

بیست و هشتمین کنفرانس اپتیک و فوتونیک ایران و چهاردهمین کنفرانس مهندسی و فناوری فوتونیک ایران، دانشگاه شهید چمران اهواز، خوزستان، ایران. ۱۴۰۰ بهمن ۱۴۰۰



مقایسه اتلافراه پراکندگی امواج تراهرتز در بافت بدن انسان در شرایط هوا-محصور و بافت-محصور

ضحی عامری^۱، فاضل جهانگیری^۲

۲ تهران، اوین، دانشگاه شهید بهشتی، پژوهشکده لیزرو پلاسما*.z.amerimahabadi@mail.sbu.ac.ir*

f_jahangiri@sbu.ac.ir Y

چکیده — استفاده از امواج تراهرتز برای ارتباطات بین نانوماشینها در داخل بدن با چالش اتلاف حین انتشار همراه است که پدیده پراکندگی از مهمترین عوامل آن است. در این مقاله اتلافراه پراکندگی در بافت چربی با دو پیشفرض محیط محصور هوا و بافت، مورد محاسبه و مقایسه قرار گرفتهاند. نتایج نشان میدهد که برای قطبش TM پیشفرض هوا-محصور منجر به پیشبینی اتلافراهی کمتر و بیشتر بهازای فرکانسهای زیر و بالای ۲۶,۰ تراهرتز میشود. بیشترین تفاوت بین نتایج هوا-محصور و بافت-محصور در قطبش TE و بهازای فرکانس ۴٫۰ تراهرتز مشاهده شده است.

كليد واژه- اتلافراه پراكندگي، ارتباطات بيسيم داخل بدن، تراهرتز

Comparison on the Scattering Path Loss of Terahertz waves in Human Body Tissue under Air-Enclosed and Tissue-Enclosed conditions

Zoha Ameri¹, Fazel Jahangiri²

¹ Laser and Plasma Research Institute, Shahid Beheshti University, Evin, Tehran, z.amerimahabadi@mail.sbu.ac.ir

² f_jahangiri@sbu.ac.ir

Abstract- Using terahertz waves for intra-body communications between nanomachines is associated with dissipation during propagation, of which scattering is one of the most important effects. In this paper, scattering path loss with two different assumptions of air-enclosed and tissue-enclosed in subcutaneous fat is calculated and compared. The results show that for TM polarization, air-enclosed assumption gives smaller and greater scattering loss for frequencies less and bigger than 0.26 THz. The greatest difference between air-enclosed and tissue-enclosed results is observed for TE polarization at frequency of 0.4 THz.

Keywords: Scattering Path Loss, Intra-Body Wireless Communications, Terahertz

مقدمه

امواج تراهرتز در محدودهای از طیفالکترومغناطیسی قرار دارند که شامل بازه فرکانسی ۱۰–۰٫۱ تراهرتز می شود. باتوجه به ویژگیهای منحصربهفرد این محدوده از جمله غیریونیزه بودن، قدرت نفوذ بالا، اثرانگشت شیمیایی، و رفتار متفاوت مواد در مقابل این بازه فرکانسی همانند بازتابنده بودن مواد با رسانندگی بالا، شفاف بودن مواد دیالکتریک و جاذب بودن مواد دوقطبی، تراهر تز کاربردهای متفاوتی در صنایع مختلف دارد. از جمله کاربردهای پیشبینی شده برای بازه تراهرتز، برقراری ارتباط بین نانوماشینهای کشتشده در داخل بدن می باشد. این نانوماشین ها پس از جمع آوری اطلاعات در درون بدن، آن را به یک گیرنده خارجی (دستگاه هوشمند پوشیدنی) منتقل میکنند. این در حالیست که پرتو تراهرتز در حین انتقال در داخل بدن و دربين بافتها، مي تواند تحت تاثير عوامل اتلافي مختلفي همانند جذب، گستردگی و پراکندگی واقع شود. علی رغم دو اتلافراه اول، اتلافراه پراکندگی کمتر مورد توجه واقع شده است، چرا که در بافتهایی همانند خون پراکندگی از اکثر سلولها در محدوده پراکندگی ریلی قرار دارد و مقدار اتلاف آن در قیاس با اتلافراههای جذب و گستردگی ناچیز میباشد. اما در بافتهایی همانند چربی که دارای سلولهایی با ابعاد ۵۰–۱۵۰ میلیمتر است، این پراکندگی می تواند قابل توجه باشد. از جمله پارامترهای مهم در تعیین شدت پراکندگی، تضاد بین ضرایب شکست ذره پراکنده کننده و محیط اطراف آن میباشد. معمولا برای محاسبه پراکندگی، حتی در حالت درونجانداری صرفاً ضریب شکست بافت لحاظ می شود [۱] که به معنای تلقی هوا به عنوان محيط اطراف بافت است. حال آنكه اين پیشفرض برای پراکندگی در داخل بدن میتواند منجر به

