

# Modelos eléctricos aproximados de tejido humano Para análisis de respuesta ante influencia de ondas electro- magnéticas a distintas frecuencias

Ángel Eduardo Elizondo<sup>1</sup>

## Resumen

El importante rango de variación en los valores de  $\vec{E}$  (intensidad de campo eléctrico) y  $\vec{P}$  (densidad de potencia electromagnética) permitidos para la transmisión de las ondas electromagnéticas genera incertidumbre al momento de diagnosticar el efecto de las Radiaciones No Ionizantes (en adelante RNI) en la salud pública.

Actualmente no existe seguridad, ni garantía que las emisiones de las RNI no dañen la salud de la población ni contaminen el medio ambiente.

Frente a esta situación se proponen, en este trabajo, tres modelos eléctricos aproximados de tejido humano para ser simulados en software, realizando el barrido de frecuencias pertinente; obteniendo en una simulación controlada el efecto de las RNI en el tejido humano.

Con el objetivo de mejorar precisiones y verificar el modelo propuesto se espera, en una segunda etapa, con tejidos reales e instrumental específico, realizar la contrastación de los modelos propuestos.

Esta investigación se realizó como parte de una Tesis de Grado, dentro del marco del proyecto PID 014/2007, financiado por FONCyT y que lleva adelante el Grupo de Comunicaciones de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional del Comahue, siendo adoptante, la Municipalidad de la Ciudad de Neuquén.

**Palabras clave:** Modelos eléctricos; tejido humano; radiaciones no ionizantes; ondas electromagnéticas.

---

<sup>1</sup> Departamento de Electrotecnia. Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional del Comahue, Argentina

## Abstract

The large range of variation in the values of  $\vec{E}$  (electric field intensity) and  $\vec{P}$  (electromagnetic power density) allowed for the transmission of electromagnetic waves generates uncertainty when diagnosing the effect of Non-Ionizing Radiation (NIR) on human health.

At present there is no certainty or assurance that NIR emissions do not harm the health of the population or contaminate the environment.

In the face of such situation this paper proposes three approximate electric models of human tissue to be simulated with software, conducting the relevant frequency sweep to obtain in a controlled simulation the effect of RNI on human tissue.

In order to achieve more accuracy and verify the proposed model a second stage is planned to test the proposed model using real tissues and specific instruments.

This research was conducted as part of an Undergraduate Thesis of Electronic Engineering, within the scope of the PID 014/2007 project funded by FONCyT and managed by the Communications Group of the Engineering Faculty of the National University of Comahue, with the support of the Municipality of the City of Neuquén.

**Key words:** Electric models; human tissue; Non-Ionizing Radiation; electromagnetic waves.

## I. Fundamentación

El análisis y tratamiento del llamado *electrosmog*; esto es, la contaminación del medio ambiente con ondas electromagnéticas y su influencia en la salud pública, se ha transformado en una necesidad en los tiempos que corren porque a nadie escapa que vivimos en medios “poblados” de elementos que las producen.

Del análisis de los valores de intensidad de campo eléctrico y densidad de potencia electromagnética permitidos por los organismos oficiales, se advierte un rango de variación importante. Frente a esta realidad no se puede aseverar ni dejar de hacerlo de cuáles son los valores que realmente afectan los tejidos humanos.

Por lo expuesto, dentro del marco del Proyecto enunciado se propone una línea de investigación tendiente a modelar eléctricamente los tejidos humanos, simularlos en softwares adecuados, hacer los barridos de frecuencias correspondientes y sacar las conclusiones que permitan definir los efectos en estos frente a distintas potencias y rangos de frecuencias.

Por el tipo de contenidos tratados, se está trabajando con el apoyo y cooperación de la Facultad de Medicina de la UNCOMA.

## II. La Célula

Desde el punto de vista del objetivo de este artículo, se destacan algunos aspectos de interés.

La unidad viva básica del tejido humano es la célula. Cada tejido es un agregado de muchas células diferentes que se mantienen unidas mediante estructuras de soporte intercelulares.

