

Aplicaciones Biomédicas de La Microelectrónica

Centre Nacional de Microelectrónica
Curso académico 2003-04

Antoni Ivorra

Temas de Ampliación 1 **Bioimpedancia Eléctrica**

Bioimpedancia Eléctrica

Antoni Ivorra

Introducción

Características de la Bioimpedancia eléctrica

Sistemas de Medida

Aplicaciones “clásicas” de la bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia y Microsistemas: Ejemplos

INTRODUCCIÓN

Las propiedades eléctricas de los tejidos biológicos han sido objeto de estudio desde que Lugi Galvani (1737-1789) descubrió que mediante descargas electrostáticas podía provocar la estimulación de los músculos de una rana.

Dichas propiedades eléctricas pueden clasificarse en activas (corrientes y tensiones generadas por los tejidos) o pasivas (respuesta eléctrica al paso de corriente). En este capítulo nos restringiremos a las segundas y más concretamente a las propiedades que no dependen del nivel de corriente inyectado. Estas se agrupan bajo el nombre genérico de “bioimpedancia eléctrica”.

El uso práctico de la bioimpedancia eléctrica se inició en la primera mitad del siglo XX y dio lugar a una colección de métodos que actualmente se aplican clínicamente. Generalmente estos métodos se caracterizan por compartir tres ventajas respecto a métodos alternativos:

- Requieren una instrumentación de bajo coste
- Son fácilmente aplicables
- Permiten la monitorización de eventos en tiempo real.

Básicamente las aplicaciones derivadas de la bioimpedancia eléctrica pueden dividirse en dos grandes grupos:

- aquellas que consideran constantes las propiedades eléctricas de los materiales biológicos y que relacionan los cambios de impedancia con cambios geométricos de los organismos.
- aquellas dedicadas al estudio de las propiedades eléctricas de los materiales biológicos.

Bioimpedancia Eléctrica

Antoni Ivorra

Introducción

Características de la Bioimpedancia eléctrica

Sistemas de Medida

Aplicaciones “clásicas” de la bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia y Microsistemas: Ejemplos

INTRODUCCIÓN

Definición

La bioimpedancia eléctrica no es más que la medida de la impedancia eléctrica de una muestra de origen biológico.

En este punto conviene retomar la definición de impedancia eléctrica y recordar que ésta relaciona la tensión eléctrica alterna aplicada y la corriente eléctrica que circula por la muestra. No se trata únicamente de una relación de magnitudes sino que también proporciona el desfase (“retardo”) entre ambas señales.

El módulo o magnitud de la impedancia ($|Z|$) se relaciona con el módulo de la tensión ($|V|$) y la corriente ($|I|$) según: $|Z| = |V| / |I|$ y se expresa en Ohms (Ω)

La fase de la impedancia ($\angle Z$) se relaciona con el módulo de la tensión ($\angle V$) y la corriente ($\angle I$) según: $\angle Z = \angle V / \angle I$ y se expresa en grados

La impedancia eléctrica depende de la frecuencia de la señal alterna aplicada. Es decir, para cada frecuencia la impedancia eléctrica consistirá en un par de valores: modulo-fase, parte real-parte imaginaria o resistencia-reactancia.

Hablamos específicamente de impedancia eléctrica puesto que también puede definirse la impedancia mecánica o la impedancia acústica. En general, el término “impedancia” suele utilizarse para relacionar una magnitud que representa la energía potencial que se aplica a un sistema (p.e. tensión eléctrica y presión hidrostática) y la magnitud que representa el flujo derivado de dicha energía (p.e. corriente eléctrica y flujo).

Caracterización eléctrica de materiales

La impedancia no viene únicamente determinada por las propiedades eléctricas de los materiales (conductividad y permitividad) sino que también depende de la geometría de la muestra. Los valores de impedancia pueden transformarse en valores de conductividad y permitividad aplicando un factor escalar que depende de la geometría y que se conoce como **constante de celda**. La ecuación que relaciona dichos parámetros es:

$$Y = G + jB = G + j\omega C = K(\sigma + j\omega\epsilon) = K(\sigma + j\omega\epsilon_r\epsilon_0)$$

INTRODUCCIÓN

Bioimpedancia Eléctrica

Antoni Ivorra

Introducción

Características de la Bioimpedancia eléctrica

Sistemas de Medida

Aplicaciones “clásicas” de la bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia y Microsistemas: Ejemplos

en la que Y es la admitancia ($=1/Z$, inverso de la impedancia), G es la “conductancia” o parte real de la admitancia (se expresa en Siemens (S) = $1/\text{Ohm}$ ($1/\Omega$)), B es la “susceptancia” o parte imaginaria de la admitancia, C es la capacitancia (se expresa en Faradios (F)), K es el factor de escala de la celda de medida (“constante de celda”) = área/longitud (se expresa en $\text{cm}^2/\text{cm}=\text{cm}$), σ es la conductividad del material (se expresa en S/cm), ϵ es la permitividad del material (se expresa en F/cm) y ϵ_r es la permitividad relativa del material y se define como la relación entre la permitividad del material y la permitividad del vacío ($8.8 \cdot 10^{-14}$ F/cm)

La celda de referencia suele ser un cubo de 1 cm de lado

[figura >>1](#)

Las propiedades eléctricas de los materiales suelen no ser constantes a lo largo del espectro de frecuencias. De hecho, es habitual encontrarse con materiales como el que se presenta en el ejemplo:

[figura >>2](#)

De este material se diría que presenta una única “**dispersión**”, es decir, una única transición en el espectro de frecuencia de los valores de conductividad y permitividad.

Las medidas de impedancia o admitancia no sólo se representan en diagramas de Bode sino que también suelen representarse en el plano complejo. En esta representación bidimensional, para cada frecuencia se dibuja el punto de coordenadas $x = \text{parte real} / y = \text{parte imaginaria}$. En la literatura se dan diferentes nombres para este tipo de representación: Nyquist, Wessel o Cole. La siguiente figura representa la admitancia (susceptancia/conductancia) del ejemplo anterior en el plano complejo. Obsérvese que si se representase la impedancia (reactancia/resistencia), no sólo los valores serían diferentes sino que el sentido de giro en función de la frecuencia también sería el contrario.

[figura >>3](#)

CARACTERÍSTICAS DE LA BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA

Bioimpedancia Eléctrica

Antoni Ivorra

Introducción

Características de la Bioimpedancia eléctrica

Sistemas de Medida

Aplicaciones “clásicas” de la bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia y Microsistemas: Ejemplos

A finales de los años 50, H.P. Schwan definió tres regiones frecuenciales para las propiedades dieléctricas de los materiales biológicos a partir de las dispersiones que observó en la conductividad y en la permitividad.

[figura >>4](#)

Generalmente se considera que las dispersiones que aparecen entre los 10 Hz y las decenas de MHz (regiones de dispersión α y β) están asociadas a procesos de difusión de las especies iónicas (dispersión α) y a las propiedades dieléctricas de la membrana celular y su interacción con los electrolitos internos y externos (dispersión β). Las propiedades dieléctricas en la región γ se atribuyen mayoritariamente al contenido acuoso de las especies biológicas y a la presencia de pequeñas moléculas. Algunos autores definen una cuarta región, δ , entre las regiones β y γ , alrededor de los 100 MHz, que estaría debida al momento dipolar de moléculas grandes tales como proteínas.

Prácticamente todo lo que vamos a ver hace referencia a la región β puesto que la mayoría de aplicaciones basadas en la medida de bioimpedancia trabajan en esta región.

El conocimiento de la bioimpedancia no es tan sólo útil para diseñar aplicaciones biomédicas. Su conocimiento también es necesario para implementar equipos de radio-frecuencia portátiles.

Origen de la bioimpedancia hasta los 10 MHz

Desde un punto de vista eléctrico, el medio extracelular puede considerarse como un electrolito líquido (solución iónica). Con mucho, los iones más abundantes son el Na^+ (~140 mM) y el Cl^- (~100 mM). Así pues, las propiedades eléctricas del medio extracelular dependen en gran medida de aquellas propiedades físico-químicas que determinan la concentración o movilidad de dichos iones.

La **temperatura** juega un papel importante en la conductividad de una solución iónica. Un aumento de la temperatura provoca una disminución de la viscosidad del solvente y conlleva una reducción en la resistencia que se sitúa alrededor del 2%/C° para el caso de los tejidos vivos.

CARACTERÍSTICAS DE LA BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA

Bioimpedancia Eléctrica

Antoni Ivorra

Introducción

Características de la Bioimpedancia eléctrica

Sistemas de Medida

Aplicaciones “clásicas” de la bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia y Microsistemas: Ejemplos

En la mayoría de tejidos el **pH** se sitúa en el rango 6-8 y, puesto que esto implica que la concentración de iones H_3O^+ es muy baja ($\sim mM$), no contribuye significativamente a la conductividad.

La **membrana celular** está mayormente constituida por una membrana lipídica de dos capas (Bilayer Lipid Membrane, BLM). Dicha membrana (espesor $\sim 7nm$) permite el paso de agua y lípidos a través de ella pero, en principio, cierra completamente el paso a iones. Su conductividad eléctrica es muy baja y puede ser considerada como un dieléctrico. Así pues, la estructura formada por el medio iónico extracelular, la membrana y el medio iónico intracelular forma una estructura conductor-dielectrico-conductor que se comporta como una capacidad ($\sim 1 \mu F/cm^2$).

La membrana también incluye algunos **canales iónicos** que permiten el intercambio de iones entre el interior y el exterior de la célula o con otras células (**gap junctions**). Algunas de estas estructuras son selectivas a iones y pueden ser abiertas o cerradas por algunas señales eléctricas o químicas.

Aparte de iones y otras moléculas cargadas eléctricamente, en el **interior de la célula** se encuentran numerosas estructuras membranosas. Dichas membranas están formadas por materiales dieléctricos con una conductividad muy baja. Por tanto, el comportamiento eléctrico del interior de la célula (**medio intracelular**) debe ser una combinación de comportamiento capacitivo y conductivo. Sin embargo, por motivos de simplificación, suele aceptarse que el medio intracelular se comporta como un conductor iónico puro.

Así pues, el modelo eléctrico más sencillo para describir la impedancia de una única célula está formado por una resistencia que representa el medio extracelular y una rama en paralelo formada por una capacidad que representa la membrana y una resistencia que representa el medio intracelular. Suele añadirse también una resistencia de valor elevado en paralelo con la capacidad para representar la conducción a través de los canales iónicos de la membrana.

figura >>5

CARACTERÍSTICAS DE LA BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA

Bioimpedancia Eléctrica

Antoni Ivorra

Introducción

Características de la Bioimpedancia eléctrica

Sistemas de Medida

Aplicaciones “clásicas” de la bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia y Microsistemas: Ejemplos

Debido a las propiedades dieléctricas de la membrana celular, la conducción de corrientes de baja frecuencia (<1kHz) prácticamente se realiza en su totalidad a través del medio extra-celular. A frecuencias altas (>1 MHz) las membranas no suponen ningún impedimento al paso de corriente y esta se realiza indistintamente a través del medio extracelular e intracelular.

figura >>6

En el caso de los tejidos vivos o de las agrupaciones celulares, el anterior modelo capacitivo para células aisladas, o suspensiones poco concentradas, no se ajusta a las medidas experimentales. En estos casos, la capacidad se substituye por un elemento matemático denominado *Elemento de Fase Constante* (Constant Phase Element, CPE). Dicho CPE no es un componente que pueda implementarse físicamente pero suele describirse como una capacidad dependiente de la frecuencia.

La inclusión del CPE en el modelo conlleva a la aparición de la **ecuación Cole**:

$$\mathbf{Z} = R_{\infty} + \frac{\Delta R}{1 + (j\omega\tau)^{\alpha}}, \quad \Delta R = R_0 - R_{\infty}$$

en la que R_{∞} representa la impedancia a frecuencia infinita, R_0 representa la impedancia a frecuencia 0 Hz, τ es la constante de tiempo (equivalente a $\Delta R.C$) y α es un parámetro propio del CPE.

figura >> 7

El parámetro α normalmente tiene valores entre 0.5 y 1 (adimensional). Cuando vale 1 el comportamiento del CPE es exactamente el mismo que el de una capacidad ideal.

