

Effects of Cancellous Bone Dielectric Variability on Microwaves Detection Feasibility. A Simulation Study

Jesús E. Fajardo¹, Fernando Vericat¹, C. Manuel Carlevaro^{1,2} and Ramiro M. Irastorza^{1,3}

¹Instituto de Física de Líquidos y Sistemas Biológicos, CONICET - CCT La Plata, La Plata, Buenos Aires, Argentina

²UDB Física, FRBA, Universidad Tecnológica Nacional, CABA, Argentina

³Instituto de Ingeniería y Agronomía, UNAJ, Florencio Varela, Argentina

Abstract— The biological variability and quality of trabecular bone yield variability of its dielectric properties (permittivity and conductivity). The feasibility of detecting such differences was studied in a tomographic array of 16 monopole antennas using z-polarized electromagnetic waves (OEM) at a frequency of 1.3 GHz. Finite-Difference Time-Domain (FDTD) simulations were performed accounting for the documented dielectric variability of cancellous bone. A sensitivity analysis method was proposed in order to identify the parameters that most affect the detection.

Keywords— Finite difference time domain, microwave imaging, bone health.

Resumen— La variabilidad biológica del hueso trabecular y la calidad ósea, provocan una variabilidad en sus propiedades dieléctricas (permitividad y conductividad). Se realizaron simulaciones utilizando Diferencias Finitas en el Dominio del Tiempo (FDTD), tomando en cuenta la variabilidad dieléctrica del hueso trabecular documentada. Se estudió la factibilidad de detectar la mencionada variabilidad en un arreglo tomográfico de 16 antenas monopolo, utilizando ondas electromagnéticas (OEM) a una frecuencia de 1,3 GHz y campo eléctrico polarizado en z. Para analizar los resultados proponemos un método de análisis de sensibilidad con el objetivo de identificar los parámetros que más afectan la detección.

Palabras clave— Diferencias finitas en dominio de tiempo, imágenes por microondas, salud ósea.

I. INTRODUCCIÓN

El desarrollo de sistemas de imágenes por microondas ha despertado especial interés en las últimas décadas, particularmente en el área clínica y biológica [1], por tratarse de un tipo de estudio no-invasivo que adicionalmente tiene la ventaja de utilizar radiación no-ionizante. Recientemente se han empleado este tipo de sistemas en la evaluación de tumores de mama [2], isquemia [3], accidentes cerebrovasculares [4], [5], lesiones pulmonares [6], y calidad ósea [7], entre otros. Estas aplicaciones se basan en la diferencia de las propiedades dieléctricas de los distintos tejidos, principalmente permitividad relativa (ϵ_r) y conductividad (σ). Recientemente, relativo al estudio tomográfico en microondas del calcáneo, Meaney *et al.* [7] obtuvieron la primera imagen *in vivo* a partir de sus propiedades dieléctricas.

Estudios previos han demostrado la relación existente entre la microestructura trabecular y la calidad ósea [8], [9]. El cambio en la microestructura, se encuentra a su vez relacionado con cambios en las propiedades dieléctricas, particularmente en [10], [11] se observaron cambios en las propiedades dieléctricas asociadas al cambio en la relación volumen óseo / volumen total (BV / TV). Una menor BV / TV en el tejido

óseo, se asocia a una mayor porosidad en el hueso trabecular y en consecuencia, a una menor calidad ósea. Motivados por estos resultados, realizamos simulaciones mediante FDTD con un arreglo de antenas similar al propuesto en [7], utilizando imágenes de tomografía computarizada (TAC) de un talón derecho.

El objetivo de este trabajo es estudiar la factibilidad de la evaluación de la calidad ósea mediante imágenes provenientes de microondas. Para esto, proponemos un análisis de sensibilidad modificando el método propuesto en [12] y evaluamos la detección del sistema variando las propiedades dieléctricas del calcáneo.

II. MÉTODOS

En la Fig. 1 se muestra la geometría del modelo realista utilizado, en la cual se observa una vista coronal 2D de un talón derecho de un paciente femenino. De igual manera, se muestra en dicha figura, el mapa de permitividades y conductividades correspondiente a uno de los cortes. Al ser un modelo en dos dimensiones, evaluamos cinco cortes coronales lo que equivale a cinco geometrías diferentes (en la Fig. 1 (a) y (b) se muestran dos de tales cortes). La caja de simulación está compuesta del medio de acoplamiento y un arreglo circular de 16 antenas monopolo dispuestas en un círculo de 15,2 cm de diámetro alrededor del talón.

