مجله دانشکده پزشکی اصفهان
سال سی و چهارم/شماره‌ی ۳۹۷/هفته‌ی اول آبان ماه ۱۳۹۵

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۳/۱۳
تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۴/۱۹

ارزیابی مقایسه‌ای مدل‌های دی‌الکتریک بافت‌های زیستی در کاربردهای تصویربرداری پزشکی تراهرتز

اسما عسکری[۱]، علی مالکی[۲]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: تراهرتز، تابشی غیر مخرب است و از این رو، در دو دهه‌ی اخیر، برای کاربردهای مختلفی نظیر تصویربرداری پزشکی مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته است. در اختیار داشتن مدلی دقیق از بافت، می‌تواند راه را برای پژوهش‌های این حوزه هموارتر سازد. در محدوده‌ی تراهرتز، آب جذب بالایی دارد و به دلیل بالا بودن مقدار آب در بافت‌های بدن، ساز و کار اصلی ایجاد کنتراست در تصویربرداری پزشکی تراهرتز، مبتنی بر تفاوت مقدار آب در بافت‌های مجاور است. از این رو، مطالعه‌ی حاضر با هدف ارزیابی سازگاری مدل‌های دی‌الکتریک برای شبیه‌سازی بافت‌های زیستی بدن در محدوده‌ی فرکانسی هرتز تا تراهرتز انجام شد.

روش‌ها: در این مقاله با شبیه‌سازی مدل‌های Cole-Cole، Double-Debye و Fitzgerald، برازش گذردهی مختلط بافت‌های مختلف بدن با داده‌های آزمایشگاهی ارزیابی گردید. برای ارزیابی کمی، مقدار همبستگی بین مقادیر شبیه‌سازی شده و داده‌های آزمایشگاهی محاسبه شد.

یافته‌ها: بافت پوست با مدل Double-Debye، بافت پستان با مدل Fitzgerald و سایر بافت‌های مورد بررسی، با مدل Cole-Cole سازگاری بیشتری داشتند.

نتیجه‌گیری: مدل Cole-Cole یک مدل عمومی‌تر است و می‌تواند برای طیف وسیعی از بافت‌ها به همبستگی حدود ۰/۹ دست یابد. مدل‌های Double-Debye و Fitzgerald اختصاصی می‌باشند و به ترتیب، برای بافت‌های پوست و پستان دقت بالاتری دارند؛ به نحوی که به مقدار همبستگی حدود ۰/۹۵ دست می‌یابند.

واژگان کلیدی: تراهرتز، سرطان، شبیه‌سازی، مدل دی‌الکتریک

ارجاع: عسکری اسما، مالکی علی. **ارزیابی مقایسه‌ای مدل‌های دی‌الکتریک بافت‌های زیستی در کاربردهای تصویربرداری پزشکی تراهرتز.** مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۵؛ ۳۴ (۳۹۷): ۱۰۳۱-۱۰۲۵

مقدمه

تراهرتز، تابشی الکترومغناطیسی در محدوده‌ی بین مایکروویو و مادون‌قرمز (طول موج‌های ۱-۰/۱ میلی‌متر) است. این تابش، به دلیل داشتن طول موج بالاتر از نور مرئی، در هنگام انتشار از میان بافت، کمتر پراکنده می‌شود. به دلیل غیر مخرب بودن، این تابش در دو دهه‌ی اخیر برای کاربردهای مختلفی نظیر تصویربرداری پزشکی، مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته است. از موارد کاربرد این تصویربرداری، تعیین دقیق حاشیه‌ی تومور است که به جراح امکان می‌دهد بتواند با دقت بالا بافت تومور را بردارد (۱).

در محدوده‌ی تراهرتز، آب جذب بالایی دارد و به دلیل بالا بودن مقدار آب در بافت‌های بدن، ساز و کار اصلی ایجاد کنتراست در تصویربرداری پزشکی تراهرتز، مبتنی بر تفاوت مقدار آب در بافت‌های مجاور است. در نتیجه، تصویربرداری تراهرتز می‌تواند ابزاری عملی برای تشخیص سرطان باشد؛ چرا که بافت‌های سرطانی نسبت به بافت‌های سالم آب بیشتری دارند (۲). همچنین، مقدار پروتئین، RNA و DNA در ایجاد کنتراست نقش مهمی ایفا می‌کند (۳). ساز و کار ایجاد کنتراست به تفاوت در ضرایب جذب و شکست بافت‌های مختلف مربوط است؛ از این رو، این پارامترها می‌توانند ویژگی‌های کارآمدی برای طبقه‌بندی باشند (۵-٤).