Aunque todavía no se entiende el significado físico del parámetro α , algunos autores sostienen que puede corresponder a una medida de la distribución de constantes de tiempo. Es decir, debido a que un tejido no es homogéneo y a que los tamaños celulares están distribuidos de forma aleatoria, la combinación de modelos eléctricos para cada célula da lugar a un modelo global que se comporta según la ecuación Cole.

CARACTERÍSTICAS DE LA BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA

Bioimpedancia Eléctrica

Antoni Ivorra

El comportamiento Cole se identifica sobre el diagrama de Nyquist como un semicírculo centrado por debajo del eje de abscisas.

figura >> 8

A pesar de que el modelo Cole funciona mejor que el modelo capacitivo, las medidas de bioimpedancia eléctrica de los tejidos vivos suelen arrojar resultados más complejos. Así pues, no es extraño observar dos dispersiones superpuestas en la banda frecuencial de 10 Hz a 10 MHz. Un ejemplo de ello es el tejido miocárdico. Este hecho implica que debe existir algún otro fenómeno de relajación (par resistencia/capacitancia). En el caso del miocardio la segunda dispersión de atribuye a la presencia de gap junctions.

Introducción

Características de la Bioimpedancia eléctrica

Sistemas de Medida

Aplicaciones “clásicas” de la bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia y Microsistemas: Ejemplos

SISTEMAS DE MEDIDA

Bioimpedancia Eléctrica

Antoni Ivorra

Introducción

Características de la Bioimpedancia eléctrica

Sistemas de Medida

Aplicaciones “clásicas” de la bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia y Microsistemas: Ejemplos

Celdas y sondas de medida

El aspecto práctico más crítico a la hora de realizar medidas de bioimpedancia es la conexión física de la instrumentación de medida a la muestra bajo estudio. Si se excluyen algunas experiencias relativas a la medida sin contacto mediante campos magnéticos inducidos y sondas coaxiales abiertas, la mayoría de medidas de bioimpedancia se realizan a través de electrodos.

figura >>9

En los casos en los que la muestra puede adaptarse a la configuración de medida (cultivos y muestras de tejido extirpadas) suelen utilizarse celdas de medida como la que se muestra en la figura (b). Este tipo de celdas garantizan que sobre la muestra se aplica un campo eléctrico uniforme a través de los electrodos inyectoros de corriente (CE) mientras que los electrodos sobre los que se mide el voltaje resultante no distorsionan la medida. Además, estas celdas pueden incluir características adicionales como el control de temperatura y la administración de fluidos.

En los casos en los que las medidas de impedancia se realizan sobre el tórax (pneumografía y cardiografía) o las extremidades (pletismografía), suelen emplearse configuraciones de medida basadas en electrodos metálicos (metales nobles o acero inoxidable) o en electrodos con gel electrolítico (electrodos ECG) (a). Este tipo de configuraciones de medida son muy sensibles a movimientos (cambios en la constante de celda) y su utilidad resulta seriamente comprometida cuando los fluidos externos pueden provocar corto-circuitos entre los electrodos. Es por ello que en el caso de la monitorización de tejidos vivos suele usarse una sonda basada en electrodos de inserción (c). Recientemente y gracias al uso de las tecnologías de microsistemas han aparecido sondas que incluyen varios electrodos sobre la misma aguja de inserción (d).

SISTEMAS DE MEDIDA

Bioimpedancia Eléctrica

Antoni Ivorra

Introducción

Características de la Bioimpedancia eléctrica

Sistemas de Medida

Aplicaciones “clásicas” de la bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia y Microsistemas: Ejemplos

Interfase electrodo-electrolito

En los tejidos vivos los portadores de carga son iones y por ello se habla de corriente iónica en contraste con la corriente eléctrica que encontramos en los metales. El paso de conducción electrónica a conducción iónica se produce en la interfase electrodo-electrolito. A través de reacciones químicas (electrolisis) el electrodo intercambia electrones con las especies del electrolito (ionización de elementos neutros o neutralización de iones) e incluso puede proporcionar iones cargados a la solución (reacción de oxidación).

En la mayor parte de las aplicaciones de bioingeniería, estas reacciones de intercambio de electrones son indeseables puesto que pueden dañar el tejido debido a una excesiva acumulación de iones tóxicos como el Cl^- o incluso pueden degradar el electrodo. Así pues, las corrientes continuas se evitan si ello resulta posible.

Si no se fuerza la circulación de corriente continua, en la interfase entre el electrodo metálico y el electrolito la distribución de cargas crea lo que se conoce como “doble capa eléctrica”. La impedancia de dicha capa suele modelarse como una capacidad en paralelo con una resistencia de valor muy elevado (idealmente infinita). Al añadir una resistencia en serie que representaría la resistencia de los elementos conductores (cables y conectores) se obtiene el circuito habitualmente usado para modelar electrodos en alterna:

figura >> 10

Sin embargo, este comportamiento capacitivo ideal sólo se observa en electrodos perfectamente pulidos o electrodos de mercurio. La impedancia de los electrodos metálicos reales se modela mejor substituyendo la capacidad por un elemento de fase constante.

En cualquier caso, lo importante es destacar que los electrodos presentan una impedancia muy elevada a bajas frecuencias que puede comprometer la medición de la bioimpedancia. Debido a ello, suelen aplicarse procesos físicos y electroquímicos sobre los electrodos para aumentar su área efectiva (reducción de la impedancia electrodo-electrolito) mediante un aumento de su rugosidad. Uno de los más conocidos es la electrodeposición de platino sobre electrodos de platino (conocido como ‘platino negro’ por su apariencia debida a la rugosidad)

figura >>11

SISTEMAS DE MEDIDA

Bioimpedancia Eléctrica

Antoni Ivorra

Introducción

Características de la Bioimpedancia eléctrica

Sistemas de Medida

Aplicaciones “clásicas” de la bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia y Microsistemas: Ejemplos

Medidas a cuatro electrodos

La impedancia de la interfase electrodo-electrolito no es controlable y en algunos casos puede ser mayor que la de la muestra. Por tanto, la medida con dos electrodos (bipolar), en la que la impedancia de los electrodos se suma a la de la muestra, puede resultar completamente errónea.

Para evitar este efecto se trabaja con electrodos de baja impedancia (superficies grandes), a altas frecuencias (la impedancia de los electrodos disminuye con la frecuencia) o se emplea el método tetrapolar (cuatro electrodos o Kelvin).

figura >> 12

En la medida a cuatro electrodos se emplea un par de electrodos para inyectar la corriente sobre la muestra y otro par de electrodos para recoger la diferencia potencial resultante. De esta forma se consigue que la tensión medida sea idéntica a la tensión que existe sobre la muestra puesto que no circula corriente por los electrodos y, por lo tanto, no aparecen caídas de tensión interferentes.

Sin embargo, la medida a cuatro electrodos no está exenta de errores. Puede entenderse que las diferentes fuentes de error limitan el ancho de banda útil (no es objetivo de este curso detallar dichas fuentes de error).

figura >> 13

Aunque depende mucho de la muestra, de la celda de medida y de la instrumentación puede decirse que las medidas a cuatro electrodos son posibles desde las fracciones de Hz hasta las decenas (o centenas) de MHz.

SISTEMAS DE MEDIDA

Bioimpedancia Eléctrica

Antoni Ivorra

Introducción

Características de la Bioimpedancia eléctrica

Sistemas de Medida

Aplicaciones “clásicas” de la bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia y Microsistemas: Ejemplos

En el caso de las micro-tecnologías estas fuentes de error pueden agravarse por diversas causas:

- Capacidades parásitas. El uso de tecnologías thin-film agrava esta fuente de error, especialmente cuando las pistas son largas.
- Impedancia electrodo-electrolito elevada. El módulo de esta impedancia es inversamente proporcional al área del electrodo.
- Defectos en las pasivaciones y aislantes. En una solución iónica algunos materiales pueden perder sus propiedades dieléctricas y crear corto-circuitos

Instrumentación

La siguiente figura muestra un esquema típico de un medidor a cuatro electrodos. Puede distinguirse una etapa frontal de generación de corriente y lectura de tensión diferencial y una etapa de demodulación.

figura >>14

Algunos detalles:

- La corriente inyectada debe ser suficientemente baja (2 mA/cm^2) para no provocar no linealidades en la respuesta de la muestra y, por supuesto, para no provocar ningún daño a la muestra.
- La instrumentación debe estar aislada galvanicamente por seguridad pero también para evitar interferencias con otros instrumentos.
- El demodulador puede ser de tipo lock-in (como el que se muestra a la derecha de la figura) pero también puede estar basado en un mezclador o ser completamente digital.

Bioimpedancia Eléctrica

Antoni Ivorra

Introducción

Características de la Bioimpedancia eléctrica

Sistemas de Medida

Aplicaciones “clásicas” de la bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia y Microsistemas: Ejemplos

APLICACIONES ‘CLÁSICAS’ DE LA BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA

A continuación se muestran algunos ejemplos actuales de campos de aplicación de la bioimpedancia.

Contador Coulter

El contador de partículas Coulter es uno de los ejemplos más simples y eficaces de uso de la impedancia: las partículas (células) están inmersas en una solución electrolítica (solución iónica) y son forzadas a pasar a través de un poro o capilar. El paso de cada partícula a través del poro es detectado mediante una medida de impedancia entre ambos extremos del poro. De esta forma es posible contar partículas y determinar su distribución de tamaños.

[figura >> 15](#)

Microbiología de impedancia (MI)

La monitorización de cultivos de microorganismos tiene más de un siglo de historia.

La actividad metabólica de los microorganismos da lugar a cambios tanto en la conductividad como en la capacitancia. Los ácidos generados por esta actividad aumentan la conductividad del medio.

Este tipo de sistemas se utilizan realizar seguimientos de los procesos de cultivos industriales (p.e. Levaduras)

[figura >> 16](#)

Pletismografía por impedancia

La medida de cambios de volumen es una de las aplicaciones más significativas de la bioimpedancia.

Si el volumen de un elemento es modificado, sin alterar excesivamente sus propiedades dieléctricas, es posible determinar dicho cambio de volumen a partir de la medida de impedancia eléctrica.

Bioimpedancia Eléctrica

Antoni Ivorra

Introducción

Características de la Bioimpedancia eléctrica

Sistemas de Medida

Aplicaciones “clásicas” de la bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia y Microsistemas: Ejemplos

APLICACIONES ‘CLÁSICAS’ DE LA BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA

Puesto que la sangre es mucho mejor conductor que la mayoría de tejidos, es posible determinar cambios de volumen vascular mediante impedancia eléctrica. Este hecho se aprovecha para estudiar la circulación cardiaca (cardiografía por impedancia) y alteraciones vasculares en las extremidades (pletismografía).

[figura >> 17](#)

Pneumografía por impedancia

Con cuatro electrodos situados en el tórax es posible medir las variaciones del volumen pulmonar mediante la medida de la impedancia. La expansión pulmonar limita el paso de corriente y ello provoca un aumento de impedancia.

[figura >> 18](#)

Bioelectrical Impedance Analysis (BIA)

A partir de la medida de bioimpedancia a una o más frecuencias, la medida del peso y una serie de ecuaciones empíricas es posible determinar en algunos casos los porcentajes de grasa y agua del cuerpo humano.

[figura >> 19](#)

Electrical Impedance Tomography (EIT)

A partir de medidas de impedancia realizadas con un conjunto de electrodos situados sobre la superficie de un cuerpo y gracias a determinados algoritmos de procesado, es posible construir imágenes que corresponden a una sección plana de dicho cuerpo (tomografía)

Los primeros intentos de tomografía por impedancia eléctrica datan de principios de los 80.