El cuerpo humano contiene alrededor de 100 billones de células, las cuales son muy diferentes entre sí, pero presentan determinadas características básicas que son similares. Por ejemplo, en todas las células se cumple que los mecanismos químicos generales que permiten transformar los nutrientes en energía, son básicamente los mismos. De la misma forma liberan los productos finales de sus reacciones químicas en los líquidos circundantes.

Además, prácticamente todas las células tienen la capacidad de reproducirse formando otras de su misma especie. Por ello, cuando se destruyen células de un tipo en particular, otras de su misma clase se encargan de regenerarlas [1].

## A. Estructura Básica de una Célula

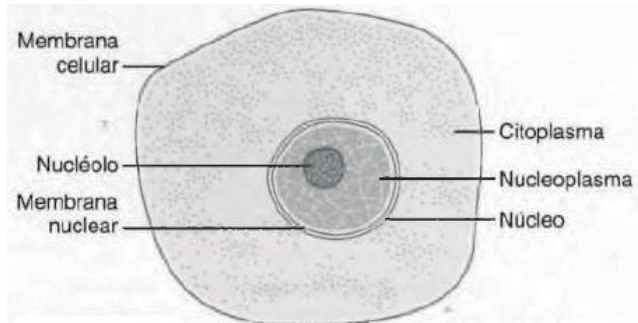


Figura 1. Estructura básica de una célula [1].

### A.1 El Núcleo

Es el centro de control de la célula. Contiene grandes cantidades de ADN (genes), que son los encargados de determinar las características de las proteínas celulares y las enzimas intracelulares que controlan las actividades citoplasmáticas y nucleares. Los genes también son los encargados de controlar y promover la reproducción celular [1].

### A.2 El Citoplasma

El citoplasma contiene orgánulos e inclusiones en un gel acuoso llamado matriz citoplasmática. La matriz está compuesta por solutos ( $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$  y  $\text{Ca}^{2+}$ ) y moléculas orgánicas como los lípidos, ácidos ribonucleicos (RNA), las proteínas. La célula se encarga de controlar la concentración de los solutos en la matriz, dependiendo de la actividad metabólica que necesite llevar a cabo [2]. El citoplasma puede considerarse como una solución salina altamente conductora con una gran concentración de material orgánico.

### A.3 La Membrana

La membrana plasmática consiste en una bicapa lipídica, de entre 7 y 10 nm de espesor, que separa el medio intracelular del extracelular, impidiendo el paso del agua y sustancias hidrosolubles, exceptuando casos especiales de difusión simple. En ella, se disponen diversas proteínas, las cuales actúan como canales y permiten el transporte de iones y moléculas pequeñas entre el exterior y el interior celular. Dependiendo de la actividad metabólica, como se mencionó anteriormente, la célula varía la concentración de aniones y cationes dentro y fuera de sí misma, dando lugar a una diferencia de potencial llamada potencial transmembrana (PTM), cuyo valor oscila entre 10 y 100 mV (más positivo en el interior). Sin embargo, para una célula en reposo, es decir, inactiva, este potencial es de 70 mV aproximadamente. Por otro

lado, la membrana es equivalente al espacio entre las dos placas de un capacitor con una capacidad de  $1 \mu\text{F}/\text{cm}^2$  aproximadamente [1], [2], [3], [4].

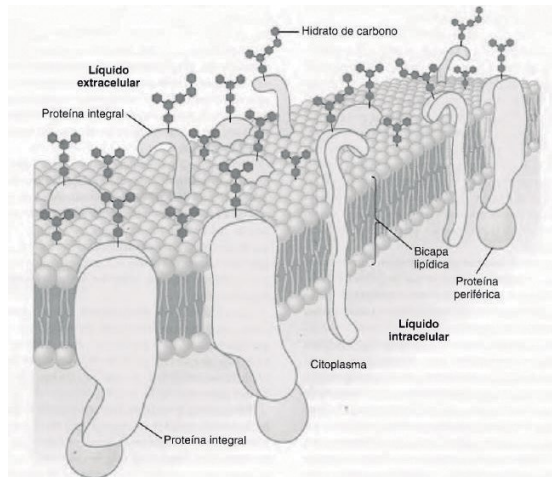


Figura 2. Membrana plasmática de una célula [1].