بافت انسانی، همانند یک ماده‌ی پراکنده کننده که خواص دی‌الکتریک آن شامل گذردهی و هدایت وابسته به فرکانس است، در نظر گرفته می‌شود (۳). مدل‌های دی‌الکتریک همانند یک چارچوب نظری برای مشخصه‌ی گذردهی مختلط بافت که منعکس کننده‌ی تعامل بین مولکول‌ها و تابش تراهرتز است، در نظر گرفته می‌شود. در حقیقت، مدل‌سازی خصوصیات دی‌الکتریک، ویژگی‌هایی برای متمایز کردن انواع بافت‌ها و همچنین، بافت‌های سالم از بافت‌های سرطانی فراهم می‌سازد.

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران
۲- استادیار، گروه بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران
نویسنده‌ی مسؤول: علی مالکی
Email: amaleki@semnan.ac.ir

اگر چه Lazebnik و همکاران (٦) در پژوهشی به مقایسه‌ی مدل‌های Double-Debye و Cole-Cole برای بافت پستان در فرکانس‌های مایکروویو پرداخته‌اند، اما ارزیابی مقایسه‌ای جامعی از مدل‌های مختلف در فرکانس‌های تراهرتز ضروری به نظر می‌رسید.

در این مطالعه، ابتدا مدل‌های دی‌الکتریک مربوط به بافت‌های انسانی معرفی می‌شوند. این مدل‌ها، شامل مدل Double-Debye (۱۰-۷، ۵)، مدل استراحت چندگانه‌ی Cole-Cole (۱۱، ۹، ۳) و مدل مخلوط Fitzgerald (۱۲، ۳) می‌باشد. سپس، هر یک از مدل‌ها شبیه‌سازی می‌شوند تا امکان ارزیابی نتایج مدل در قیاس با داده‌های تجربی فراهم گردد. برای ارزیابی کمی از معیار همبستگی استفاده شد و در نهایت، نقاط قوت و ضعف هر مدل مطرح گردید.

روش‌ها

بافت‌های انسانی با خصوصیت دی‌الکتریک شامل گذردهی و هدایت وابسته به فرکانس شناخته می‌شوند. با افزایش فرکانس، گذردهی نسبی کاهش می‌یابد، در حالی که هدایت افزایش می‌یابد. در ابتدا، برای توصیف گذردهی مختلط بافت‌های انسانی مدل Debye مطرح شد، اما این مدل برای فرکانس‌های بالاتر از ۰/۱ تراهرتز ناکارآمد است. از این رو، مدل‌های مختلفی برای توصیف خصوصیت دی‌الکتریک بافت‌های انسانی ایجاد شده‌اند. در این مقاله، سه مدل Double-Debye، استراحت چندگانه‌ی Cole-Cole و Fitzgerald معرفی می‌شوند. این مدل‌های وابسته به فرکانس، بر اساس مقدار آب بافت‌های بدن و دیگر ساختارهای زیستی، از مدل Debye مشتق شده‌اند. بر حسب موارد استفاده و پیچیدگی ساختاری بافت مورد نظر، پارامترهای مختلفی در این روابط گنجانده شده است.

مدل Double-Debye مدل Debye بازجهت‌گیری مولکول‌ها را توصیف می‌کند که شامل بازجهت‌گیری انتشار انتقالی و چرخشی، آرایش پیوند هیدروژن و بازآرایی ساختاری است (١٤-١٣). زمان استراحت Debye (ثابت زمانی) توصیف کننده‌ی زمان مورد نیاز به منظور تغییر حالت از استراحت تا تعادل پس از تابش یک پالس الکترومغناطیسی به دوقطبی است. در این مطالعه، برای شبیه‌سازی رفتار دی‌الکتریک بافت‌های پوست و پستان، از مدل Double-Debye مطابق با رابطه‌ی (١) استفاده شد که بیانگر ارتباط گذردهی مختلط ($\tilde{\varepsilon}$) با فرکانس زاویه‌ای (ω) است. این مدل، در ابتدا برای مایعات قطبی به ویژه آب معرفی شد (٢). ازآن جایی که اغلب بافت‌های زیستی میزان آب زیادی دارند، این مدل برای توصیف گذردهی مختلط بافت‌های انسانی همچون پوست نیز مورداستفاده قرار گرفت.

$$\tilde{\varepsilon}(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_2}{1 + j\omega\tau_1} + \frac{\varepsilon_2 - \varepsilon_\infty}{1 + j\omega\tau_2} \qquad (١)$$

در این رابطه، ε_∞ قسمت حقیقی ثابت دی‌الکتریک در فرکانس‌های بالا، ε_s ثابت دی‌الکتریک ایستا، ε_2 ثابت دی‌الکتریک فرکانس‌های میانی و τ_1 و τ_2 به ترتیب فرایندهای استراحت آرام و سریع در مولکول آب هستند.

