزارهای پزشکی را دارد. پالس تراهرتز دارای خواص بسیاری است که می‌تواند استفاده از تصویربرداری پالس تراهرتز (TPI) را به عنوان ابزاری برای تصویربرداری پزشکی ترغیب کند.

روش بررسی: در این مطالعه، طراحی جدیدی از نسل حامل فرکانس تراهرتز را برای کاربردهای پزشکی پیشنهاد داده شده است. تقسیم طول موج مترکم را می‌توان با استفاده از انتشار پالس گاوسی در یک میکرورینگ تشدیدکننده و حلقه پاندا ایجاد کرد و فرکانس اصلاحی را از فیلتر افزودنی بدست آورد.

یافته‌ها: نتایج به دست آمده نشان داده است که منطقه وسیع باند فرکانسی را می‌توان بین ۳۰ الی ۱۰۰ تراهرتز را به کمک میکرورینگ تشدیدکننده و فیلتر افزودنی بدست آورد.

نتیجه‌گیری: فرکانس تولید شده در این مطالعه از باند فرکانسی می‌تواند برای کاربردهای پزشکی مفید باشد، در این صورت می‌توان پهنای باند سیگنال‌های تراهرتز را دریافت کرد و برای برنامه‌های پزشکی از جمله تصویربرداری پالس تراهرتز و درمان انتقال سیگنال استفاده کرد.

عبدالکریم افروزه^{*۱}

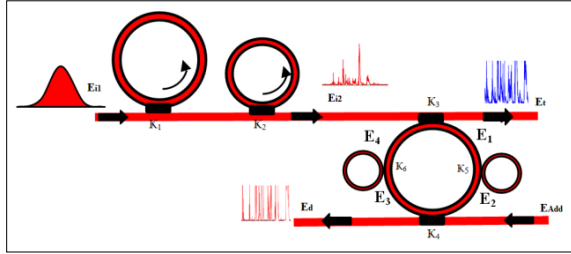
استادیار فیزیک، مجتمع آموزش عالی لارستان،
لار، ایران
Email: afroozeh@lar.ac.ir

واژه‌های کلیدی: پالس گاوسی، تصویربرداری تراهرتز، درمان انتقال سیگنال، فناوری تراهرتز

نویسنده مسئول: عبدالکریم افروزه
پست الکترونیک: afroozeh@lar.ac.ir

۰۷۱۵۲۲۵۴۲۹۲

شماره تماس:



شکل ۱. شماتیک دو تشدیدکننده میکرورینگها به همراه یک سیستم پاندا از پرتو گاوسی به عنوان عملکرد انتقال برای سیستم استفاده می‌شود که در رابطه (۱) [۱۲، ۱۳] شرح داده شده است.

$$E_{i1} = A_2 \exp(i\omega_0 t) \quad (1)$$

در اینجا A_2 دامنه میدان نوری را نشان می‌دهد. t زمان تغییر فاز و ω_0 تغییر فرکانس پرتو گاوسی است. خروجی‌های نوری از تشدیدکننده‌های حلقه اول و دوم توسط معادلات (۲) و (۳) داده می‌شوند. برای شبیه‌سازی نتایج خروجی، از برنامه متلب برای شبیه‌سازی و روش تکرار برای ۲۰۰۰۰ دور در هر حلقه استفاده می‌شود و میدان خروجی حلقه دوم با سیستم پاندا تغذیه می‌شود [۱۴].

$$E_{out1} = E_{i1} \left(\frac{\sqrt{(1-\kappa_1)(1-\gamma_1)} - (1-\gamma_1) \exp((-aL_1/2) - jK_n L_1)}{1 - \sqrt{(1-\kappa_1)(1-\gamma_1)} \exp((-aL_1/2) - jK_n L_1)} \right) \quad (2)$$

$$E_{i2} = E_{out1} \left(\frac{\sqrt{(1-\kappa_2)(1-\gamma_2)} - (1-\gamma_2) \exp((-aL_2/2) - jK_n L_2)}{1 - \sqrt{(1-\kappa_2)(1-\gamma_2)} \exp((-aL_2/2) - jK_n L_2)} \right) \quad (3)$$

