

بیست و هفتمین کنفرانس اپتیک و فوتونیک ایران و سیزدهمین کنفرانس مهندسی و فناوری فوتونیک ایران، دانشگاه سیستان و بلوچستان، زاهدان، ایران. ۱۴-۱۶ بهمن ۱۳۹۹



کد مقاله : ۱-۲۴۸۰-۱۰-A

شبیه‌سازی اتلاف توان امواج تراهرتز حین انتقال به نانوماشین داخل بافت زنده

ضحی عامری، فاضل جهانگیری

تهران، اوین، دانشگاه شهید بهشتی، پژوهشکده لیزرو پلاسما

چکیده - ارتباطات بی سیم از طریق امواج الکترومغناطیسی در بازه فرکانسی تراهرتز بین نانوماشین‌های تعبیه شده در داخل بدن با یکدیگر و نیز با قطعات پوششی هوشمند بیرون بدن، می‌تواند در بررسی علائم حیاتی و به طور کلی کنترل سلامت بدن انسان مورد استفاده قرار گیرد. در این مقاله به مطالعه اتلاف ناشی از جذب، پراکندگی و بازتاب این امواج در مرز و در حین انتشار در لایه‌های خون، چربی، پوست و هوا می‌پردازیم. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد که جذب در لایه خون با اتلاف ۳۹۵.۹dB-۶۴۱.۶ و پراکندگی در لایه چربی با اتلاف ۳۷.۵۱dB-۲۲۲.۳ در بازه‌ی طول موجی ۰.۳-۳mm بیشترین عامل اتلاف راه امواج تراهرتز در حین انتشار می‌باشد.

کلید واژه- ارتباطات بی سیم، امواج تراهرتز، اتلاف راه

Simulation of Terahertz wave's power loss during propagation to Nanomachine inside the live tissue

Zoha Ameri, Fazel Jahangiri

Laser and Plasma Research Institute, Shahid Beheshti University, Evin, Tehran

Abstract- Wireless communications via electromagnetic waves at Terahertz frequencies, between implanted nanomachines inside the body as well as smart wearable devices outside the body, can be used in vital human signs monitoring and in general health monitoring. In this paper, we peruse absorption and scattering loss due to Terahertz propagation through blood, fat, skin and air layers as well as reflection from their boundaries. The simulation results show that blood layer with absorption loss of 395.9-641.6dB and fat layer with scattering loss of 37.51-222.3dB in the wavelength range of 0.3-3mm, are the main reason of the path loss during terahertz wave propagation.

Keywords: Wireless Communication, Terahertz waves, Path loss

مقدمه

نانوماشین، قطعه ای مجتمع با ابعاد ۱۰۰ - ۱۰ میکرومتر می باشد که قادر به انجام عملیات ساده همانند حس کردن، انجام محاسبات ساده، برقراری ارتباطات و تحریک موضعی می باشد [۷]. با اتصال مجموعه ای از نانوماشین ها به یکدیگر می توان یک شبکه ی نانویی ایجاد کرد که قادر به فعالیت های پیشرفته تری همانند انتقال دارو و پیش سلامت هستند. این ارتباط می تواند صرفا بین نانوماشین-هایی که داخل بدن کار گذاشته شده اند باشد و یا بین مجموعه ای از ماشین ها با دستگاه هوشمندی که بر روی بدن انسان (مثلا به شکل یک مچ بند) قرار دارد. همچنین بسته به اینکه کدام یک فرستنده/گیرنده باشد، کاربرد متفاوت است. برای انتقال دارو معمولا دستگاه پوشیدنی هوشمند نقش فرستنده را دارد، در حالی که در کاربرد های مربوط به حسگر زیستی این کار به عهده نانوماشین داخل بدن است. برای برقراری ارتباط بین این نانوماشین ها می-توان از فرکانس رادیویی، اپتیکی و تراهرتز استفاده کرد. اما فرکانس رادیویی به علت ابعاد بزرگ، پیچیدگی زیاد و توان مصرفی بالا مناسب نمی باشد. از طرف دیگر، فرکانس تراهرتز اتلاف راه کمتری در عبور از بافت ها در قیاس با فرکانس اپتیکی دارد [۱۰].