محاسبه اتلاف راهی بیشتر یا کمتر از مقدار حقیقی شود.در این مقاله دو اتلاف راه پراکندگی برای بافت چربی با پیش فرض های ۱.پراکندگی در اثر برخورد با بافت چربی قرار گرفته در هوا(محصور در هوا) و ۲. پراکندگی در اثر برخورد با سلول های چربی قرار گرفته در آرایه ای از کلاژن ها(محصور در بافت)، مورد مقایسه واقع شده اند. برای محاسبه پراکندگی نیاز است تا ابتدا ضریب شکست وابسته به فرکانس از طریق ضریب گذردهی الکتریکی محاسبه شود. برای این منظور، در بافت کلاژن^۱ با توجه به درصد بالای آب موجود در آن از مدل دبای دوگانه^۲ و برای چربی که خاصیت غیرقطبی در آن غالب است، از مدل کول-کول دوگانه^۳ استفاده شده است. همچنین برای محاسبه پراکندگی در حالت محصور در بافت از مدل ریلی –گانز-مورن (*RGB) و برای حالت محصور در هوا از مدل پراکندگی می^۵ استفاده شده است.

تئورى مسئله

$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_{\omega} + \frac{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)}{1 + i\omega\tau_1} + \frac{(\varepsilon_2 - \varepsilon_{\omega})}{1 + i\omega\tau_2}$$
(1)

$$\varepsilon' = \varepsilon_{\infty} + \frac{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)}{1 + (\omega \tau_1)^2} + \frac{(\varepsilon_2 - \varepsilon_{\infty})}{1 + (\omega \tau_2)^2}$$
(7)

$$\varepsilon'' = \frac{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)\omega\tau_1}{1 + (\omega\tau_1)^2} + \frac{(\varepsilon_2 - \varepsilon_{\infty})\omega\tau_2}{1 + (\omega\tau_2)^2}$$
(\mathbf{T})

رابطه کول-کول دوگانه و بخش حقیقی و موهومی آن نیز در روابط (۶)–(۴) آورده شدهاند. این رابطه که مدوله شدهی رابطه دبای است، دارای یک پارامتر اضافی $1 \ge lpha \ge 0$

^r Double Cole-Cole

^r Rayleigh-Gans-Born

^a Mie Scattering

^{&#}x27; Collagen

^r Double-Debye

میباشد. این پارامتر معیاری برای پهنشدگی پاشندگی است. ایت. به ازای $\alpha_1 = \alpha_1$ و α_2 ، مدل کول-کول دوگانه به دبای دوگانه تبدیل میشود [۲].

$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_{\infty} + \frac{(\varepsilon_{l} - \varepsilon_{2})}{1 + (i\omega\tau_{l})^{l - \alpha_{l}}} + \frac{(\varepsilon_{2} - \varepsilon_{\infty})}{1 + (i\omega\tau_{2})^{l - \alpha_{2}}}$$
(*)

$$\varepsilon' = \varepsilon_{\infty} + (\varepsilon_1 - (\Delta))^{1 - \alpha_1} \sin^{\alpha_1 \pi} (\Delta)$$