در اینجا K ضریب جفت است. K نشان‌دهنده عدد موج در خلا است. 8 ضریب کاهشی شدت جفت کسری است. L_1 و L_2 محیط حلقه اول و دوم هستند. $\exp(-aL/2)$ ضریب تلفات رفت و برگشت است و α ضریب افت هدایت موج است. برای سیستم PANDA، زمینه‌های نوری خروجی از حلقه راست و چپ به صورت زیر بیان می‌شوند.

$$E_R = E_1 \exp((-aL/8) - (jK_n L/4)) \left(\frac{\sqrt{(1-\gamma_5)(1-\kappa_5)} - (1-\gamma_5) \exp((-aL_R/2) - jK_n L_R)}{1 - \sqrt{(1-\gamma_5)(1-\kappa_5)} \exp((-aL_R/2) - jK_n L_R)} \right) \quad (4)$$

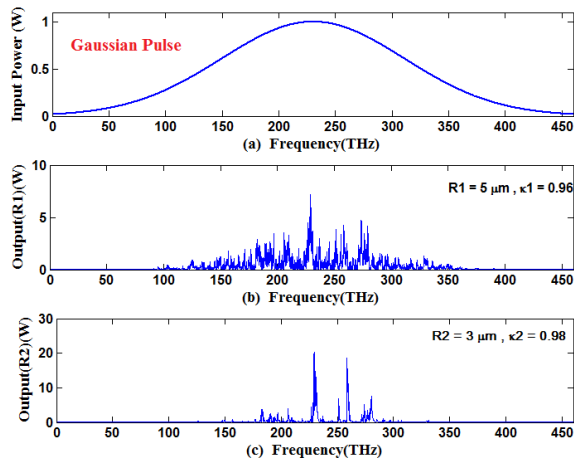
۱. مقدمه

تشعشعات تراهرتز (THz) به طیف الکترومغناطیسی در محدوده ۱۰۰ گیگاهرتز تا ۳۰ تراهرتز اشاره دارد که منطقه‌ای را فراتر از مایکروویو تا اواسط مادون قرمز دربرمی‌گیرد. در گذشته، تولید تابش تراهرتز به تجهیزات بزرگ و گران‌قیمت به عنوان لیزر الکترونیکی آزاد یا منابع حرارتی جهت تولید اشعه ضعیف و منسجم نیاز داشت. تابش‌های تراهرتز حالت‌های چرخشی و ارتعاشی برخی مولکول‌های بیولوژیکی را تحریک می‌کند و توانایی تمایز بافت‌های بیولوژیکی را دارند [۱]. فناوری تراهرتز توانایی ایجاد انگیزه برای توسعه ابزارهای پزشکی غیرتهاجمی را دارد [۲]. پالس تراهرتز دارای خواص بسیاری است که می‌تواند استفاده از تصویربرداری پالس تراهرتز (TPI) را به عنوان ابزاری برای تصویربرداری پزشکی ترغیب کند. هیچ خطر یونیزاسیون برای بافت بیولوژیکی و پراکندگی اشعه الکترومغناطیسی ریلی وجود ندارد که با معکوس بودن طول موج به توان چهارم افزایش یابد. مقدار پراکندگی ریلی برای طول موج تراهرتز از بسیاری از سفارشات کمتر از مناطق مادون قرمز و نوری همسایه طیف است [۳]. فرکانس‌های تراهرتز با سطح انرژی چرخش‌های مولکولی و ارتعاشات DNA [۴] و پروتئین‌ها [۵] مطابقت داشته و توانایی تهیه اثرات مشخص اثر انگشت برای تمایز بافت‌های بیولوژیکی را دارند. تصویربرداری پالس تراهرتز تکنیک جدیدی است که مبتنی بر پالس‌های باند پهن از تشعشعات الکترومغناطیسی فرکانس‌های تراهرتز (THz) می‌باشد [۶ و ۷]. پالس تراهرتز در حالت تغییر یا انتقال، با نمونه برهم‌کنش می‌کند و پالس اصلاح‌کننده به عنوان یک سری زمانی ثبت می‌شود. از تصویربرداری تراهرتز می‌توان در تصویربرداری پزشکی [۸ و ۹] استفاده کرد. مانند بافت پوست و تشخیص زودرس پوسیدگی دندان.

۲. زمینه نظری

تشدیدکننده‌های میکرورینگ ساخته شده از مواد InGaAsP / InP برای افزایش کانال‌های باند فرکانس استفاده می‌شود [۱۰ و ۱۱]. به منظور دستیابی به یک حامل فرکانس باند گسترده، ما یک سیستم جدید متشکل از دو میکرورینگ و یک پاندارینگ و یک فیلتر افزودنی را پیشنهاد می‌کنیم.