با فرض اینکه نانوماشین در لایه خون کشت شده باشد، برای بررسی علائم زیستی بدن و انتقال اطلاعات به دستگاه هوشمند، پرتو تراهرتز باید از لایه های چربی، پوست و هوا نیز بگذرد که در هر لایه دچار اتلاف جذب و پراکندگی و در عبور از هر مرز دارای اتلاف بازتاب می شود. تاکنون شبیه سازی انتشار تراهرتز در بافت پوست و بررسی میزان آب جذب شده در آن به شناسایی پوست سرطانی منجر شده است [۳]. همچنین اتلاف راه ناشی از جذب، پراکندگی و گسترده گی در دو فرکانس تراهرتز و اپتیکی در بافت پوست، خون و آب مورد محاسبه و مقایسه قرار گرفته است [۶]. مقاله حاضر اتلاف راه انتشار از لایه های خون-چربی-پوست-هوا را با در نظر گرفتن اتلاف راه های ناشی از جذب، پراکندگی و بازتاب بررسی کرده است. همچنین اثر دما در نویز تاثیرگذار است و

از آنجایی که در این مقاله به نویز پرداخته نشده است، از اثر دما صرف نظر شده است. نتایج شبیه سازی ما نشان می-دهد که بیشترین اتلاف جذب برای خون و کم ترین آن برای لایه ی شاخه ای پوست به دست آمده است. همچنین ضریب اتلاف پراکندگی برای چربی بیشینه و برای خون کمینه است.

اصول تئوری

از آنجا که برای طراحی دقیق و عملیاتی نانوماشین ها نیاز است تا توان دریافتی هر نانوماشین در نظر گرفته شود، لذا محاسبه اتلاف راه پارامتری کلیدی است. برای محاسبه ی اتلاف در هر لایه می بایست ضریب شکست وابسته به فرکانس آن از طریق نمودار پاشندگی و ضریب گذردهی الکتریکی استخراج شود. از میان مدل های ارائه شده برای محاسبه ضریب شکست در بازه تراهرتز و در بافت زیستی، مدل دوگانه دبای بیشترین انطباق را با نتایج تجربی دارد. این مدل بهترین تقریب برای محاسبه گذردهی الکتریکی مختلط را برای مایعات دوقطبی همانند آب تا فرکانس یک تراهرتز ارائه می دهد [۹]. از آنجایی که پلاسما ی خون ۹۵٪، چربی ۱۰٪ و پوست دارای ۷۰٪ آب (حداقل ۱۰٪ در لایه شاخه ای) می باشد، مدل فوق می تواند برای این لایه ها نیز مورد استفاده قرار گیرد. لایه های انتشار تراهرتز به ترتیب از نانوماشین به دستگاه هوشمند شامل خون، چربی، پوست و هوا هستند. ۵۵٪ خون را پلاسما تشکیل می دهد که نقش عمده جذب در خون را دارد. همچنین ۴۴٪ خون را گلبول های قرمز تشکیل می دهد که نقش عمده ای در پراکندگی امواج تراهرتز از خون ایفا می کند. مابقی ۱٪ به گلبول های سفید و پلاکت ها تعلق دارد. علاوه بر این، بافت چربی از سلول های آدیپوسیت تشکیل شده است که اندازه ی بزرگ تری در مقایسه با ذرات تشکیل دهنده خون دارد و می تواند تا ۱۰٪ آب داشته باشد. همچنین بافت پوست به طور کلی از ۴ لایه تشکیل شده است و لایه ای که با محیط بیرون و لذا دستگاه هوشمند در ارتباط است، لایه شاخه ای است که شامل ۱۰٪ آب می باشد.

پرتویی که از مرکز ذره می‌گذرد، k کسر حجمی و r شعاع ذره می‌باشد.

از سوی دیگر، اتلاف راه برای پراکندگی کوچک

(قطر ذره $\gg \lambda$) از رابطه‌ی (۸) محاسبه می‌شود [۶]:

$$PL_{sca} = e^{-\mu_{sca}d} \quad (۸)$$

$$\mu_{sca} = \rho_v Q_{sca} \sigma_g \quad (۹)$$

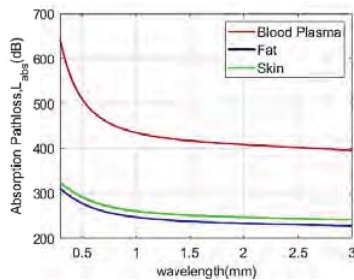
$$(۱۰)$$

باید توجه داشت که عبور از هر مرز نیز با اتلاف بازتاب همراه است که برای محاسبه ضریب بازتاب می‌توان از روابط فرنل [۶] استفاده کرد:

$$R_{\perp} = \frac{\left| \cos(\theta) - \sqrt{n_{21}^2 - \sin^2(\theta)} \right|^2}{\left| \cos(\theta) + \sqrt{n_{21}^2 - \sin^2(\theta)} \right|^2} \quad (۱۱)$$

نتایج شبیه سازی و بحث

شبیه‌سازی اتلاف راه با استفاده از نرم‌افزار MATLAB و به صورت عددی انجام شده است. اتلاف راه جذب برای انتشار ۱.۵ میلی‌متری و برای فرکانس ۱-۰.۱ تراهرتز در شکل ۱ نشان داده شده است. از آنجایی که ۹۵٪ پلاسما را آب تشکیل می‌دهد و آب جذب تراهرتز است، عمده جذب تراهرتز در بافت خون به پلاسمای خون مربوط است.



