

Análisis y Simulación de la Propagación Electromagnética en Comunicaciones Subdermiales: Comparativa entre las Bandas MedRadio (403 MHz) y ISM (2.4 GHz).

Resumen: Este proyecto de investigación analiza la viabilidad técnica de las comunicaciones inalámbricas para dispositivos médicos implantables (IMDs) dentro del cuerpo humano. Utilizando **MATLAB**, se ha desarrollado un simulador de canal basado en las propiedades dieléctricas del tejido muscular (permitividad y conductividad), modelando la atenuación específica mediante las ecuaciones de propagación en medios disipativos:

Ley de Ampère-Maxwell:

$$\nabla \times \mathbf{B} = \mu \left(\mathbf{J} + \epsilon \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \right) [1.]$$

De esta fórmula podemos deducir a partir del término de la densidad de corriente, que representa las pérdidas por conducción en el tejido muscular, que son muchos mayores a 2.4 GHz:

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E} [2.]$$

Como visto en los datos aportados de **IT'IS Foundation Database**:

Permitividad relativa (ϵ)	57.1	52.7
Conductividad (σ)	0.79 S/m	1.74 S/m

Ley de Faraday:

$$\nabla \times \mathbf{E} = - \frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} [3.]$$

La constante de atenuación (α):

Es la fórmula que define cuánto campo eléctrico se pierde por cada metro que avanza la onda.

$$\alpha = \omega \sqrt{\frac{\mu \epsilon}{2} \left(\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{\omega \epsilon} \right)^2} - 1 \right)} [4.]$$

Conversión a dB:

$$\text{Loss (dB/m)} = \alpha \cdot 8.686 [5.]$$

La Potencia Recibida (P_r):

$$P_r = P_t - (L \cdot d) - X_\sigma [6.]$$

Se ha realizado un estudio comparativo entre la banda **MedRadio (403-405 MHz)** regulado por la FCC y la ETSI bajo el nombre de *Medical Implant Communication Service* (MICS). Es la banda estándar para marcapasos y desfibriladores porque tiene el mejor equilibrio entre tamaño de antena y penetración en tejido. Y la banda **ISM (2.4 GHz)** el estándar IEEE 802.15.6 la clasifica como "Banda Estrecha" (NB) para dispositivos sobre la piel o de muy corto alcance debido a

la alta absorción de las moléculas de agua a esa frecuencia. Los resultados demuestran que la banda de 2.4 GHz sufre una atenuación significativamente mayor (aprox. **3.9 dB/cm**) debido a las pérdidas dieléctricas del tejido, lo que reduce drásticamente el margen de enlace en comparación con los **2.1 dB/cm** observados a 403 MHz.

La simulación incluye un análisis de **Link Budget**; El estándar MICS limita la potencia máxima a **25 microvatios (EIRP)**, que son exactamente **-16 dBm**. Esto se hace por dos razones:

No interferir con otros radares meteorológicos.

Seguridad térmica: Evitar que el SAR (tasa de absorción específica) caliente el tejido vivo.

Un chip de radio moderno (como los de Nordic Semiconductor o Texas Instruments) suele tener una sensibilidad de entre -90 y -105 dBm.

Se procede a este análisis con componentes de **Shadowing** estocástico, demostrando que, aunque ambas bandas son teóricamente funcionales a distancias cortas, la banda de 403 MHz ofrece una robustez y eficiencia energética muy superior, alineándose con los estándares internacionales **IEEE 802.15.6**. Este estudio proporciona una base sólida para el diseño de redes de sensores corporales (WBAN) seguras y de bajo consumo.

Para cuantificar el impacto de las propiedades dieléctricas mencionadas, se ha implementado un modelo computacional en MATLAB. En la **Ilustración 1** se presenta la evolución de la pérdida de trayectoria (Path Loss) en función de la profundidad, donde se hace evidente la divergencia entre ambas bandas de frecuencia debido a la disipación energética en el tejido.