مدل استراحت چندگانه Cole-Cole خواص دی‌الکتریک بافت‌های زیستی با آب کم و ساختار و ترکیب پیچیده‌تر، پراکندگی گسترده‌تری را نشان می‌دهد که ممکن است مستلزم انطباق چندین فرایند آرامش، یا سینماتیک غیر مرتبه‌ی اول مربوط به ساختار مولکولی باشد. در این حالت، گسترش پراکندگی را می‌توان با اضافه کردن یک پارامتر توزیع، تحلیل نمود و معادله‌ی Cole-Cole (CC) را جایگزین مدل Debye کرد. طیف دی‌الکتریک آزمایشگاهی انواع بافت‌های انسانی با مدل استراحت چندگانه‌ی Cole-Cole به صورت رابطه‌ی (٢) توصیف می‌شود (١٢-١١، ٩، ٦، ٣).

$$\tilde{\varepsilon}(\omega) = \varepsilon_\infty + \sum_{n=1}^{N} \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\varepsilon_0} \qquad (٢)$$

در این رابطه، α_n پارامتر توزیع اندازه‌گیری گسترش nام است. فرایند غیر نمایی استراحت توصیف شده با رابطه‌ی CC تشکیل یک حالت خاص از مدل Non-Debye dielectric relaxation را می‌دهد. با انتخاب پارامترهای مناسب برای هر بافت، این مدل می‌تواند برای پیش‌بینی رفتار دی‌الکتریک در محدوده‌ی فرکانسی مورد نظر، مورد استفاده قرار گیرد.

مدل مخلوط Fitzgerald مدل مخلوط Fitzgerald که در رابطه‌ی (٣) نشان داده شده است، طیف دی‌الکتریک بافت پستان را با ترکیب مدل‌های Non-Debye و Debye relaxation بیان می‌کند.

$$\tilde{\varepsilon}(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\omega\tau_1\Delta\varepsilon_1 + \Delta\varepsilon_2}{1 + (j\omega\tau_1)^{\alpha}} + \frac{\Delta\varepsilon_3}{1 + j\omega\tau_2} + \frac{\sigma}{j\omega} \qquad (٣)$$

عبارت $\omega\tau_1\Delta\varepsilon_1 + \Delta\varepsilon_2$ قله‌ی قسمت حقیقی گذردهی مختلط در فرکانس‌های زیر ١ تراهرتز را نشان می‌دهد. $\Delta\varepsilon_1$ و $\Delta\varepsilon_2$، وجود دو پراکندگی اتفاق افتاده در فرایند استراحت آرام با ثابت زمانی τ_1 را بیان می‌کنند. ε_3 پاسخ دامنه‌ی پراکندگی اتفاق افتاده در آرامش سریع با ثابت زمانی τ_2 در فرکانس‌های بالا است. ε_∞ ثابت گذردهی در فرکانس‌های خیلی بالا می‌باشد. $\frac{\sigma}{j\omega}$ نشان‌دهنده‌ی اثر هدایت DC بر اتلاف دی‌الکتریک بافت است.

روند شبیه‌سازی: برای انجام شبیه‌سازی، پارامترهای هر مدل برای بافت هدف، از منابع (١١-١٠، ٧، ٣) استخراج شد. بر اساس ساختار، پیچیدگی و میزان آب بافت‌ها، تعداد و مقادیر پارامترها برای بافت‌های مختلف متفاوت است (٣). این پارامترها و مقادیر عددی آن‌ها در جدول‌های ٤-١ آمده است.

جدول ۱. اطلاعات توصیفی گروه‌های مورد مطالعه و توزیع فراوانی پلی‌مورفیسم ۶۸۹۷۹۳۲ در دو گروه مورد و شاهد