### III. Propiedades dieléctricas de los materiales biológicos

El tejido es un material heterogéneo que contiene agua, moléculas orgánicas disueltas, macromoléculas, iones y materia insoluble. Todos estos elementos están organizados en estructuras celulares y subcelulares formando unidades macroscópicas y tejidos duros y blandos. La presencia de iones juega un papel importante en la interacción con un campo eléctrico, proporcionando medios para la conducción iónica y efectos de polarización[5].

La respuesta de toda materia a una onda electromagnética (OEM) viene descrita por las ecuaciones de Maxwell. Según éstas, aquella depende de los parámetros intrínsecos de la materia: la permeabilidad  $\mu$ , la permitividad  $\epsilon$  y la conductividad  $\sigma$ . La mayor parte de la materia biológica tiene una permeabilidad magnética similar a la del vacío  $\mu_0$ , por lo que el análisis de su respuesta cuando se excita con frecuencias distintas se centra en la conductividad y en la permitividad relativa a la del vacío. Estos parámetros constitutivos de la materia proporcionan, por un lado, la capacidad para permitir el movimiento de portadores de carga y, por otro, una medida de su polarizabilidad [5].

Por otra parte, los parámetros intrínsecos de los materiales biológicos son dependientes de la frecuencia, es decir, que los valores de los mismos varían con el cambio de frecuencia de la señal electromagnética a la que se encuentran expuestos. Esta dependencia es la responsable de que los tejidos se comporten como sistemas no lineales.

Para realizar el análisis del comportamiento de un tejido bajo la influencia de un campo eléctrico se realiza un espectro dieléctrico, a través del cual se puede determinar la permitividad y conductividad para un rango determinado de frecuencias. El espectro dieléctrico de un tejido con un alto contenido de agua se muestra en la siguiente Figura:

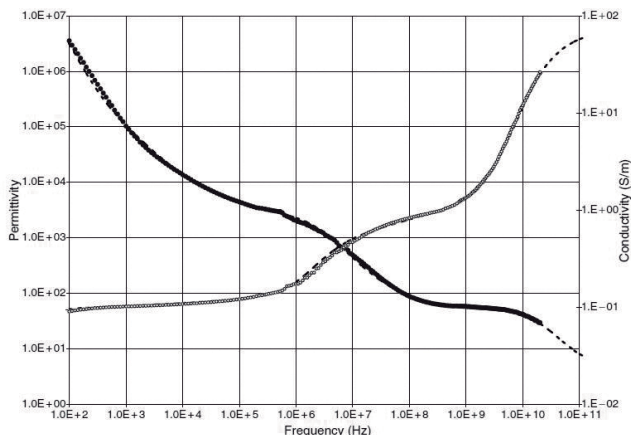


Figura 3. Espectro dieléctrico de un tejido con alto contenido de agua [6].

En base al gráfico anterior se pueden observar tres regiones principales llamadas “de dispersión” en las cuales la conductividad y la permitividad presentan una velocidad de cambio distinta con respecto a la frecuencia [5], [6]. Estas dispersiones se clasifican en:

*Dispersión  $\alpha$* : se produce a bajas frecuencias, por debajo de 1 MHz aproximadamente, y se debe a las relajaciones hidrodinámicas, corrientes inducidas de convección electro-osmóticas, electroforesis de la partícula, polarización de la membrana, entre otros. En esta zona la célula es poco conductora comparada con el medio extracelular.

*Dispersión  $\beta$* : se presenta para frecuencias entre 1 MHz y 10 MHz aproximadamente. Esta dispersión se origina principalmente por la carga capacitiva de la membrana celular, las dispersiones de origen estructural, la polarización interfacial Maxwell-Wagner en la interface membrana-electrolito, o debidas a la dependencia frecuencial de la orientación de dipolos moleculares, llamadas dispersiones Debye.