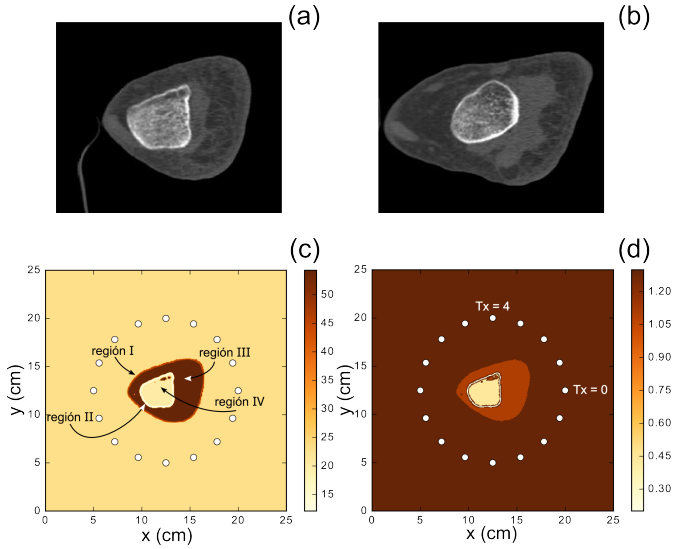


Fig. 1. (a) y (b) corresponden, respectivamente a imágenes de TAC del último y el primer corte coronal utilizados para la simulación. (c) y (d) son, respectivamente, el mapa de permitividad y conductividad del corte (a). En (c) se indican las distintas regiones en las que se dividió la muestra. En (d) se observan, a modo de referencia, las posiciones de las antenas $Tx = 0$ y $Tx = 4$.

A. Método numérico y condiciones de contorno

El modelo considerado fue 2D, es decir, con dimensiones infinitas en z . Las ecuaciones de Maxwell fueron resueltas numéricamente utilizando FDTD, implementado mediante el paquete de software MEEP [13]. La antena transmisora (Tx) emite OEM polarizadas en z (modo TM), de la forma $E_z \propto e^{j\omega t}$ (con $\omega = 2\pi f$ donde f es la frecuencia, en nuestro caso, de 1,3 GHz), las cuales son recibidas por el resto de las antenas receptoras (Rx). La resolución espacial de la grilla fue de 0,5 mm y el factor de Courant fue de $S = 0,5$. Las condiciones de contorno utilizadas fueron de absorción total de las OEM sin reflexión en los bordes de la caja de simulación (condición PML, por sus siglas en inglés).

A manera de validación, se evaluó la solución teórica propuesta por [14] para un cilindro con propiedades dieléctricas similares a las del tejido trabecular rodeado de un medio de acoplamiento, emitiendo a la misma frecuencia y con el mismo arreglo de antenas.

El procesamiento de los datos e imágenes fueron desarrollados en Python con las herramientas Scipy [15] y Scikit-image [16].

B. Características físicas del modelo

En la Tabla I se muestran las propiedades dieléctricas utilizadas de los tejidos incluidos en el modelo, estas fueron tomadas de los trabajos de Gabriel *et al.* [17], [18] (y las referencias allí incluidas), base de datos disponible en línea y actualizada por [19].

El tobillo se dividió en cuatro regiones (ver Fig. 1 (c)): piel, músculo y tendones, hueso cortical, y hueso trabecular. En el caso particular del hueso trabecular (el tejido de interés de este trabajo), Irastorza *et al.* [10] midieron *in vitro* muestras provenientes de cabeza de fémur de pacientes sometidos a reemplazo de cadera a 1,2 GHz. Dichos valores resultaron superiores a los presentados en [17] (datos provenientes de cráneos ovinos). Los valores presentados por [18] fueron

TABLE I
PROPIEDADES DIELECTRICAS DE LOS TEJIDOS INVOLUCRADOS A 1,3 GHZ. TODOS LOS DATOS FUERON EXTRAÍDOS DE [19], A EXCEPCIÓN DE *, LA CUAL FUE EXTRAÍDA DE [17] Y ** DE [7].