Bioimpedancia Eléctrica

Antoni Ivorra

Introducción

Características de la Bioimpedancia eléctrica

Sistemas de Medida

Aplicaciones “clásicas” de la bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia y Microsistemas: Ejemplos

APLICACIONES ‘CLÁSICAS’ DE LA BIOIMPEDANCIA ELÉCTRICA

La resolución es muy pobre en comparación con otros métodos de imagen médica. Sin embargo, ofrece algunas ventajas importantes respecto a métodos alternativos:

- No emplea radiaciones ionizantes
- Coste
- Resolución temporal
- Las imágenes pueden contener información paramétrica.

En la siguiente muestra de imágenes de tomografía de impedancia eléctrica de tórax humano, las imágenes de la izquierda corresponden a seis sujetos normales mientras que las de la derecha corresponden a pacientes con agua en los pulmones debido a un fallo cardíaco.

figura >> 20

La fotografía de la derecha muestra una disposición típica de los electrodos (el número de electrodos suele ir desde 16 hasta 60) <http://www.eit.org.uk/index.html>

Electrical Impedance Scanning (EIS)

El EIS es una técnica para obtener imágenes que se diferencia de la tomografía en que no construye secciones sino mapas de superficie.

Un array de múltiples electrodos de reducido tamaño se sitúa sobre la piel y se mide la impedancia de cada uno de estos electrodos con un electrodo de referencia mucho mayor que no contribuye al valor de la impedancia. De esta forma se obtienen mapas de impedancia que están muy determinados por los valores de impedancia tisular en las capas de tejido inmediatamente inferiores a la sonda.

Su uso ha sido propuesto para facilitar el diagnóstico de cáncer de pecho.

figura >> 21

Bioimpedancia Eléctrica

Antoni Ivorra

Introducción

Características de la Bioimpedancia eléctrica

Sistemas de Medida

Aplicaciones “clásicas” de la bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia y Microsistemas: Ejemplos

BIOIMPEDANCIA Y MICROSISTEMAS: EJEMPLOS

La reducción de escala proporcionada por las microtecnologías puede aportar nuevos usos a la medida de la impedancia y mejorar alguno de sus actuales campos de aplicación. A continuación se muestran algunos ejemplos en ambos sentidos.

Electric Cell-substrate Impedance Sensing (ECIS)

Substratos de cultivo celular que se emplean como herramienta para el análisis de comportamientos celulares tales como la locomoción y el crecimiento. Aplicaciones:

- Biosensor (detección de agentes tóxicos)
- Estudio de fármacos.

figura >>22

La impedancia eléctrica entre un gran electrodo de referencia y un pequeño electrodo de oro se ve muy determinada por la deposición, crecimiento y movimiento de células sobre el pequeño electrodo puesto que este puede quedar prácticamente cubierto en su totalidad.

Es muy recomendable una visita a las páginas web de Applied Biophysics (<http://www.appliedbiophysics.com/>)

Micro Coulter Counter

Una versión actual del contador de células Coulter.

figura >>23

Las células son forzadas a circular a través de un canal y al pasar por las inmediaciones de unos electrodos se detecta su presencia (y tamaño) mediante la medida diferencial de la impedancia (impedancia en la sección en la que la célula está presente – impedancia en la sección libre de células).

La información sobre el tamaño celular puede utilizarse para controlar unos electrodos externos que apliquen campos eléctricos con el objeto de dirigir las células a hacia una salida u otra. De esta forma sería posible clasificar células según su tamaño y/o propiedades eléctricas.

Bioimpedancia Eléctrica

Antoni Ivorra

Introducción

Características de la Bioimpedancia eléctrica

Sistemas de Medida

Aplicaciones “clásicas” de la bioimpedancia eléctrica

Bioimpedancia y Microsistemas: Ejemplos

BIOIMPEDANCIA Y MICROSISTEMAS: EJEMPLOS

Detección de metabolismo bacteriano

La reducción de escala proporcionada por las microtecnologías puede ser aprovechada por los sistemas de microbiología de impedancia para obtener unos resultados más rápidos.

La siguiente figura muestra un dispositivo destinado a detectar la actividad metabólica bacteriana mediante cambios de impedancia medidos por pares de micro-electrodos situados en la superficie de un “reactor” de silicio.

figura >>24

Sonda de bioimpedancia eléctrica tisular

Usando tecnologías de microsistemas y microelectrónica ha sido posible fabricar una sonda en forma de aguja para la medida de impedancia eléctrica de tejidos vivos.

figura >> 25

Su principal aplicación es la monitorización on-line de los eventos isquémicos (falta de riego sanguíneo) durante determinados procesos quirúrgicos como el trasplante.

Es recomendable una visita a <http://www.cnm.es/~mtrans/>

Figura 1

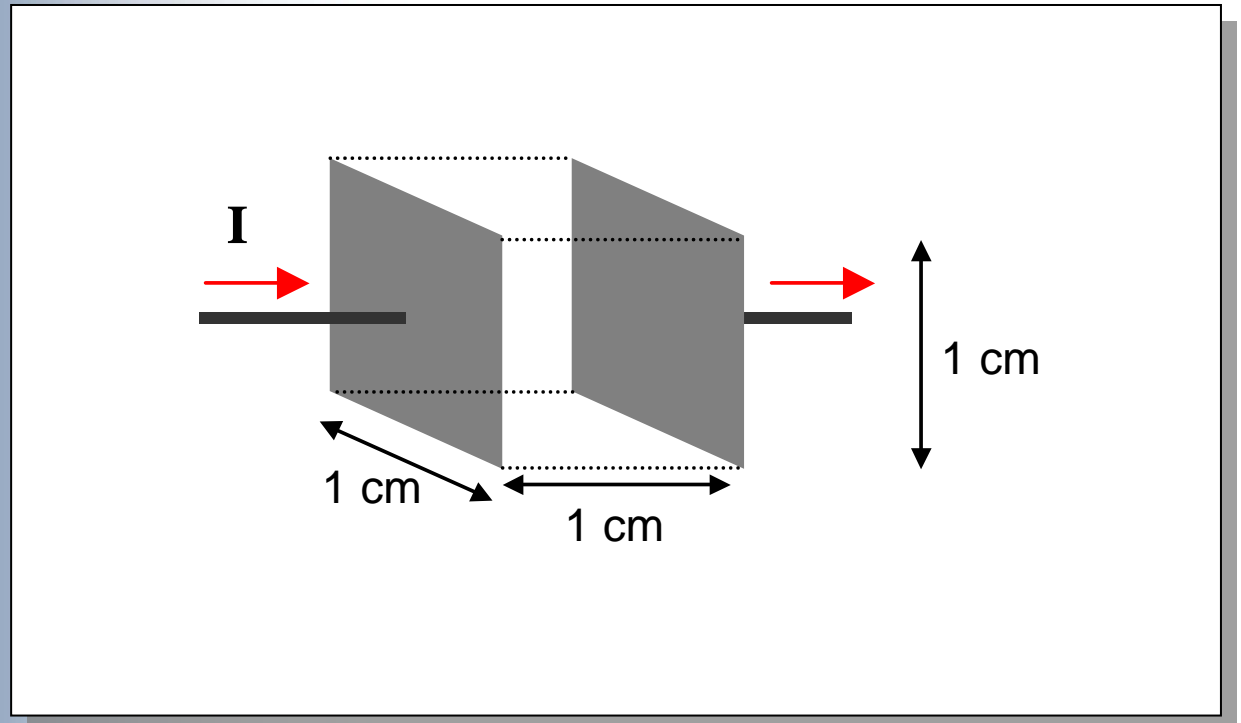
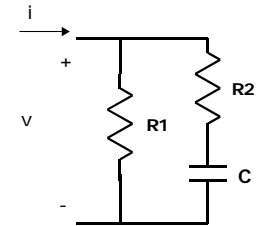
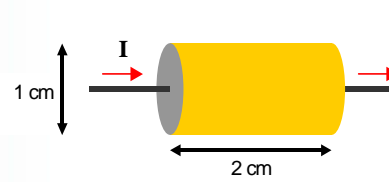


Figura 2



(K) es $(\pi \times 1 \text{ cm}^2)/(2 \text{ cm}) = 1.57 \text{ cm}$

es equivalente

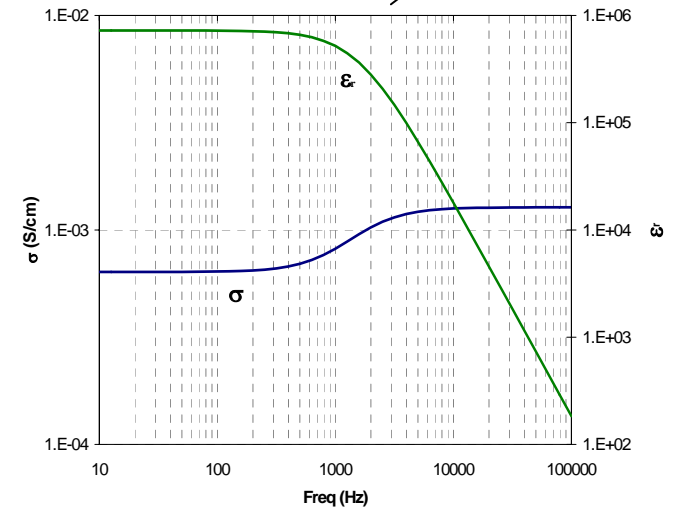
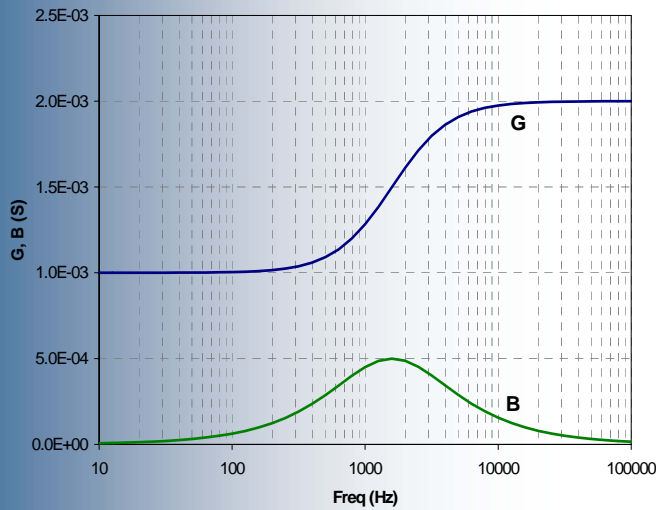