همانطور که در شکل ۲ (a) نشان داده شده است. پارامترهای مورد استفاده $R1 = 5\mu\text{m}$ (شعاع حلقه اول) و $R2 = 3\mu\text{m}$ (شعاع حلقه دوم)، $RL = 1\mu\text{m}$ (شعاع حلقه چپ در PANDA)، $RR = 1\mu\text{m}$ (شعاع حلقه راست در PANDA)، $R = 3\mu\text{m}$ (شعاع حلقه اصلی PANDA)، $A_{\text{eff}} = 0.10-0.25\mu\text{m}^2$ ، پارامترهای ثابت سیستم (InGaAsP / InP) $n0 = 3.34$ [۱۶] و $\gamma = 0.1$ است. افت شدت اتصال دهنده $\alpha = 0.2\text{ dBmm}^{-1}$ است. ضریب کوپلینگ تشدیدکننده حلقه میکرو از $0.1/98$ تغییر می‌کند و ضریب شکست غیرخطی $n2 = 2.2 \times 10^{-17}$ است. پالس ورودی به سیگنال‌های گسسته خرد شده و در حلقه اول تقویت می‌شود. همان‌طور که در شکل ۲ (ب)، ۲ (ج) نشان داده شده، جایی که تقویت سیگنال بیش‌تر توسط حلقه دوم (حلقه کوچکتر) سیستم حاصل می‌شود و سپس ورودی وارد سیستم PANDA می‌شود. خروجی سیستم PANDA همان‌طور که در شکل ۳ (a-f) نشان داده شده شبیه‌سازی شده است. شکل ۳ (e) و ۳ (f) بهترین منطقه فرکانس را در محدوده $30-100\text{ THz}$ نشان می‌دهد. در عمل، فرکانس کانال می‌تواند توسط سیستم پیشنهادی افزایش یابد. سرانجام، سیگنال‌های خروجی مورد نیاز را می‌توان از طریق سیستم add-drop بدست آورد.



شکل ۲. نتایج حاصل از دو تشدیدکننده حلقه با طول موج مرکزی در ۱،۳ میکرومتر، جایی که (الف) پالس ورودی گاوسی، (ب) تولید سیگنال بی‌نظم، (ج) سیگنال‌های تقویت‌شده و فیلتر وجود دارد.

$$E_L = E_3 \exp((- \alpha L / 8) - (j K_n L / 4)) \frac{\sqrt{(1 - \kappa_6)(1 - \gamma_6)} - (1 - \gamma_6) \exp((- \alpha L / 2) - j K_n L)}{1 - \sqrt{(1 - \kappa_6)(1 - \gamma_6)} \exp((- \alpha L / 2) - j K_n L)} \quad (5)$$

جایی که، E_L و E_R به ترتیب خروجی از حلقه‌های راست و چپ سیستم PANDA هستند. در داخل سیستم، E_1, E_2, E_3, E_4 زمینه‌های نوری خروجی وجود دارد که با معادلات (۹-۶) بیان می‌شوند.

$$E_1 = \frac{j \sqrt{\kappa_3} \sqrt{1 - \gamma_3} E_{i2}}{1 - E_R E_L \sqrt{(1 - \kappa_3)(1 - \kappa_4)} \exp((- \alpha L / 2) - j K_n L)} \quad (6)$$

$$E_2 = E_1 E_R \exp((- \alpha L / 4) - (j K_n L / 2)) \quad (7)$$

$$E_3 = E_1 E_R \sqrt{(1 - \kappa_4)(1 - \gamma_4)} \exp((- \alpha L / 4) - (j K_n L / 2)) \quad (8)$$

$$E_4 = E_L E_1 E_R \sqrt{(1 - \kappa_4)(1 - \gamma_4)} \exp((- \alpha L / 2) - j K_n L) \quad (9)$$

خروجی‌های نهایی برای پورت دراپ و از طریق پورت با استفاده از معادلات (۱۳-۱۰) تخمین زده می‌شود.