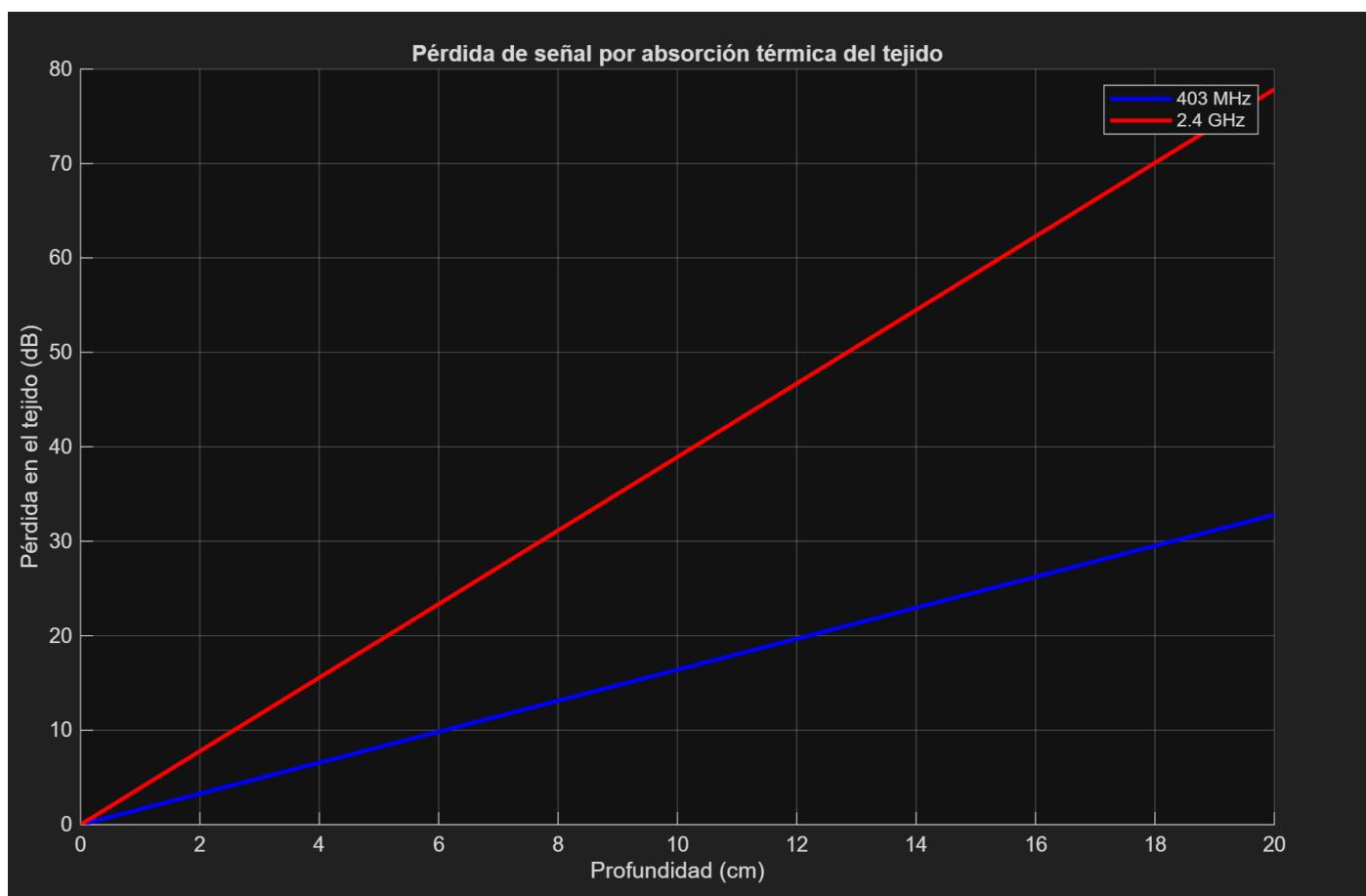


Ilustración 1 Atenuación específica en tejido muscular. Se observa una pendiente significativamente mayor para la banda de 2.4 GHz debido a las pérdidas dieléctricas.

Para dotar a la simulación de un mayor realismo biológico, se ha incorporado un componente de **ruido log-normal (shadowing)**. Como visto en **Sayrafian-Pour, K., et al. (2009): "A Statistical Path Loss Model for Medical Implant**

Communication Channels": este término probabilístico permite modelar las fluctuaciones de potencia causadas por la heterogeneidad de los tejidos, los cambios en la postura del paciente y los pequeños desvanecimientos de la señal que ocurren en un entorno clínico real, más allá de la pérdida determinista por distancia.

$$P_r(d) = P_t - PL(d) + X_\sigma[7.]$$

Una vez determinada la tasa de atenuación, es imperativo evaluar la fiabilidad del enlace frente a un receptor real. La **Ilustración 2** muestra el presupuesto de enlace (Link Budget) resultante, comparando la potencia recibida final frente al umbral de sensibilidad de -100 dBm, permitiendo identificar la profundidad crítica de fallo para cada tecnología.