Tejido	ϵ_r	$\sigma(\text{Sm}^{-1})$
Piel (Húmeda)*	44,8	1,00
Músculo	54,3	1,10
Hueso cortical	12,1	0,20
Hueso trabecular	20,1	0,44
Medio de acoplamiento**	23,3	1,30

medidos a 23 °C en muestras humanas (*in vitro*), lo cual da valores de 18,2 y 0,38 Sm^{-1} para la permitividad y conductividad, respectivamente. Hasta ahora, las únicas medidas *in vivo* en calcáneo, fueron llevadas a cabo por Meaney *et al.* [11]. Los valores para ϵ_r van desde 12,5 hasta 16,7 y los de σ desde 0,53 a 0,92 Sm^{-1} . Por estas razones, los valores simulados en el modelo para permitividad y conductividad cubren los intervalos $\epsilon_r \in [12,5, 20,1]$ y $\sigma \in [0,44, 0,92]$ Sm^{-1} , respectivamente.

Además de los parámetros físicos se calcularon algunos parámetros geométricos de los cinco cortes coronales. Se calcularon las áreas del corte de tobillo (área total, TA) y del tejido de interés, el caláneo (BA). Particularmente, consideraremos la relación área hueso / área total (BA / TA).

C. Parámetro de sensibilidad

La sensibilidad de un sistema, corresponde a la mínima entrada de un sistema físico que resulta en una salida detectable. En el modelo realista aquí presentado, se evalúa la respuesta de la señal de salida respecto de cambios de permitividad y conductividad en el hueso trabecular. En las simulaciones, hemos definido el parámetro de dispersión (parámetro-S) como el coeficiente de transmisión entre la antena j (transmisora, Tx) y la k (receptora, Rx). Esto es, $S^{jk} = E_z^k / E_z^j$ (donde E_z^k es el campo eléctrico en Rx y E_z^j en Tx a lo largo de z). Esta definición se corresponde directamente con lo que mediría un analizador de redes.

Para observar los patrones de distribución de los parámetros S de cada antena los hemos normalizado con el medido en el medio de acoplamiento:

$$\left| \frac{S_s^{jk}}{S_b^{jk}} \right| = \left| \frac{S_s^{jk}(\epsilon_r, \sigma)}{S_b^{jk}(\epsilon_b, \sigma_b)} \right|, \quad (1)$$

donde S_s^{jk} y S_b^{jk} son, respectivamente, los coeficientes de transmisión del modelo para un parámetro general y aquel calculado solo con el medio de acoplamiento (sin el tobillo). Para estimar la sensibilidad del sistema proponemos promediar los parámetros S en las antenas donde la magnitud de la variación (respecto del medio de acoplamiento) es más significativa. En particular, en nuestro caso, las 7 antenas opuestas a la antena emisora. Por ejemplo, si la antena transmisora es $Tx = 0$ entonces el parámetro S promedio calculado será:

$$\bar{S}_{j=0} = \frac{1}{7} \sum_{k=5}^{11} |S_s^{0k}|. \quad (2)$$

De esta manera, para evaluar el efecto debido a un cambio en la conductividad fijamos la permitividad al valor medio $\epsilon_r =$