$$E_t = E_{i2} \sqrt{(1 - \kappa_3)(1 - \gamma_3)} + j \sqrt{\kappa_3(1 - \gamma_3)} \sqrt{(1 - \kappa_4)(1 - \gamma_4)} E_L E_R E_1 \exp(- \alpha L / 2) \quad (10)$$

$$E_d = j \sqrt{\kappa_4(1 - \gamma_4)} E_R E_1 \exp((- \alpha L / 4) - (j K_n L / 2)) \quad (11)$$

$$P_t = (E_t) \cdot (E_t)^* = |E_t|^2 \quad (12)$$

$$P_d = (E_d) \cdot (E_d)^* = |E_d|^2 \quad (13)$$

در اینجا P_t و P_d به ترتیب توان خروجی پورت از طریق پورت و افت را نشان می‌دهند [۱۴ و ۱۵].

۳. تولید فرکانس تراهرتز

نمودار شماتیک سیستم جدید طراحی شده در (شکل ۱) نشان داده شده است. پالس گاوسی با طول موج $1/3$ میکرومتر، عرض پالس 20 نانومتر و توان یک وات به عنوان ورودی به سیستم تغذیه می‌شود.

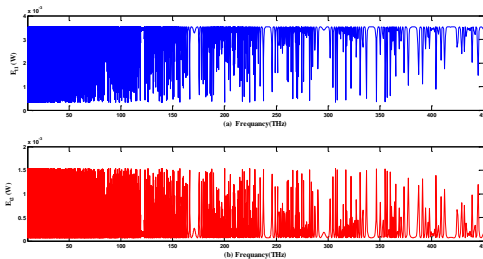
سیگنال بی‌نظم خروجی از سیستم PANDA تغذیه می‌شود تا سیستم فیلتر را اضافه یا رها کرده تا به یک سیگنال روشن برسد. سیگنال فیلتر خروجی از درگاه ورودی و رهایی فیلتر افزودن / افت همان‌طور که در شکل نشان داده شده است، می‌تواند ظاهر شود. ۴ و ۵. دو مدار نوری مکمل فیلترهای افزودنی حلقوی تشدیدکننده توسط معادلات (۱۴) و (۱۵) [۱۷، ۱۸] بیان می‌شوند.

$$\left| \frac{E_{t1}}{E_t} \right|^2 = \frac{(1 - \kappa_1) - 2\sqrt{1 - \kappa_1} \cdot \sqrt{1 - \kappa_2} e^{-\frac{\alpha}{2}L} \cos(k_n L) + (1 - \kappa_2) e^{-\alpha L}}{1 + (1 - \kappa_1)(1 - \kappa_2) e^{-\alpha L} - 2\sqrt{1 - \kappa_1} \cdot \sqrt{1 - \kappa_2} e^{-\frac{\alpha}{2}L} \cos(k_n L)} \quad (14)$$

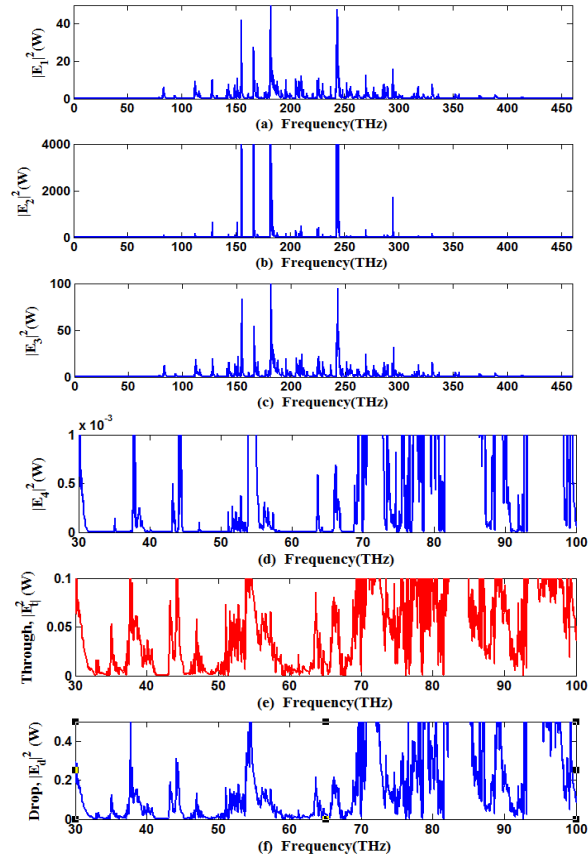
and

$$\left| \frac{E_{t2}}{E_t} \right|^2 = \frac{\kappa_1 \kappa_2 e^{-\frac{\alpha}{2}L}}{1 + (1 - \kappa_1)(1 - \kappa_2) e^{-\alpha L} - 2\sqrt{1 - \kappa_1} \cdot \sqrt{1 - \kappa_2} e^{-\frac{\alpha}{2}L} \cos(k_n L)} \quad (15)$$