بافت هدف	ε_∞	$\Delta\varepsilon_1$	$\tau_1(ps)$	α_1	$\Delta\varepsilon_2$	$\tau_2(ns)$	α_2	$\Delta\varepsilon_3$	$\tau_3(\mu s)$	α_3	$\Delta\varepsilon_4$	$\tau_4(ms)$	α_4	σ
خون	۴/۰	۵۶/۰	۸/۳۸	۰/۱۰	۵۲۰۰	۱۳۲/۶۳	۰/۱۰	۰/۰			۰/۰			۰/۷۰۰۰
بافت اسفنجی استخوان	۲/۵	۱۸/۰	۱۳/۲۶	۰/۲۲	۳۰۰	۷۹/۵۸	۰/۲۵	۲/۰ × ۱۰۴	۱۵۹/۱۵	۰/۲۰	۲/۰ × ۱۰۷	۱۵/۹۱۵	۰/۰۰	۰/۰۷۰۰
بافت قشری استخوان	۲/۵	۱۰/۰	۱۳/۲۶	۰/۲۰	۱۸۰	۷۹/۵۸	۰/۲۰	۵/۰ × ۱۰۳	۱۵۹/۱۵	۰/۲۰	۱/۰ × ۱۰۵	۱۵/۹۱۵	۰/۰۰	۰/۰۲۰۰
مغز (ماده‌ی خاکستری)	۴/۰	۴۵/۰	۷/۹۶	۰/۱۰	۴۰۰	۱۵/۹۲	۰/۱۵	۲/۰ × ۱۰۵	۱۰۶/۱۰	۰/۲۲	۴/۵ × ۱۰۷	۵/۳۰۵	۰/۰۰	۰/۰۲۰۰
مغز (ماده‌ی سفید)	۴/۰	۳۲/۰	۷/۹۶	۰/۱۰	۱۰۰	۷/۹۶	۰/۱۰	۴/۰ × ۱۰۴	۳۵/۰۵	۰/۳۰	۳/۵ × ۱۰۷	۷/۹۵۸	۰/۰۲	۰/۰۲۰۰
چربی (نفوذی)	۲/۵	۹/۰	۷/۹۶	۰/۲۰	۳۵	۱۵/۹۲	۰/۱۰	۳/۳ × ۱۰۴	۱۵۹/۱۵	۰/۰۵	۱/۰ × ۱۰۷	۱۵/۹۱۵	۰/۰۱	۰/۰۳۵۰
چربی (غیر نفوذی)	۲/۵	۳/۰	۷/۹۶	۱/۲۰	۱۵	۱۵/۹۲	۰/۱۰	۳/۳ × ۱۰۴	۱۵۹/۱۵	۰/۰۵	۱/۰ × ۱۰۷	۷/۹۵۸	۰/۰۱	۰/۰۱۰۰
قلب	۴/۰	۵۰/۰	۷/۹۶	۰/۱۰	۱۲۰۰	۱۵۹/۱۵	۰/۰۵	۴/۵ × ۱۰۵	۷۲/۳۴	۰/۲۲	۲/۵ × ۱۰۷	۴/۵۴۷	۰/۰۰	۰/۰۵۰۰
کلیه (قشر)	۴/۰	۴۷/۰	۷/۹۶	۰/۱۰	۳۵۰۰	۱۹۸/۹۴	۰/۲۲	۲/۵ × ۱۰۵	۷۹/۵۸	۰/۲۲	۳/۰ × ۱۰۷	۴/۵۴۷	۰/۰۰	۰/۰۵۰۰
عدسی (قشر)	۴/۰	۴۲/۰	۷/۹۶	۰/۱۰	۱۵۰۰	۷۹/۵۸	۰/۱۰	۲/۰ × ۱۰۵	۱۵۹/۱۵	۰/۱۰	۴/۰ × ۱۰۷	۱۵/۹۱۵	۰/۰۰	۰/۳۰۰۰
کبد	۴/۰	۳۹/۰	۸/۸۴	۰/۱۰	۶۰۰۰	۳۵۰/۵۲	۰/۲۰	۵/۰ × ۱۰۴	۲۲/۷۴	۰/۲۰	۳/۰ × ۱۰۷	۱۵/۹۱۵	۰/۰۵	۰/۰۲۰۰
ریه (متورم)	۲/۵	۱۸/۰	۷/۹۶	۰/۱۰	۵۰۰	۶۳/۶۶	۰/۱۰	۲/۵ × ۱۰۵	۱۵۹/۱۵	۰/۲۰	۴/۰ × ۱۰۷	۷/۹۵۸	۰/۰۰	۰/۰۳۰۰
عضله	۴/۰	۵۰/۰	۷/۲۳	۰/۱۰	۷۰۰۰	۳۵۳/۶۸	۰/۱۰	۱/۲ × ۱۰۶	۳۱۸/۳۱	۰/۱۰	۲/۵ × ۱۰۷	۲/۲۷۴	۰/۰۰	۰/۲۰۰۰
پوست (خشک)	۴/۰	۳۲/۰	۷/۲۳	۰/۰۰	۱۱۰۰	۳۲/۴۸	۰/۲۰	۰/۰						۰/۰۰۰۲
پوست (مرطوب)	۴/۰	۳۹/۰	۷/۹۶	۰/۱۰	۲۸۰	۷۹/۵۸	۰/۰۰	۳/۰ × ۱۰۴	۱/۵۹	۰/۱۶	۳/۰ × ۱۰۴	۱/۵۹۲	۰/۲۰	۰/۰۰۰۴
طحال	۴/۰	۴۸/۰	۷/۹۶	۰/۱۰	۲۵۰۰	۶۳/۶۶	۰/۱۵	۲/۰ × ۱۰۵	۲۶۵/۲۶	۰/۲۵	۵/۰ × ۱۰۷	۶/۳۶۶	۰/۰۰	۰/۰۳۰۰
تاندون	۴/۰	۴۲/۰	۱۲/۲۴	۰/۱۰	۶۰	۶/۳۷	۰/۱۰	۶/۰ × ۱۰۴	۳۱۸/۳۱	۰/۲۲	۲/۰ × ۱۰۷	۱/۳۲۶	۰/۰۰	۰/۲۵۰۰