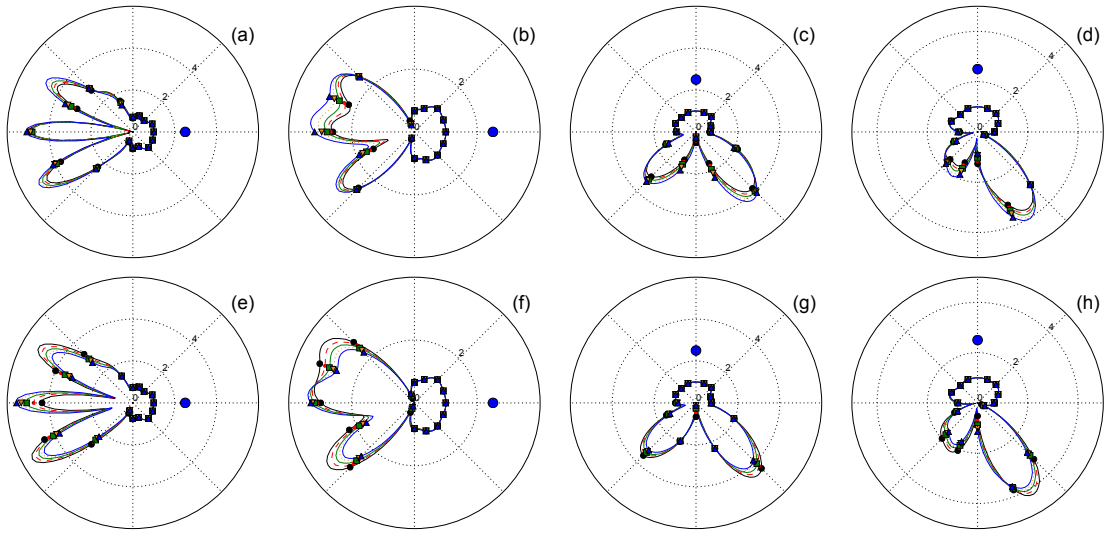


Fig. 2. Gráfico polar calculado a partir de Ec. 1. (a-d) corresponden a variaciones respecto de ε_r para $\sigma = 0,68 \text{ Sm}^{-1}$, los valores utilizados para ε_r , fueron: 12,5, 14,4, 16,3, 18,2 y 20,1, correspondientes, respectivamente a: línea negra continua, línea discontinua roja, línea continua verde, línea punteada amarilla, línea continua azul. (e-h) corresponden a gráficos polares respecto de σ para $\varepsilon_r = 16,3$, los valores utilizados para σ , fueron: 0,44, 0,56, 0,68, 0,80, y 0,92 Sm^{-1} , correspondientes, respectivamente a: línea negra continua, línea discontinua roja, línea continua verde, línea punteada amarilla, línea continua azul. La posición de la antena transmisora se identifica con un círculo azul. Las distintas figuras geométricas más pequeñas corresponden a las antenas receptoras. Las figuras (a),(c),(e),(g), corresponden al corte coronal de menor relación BA / TA. Las figuras (b),(d),(f),(h), corresponden al corte coronal de mayor relación BA / TA.

16,3 y se varía σ en el rango descrito en la subsección II-B. Luego se estima (similar a [12]):

$$\frac{\partial \bar{S}_j}{\partial \sigma} \approx \frac{\Delta \bar{S}_j}{\Delta \sigma} \quad (3)$$

Se procede de manera análoga para evaluar el efecto de una variación en la permitividad relativa.

III. RESULTADOS

En la Fig. 2 se observan distintos patrones de distribución calculados a partir de la Ec. 1. Variaciones tanto en la relación BA / TA, como variaciones geométricas, así como de posición de las antenas y de ε_r y σ , se reflejan en cambios en dichos patrones.

Un ejemplo de evaluación de sensibilidad en la detección de variaciones de ε_r y σ en el hueso trabecular, se observa en la Fig. 3. Se evalúa un par de posiciones de antenas transmisoras perpendiculares entre si y dos cortes (con distintas relaciones BA / TA). Una mayor sensibilidad se observa en el caso de variaciones de σ . Se observa también que es mayor la señal promedio recibida cuando BA / TA es menor.

La sensibilidad en la detección es evaluada para todos los cortes respecto de la relación BA / TA en la Fig. 4. Aquí se muestran los valores correspondientes a estimaciones de $\frac{\partial \bar{S}_j}{\partial \sigma}$ y $\frac{\partial \bar{S}_j}{\partial \varepsilon_r}$ (valor medio de dichas pendientes). Estos datos indican una mejor sensibilidad en cortes transversales con una menor relación BA / TA.

Las soluciones analíticas (recibiendo también con las 7 antenas opuestas al emisor) muestran, de igual manera, valores positivos de $\frac{\partial \bar{S}_j}{\partial \varepsilon_r}$ del orden de 10^{-6} y negativos de $\frac{\partial \bar{S}_j}{\partial \sigma}$ del orden de 10^{-4} , para un modelo como el descrito en II-A.

IV. CONCLUSIONES

Los resultados de las simulaciones presentadas en este trabajo, indican variaciones en los patrones de distribución

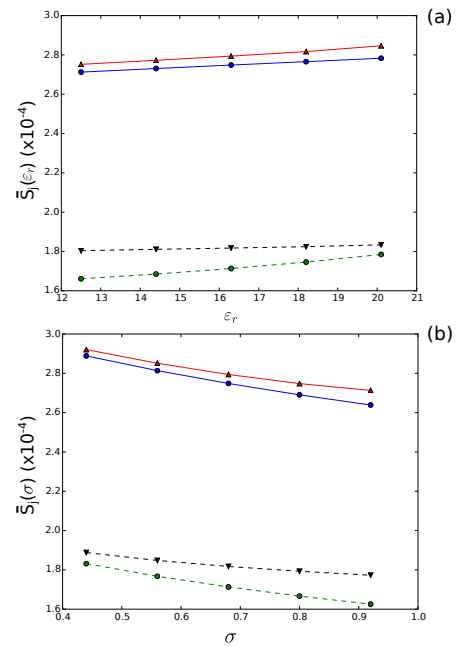


Fig. 3. Promedio del parámetro-S (calculado a partir de la Ec. 2) respecto de ε_r (a) y σ (b). Las líneas continuas corresponden al corte transversal con menor relación BA / TA para 2 posiciones de la antena transmisora. Las líneas discontinuas corresponden al corte transversal con mayor relación BA / TA para 2 posiciones de la antena transmisora. Los triángulos corresponden a la antena transmisora Tx = 4, los círculos corresponden a la antena transmisora Tx = 0.