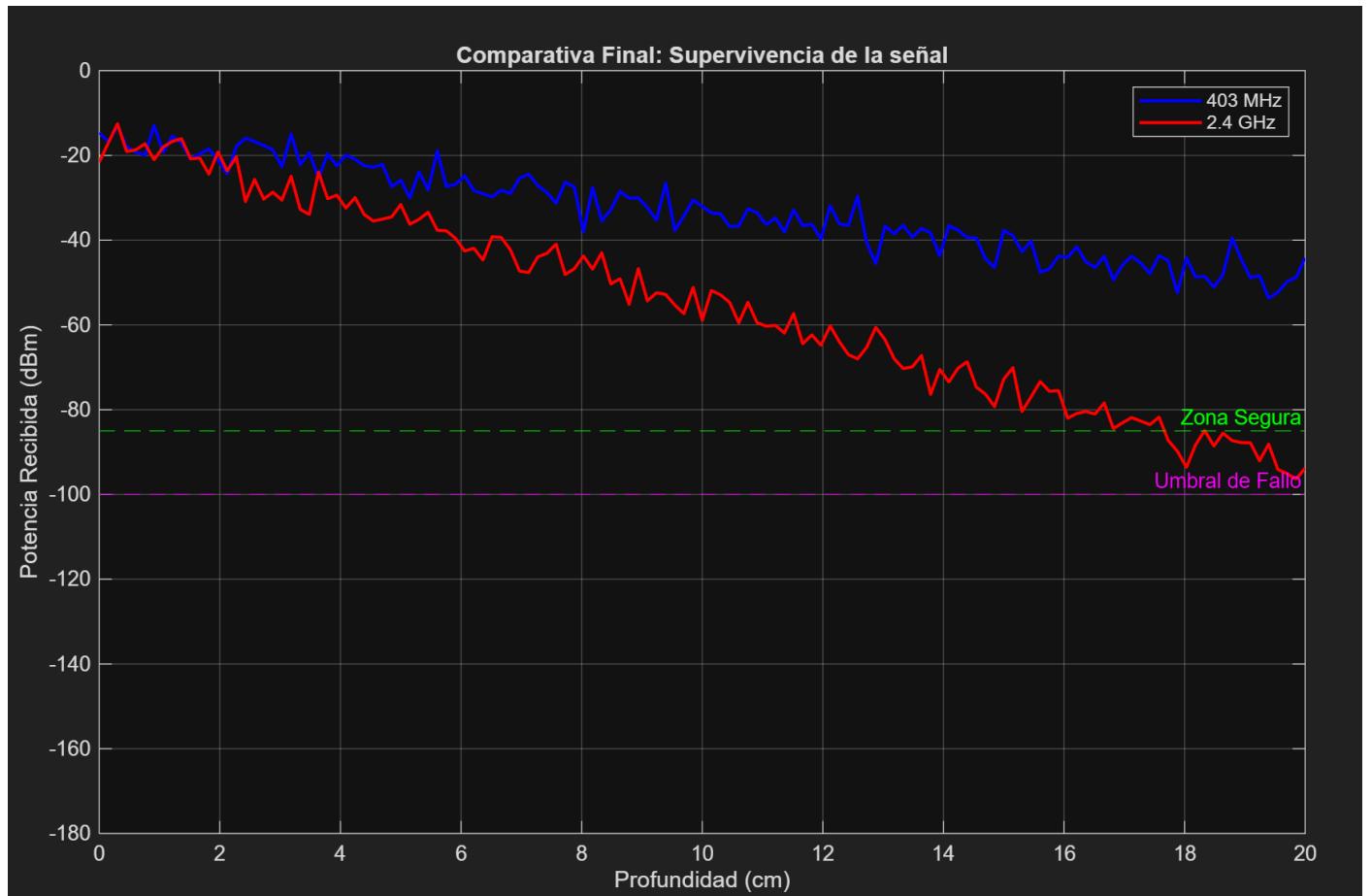


Ilustración 2 Simulación del presupuesto de enlace (Link Budget). El margen de seguridad de la banda MedRadio (403 MHz) garantiza la estabilidad frente al umbral crítico de -100 dBm.

ANEXO BIBLIOGRAFÍA

1. Estándares Internacionales

- **IEEE Standard 802.15.6-2012:** "Standard for Local and Metropolitan Area Networks - Part 15.6: Wireless Body Area Networks".
- **FCC 47 CFR Part 95:** "Medical Device Radiocommunication Service (MedRadio)".

2. Propiedades Dieléctricas de los Tejidos

- **IT'IS Foundation Database:** "Dielectric properties of body tissues".
- **Gabriel, S., Lau, R. W., & Gabriel, C. (1996):** "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz".

3. Modelado de Canal y Atenuación

- **Kurihara, A., et al. (2010):** "Experimental Channel Predictive Model for Implantable Medical Devices". (IEEE Transactions).
- **Sayrafian-Pour, K., et al. (2009):** "A Statistical Path Loss Model for Medical Implant Communication Channels".
- **Chavez-Santiago, R., et al. (2012):** "Propagation Models for IEEE 802.15.6 Standardization of Low-Power WBANs".