شکل ۱: مقایسه اتلاف راه جذب برای سه لایه خون، چربی و پوست

مشاهده می‌شود که اتلاف راه جذب با افزایش طول موج (کاهش فرکانس) کاهش می‌یابد. هم‌چنین، بافت خون به علت داشتن میزان آب بیشتر، بیشینه جذب تراهرتز و در نتیجه اتلاف راه جذب را دارد. اتلاف راه ناشی از پراکندگی پرتو تراهرتز از ذرات داخل سه بافت خون، پوست (کورنئوسیت) و چربی (آدیپوسیت) با استفاده از جدول ۲ در شکل ۲ نمایش داده شده است.

از سوی دیگر، رابطه دمای دوگانه در رابطه (۱) آورده شده است [۶] که ϵ_{∞} حد گذردهی در فرکانس بالا، ϵ_1 گذردهی در فرکانس شروع، ϵ_2 گذردهی در فرکانس میانی، τ_1 زمان واهلش کند (شکسته شدن پیوند مولکول‌ها) و τ_2 زمان واهلش سریع (تشکیل پیوندها) می‌باشد:

$$\epsilon(\omega) = \epsilon_{\infty} + \frac{(\epsilon_1 - \epsilon_2)}{1 + i\omega\tau_1} + \frac{(\epsilon_2 - \epsilon_{\infty})}{1 + i\omega\tau_2} \quad (۱)$$

جد

مرا	τ_2 (ps)	τ_1 (ps)	ϵ_2	ϵ_1	ϵ_{∞}	بافت
[۱]	۰.۱	۸	۳.۰	۷۸	۱.۰	خون (پلاسما)
[۲]	۰.۲	۱۰	۳.۰	۶۰	۳	چربی
[۳]	۰.۲	۱۰.۶	۳.۰	۶۰	۳	پوست

با کمک ضرایب دمای موجود در جدول (۱) می‌توان $\epsilon(\omega)$ را از آن طریق ضریب شکست را محاسبه کرد. اتلاف راه در هر یک از لایه‌ها از مجموع اتلاف جذب، پراکندگی و بازتاب طبق رابطه‌ی (۲) محاسبه می‌شود [۶]:

$$PL_{tot} = PL_{abs}(dB) + PL_{sca}(dB) + PL_{ref}(dB) \quad (۲)$$

همچنین اتلاف راه جذب از معادله‌ی بیر-لامبرت به دست می‌آید [۶]:

$$L_{abs} = e^{-\mu_{abs}d}, \mu_{abs} = \frac{4\pi n''}{\lambda} \quad (۳)$$

که در آن μ_{abs} ضریب جذب و n'' بخش موهومی ضریب شکست می‌باشد. علاوه بر این، اتلاف راه برای پراکندگی‌های ناشی از ذرات بزرگ (قطر ذره $\gg \lambda$) از روابط زیر محاسبه می‌شود [۶]:

$$PL_{sca} = e^{-\mu_{sca}d} \quad (۴)$$

$$\mu_{sca} = \rho_v(Q_{ext} - Q_{abs})\sigma_g \quad (۵)$$

$$Q_{ext} = 2 - \frac{4}{p} \sin(p) + \frac{4}{p^2} (1 - \cos(p)) \quad (۶)$$

$$\rho_v = \frac{k}{\frac{4}{3}\pi r^3} \quad (۷)$$

که در آن μ_{sca} ضریب پراکندگی، ρ_v غلظت ذره Q_{sca} بهره پراکندگی σ_g ، سطح مقطع هندسی P ، تاخیر فاز

ضریب بازتاب در حوزه‌ی دسی‌بل رسم شده تا قابل قیاس با سایر اتلاف‌ها باشد.