جدول ۲. پارامترهای مورد استفاده در شبیه‌سازی خواص دی‌الکتریک بافت پوست (۵) با مدل Double-Debye

پارامترها	پوست سالم	پوست سرطانی
ε_1	۲۰/۱۷۰	۲۹/۴۰۱
ε_2	۱/۶۷۲	۱/۹۸۳
ε_∞	۳/۰۳۱	۲/۹۷۷
τ_1	۳/۸۵۰	۴/۰۸۷
τ_2	۰/۱۱۴	۰/۱۱۴

سپس، هر مدل برای بافت‌های ذکر شده، در محیط Matlab شبیه‌سازی شد. همه‌ی محاسبات و رسم نمودارها در محیط Matlab انجام گردید.

جدول ۳. پارامترهای مورد استفاده در شبیه‌سازی خواص دی‌الکتریک بافت سینه (۸) با مدل Double-Debye

پارامترها	پستان سالم	پستان سرطانی
ε_1	۷۶/۵۰	۷۷/۹۰
ε_2	۳/۶۰	۴/۳۰
ε_∞	۲/۱۰	۲/۵۰
τ_1	۱۰/۳۰	۹/۱۰
τ_2	۰/۰۷	۰/۰۸

معیار ارزیابی: به منظور: ارزیابی نتایج و بررسی عملکرد هر مدل، علاوه ارزیابی کیفی (۱۶–۱۵)، مقایسه‌ی کمی بین مدل‌ها نیز انجام شد. بدین منظور، همبستگی بین نتایج حاصل از شبیه‌سازی و دادگان آزمایشگاهی طبق رابطه‌ی (٤) محاسبه گردید. در این رابطه، x_i بیانگر مقادیر دادگان آزمایشگاهی و y_i نشانگر مقادیر خروجی مدل برای گذردهی است.

$$\text{Correlation} = \frac{\sum_{i=1}^{n} x_i y_i}{\sqrt{\sum_{i=1}^{n}(x_i)^2 \sum_{i=1}^{n}(y_i)^2}} \qquad (٤)$$

جدول ٤. پارامترهای مورد استفاده در شبیه‌سازی خواص دی‌الکتریک بافت سینه (۲) با مدل Fitzgerald

پارامترها	سالم	چربی	سرطان پستان
ε_∞	۳/۳۴	۲/۵۰	۲/۸۶
$\Delta\varepsilon_1$	۱/۳۳	۳/۵۴	۲۸/۶۴
$\Delta\varepsilon_2$	−۳/۰۵	−۱/۸۹	−۳/۴۵
$\Delta\varepsilon_3$	۰/۷۱	۰/۴۷	۱/۵۹
σ	۵/۲۷	۰/۳۹	۸/۳۳
τ_1	۱/۹۱	۹/۶۷	۳/۵۸
τ_2	۰/۱۱	۰/۱۳	۰/۱۰
α	۱/۲۰	۱/۴۹	۲/۹۱

یافته‌ها

در این مطالعه، در ابتدا مدل Cole-Cole برای خصوصیت دی‌الکتریک چند بافت انسانی که داده‌های آزمایشگاهی آن‌ها در اختیار بود، شبیه‌سازی گردید. برای ارزیابی کمی نتایج، مقدار همبستگی بین داده‌های آزمایشگاهی و نتایج شبیه‌سازی محاسبه شد. همان‌طور که در جدول ۵ مشاهده می‌گردد، مقدار همبستگی برای اغلب بافت‌ها بیش از ۰/۹ حاصل شده است که نشان می‌دهد این مدل توانسته طیف وسیعی از بافت‌ها را به‌خوبی مدل کند، اما مقدار همبستگی بین داده‌های اندازه‌گیری شده و پیش‌بینی شده‌ی این مدل برای بافت پوست خشک، حدود ۰/۷ است. سپس، مدل Double-Debye برای گذردهی مختلط بافت‌های پوست و پستان ارزیابی گردید (۱٦–۱۵).