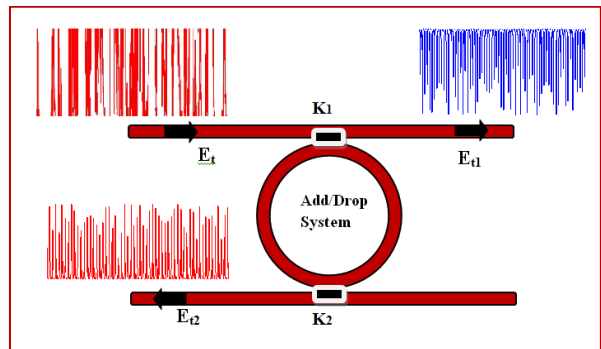
در اینجا به ترتیب، زمینه‌های نوری پورت‌های توان و افت را نشان می‌دهد. ثابت انتشار است، ضریب شکست **موجبر** و دور حلقه است، در اینجا شعاع حلقه است. در زیر، پارامترهای جدید برای ساده‌سازی استفاده می‌شود، ثابت فاز است. با بهینه‌سازی پارامترهای دستگاه افزودنی، می‌توانید حذف هرج‌ومرج صدا را انجام دهید. K1 و K2 ضریب اتصال فیلترهای افزودنی است، عدد انتشار موج در خلأ است و از بین رفتن هدایت موج (تشدیدکننده حلقه) است. افت شدت اتصال دهنده کسری $\kappa = 0.1$ است. برای دستگاه فیلتر افزودنی، ضریب شکست غیرخطی نادیده گرفته می‌شود.



شکل ۵. نتیجه شبیه‌سازی پالس نوری فرکانس کانال تولیدشده توسط سیستم Add-drop در طول موج مرکزی ۱,۳ میکرومتر برای پالس گوسی، جایی که (الف) توان عملیاتی سیستم، (ب) قطره‌قطره سیستم



شکل ۳. نتیجه شبیه‌سازی پالس نوری که توسط سیستم PANDA در طول موج مرکزی ۱,۳ میکرومتر تولید می‌شود. جایی که (a), (b), (c), (d), (e), (f) توان خروجی داخل سیستم PANDA وجود دارد.

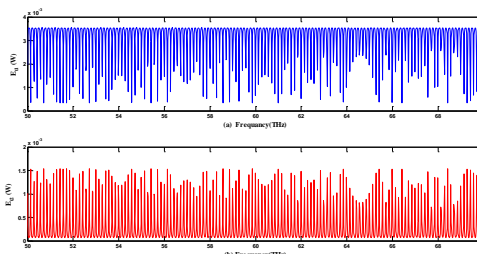


شکل ۴. شماتیک سیستم Add-drop برای انتخاب فرکانس منطقه.

بدست آوریم [۲۵-۲۷]. تصاویر متضاد مرتبط با درجات مختلف جذب موج THz برای بافت‌های طبیعی، مانند عضلات، بافت چربی، غضروف و همچنین برای بافت سرطانی بدست آمده است. ما می‌توانیم تصاویر THz از مناطق بزرگ را از یک تشدیدکننده حلقه در طیف گسترده‌ای از طول موج‌ها بدست آوریم.

۵. نتیجه‌گیری

در این کار، سیستم جدیدی از طنین‌انداز حلقه PANDA معرفی شده که می‌تواند فرکانس کانال را با پالس گاوسی به عنوان ورودی بهبود بخشد. نتایج به‌دست آمده نشان می‌دهد که منطقه فرکانس را می‌توان بین ۳۰-۱۰۰ THz بدست آورد. این منطقه از باند فرکانس می‌تواند برنامه‌های پزشکی قابل اعتمادی را فراهم کند. باندهای چندفرکانسی را می‌توان با استفاده از انتشار پالس گاوسی در سیستم تشدیدکننده میکروحلقه ایجاد کرد. همچنین این سیستم می‌تواند به طور همزمان به یک دستگاه واحد و با امکان برنامه‌های کاربردی چندسوئیچینگ طولانی با مرکز فرکانس در باند THz پیوند یابد. در آینده این سیستم ممکن است برنامه‌های بالقوه‌ای را برای مطالعات پزشکی در مورد درمان انتقال سیگنال فراهم کند.