$$\mathcal{E}_{2} \frac{1 + (\omega \tau_{1})^{-1} \sin(\frac{\alpha_{1}\pi}{2})}{1 + 2(\omega \tau_{1})^{1-\alpha_{1}} \sin(\frac{\alpha_{1}\pi}{2}) + (\omega \tau_{1})^{2(1-\alpha_{1})}} + (\mathcal{E}_{2} - \mathcal{E}_{2}) \frac{1 + (\omega \tau_{2})^{1-\alpha_{2}} \sin(\frac{\alpha_{2}\pi}{2})}{1 + 2(\omega \tau_{2})^{1-\alpha_{2}} \sin(\frac{\alpha_{2}\pi}{2}) + (\omega \tau_{2})^{2(1-\alpha_{2})}}$$

$$\varepsilon'' = \frac{(\varepsilon_l - \varepsilon_2)(\omega \tau_l)^{l - \alpha_l} \cos\left(\frac{\alpha_l \pi}{2}\right)}{1 + 2(\omega \tau_l)^{l - \alpha_l} \sin\left(\frac{\alpha_l \pi}{2}\right) + (\omega \tau_l)^{2(l - \alpha_l)}} + (\varepsilon)$$

$$\frac{(\varepsilon_2 - \varepsilon_{\infty})(\omega \tau_2)^{l - \alpha_2} \cos\left(\frac{\alpha_2 \pi}{2}\right)}{1 + 2(\omega \tau_2)^{l - \alpha_2} \sin\left(\frac{\alpha_2 \pi}{2}\right) + (\omega \tau_2)^{2(l - \alpha_2)}}$$

با محاسبه (۵۵)ع می توان ضریب شکست و از طریق آن توسط روابط (۲)و(۸) ضریب پراکندگی و اتلافراه (^۰ پراکندگی را بدست آورد. جداول (۲–۱)، نشان دهنده ضرایب مورد نیاز برای محاسبه ضریب گذردهی الکتریکی (۱ کلاژن نوع اول و چربی می باشد که از تطبیق برنمودارهای تجربی به دست آمده اند.

$$\mu_{sca} = \rho_v Q_{sca} \sigma_g \tag{Y}$$

$$PL_{sca} = e^{-\mu_{sca}d} \tag{(A)}$$

در روابط (۲) و (۸)، ρ_v غلظت ذره، Q_{sca} بهره پراکندگی، در روابط (۲) و (۸)، μ_{sca} غلظت فریب پراکندگی، d مسافت σ_g سطح مقطع هندسی، μ_{sca} ضریب پراکندگی، d مسافت طی شده توسط پرتو در داخل بافت و PL_{sca} اتلافراه پراکندگی میباشد.

معادله مورد نیاز برای محاسبه Q_{sca} باتوجه به مدل متفاوت است. در حالت اول که انتشار پرتو تراهرتز در هوا و پراکندگی آن دراثر برخورد با بافت مدنظر است، از مدل پراکندگی می استفاده شده است. اما در حالت دوم که انتشار پرتو تراهرتز در داخل چربی زیرپوست و پراکندگی آن در اثر برخورد با سلولهای چربی مدنظر است، باتوجه به اثر برخورد با سلولهای چربی مدنظر است، باتوجه به شعاع(a) سلولهای چربی $(1\gg)$ I

ضریب شکستی کم بین سلول های چربی و کلاژن اطراف آن ضریب شکستی کم بین سلول های چربی و کلاژن اطراف آن $(I) = \frac{n_{particle}}{n_{medium}}$) از مدل ریلی-گانز-بورن استفاده شده است. معادله بهره پراکندگی در حوزه می و ریلی-گانز-بورن برای قطبش TT و TT در روابط (۱۱-۹) نشان داده شدهاند [۳]. در معادله (۹)، $\frac{2\pi a}{\lambda} = ka = \frac{2\pi a}{\lambda}$ پارامتر اندازه است که در آن a شعاع ذره پراکنده کننده می باشد. همچنین p_{a} و p_{d} ضرایب می و p مرتبه تابع بسلی می باشد که با کمک آن این ضرایب به دست می آیند. در روابط (۱۱-۱۰)، m نسبت d_{2} سریب شکست ذره پراکنده کننده به محیط اطراف، U=4x و 0.577