با توجه به نتایج برازش داده‌ها، این مدل به خوبی گذردهی مختلط بافت پوست را در فرکانس‌های تراهرتز مدل کرد (۱۵)؛ به نحوی که همبستگی بین قسمت‌های حقیقی و موهومی داده‌های آزمایشگاهی و نتایج شبیه‌سازی، بالاتر از ۰/۹۵ محاسبه شد. لازم به ذکر است که گذردهی مختلط را می‌توان به صورت جمع بخش‌های حقیقی و موهومی نوشت که این بخش‌ها به ترتیب ثابت دی‌الکتریک و تلف را نشان می‌دهند (۱۸–۱۷). برای بافت پستان، مدل Double-Debye در فرکانس‌های زیر ۱ تراهرتز، توانست به درستی با داده‌های واقعی برازش شود؛ به نحوی که به مقدار متوسط همبستگی ۰/۹۵ منجر شد (۱۵).

در ادامه، گذردهی مختلط بافت پستان، با مدل دی‌الکتریک Fitzgerald شبیه‌سازی شد. این مدل، خصوصیات دی‌الکتریک بافت‌های چربی، فیبر و سرطان پستان را نه تنها در فرکانس‌های بالاتر از ۱ تراهرتز، بلکه در فرکانس‌های پایین‌تر نیز به‌خوبی مدل کرد و متوسط مقدار همبستگی بالاتر از ۰/۹۷ به دست آمد. قسمت حقیقی گذردهی مختلط در فرکانس‌های پایین تراهرتز، تفاوت بین بافت سالم و سرطانی پستان را به‌خوبی نشان می‌دهد؛ این تفاوت در فرکانس ۰/۳۲ تراهرتز مشهودتر می‌باشد. همچنین، تمایز بافت چربی از سرطان مشهودتر از تمایز بافت فیبر از سرطان است.

بحث

مدل‌های دی‌الکتریک، وابستگی خواص دی‌الکتریک بافت‌ها به فرکانس را بیان می‌کنند. در این مطالعه، سه مدل دی‌الکتریک برای شبیه‌سازی بافت‌های زیستی در محدوده‌ی فرکانسی هرتز تا تراهرتز مورد بررسی قرار گرفت. مدل Cole-Cole وابستگی خواص دی‌الکتریک به فرکانس را در محدوده‌ی هرتز تا گیگاهرتز بیان می‌کند. مدل Double-Debye توانسته است بافت پوست را به دلیل داشتن میزان بالای آب در محدوده‌ی فرکانسی تراهرتز به خوبی مدل کند.

جدول ۵. همبستگی بافت‌های مختلف در مدل‌های Fitzgerald، Double-Debye و Cole-Cole

متغیر				Fitzgerald	Double-Debye	Cole-Cole
خون						۰/۹۹۲۳
بافت اسفنجی استخوان						۰/۹۹۵۳
بافت قشری استخوان						۰/۹۸۷۴
مغز (ماده‌ی خاکستری)						۰/۹۶۷۶
مغز (ماده‌ی سفید)						۰/۹۷۲۵
چربی (نفوذی)						۰/۹۹۳۵
چربی (غیر نفوذی)						۰/۹۷۷۷
قلب						۰/۹۸۳۳
کلیه (قشر)						۰/۹۸۷۸
عدسی (قشر)						۰/۹۹۵۵
کبد						۰/۹۷۸۱
ریه (متورم)						۰/۹۶۹۰
عضله						۰/۹۷۵۱
طحال						۰/۹۷۷۶
تاندون						۰/۹۶۳۰
پوست (خشک)						۰/۶۸۲۶
پوست (مرطوب)						۰/۸۷۳۴
پوست	سالم		حقیقی		۰/۹۹۹۱	
			موهومی		۰/۹۸۴۲	
	سرطان (BCC)		حقیقی		۰/۹۹۷۵	
			موهومی		۰/۹۸۳۰	
پستان	فیبر		حقیقی	۰/۹۷۰۱	۰/۹۱۵۷	
			موهومی	۰/۹۶۵۵	۰/۹۹۲۲	
	سرطان (BCC)		حقیقی	۰/۹۸۱۲	۰/۹۳۸۴	
			موهومی	۰/۹۶۳۳	۰/۹۹۰۷	
	چربی		حقیقی	۰/۹۹۸۷		
			موهومی	۰/۹۴۶۶		