شکل ۶. گسترش نتیجه شبیه‌سازی پالس نور فرکانس کانال تولیدشده توسط سیستم افزودنی

سیستم افزودنی با شعاع ۱۰ میکرومتر برای تعیین FSR، تعداد کانال‌ها و پهنای باند استفاده می‌شود. (شکل ۴) شماتیک سیستم Add-drop را نشان می‌دهد. (شکل ۵) شبیه‌سازی نتایج نهایی را نشان می‌دهد. شکل ۵ (a) خروجی حاصل از توان سیستم و ۵ (b) از درگاه قطره سیستم را نشان می‌دهد. بیش‌ترین کانال‌ها بین ۱۱۰-۱۲۰ THz دیده شده‌اند. (شکل ۶) گسترش (شکل ۵) را نشان می‌دهد.

۴. تصویربرداری THz

تصویربرداری THz برای تشخیص هیستوپاتولوژیک یک روش بررسی موفقیت‌آمیز بوده است، جایی که امواج THz برای تجزیه و تحلیل ویژگی‌های بافت‌شناسی، بدون هیچ فرایند دردناکی مفید است. تأیید شده است که تابش THz از طریق بافت‌های سالم، جایی که بافت‌ها توسط سرطان تأثیر می‌پذیرند، انتقال متفاوتی دارند [۳، ۲۴]. تصویربرداری THz اطلاعاتی در مورد شرایط بافت‌ها به عنوان مثال تومور، بافت‌های غیرتوموری، تخریب بافت و فیبروز فراهم می‌کند. تصویر THz میزان جذب قابل توجهی از اشعه تراهرتز در بافت‌های آسیب‌دیده را در مقایسه با بافت‌های طبیعی نشان می‌دهد. تصاویر متضاد مرتبط با درجات مختلف جذب موج THz برای بافت‌های طبیعی، مانند عضلات، بافت چربی و غضروف و همچنین برای بافت سرطانی بدست آمده است. ما می‌توانیم تصاویر THz از مناطق وسیع را از طنین حلقه در طیف وسیعی از طول موج

References:

1. D. M. Mittleman, R. H. Jacobson, and M. C. Nuss, "T-ray imaging," *IEEE J. Sel. Top. in Quantum Electron.*, 2(1996)679-692.
2. E. J. Iglesias, A. W. Smith, S. G. Kaplan, "A sensitive, spatially uniform photodetector for broadband infrared spectrophotometry," *Appl. Opt.*, 47(13)(2008)2430-2436.
3. D. Arnone, C. Ciesla and M. Pepper, "Terahertz imaging comes into view," *Physics World*, 4 (2000) 35-40.
4. A. Markelz, A. Roitberg, E. Heilwiel, "Pulsed terahertz spectroscopy of DNA, bovine serum albumin and collagen between 0.1 and 2.0 THz." *Chem. Phys. Lett.*, 320(2000) 42-48.
5. M. Walther, B. Fischer, M. Schall, H. Helm, P. U. Jepsen, "Infrared vibrational spectra of all-trans, 9-cis and 13-cis retinal measured by THz time domain spectroscopy," *Chem. Phys. Lett.* 332(2000)389-395.
6. B. Hu and M. Nuss, "Imaging with terahertz waves," *Opt. Lett.*, 20(1995)1716-1718.
7. X. Zhang, "Generation and detection of pulsed microwave signals by THz optoelectronics." In *International Microwave and Optoelectronics Conference, Linking to the Next Century*, 1(1997) 215-220.
8. A. Fitzgerald, E. Berry, N. Zinovev, G. C. Walker, M. A. Smith and J. M. Chamberlain, "An introduction to medical imaging with coherent terahertz frequency radiation," *Phys. in Med. and Bio.*, 47(7)(2002) 67-84.
9. C.M. Ciesla, D. D. Arnone, A. Corchia, D. Crawley, C. Longbottom, E.H. Linfield and M. Pepper, "Biomedical applications of terahertz pulse imaging." *Proceedings of SPIE*, 3934(2000)73-81.
10. C. Fietz, G. Shvets, "Nonlinear polarization conversion using micro ring resonators," *Opt. Lett.* 32 (2007)1683.
11. Y. Kokubun, Y. Hatakeyama, M. Ogata, S. Suzuki, N. Zaizen, "Fabrication technologies for vertically coupled micro ring resonator with multilevel crossing busline and ultracompact-ring radius," *IEEE J. Selected Topics Quantum Electron.* 11 (2005)4.
12. M. Bunruangsas, K. Sunat, S. Mitatha, P. P. Yupapin, "Gaussian soliton generation using a 1.3 μm optical pulse in a micro-ring resonator for a new DWDM enhancement." *Optik* 121(23)(2010) 2140-2143.
13. P. Youplao, N. Pornsuwancharoen, S. Mitatha, P. P. Yupapin, "New WDM bands using a Gaussian pulse within a nano-waveguide." *Optik* 122(16)(2011) 1474-1477.
14. P.P. Yupapin, P. Saeung and C. Li, "Characteristics of complementary ring-resonator add-drop filters modeling by using graphical approach", *Opt. Commun.*, 272(2007) 81-86.
15. C.E. Lankhorst and J. B. Wish, "Anemia in renal disease: Diagnosis and management", *Blood Reviews*, 24(1)(2010) 39-47.
16. G. Lippi, M. Montagnana, M. Franchini, "Ex-vivo red blood cells generation: A step ahead in transfusion medicine?", *European Journal of Internal Medicine*, 22(1)(2011)16-19.
17. G. Keri and I. Toth, *Molecular pathomechanisms and new trends in drug research*, London, Taylor & Francis Inc. (2003)227-247.
18. M. Fujii, J. Leuthold and W. Freude, "Dispersion relation and loss of subwavelength confined mode of metal-dielectric-gap optical waveguides," *IEEE Photon. Technol. Lett.*, 21(6)(2009)362-364.
19. Y. Su, F. Liu, and Q. Li. "System performance of slow-light buffering, and storage in silicon nano-waveguide", *Proc. SPIE* 6783, (2001)7832P.
20. P.P. Yupapin, P. Saeung and W. Suwancharoen. "Guided Wave Optics and Photonics: Micro Ring Resonator Design for Telephone Network Security". Nova Science Publishers, New York (2008).
21. K. Gyorgy, O. Laszlo, E. Daniel, H.B. Balint, S.K. Csaba, H. Zoltan, W. Frigyes, M. Jenó, S. Istvan, P. Janos, G. Zoltan, H. Doris, D. Henrik, M. Gerhard, K. Bert and U. Axel, "Signal transduction therapy with rationally designed Kinase Inhibitors", *Current Signal Transduction Therapy*, 1(1)(2006)67-95.
22. H.A. Lehr, F. Bittinger, C.J. Kirkpatrick, "Microcirculatory dysfunction in sepsis: A pathogenetic basis for therapy?," *Journal of Pathology*, 190(3)(2000)373-386.

23. R.P. Ostrowski, A.R. Colohan, J.H. Zhang, . "Molecular mechanisms of early brain injury after subarachnoid hemorrhage," *Neurological Research*, 28(4)(2006) 399-414.
24. P. Knobloch, C. Schildknecht, T.K. Ostmann, M. Koch, S. Hoffmann, M. Hofmann, E. Rehberg, and K. Pierz, "Medical THz imaging: An investigation of histo-pathological samples," *Physics in Medicine and Biology*, 47(21)(2002)3875-3884.
25. J.I. Nishizawa, T. Sasaki, K. Suto, T. Yamada, T. Tanabe, T. Tanno, T. Sawai, Y. Miura, "THz imaging of nucleobases and cancerous tissue using a GaP THz-wave generator." *Optics Commun.*, 244(1-6)(2005)469-474.
26. A.J. Fitzgerald, V.P. Wallace, M. Jimenez-Linan, L. Bobrow, R.J. Pye, A.D. Purushotham, D.D. Arnone, "Terahertz pulsed imaging of human breast tumors," *Radiology*, 239(2) (2006)533-540.
27. S. Nakajima, H. Hoshina, M. Yamashita, C. Otani, N. Miyoshi, "Terahertz imaging diagnostics of cancer tissues with a chemometrics technique," *Appl. Phys. Lett.*, 90(4)(2007)41102.