del parámetro-S, tanto con cambios en la permitividad, como con variaciones de la conductividad en el hueso trabecular. Sin embargo, variaciones en la conductividad presentan una sensibilidad considerablemente superior (de 1 a 2 órdenes de magnitud) a la sensibilidad en la detección de cambios en la permitividad. De igual forma, una mejora en la detección es lograda en cortes coronales con menor relación BA / TA. La detección experimental se encuentra limitada principal-

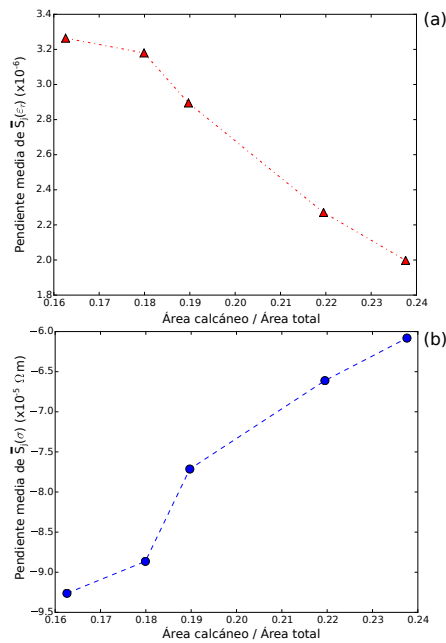


Fig. 4. Valores medios de las pendientes, promediados para 4 posiciones (separadas cada $\pi/2$) de las antenas transmisoras. Los triángulos rojos en (a) corresponden al valor de la pendiente media $\frac{\partial \bar{S}_j}{\partial \epsilon_r}$ respecto a la relación BA / TA. Los círculos azules en (b) corresponden al valor de la pendiente media $\frac{\partial \bar{S}_j}{\partial \sigma}$ respecto a la relación BA / TA.

mente por la relación señal/ruido del sistema (SNR) y el rango dinámico (RD), haciendo necesarios experimentos a fin de verificar si la SNR es menor a la sensibilidad de detección aquí reportada. El RD necesario para la detección de variaciones, cuya magnitud corresponda a valores similares a los resultados aquí reportados, es del orden de ~ 50 dB (calculado a partir de $20 \log \frac{S_{jmax}}{\Delta S_{jmin}}$). El sistema propuesto recientemente por [20] (con una geometría similar a la acá descrita), posee un RD considerablemente superior (~ 110 dB), lo cual indicaría la factibilidad de detectar las variaciones dieléctricas del hueso trabecular. Se sugiere, para futuros trabajos que estudien el problema directo acá evaluado, considerar adicionalmente variaciones de otros parámetros físicos y su influencia en la detección –parámetros tanto de la muestra, como de las antenas y las OEM utilizadas– así como la correspondiente verificación experimental a fin de validar los resultados de este trabajo.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue financiado con fondos del proyecto PIO CONICET–UNAJ 0001. Agradecemos la colaboración de la Dra. Guadalupe Irastorza (Centro de Diagnóstico MON, La Plata) quien proporcionó las imágenes provenientes de TAC.