BCC: Basal cell carcinoma

همچنین، از این مدل برای شبیه‌سازی بافت پستان در محدوده‌ی فرکانسی تراهرتز استفاده شد، اما این مدل به خوبی با قسمت‌های حقیقی و موهومی گذردهی مختلط بافت پستان برازش نشد که می‌توان علت این امر را ناهمگن بودن بافت پستان دانست. به بیان دیگر، با وجود توانایی خوب این مدل در شبیه‌سازی ترکیبات همگن و ترکیباتی با میزان آب بالا، در ترکیبات پیچیده‌تر توانمند نبوده است.

بافت پستان، از ساختارهای ناهمگن همچون سلول‌های چربی و پروتئین تشکیل شده است. از آن جایی که بافت چربی مقدار آب کمتری دارد، نقش مهمی در پاسخ دی‌الکتریک بافت سینه ایفا می‌کند. از ویژگی‌های قابل توجه در خصوصیات دی‌الکتریک بافت پستانی، وجود یک قله در فرکانس ۰/۳۲ تراهرتز است که افزایش مشابه در فرکانس ۰/۵ تراهرتز در طیف دی‌الکتریک بافت چربی نیز مشاهده می‌شود (۱۴).

علاوه بر این، بافت پستان هنوز حاوی نسبت بالایی از آب است که منبع عمده‌ی جذب در فرکانس تراهرتز می‌باشد. در نتیجه، گذردهی مختلط آن همانند پوست سهمی از خواص دی‌الکتریک آب را دارد. در واقع، افزایش فرکانس تراهرتز منجر به بیشتر شدن سهم جذب آب می‌شود. در نتیجه، فرایند آرامش Debye ممکن است در محدوده‌ی بالاتر از ۱ تراهرتز شفاف باشد. مدل مخلوط Fitzgerald که ترکیبی از مدل‌های Non-Debye و Debye است، به علت غیر نمایی بودن پاسخ

دی‌الکتریک بافت پستان در فرکانس‌های پایین تراهرتز و اثر آب، برای شبیه‌سازی بافت پستان مناسب می‌باشد.

نتایج نشان می‌دهد که مدل Fitzgerald می‌تواند با دقت بالایی داده‌های آزمایشگاهی بافت‌های چربی، فیبر و بافت سرطانی پستان را برازش کند. به طور خلاصه، این نتایج یک گام به جلو برای درک پاسخ دی‌الکتریک بافت پستان به تابش تراهرتز است و همچنین، امکان استفاده از پارامترهای مدل Fitzgerald در تصویربرداری تراهرتز برای تشخیص سرطان پستان را تأیید می‌کند.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله از خانم دکتر ایما مک‌فرسون برای همکاری در تأمین داده‌های آزمایشگاهی پژوهش تشکر و قدردانی می‌نمایند.