نتیجه‌گیری

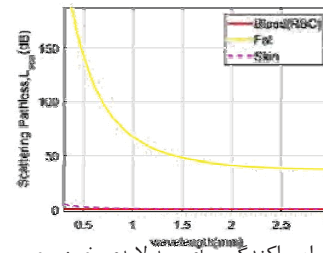
ارتباطات بین نانوماشین‌ها با یکدیگر در داخل بدن یا با قطعه پوششی در خارج بدن از طریق امواج تراهرتز می‌تواند منجر به بررسی سلامت بدن گردد. در این مقاله، توان اتلافی در انتقال پرتو تراهرتز از نانوماشین داخل بافت زیستی خون به قطعه پوششی روی پوست محاسبه شده است. نتایج شبیه‌سازی عددی نشان می‌دهد که خون با 641.6 dB و چربی با 223.3 dB بیشترین اتلاف جذب و پراکندگی را در فرکانس 1 THz دارند. همچنین در این فرکانس اتلاف بازتاب از مرز پوست-هوا با 95.51 dB غالب است. از میان اتلاف راه‌های محاسبه‌شده، اتلاف جذب دارای بیشترین سهم ($641.6-228 \text{ dB}$) می‌باشد. اتلاف راه نهایی در هر لایه از مجموع (dB) این اتلاف‌ها محاسبه می‌گردد.

مراجع

- [1] C. B. Reid, G. Reese, A. Gibson " *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2013.
- [2] H. Elayan, C. Stefanin, and J. M. Jorne, " *IEEE Transactions on NanoBioscience* vol. 17, 2018.
- [3] E. Pickwell-MacPherson, B. Cole, and V. P. Wallace, " *Applied Physics Letters*, vol. 84, 2004.
- [4] C.R.Harding, " *Dermatologic therapy*, pp. 6-15.
- [5] T. I. Zohdi, F. A. Kuypers and W.-C. Lee, " *International Journal of Engineering Science*, vol. 48, p. 1681-1691, 2010.
- [6] R. M. Shubair, M.S. Youssef, N. Imad and A.A. Alqasim, " *Design of Intra-body Nanocommunication Network for Future Nanomedicine*".
- [7] I. F. Akyildiz and J. M. Jornet, " *Elsevier Nano Communication Journal*, pp. 3-19, 2010.
- [8] K. M. Yaws, D. Mixon and W. P. Roach, " *Conference on Optical Interactions with Tissue and Cells [18th]*, 2007.
- [9] F. R. Misbah Huzaira, M. Rajadhyaksha, R. R. Anderson and a. S. Gonzalez, " *Journal of Investigative Dermatology*, vol. 116, 2001.
- [10] N. Saeed, M. H. Loukil, H. Sarieddeen, T. Y. Al-Naffouri and a. M.-S. Alouini, "Body-Centric Terahertz Networks:Prospects and Challenges"

جدول ۲: شعاع و کسرحجمی برای سلول‌های سازنده سه بافت مختلف

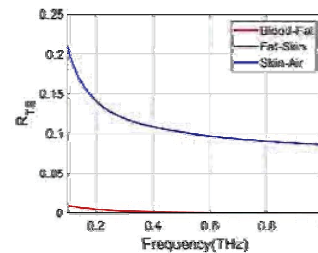
ذره	شعاع (m)	کسرحجمی	مراجع
گلوبول قرمز	4×10^{-6}	۴۱%	[۵]، [۶]
سلول چربی		۴۰%	[۶]
سلول پوست		۲%	[۴]



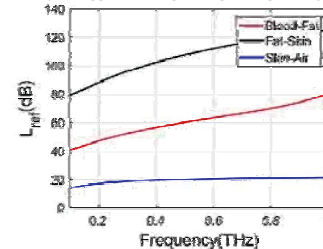
شکل ۲: اتلاف راه پراکندگی برای سه لایه‌ی خون، چربی و پوست به ازای انتشار 1.5 میلی‌متری

همانطور که از شکل ۲ نیز مشخص است، اتلاف راه پراکندگی برای ذرات با قطر بزرگ‌تر بیشتر است و سلول چربی اتلاف راه پراکندگی قابل توجهی در قیاس با سایر لایه‌ها دارد.

نمودارهای (۳) و (۴)، ضریب بازتاب و اتلاف راه بازتاب را برای سه مرز خون-چربی، چربی-پوست و پوست-هوا نشان می‌دهند که با فرض فرود عمود و قطبش TE محاسبه شده‌اند.



شکل ۳: ضریب بازتاب برای سه مرز متفاوت



شکل ۴: اتلاف راه بازتاب برای سه مرز متفاوت

از آنجایی که دو لایه پوست و هوا بیشترین اختلاف ضریب شکست را دارند، ضریب بازتاب از مرز پوست-هوا نیز مقدار بیشتری در قیاس با دو مرز دیگر دارد. در شکل (۴)،