REFERENCIAS

- [1] M. Pastorino, *Microwave imaging*. John Wiley & Sons, 2010, vol. 208.
- [2] P. M. Meaney, M. W. Fanning, T. Raynolds, C. J. Fox, Q. Fang, C. A. Kogel, S. P. Poplack, and K. D. Paulsen, "Initial clinical experience with microwave breast imaging in women with normal mammography," *Academic radiology*, vol. 14, no. 2, pp. 207–218, 2007.
- [3] S. Y. Semenov, R. H. Svenson, A. E. Bulyshev, A. E. Souvorov, A. G. Nazarov, Y. E. Sizov, V. G. Posukh, A. V. Pavlovsky, P. N. Repin, and G. P. Tatsis, "Spatial resolution of microwave tomography for detection of myocardial ischemia and infarction-experimental study on two-dimensional models," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 48, no. 4, pp. 538–544, 2000.
- [4] S. Y. Semenov and D. R. Corfield, "Microwave tomography for brain imaging: Feasibility assessment for stroke detection," *International Journal of Antennas and Propagation*, vol. 2008, 2008.
- [5] M. Persson, A. Fhager, H. D. Trefná, Y. Yu, T. McKelvey, G. Pegenius, J.-E. Karlsson, and M. Elam, "Microwave-based stroke diagnosis making global prehospital thrombolytic treatment possible," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 61, no. 11, pp. 2806–2817, 2014.
- [6] Y. Chen and P. Kosmas, "Detection and localization of tissue malignancy using contrast-enhanced microwave imaging: Exploring information theoretic criteria," *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 59, no. 3, pp. 766–776, 2012.
- [7] P. M. Meaney, D. Goodwin, A. H. Golnabi, T. Zhou, M. Pallone, S. D. Geimer, G. Burke, and K. D. Paulsen, "Clinical microwave tomographic imaging of the calcaneus: a first-in-human case study of two subjects," *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 59, no. 12, pp. 3304–3313, 2012.
- [8] E. Sornay-Rendu, S. Boutroy, F. Munoz, and P. D. Delmas, "Alterations of cortical and trabecular architecture are associated with fractures in postmenopausal women, partially independent of decreased BMD measured by DXA: the OFELY study," *Journal of bone and mineral research*, vol. 22, no. 3, pp. 425–433, 2007.
- [9] S. Boutroy, M. L. Bouxsein, F. Munoz, and P. D. Delmas, "In vivo assessment of trabecular bone microarchitecture by high-resolution peripheral quantitative computed tomography," *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, vol. 90, no. 12, pp. 6508–6515, 2005.
- [10] R. M. Irastorza, E. Blangino, C. M. Carlevaro, and F. Vericat, "Modeling of the dielectric properties of trabecular bone samples at microwave frequency," *Medical & biological engineering & computing*, vol. 52, no. 5, pp. 439–447, 2014.
- [11] P. M. Meaney, T. Zhou, D. Goodwin, A. Golnabi, E. A. Attardo, and K. D. Paulsen, "Bone dielectric property variation as a function of mineralization at microwave frequencies," *Journal of Biomedical Imaging*, vol. 2012, p. 7, 2012.
- [12] K. Moussakhani, J. J. McCombe, and N. K. Nikolova, "Sensitivity of microwave imaging systems employing scattering-parameter measurements," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 62, no. 10, pp. 2447–2455, 2014.
- [13] A. F. Oskooi, D. Roundy, M. Ibanescu, P. Bermel, J. D. Joannopoulos, and S. G. Johnson, "MEEP: A flexible free-software package for electromagnetic simulations by the FDTD method," *Computer Physics Communications*, vol. 181, pp. 687–702, January 2010.
- [14] S. Arslanagic and O. Breinbjerg, "Electric-line-source illumination of a circular cylinder of lossless double-negative material: an investigation of near field, directivity, and radiation resistance," *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, vol. 48, no. 3, pp. 38–54, 2006.
- [15] E. Jones, T. Oliphant, P. Peterson *et al.*, "SciPy: Open source scientific tools for Python," 2001–, [Online; accessed today]. [Online]. Available: <http://www.scipy.org/>
- [16] S. Van der Walt, J. L. Schönberger, J. Nunez-Iglesias, F. Boulogne, J. D. Warner, N. Yager, E. Gouillart, and T. Yu, "scikit-image: image processing in python," *PeerJ*, vol. 2, p. e453, 2014.
- [17] S. Gabriel, R. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: Iii. parametric models for the dielectric spectrum of tissues," *Physics in medicine and biology*, vol. 41, no. 11, p. 2271, 1996.
- [18] C. Gabriel, "Compilation of the dielectric properties of body tissues at rf and microwave frequencies." DTIC Document, Tech. Rep., 1996.
- [19] P. Haggall, F. Di Gennaro, C. Baumgartner, E. Neufeld, M. Gosselin, D. Payne, A. Klingeböck, and N. Kuster, "It is database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues. version 2.6, january 13th. 2015," 2015.
- [20] N. Epstein, P. Meaney, and K. Paulsen, "3d parallel-detection microwave tomography for clinical breast imaging," *Review of Scientific Instrument*, vol. 85, no. 12, p. 124704, 2014.