$$(Q_{Sca})_{Mie} = \frac{2}{x^2} \sum_{q=1}^{\infty} (2q+1)(|a_q|^2 + |b_q|^2)$$
(9)

$$((Q_{Sca})_{RGB})_{TE} = (m-1)^2 \{ -\frac{1}{4} - \frac{\sin(4x)}{8x} - \frac{(1-\cos(4x))}{32x^2} + x^2 \}$$
(1)

$$((Q_{Sca})_{RGB})_{TM} = (m-1)^{2} \{ \frac{11}{4} + 2x^{2} - \frac{\sin(U)}{U} - \frac{7}{16x^{2}} (1 - \cos(U)) + \left(\frac{1}{2x^{2}} - 2\right) (\gamma + Ln(U) - Ci(U)) \}$$

جدول ۱:صرایب دبای دو کانه برای کلاژن نوع آ										
\mathcal{E}_{∞}		<i>E</i> ₁	8 ₂		τ ₁ (μ	os)	τ ₂ ((ps)	مرجع	
۲,۰		11,۴	۷,	1	c	۹,۱		١,١	[۴]	
جدول ۲: ضرایب کول-کول دوگانه برای چربی										
٤	3	82	τ_1	au	2	a	, ,	α ₂		

C ⁰⁰	C1	C2	۰1	·2	u1	uz	مرجع
			(<i>ps</i>)	(<i>ps</i>)			
۱,۳	٩	۵	۰,٩	4,•1	۴۵, ۰	۰,۱	[۵]

نتایج شبیه سازی و بحث

اتلافراه پراکندگی برای ضخامت ۱٫۶۵ میلیمتر که ضخامت چربی در بازو میباشد، محاسبه شده و از آنجایی که مدل دبای دوگانه نتایج دقیقی را در بازه ۱–۱٫۰ تراهرتز پیشبینی میکند، این بازه فرکانسی مورد بررسی واقع شده است. شکل ۱و۲ نشاندهنده ضریب پراکندگی و اتلافراه

بیست و هشتمین کنفرانس اپتیک و فوتونیک ایران و چهاردهمین کنفرانس مهندسی و فناوری فوتونیک ایران، دانشگاه شهید چمران اهواز، خوزستان، ایران، ۱۲– ۱۴ بهمن ۱۴۰۰

پراکندگی برای قطبش TE و شکل ۳و۴ بیانگر همین مولفهها برای قطبش TM میباشد.



برای قطبش TM نیز، استفاده از پیشفرض هوا-محصور منجر به محاسبه بیشتر اتلافراه پراکندگی برای فرکانسهای بالاتر از حدود ۲۶,۰۶ تراهرتز می شود. اما به طور کلی در قطبش TM رفتار دو حالت مشابه تر است.

نتيجهگيرى

این مقاله با هدف بررسی پیش فرض محیط محصورهوا در محاسبه پراکندگی به مقایسه اتلافراه و ضریب پراکندگی در دوحالت هوا-محصور و بافت-محصور در بازه فرکانسی ۱–۱,۰ تراهرتز برای بافت چربی پرداخته است. مشاهده شده که پیش فرض هوامحصور منجر به اتلافراه پراکندگی شده که پیش فرض هوامحصور منجر به اتلافراه پراکندگی ممتر و بیشتر در فرکانس های زیر و بالای ۲۶,۰۳۶راهرتز می شود. در این فرکانس هردو مدل مقدار مشابهی را پیش بینی می کنند. تضاد اتلافراه های به دست آمده برای قطبش TT نیز بیشتر از TT است.

مراجع

- [1] H. Elayan, R. Shubair and J. Jornet, *IEEE transactions on nanobioscience*, 2017.
- [2] T. Wu, T. Rappaport and C. Collins, "Safe for generations to come," *IEEE microwave magazine*, vol. 16, 2015.
- [3] v. d. Hulst, Light Scattering by Small Particles.
- [4] R. Zhang, K. Yang, Q. Abbasi and N. A. AbuAli, *IEEE Transactions on Terahertz Science and Technology*, vol. 8, 2018.
- [5] K. Sasaki, M. Mizuno and K. Wake, in 40th International Conference on IRMMW-THz, 2015.