Figura 3

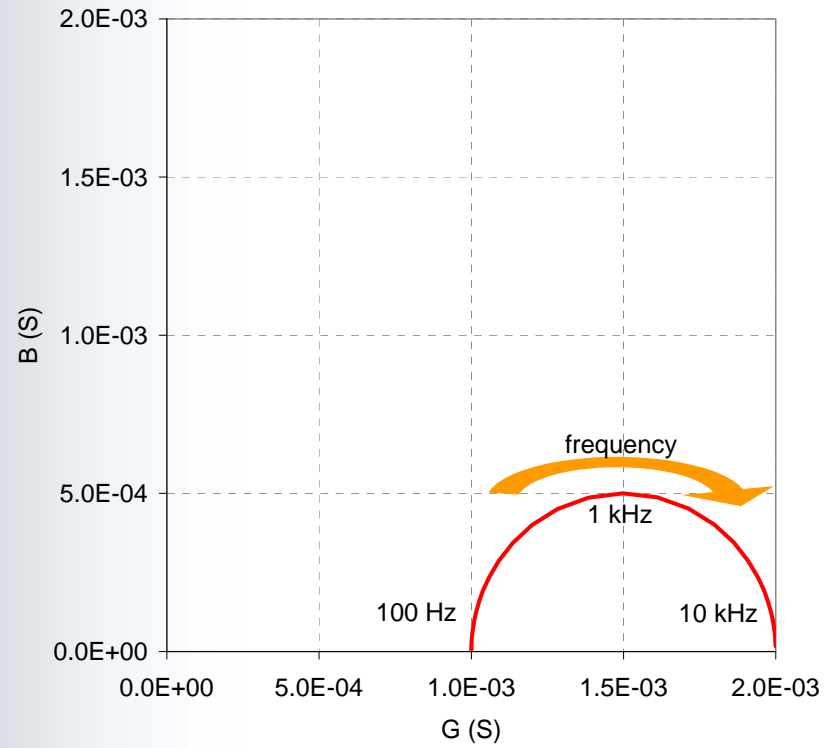
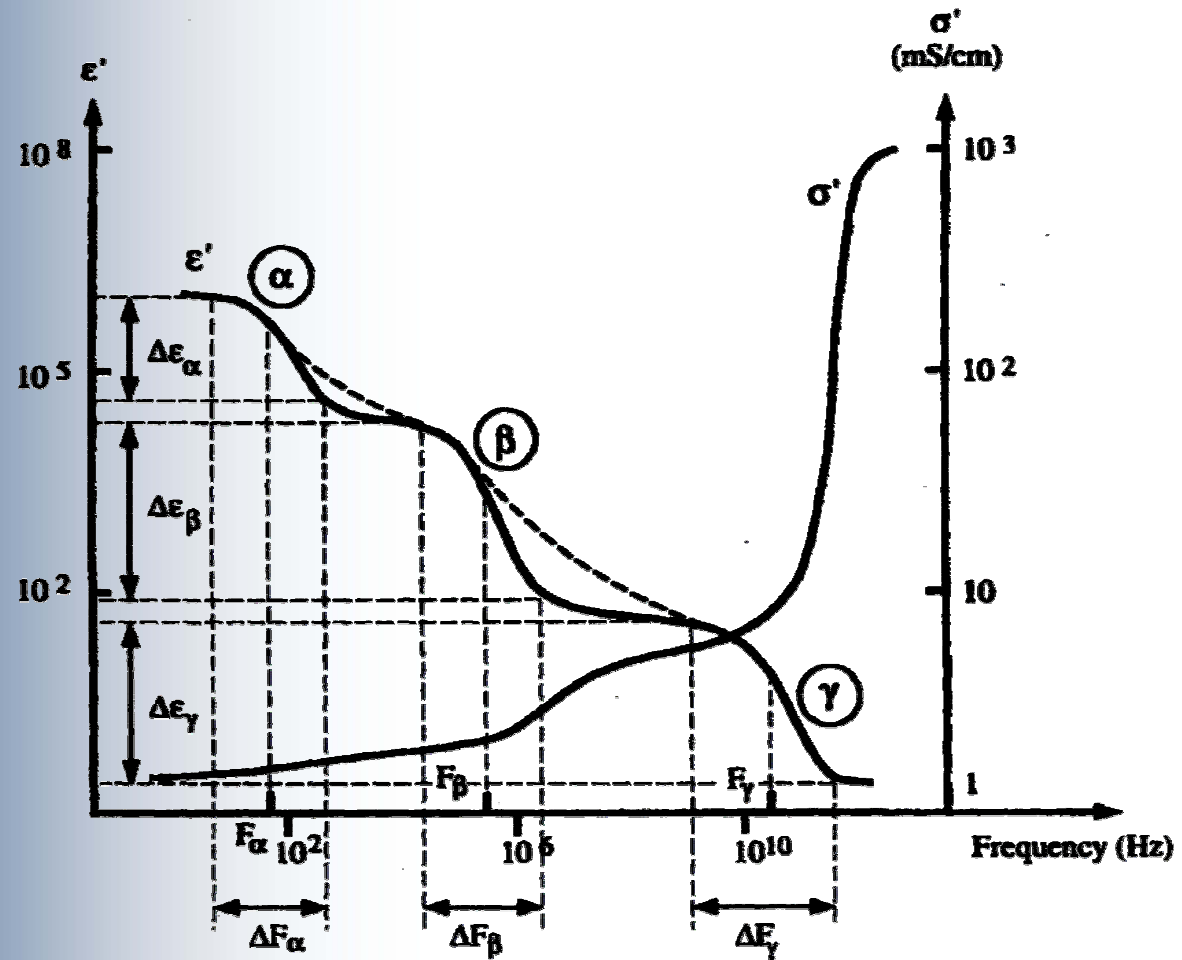


Figura 4



De Morucci J.-P. et al., 'Bioelectrical Impedance Techniques in Medicine', Critical Reviews in Biomedical Engineering, Vol. 24, Issues 4-6, 1996.

Figura 5

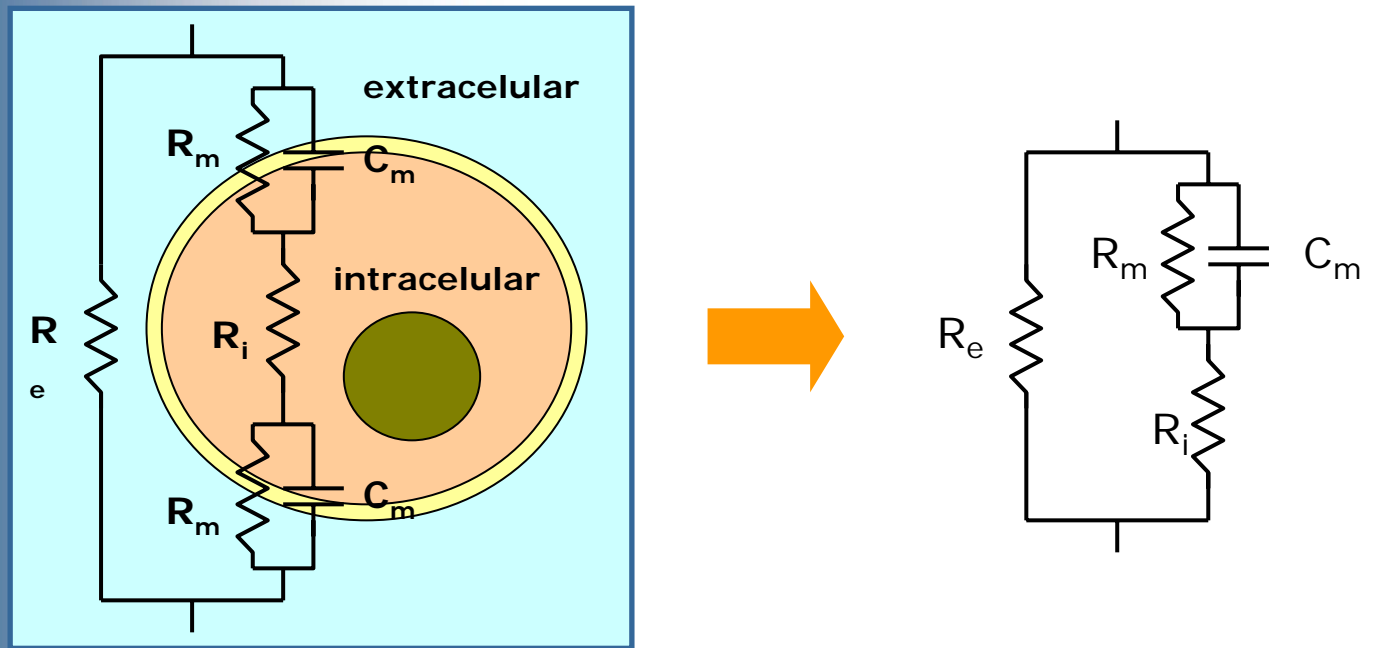


Figura 6

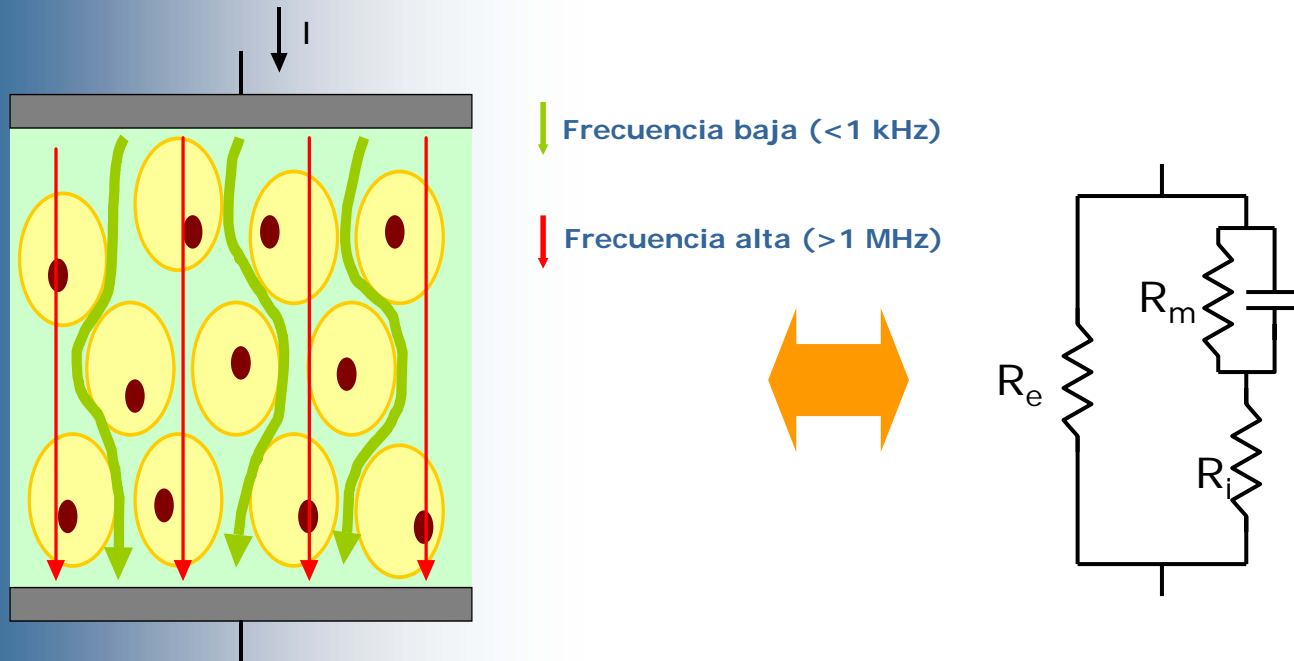
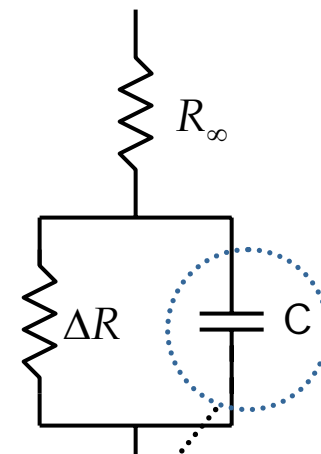
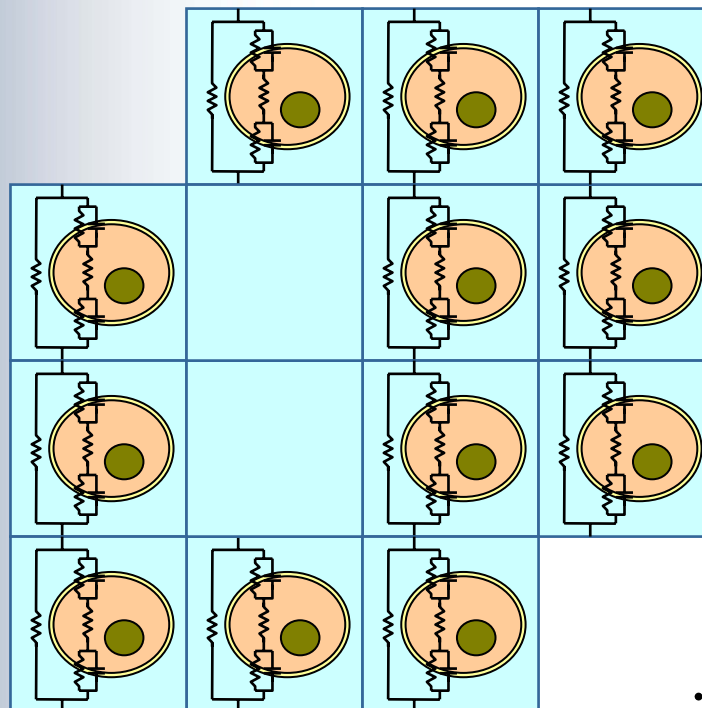
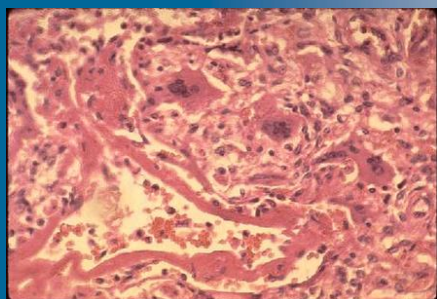