*Dispersión  $\gamma$* : esta dispersión se produce a frecuencias superiores de 10 MHz, y se origina principalmente por la relajación dieléctrica del agua y las pérdidas dieléctricas de las moléculas polares.

#### IV. Interacción de la electricidad con los tejidos

A partir de la interacción de la corriente eléctrica con los tejidos biológicos se definen sus propiedades eléctricas, las cuales están estrechamente relacionadas con el tipo de tejido, estructura y frecuencia de la señal. Esta última dependencia permite considerar al tejido como un material conductor, para altas frecuencias (HF), o como un dieléctrico, a bajas frecuencias (LF) [7].

Debido a la capacidad que presentan las membranas plasmáticas, a bajas frecuencias la célula presenta una impedancia muy alta y la corriente eléctrica solo circula por el medio extracelular. En cambio a frecuencias más elevadas, la membrana se comporta como un cortocircuito, permitiendo que la corriente circule por el medio intra y extracelular.

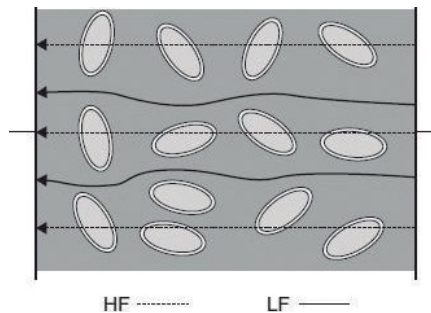


Figura 4. Flujo de corriente eléctrica en un tejido [7].

#### V. Aproximación a una línea de transmisión

Como ya se dijo, la propagación de las ondas electromagnéticas (OEM) en un medio depende de sus parámetros intrínsecos (permeabilidad  $\mu$ , permitividad  $\epsilon$  y conductividad  $\sigma$ ).

Una línea de transmisión se puede modelar eléctricamente con celdas, mediante parámetros distribuidos de la siguiente manera:

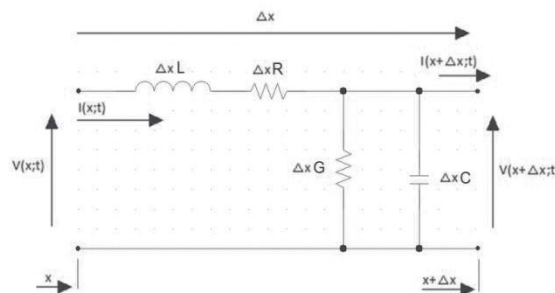


Figura 5. Modelo eléctrico de una celda de una línea de transmisión.

Si bien un tejido humano es un sistema no lineal, por lo expuesto anteriormente, es posible modelarlo como uno lineal “de a tramos” de frecuencias. Para ello, y teniendo en cuenta el modelo eléctrico de una línea de transmisión, se puede suponer a la célula como el elemento “infinitesimal” o celda de un tejido como se presenta en la Figura 6.

En éste, la membrana plasmática presenta una capacidad  $C_m$ , propia de la bicapa lipídica, una conductancia  $G_m$ , que representa la facilidad con que los iones ingresan y salen de la célula a través de las proteínas, y un PTM  $E$ , que indica la diferencia de potencial entre el medio intra y extracelular.  $R_i$  y  $R_e$  representan las resistencias eléctricas que ofrece la solución salina, dentro y fuera de la célula respectivamente.

En los distintos tipos de tejido humano la disposición de las células no sigue un patrón definido, con lo cual es difícil plantear un arreglo geométrico de las mismas. Sin embargo, algunos patrones se repiten para muchos tejidos, como por ejemplo, células contiguas intercomunicadas entre sí, típico del tejido epitelial.

En base a lo anterior y teniendo en cuenta el modelo de la línea de transmisión, se plantean tres modelos eléctricos para representar un tejido. Para ello, se considera un tejido homogéneo, cuyas células son idénticas y se repiten a lo largo del mismo.