References

1. Truong B, Tuan HD, Fitzgerald AJ, Wallace VP, Nguyen HT. High correlation of double Debye model parameters in skin cancer detection. Proceedings of the 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2014 Aug 27-31; Chicago, IL. 2014. p. 718-21.
2. Wallace VP, Taday PF, Fitzgerald AJ, Woodward RM, Cluff J, Pye RJ, et al. Terahertz pulsed imaging and spectroscopy for biomedical and pharmaceutical applications. Faraday Discuss 2004; 126: 255-63.
3. Truong BC, Tuan HD, Fitzgerald AJ, Wallace VP, Nguyen HT. A dielectric model of human breast tissue in terahertz regime. IEEE Trans Biomed Eng 2015; 62(2): 699-707.
4. Ashworth PC, Pickwell-MacPherson E, Provenzano E, Pinder SE, Purushotham AD, Pepper M, et al. Terahertz pulsed spectroscopy of freshly excised human breast cancer. Opt Express 2009; 17(15): 12444-54.
5. Pickwell E, Fitzgerald AJ, Cole BE, Taday PF, Pye RJ, Ha T, et al. Simulating the response of terahertz radiation to basal cell carcinoma using ex vivo spectroscopy measurements. J Biomed Opt 2005; 10(6): 064021.
6. Lazebnik M, Okoniewski M, Booske JH, Hagness SC. Highly accurate debye models for normal and malignant breast tissue dielectric properties at microwave frequencies. IEEE Microw Wirel Compon Lett 2008; 17(12): 822-4.
7. Truong BC, Tuan HD, Kha HH, Nguyen HT. Debye parameter extraction for characterizing interaction of terahertz radiation with human skin tissue. IEEE Trans Biomed Eng 2013; 60(6): 1528-37.
8. Pickwell-MacPherson E, Fitzgerald AJ, Wallace VP. Breast cancer tissue diagnosis at terahertz frequencies. Proceeding of the SPIE 8221 Optical Interactions with Tissue and Cells XXIII; 2012 Feb 9; New York, NY.
9. Son JH. Terahertz biomedical science and technology. Boca Raton, FL: CRC Press; 2014.
10. Fitzgerald AJ, Pickwell-MacPherson E, Wallace VP. Use of finite difference time domain simulations and Debye theory for modelling the terahertz reflection response of normal and tumour breast tissue. PLoS One 2014; 9(7): e99291.
11. Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. Phys Med Biol 1996; 41(11): 2271-93.
12. Truong B, Tuan H, Fitzgerald A, Wallace V, Nguyen T, Nguyen H. Breast Cancer classification using extracted parameters from a terahertz dielectric model of human breast tissue. Proceedings of the 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2015 Aug 25-29; Milano, Italy. 2015. p. 2804-7.
13. Reid CB, Pickwell-MacPherson E, Laufer JG, Gibson AP, Hebden JC, Wallace VP. Accuracy and resolution of THz reflection spectroscopy for medical imaging. Phys Med Biol 2010; 55(16): 4825-38.
14. Pickwell E, Cole BE, Fitzgerald AJ, Wallace VP, Pepper M. Simulation of terahertz pulse propagation in biological systems. Appl Phys Lett 2004; 84(12): 2190-2.
15. Askari A, Maleki A. A comparative evaluation of double-Debye and Cole-Cole dielectric models in terahertz imaging of skin. Proceedings of the 1st International Conference on New Research Achievements in Electrical and Computer Engineering; 2016 May 12; Tehran, Iran. [In Persian].
16. Askari A, Maleki A. A comparative study of double-Debye and mixture Fitzgerald dielectric models in terahertz regiem for breast cancer detection. Proceedings of the 1st International Conference on New Research Achievements in Electrical and Computer Engineering; 2016 May 12; Tehran, Iran. [In Persian].
17. Kasap SO. Principles of electronic materials and devices. New York, NY: McGraw-Hill; 1997.
18. Ye ZG. Handbook of advanced dielectric, piezoelectric and ferroelectric materials: synthesis, properties and applications. Philadelphia, PA: Elsevier; 2008.

Journal of Isfahan Medical School

Vol. 34, No. 397, 1st Week, November 2016

Received: 02.06.2016

Accepted: 09.07.2016

A Comparative Study on Dielectric Models of Biological Tissues in Terahertz Medical Imaging Applications

Asma Askari[1], Ali Maleki[2]

Original Article

Abstract

Background: Terahertz radiation is non-destructive and hence, in the last two decades it has been of interest to researchers for various applications such as medical imaging. Having an accurate model of the tissue can pave the way for the researches in this field. In the terahertz region, water has high absorption and due to high water content in body tissues, the main mechanism of contrast in terahertz medical imaging in adjacent tissues is the difference in water content. Thus, dielectric models are suitable for modeling body tissues.

Methods: In this study, goodness of fit of double-Debye, Cole-Cole and Fitzgerald dielectric models to experimental data of the body tissues was evaluated. For qualitative assessment, the correlation coefficient between simulated values and experimental data was calculated.

Findings: Skin tissue was more compatible with the double-Debye model; breast tissue was more consistent with the Fitzgerald model and other investigated tissues were compatible with the Cole-Cole model.

Conclusion: Cole-Cole model is a general model, which can achieve a correlation of about 0.9 for a wide variety of tissues. Double-Debye and Fitzgerald models are specific models, which have higher accuracy for skin and breast tissues and whose correlation coefficient is about 0.95.

Keywords: Terahertz, Cancer, Simulation, Dielectric model

Citation: Askari A, Maleki A. **A Comparative Study on Dielectric Models of Biological Tissues in Terahertz Medical Imaging Applications.** J Isfahan Med Sch 2016; 34(397): 1025-31.

1- MSc Student, Department of Bioelectric, School of Biomedical Engineering, Semnan University, Semnan, Iran
2- Assistant Professor, Department of Bioelectric, School of Biomedical Engineering, Semnan University, Semnan, Iran
Corresponding Author: Ali Maleki, Email: amaleki@semnan.ac.ir