Figura 7



CPE $Z = \frac{K}{(j\omega\tau)^\alpha}$



$$Z = R_\infty + \frac{\Delta R}{1 + (j\omega\tau)^\alpha}, \quad \Delta R = R_0 - R_\infty$$

modelo Cole de una
única dispersión

Figura 8

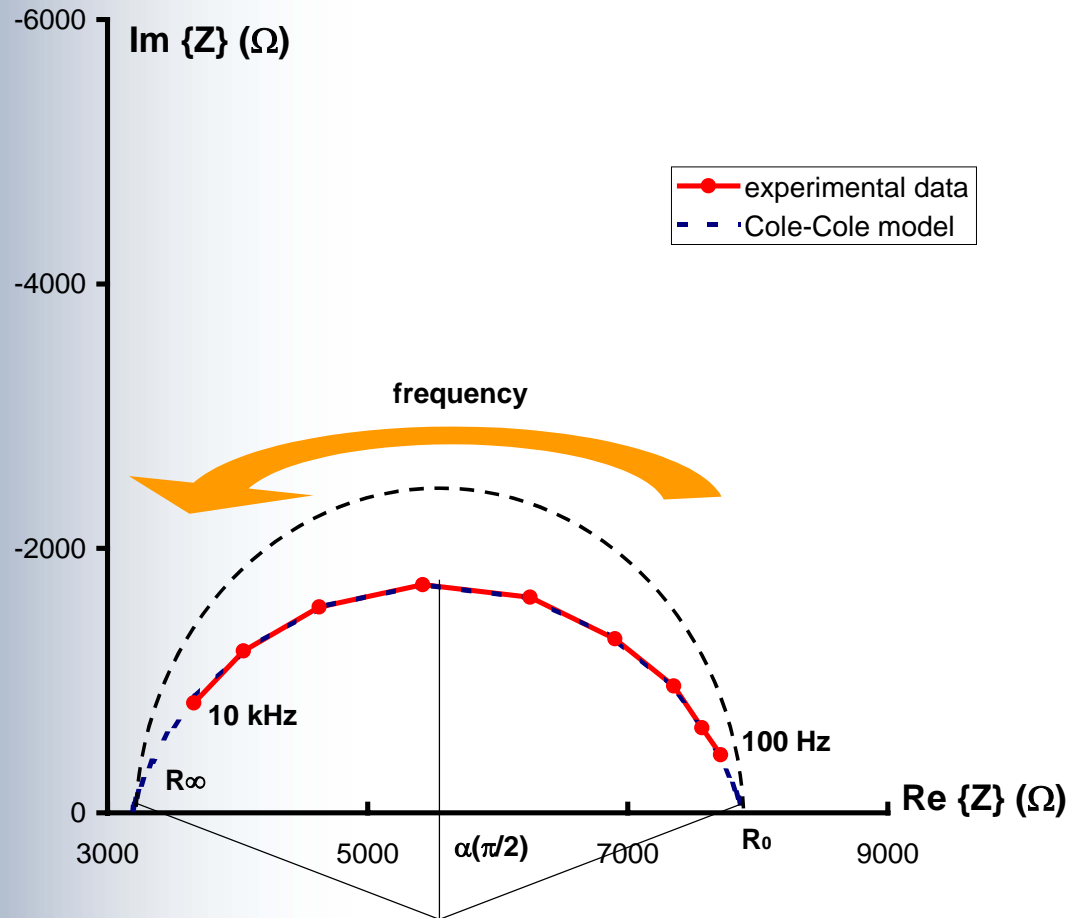
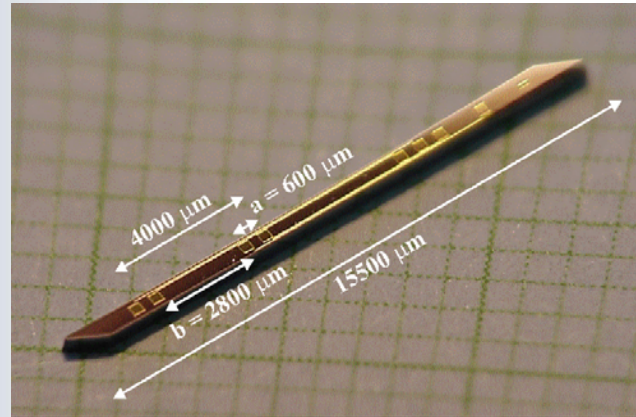
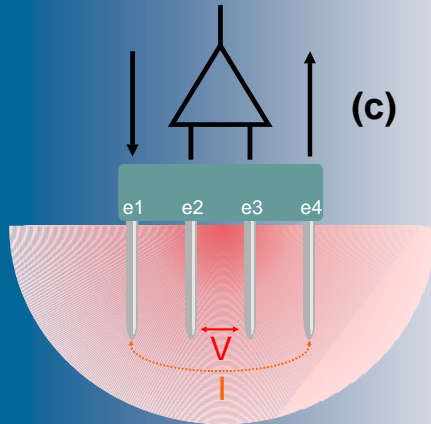
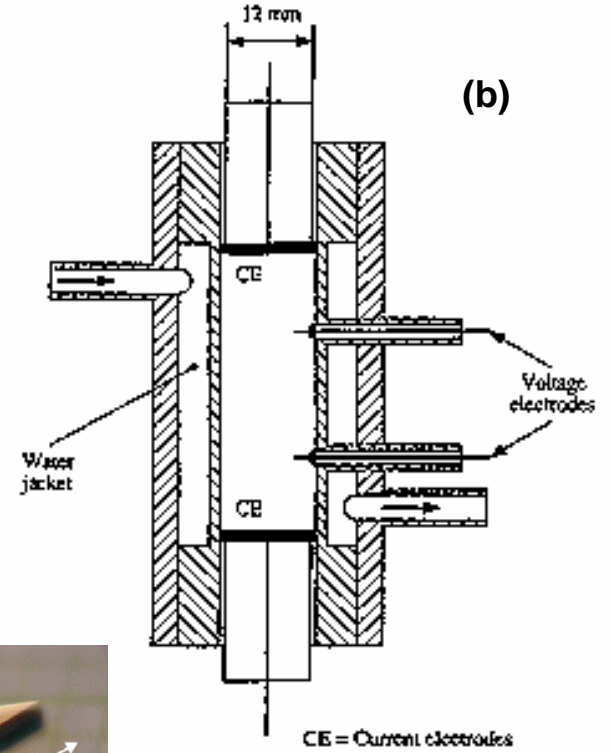


Figura 9



(a)



(d)

Figura 10

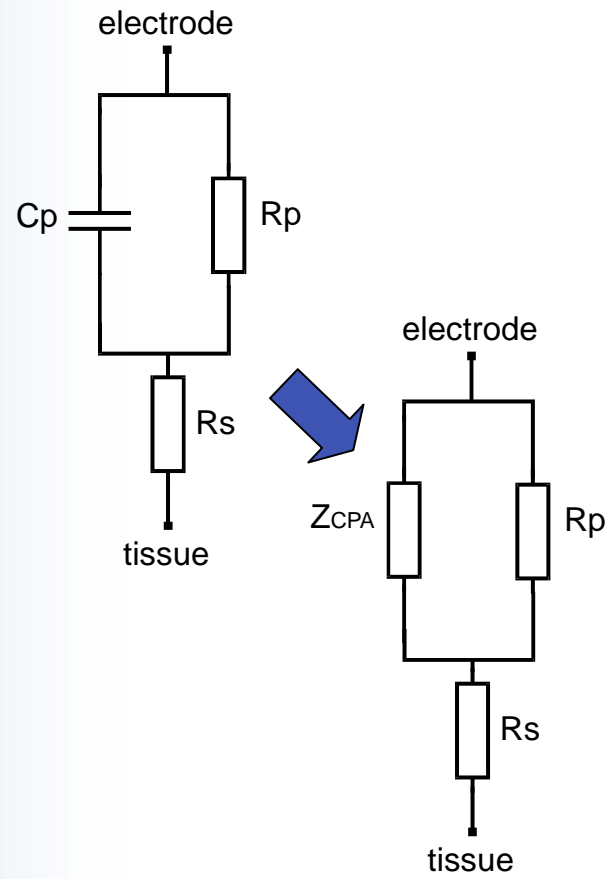
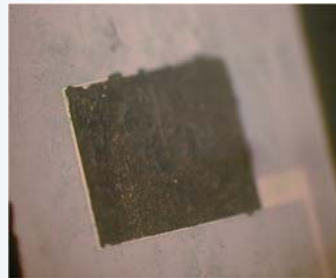
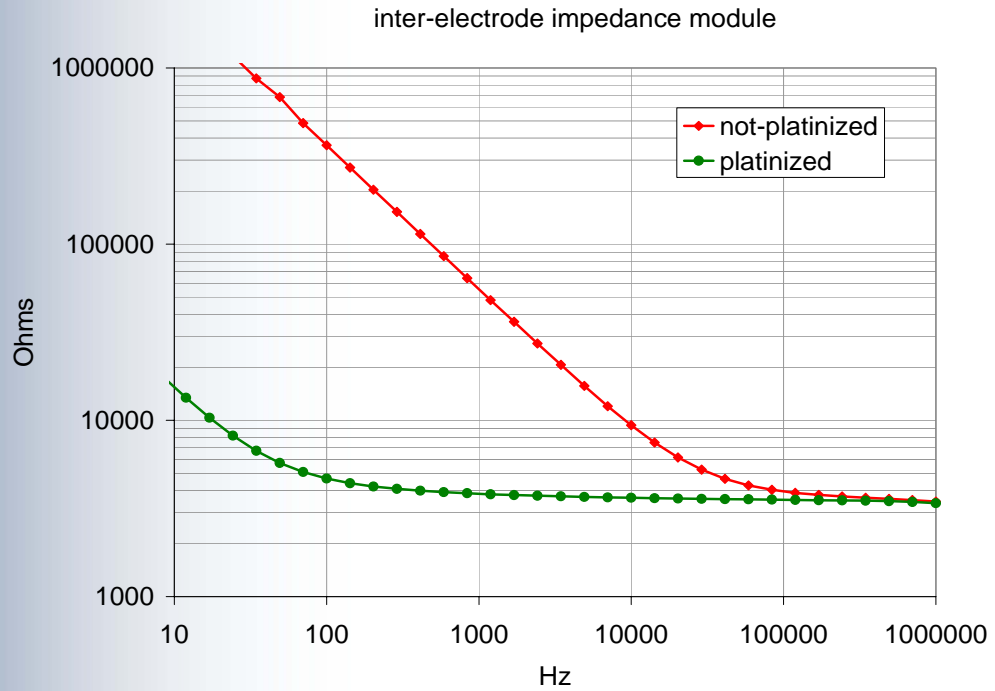