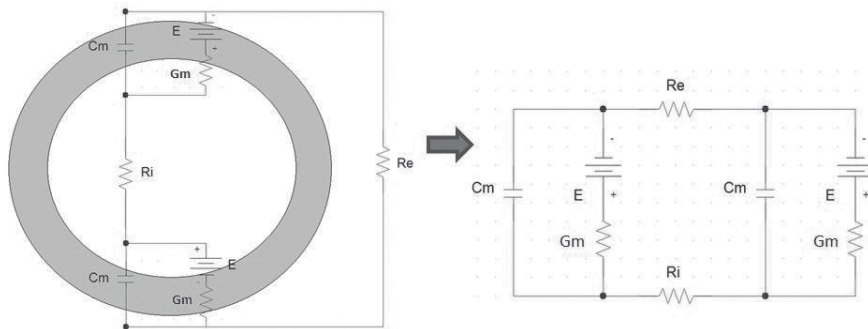


Figura 6. Modelo eléctrico para una célula genérica.

## VI. Modelos propuestos

1) Para poder desarrollar el primer modelo, se supone que todas las células contiguas del tejido están conectadas entre sí mediante uniones comunicantes o nexos, los cuales permiten el paso directo de moléculas de una célula a otra, es decir, conectan citoplasma con citoplasma. Estos canales transmembranas presentan muy baja resistencia eléctrica y pueden haber varios que comuniquen a dos células contiguas [2], [4]. En la Figura 7 se representa eléctricamente la interconexión entre dos células, pudiéndose observar que para una sucesión de las mismas el circuito se repetirá periódicamente



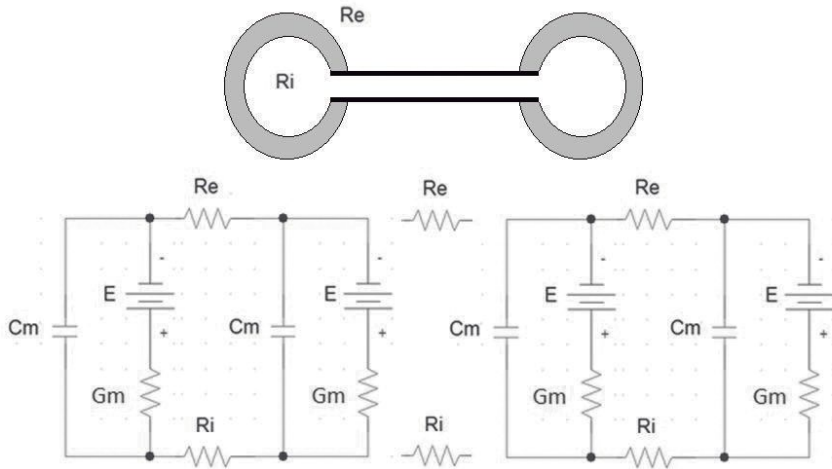


Figura 7. Modelo eléctrico de dos células interconectadas a través de nexos.

Para estas consideraciones, el elemento “infinitesimal” del tejido, que contiene todas las características y propiedades del mismo, se puede reducir y representar mediante el circuito de la Figura 8.

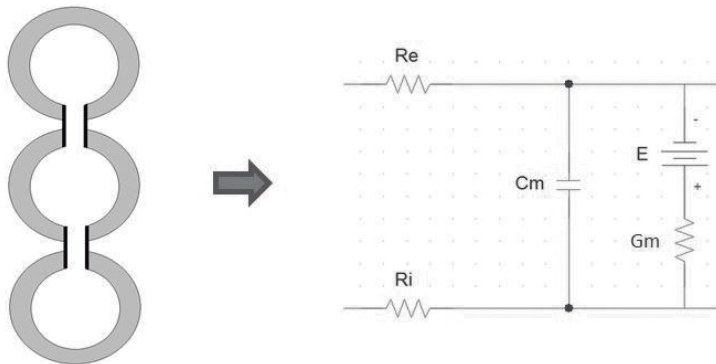


Figura 8. Primer modelo eléctrico propuesto.