Figura 11



Depósito de platino negro sobre un electrodo de platino

Figura 12

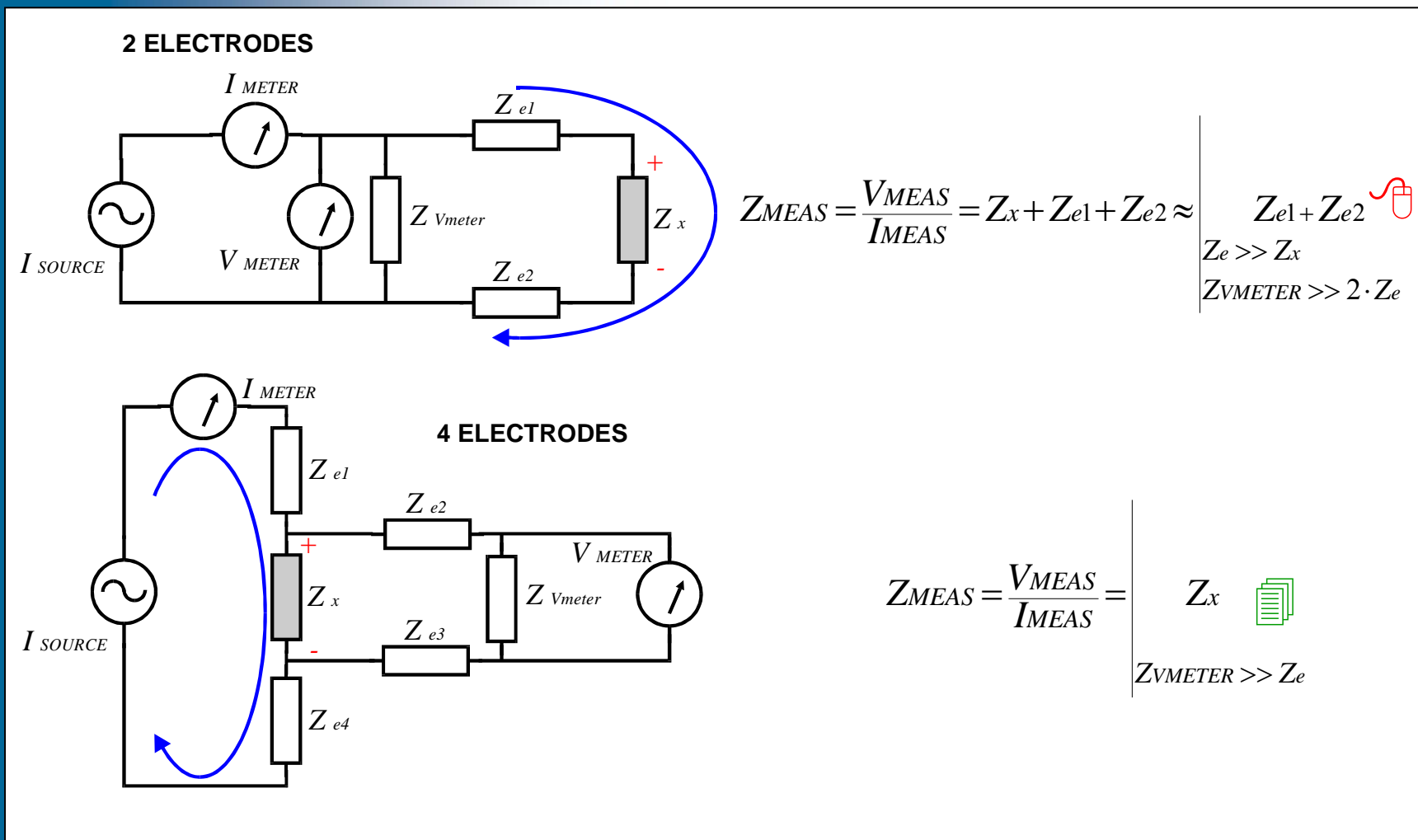


Figura 13

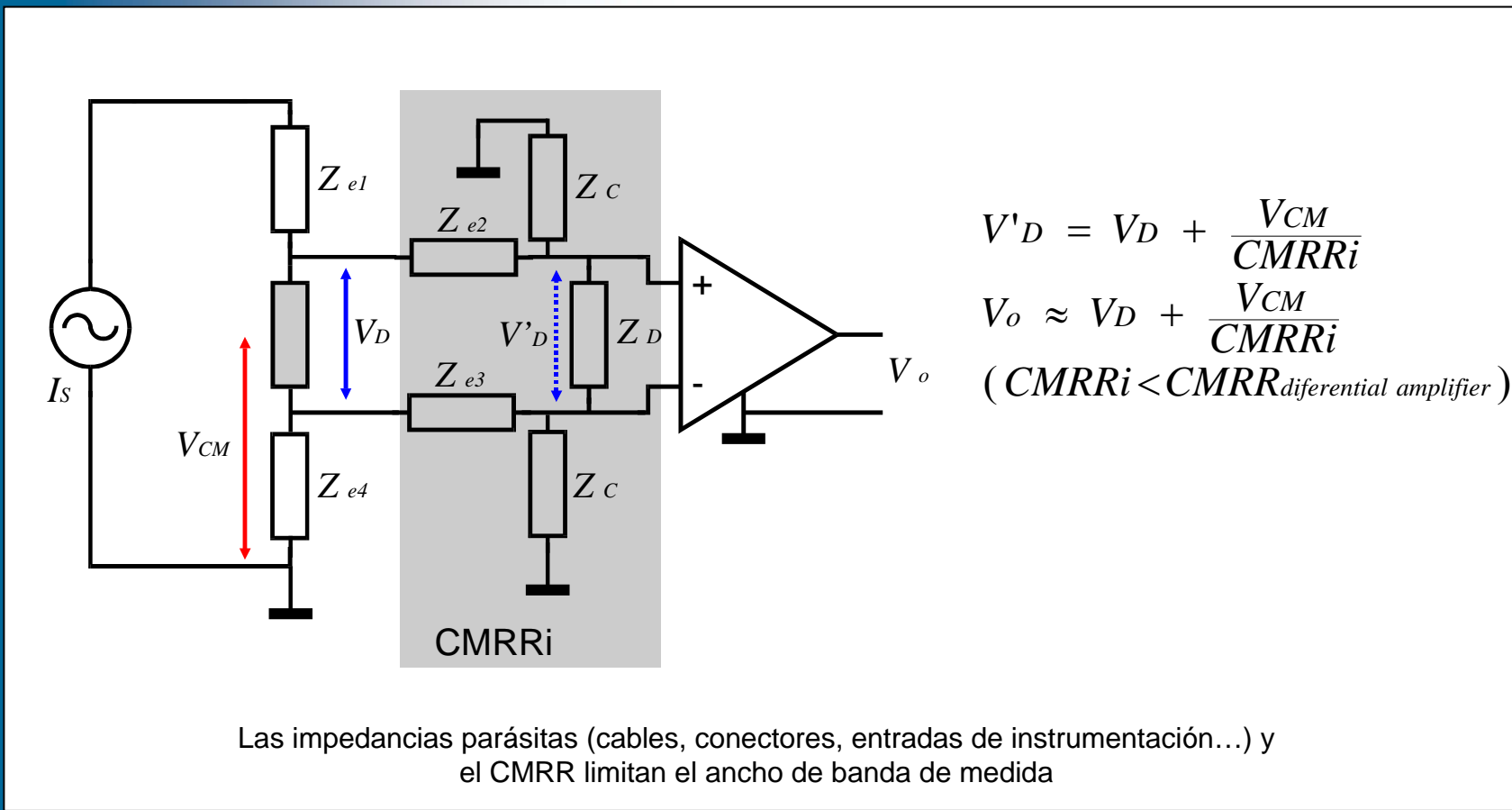


Figura 14

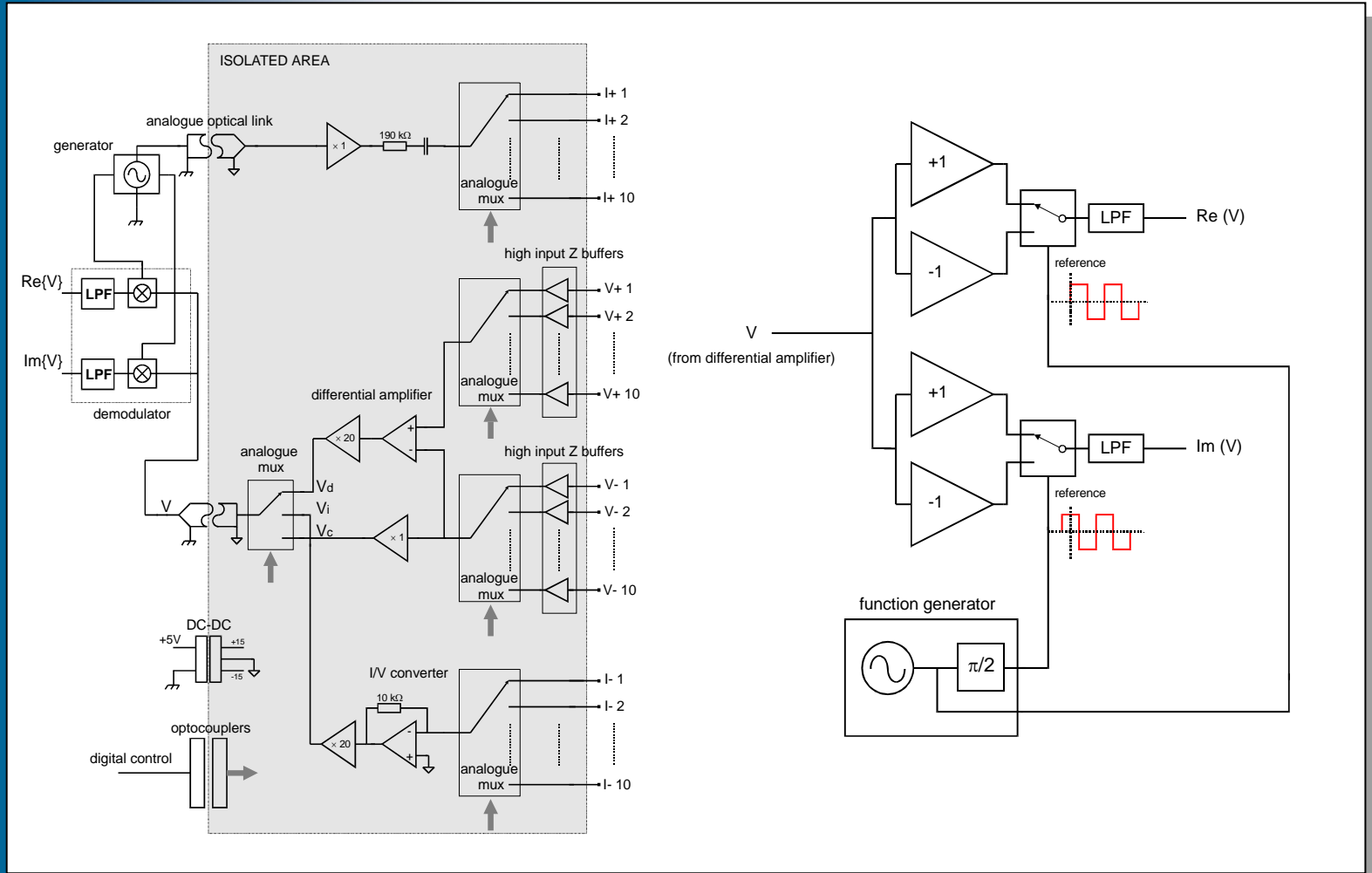
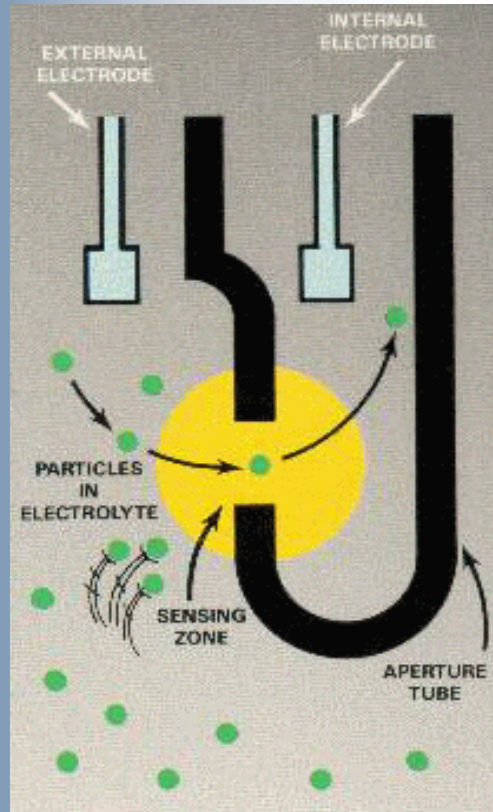


Figura 15



From Coulter International Corporation

Figura 16

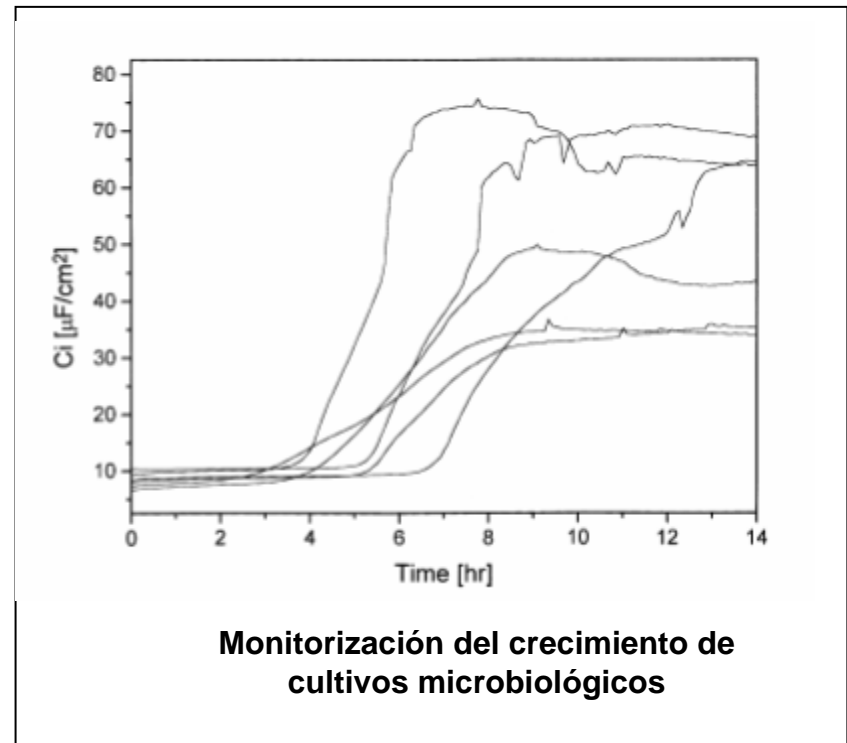
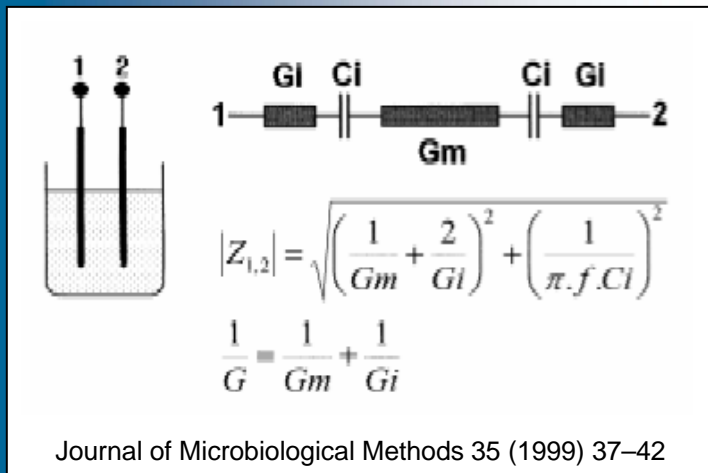
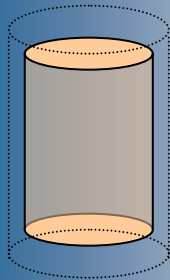


Figura 17

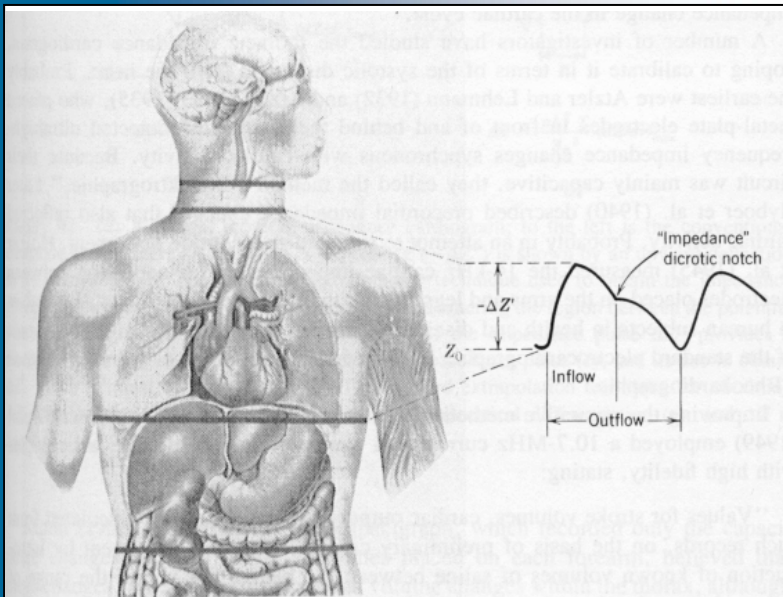


volumen $\uparrow \Rightarrow$ resistencia eléctrica \downarrow

$$\Delta R = -\frac{L^2 \cdot \Delta V}{\sigma \cdot V^2}$$

Cardiografía por impedancia

Estudio del sistema vascular de las extremidades



From L..A. Geddes, L.. Baker, 'Principles of Applied Biomedical instrumentation', Third edition, John Wiley & Sons, 1989

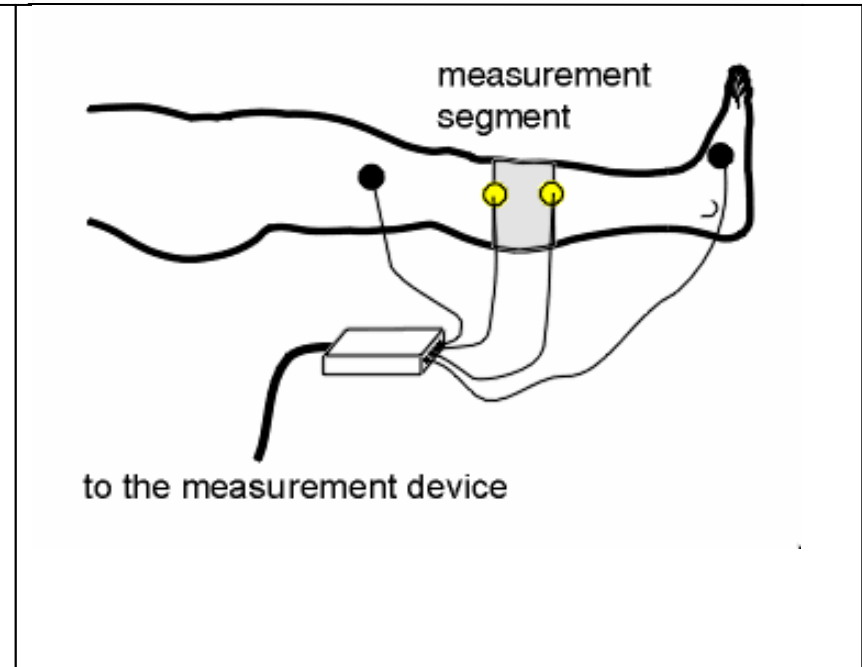


Figura 18

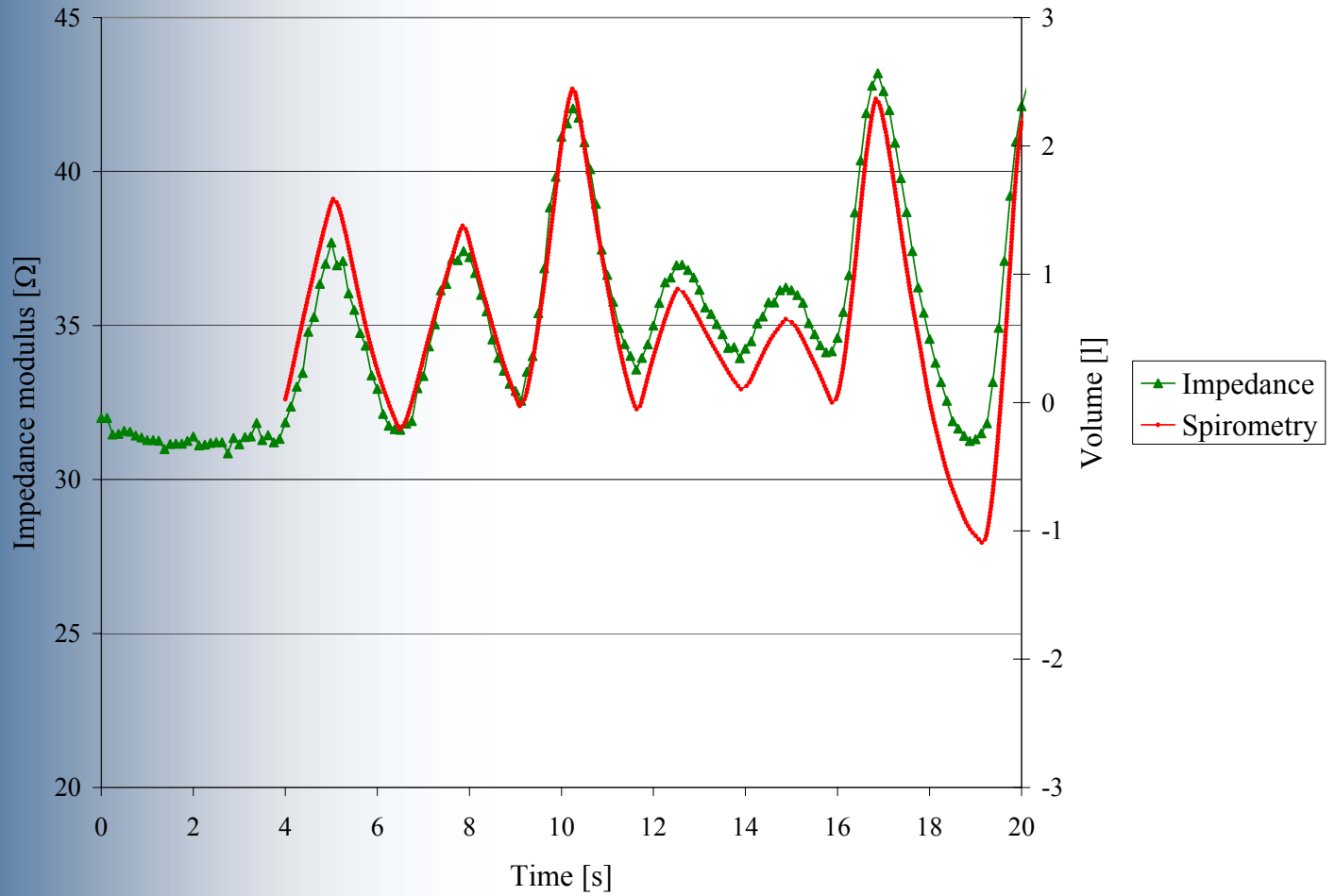
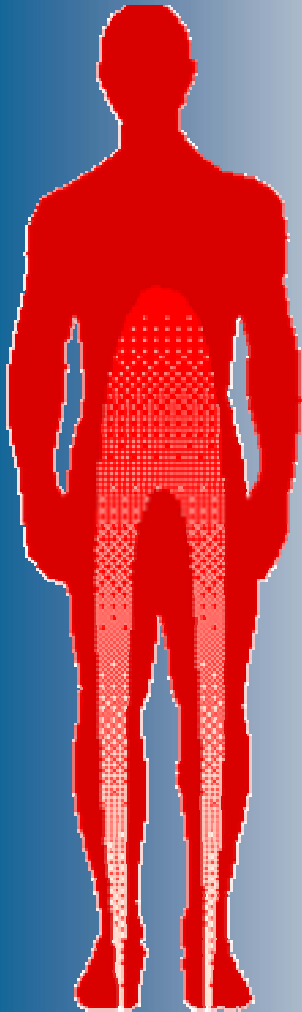
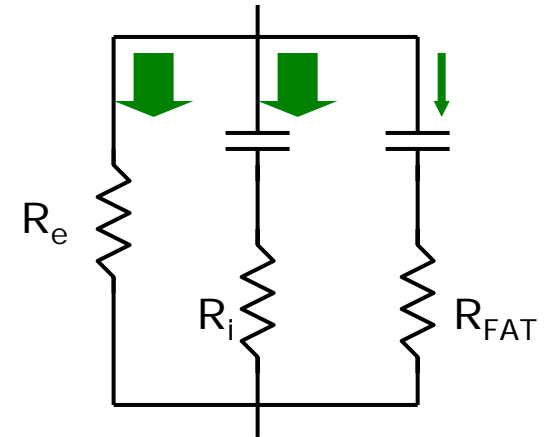