Como se puede observar, esta representación es muy similar a la de una línea de transmisión.

Mediante ella podemos realizar un análisis de la interacción del tejido con una tensión y corriente específicas. Para ello, se analiza el circuito propuesto mediante ecuaciones diferenciales tomando como base la Figura 9:

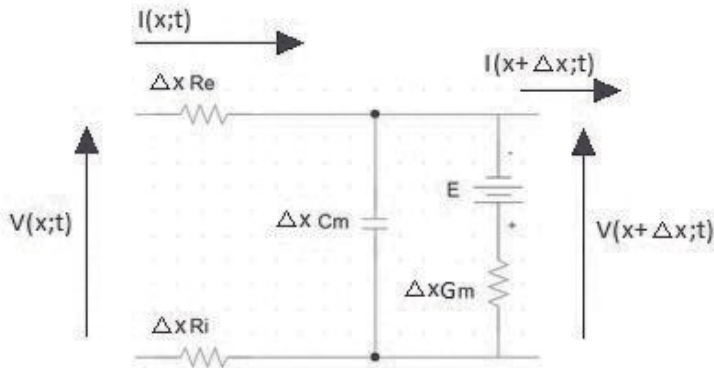


Figura 9. Circuito diferencial del primer modelo eléctrico propuesto.

$$V(x;t) = I(x;t)(R_e \Delta x + R_i \Delta x) + V(x + \Delta x;t) \tag{1}$$

$$V(x;t) - V(x + \Delta x;t) = -\frac{\partial V(x;t)}{\partial x} \Delta x = I(x;t) \Delta x (R_e + R_i) \tag{2}$$

$$\frac{\partial V(x;t)}{\partial x} = -I(x;t)(R_e + R_i) \tag{3}$$

$$I(x;t) = I(x + \Delta x;t) + (E + V(x + \Delta x;t))G_m \Delta x + \Delta x C \frac{\partial V(x + \Delta x;t)}{\partial t}; \Delta x \rightarrow 0 \tag{4}$$

$$\frac{\partial I(x;t)}{\partial x} = -G_m (E + V(x;t)) - C \frac{\partial V(x;t)}{\partial t} \tag{5}$$

Las soluciones de (3) y (5) se obtienen de la siguiente manera:

$$\frac{\partial(1)}{\partial x} = \frac{\partial^2 V(x;t)}{\partial x^2} = -\frac{\partial I(x;t)}{\partial x} (R_e + R_i) \tag{6}$$

Reemplazando la ecuación (5) en (6):

$$\frac{\partial^2 V(x;t)}{\partial x^2} = (G_m E + G_m V(x;t) + \frac{\partial V(x;t)}{\partial t} C)(R_e + R_i) \tag{7}$$

$$\frac{\partial^2 V(x;t)}{\partial x^2} = (R_e + R_i) C \frac{\partial V(x;t)}{\partial t} + (R_e + R_i) G_m V(x;t) + (R_e + R_i) G_m E \tag{8}$$

Por otro lado:

$$\frac{\partial(2)}{\partial x} = \frac{\partial^2 I(x;t)}{\partial x^2} = -G_m \frac{\partial V(x;t)}{\partial x} - C \frac{\partial V(x;t)}{\partial x \partial t} \tag{9}$$

Reemplazando en (9) la ecuación (1) y calculando:

$$\frac{\partial V(x;t)}{\partial x \partial t} = \frac{\partial(1)}{\partial t} \tag{10}$$

Se obtiene:

$$\frac{\partial^2 I(x; t)}{\partial x^2} = G_m I(x; t)(R_e + R_i) + C \frac{\partial I(x; t)}{\partial t} (R_e + R_i) \tag{11}$$

$$\frac{\partial^2 I(x; t)}{\partial x^2} = C(R_e + R_i) \frac{\partial I(x; t)}{\partial t} + G_m(R_e + R_i) I(x; t) \tag{12}$$

Las ecuaciones de (8) y (12) se conocen como ecuaciones de onda y son similares a las que presenta una línea de transmisión. Con ellas se puede conocer cómo responde, en un tiempo “t” y a una distancia “x” el tejido, a una tensión y corriente determinadas.

2) No en todos los tejidos se cumple que las células se encuentren interconectadas entre sí por canales transmembranas, por lo cual, solo están en contacto con el medio extracelular. Esta situación se da mayormente en el tejido conjuntivo [2].

De esta manera, para el segundo modelo, se va a considerar que las células que constituyen el tejido no se encuentran conectadas entre sí, dando como elemento infinitesimal el circuito de la Figura 10.

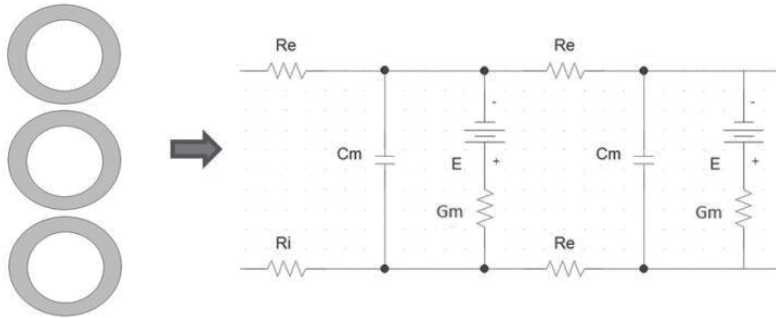


Figura 10. Segundo modelo eléctrico propuesto.

3) Para el último modelo, se considerará un tejido que combine las características de los dos modelos anteriores, es decir, que presente una probabilidad del 50% de que las células contiguas estén comunicadas entre sí por uniones transmembranas. El elemento infinitesimal quedará representado por el circuito de la Figura 11.

## VII. Conclusiones

El avance de la investigación permite asegurar que se ha podido completar la primera parte planificada de diseño y propuesta de modelos en parámetros distribuidos de tejido humano, faltando en consecuencia la simulación enunciada. Tarea esta que se está llevando adelante. Se puede por lo tanto aseverar que:

- No se puede establecer un modelo único para los distintos tipos de tejidos porque presentan constantes intrínsecas ( $\mu$ ,  $\epsilon$  y  $\sigma$ ) diferentes y dependen de la constitución de cada uno.
- El valor de las constantes intrínsecas, contrariamente a lo que se piensa, dependen del valor de la frecuencia con que se existen:  $\mu$  y  $\epsilon$ .
- Como el valor de los componentes (R, L, C) del modelo dependen de las constantes intrínsecas, deberá construirse un modelo para cada “tramo” de frecuencias.
- La disposición de las células dentro del tejido genera básicamente tres situaciones considerables para la modelización, tal como se desarrolló.

## Referencias

- Hall, John E. (2011). *Guyton y Hall: Tratado de Fisiología Médica* (12ava Ed.). Madrid: Elsevier.
- Ross, Michael H. y Pawlina, Wojciech (2007). *Histología: Texto y Atlas color con Biología Celular y Molecular* (5ta Ed.). Buenos Aires: Médica Panamericana.
- French K., Randall D. y Burggren W. (1998). *Eckert. Fisiología animal: Mecanismos y Adaptaciones* (4ta Ed.). Madrid: Mc Graw-Hill Interamericana.
- Landowne D. (2007). *Fisiología Celular* (1era Ed.). México: Mc Graw-Hill Interamericana.
- Aránzazu, Sanchis O. *Aplicación de la Dielectroforesis a la Caracterización Dieléctrica de Células*. Ruiz, Miguel S. (dir.). Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Ciencias Físicas, mayo 2008.
- Barnes, Frank S. and Greenebaum, Ben. (2006). *Bioengineering and Biophysical Aspects of Electromagnetic Fields* (3era Ed.). USA: CRC Press.
- Grimnes, Sverre and Martinsen, Orjan G. (2008). *Bioimpedance and Bioelectricity Basics* (2da Ed.). USA: Elsevier.