Figura 19



- impedancia eléctrica \Rightarrow % grasa
- peso



$$R_{FAT} \gg R_{i(\text{electrolito intra})}$$

La grasa no contribuye a la conductividad del tejido

Figura 20

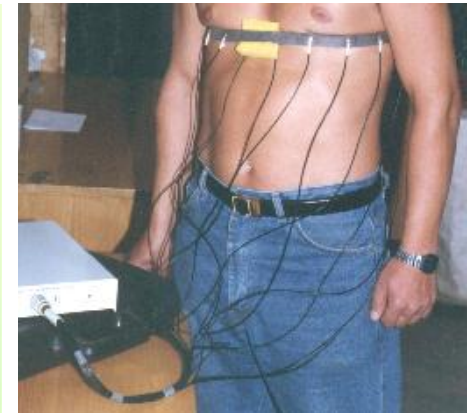
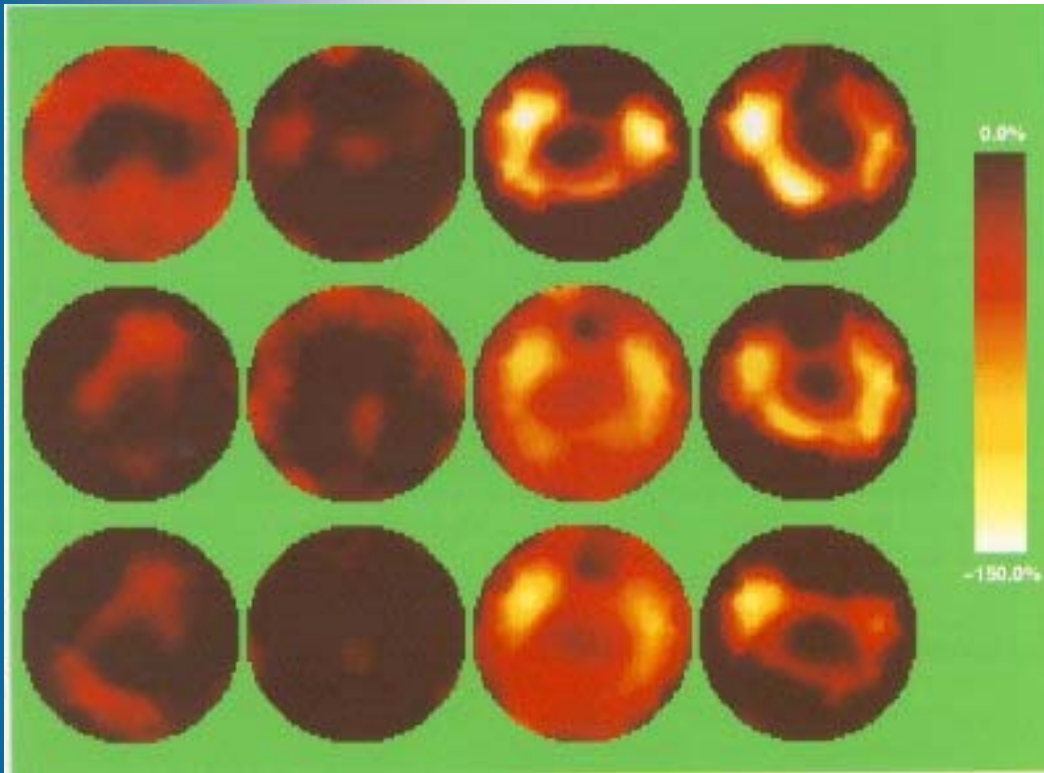


Figura 21



pictures from <http://imagnis.com/t-scan/>

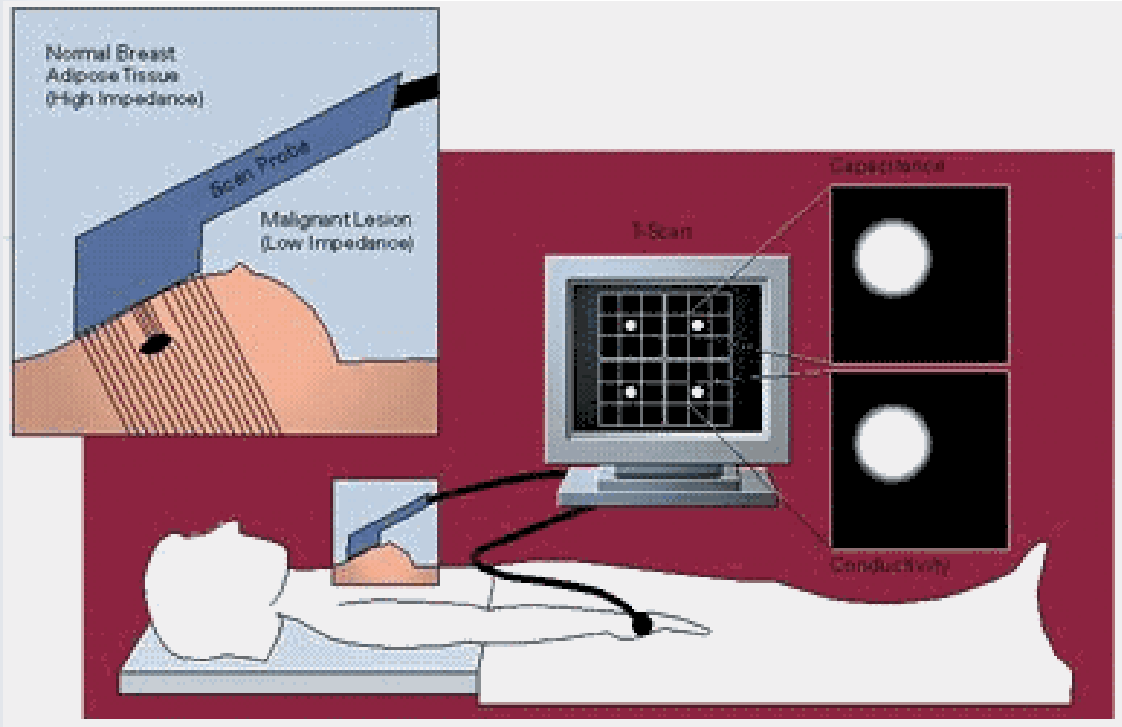


Figura 22

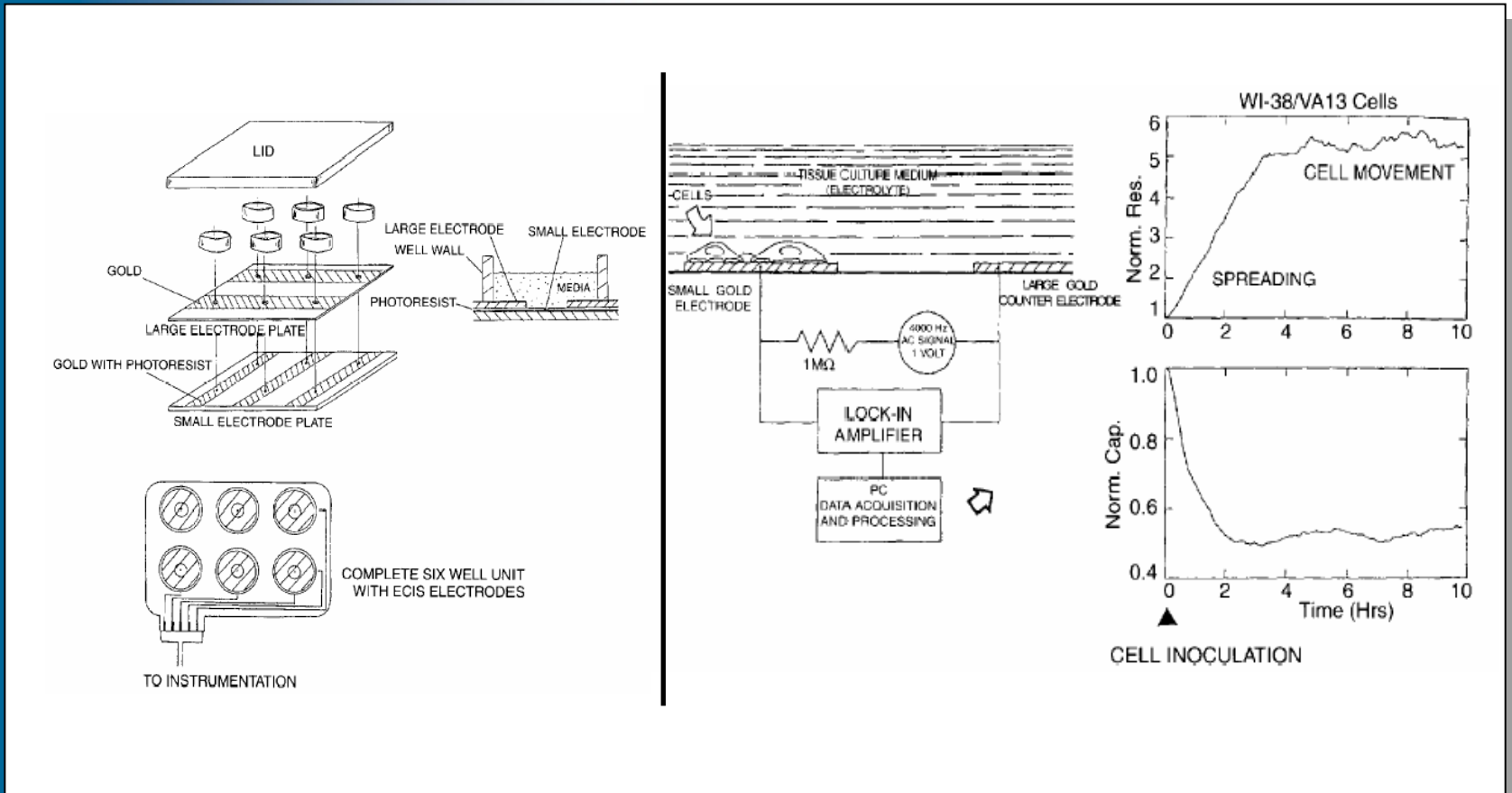


Figura 23

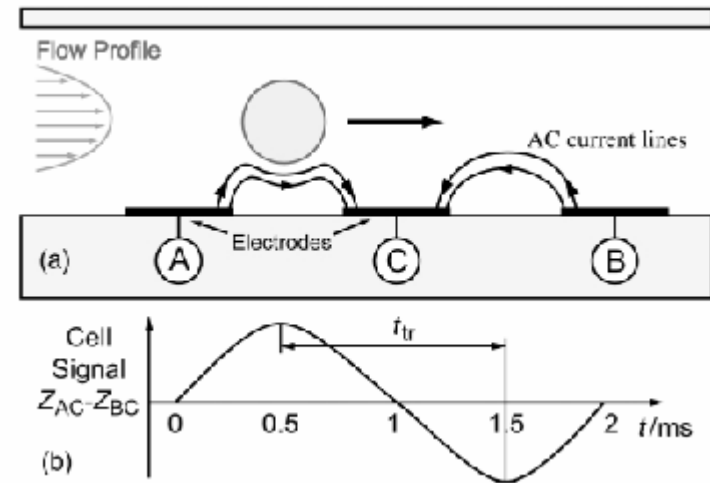
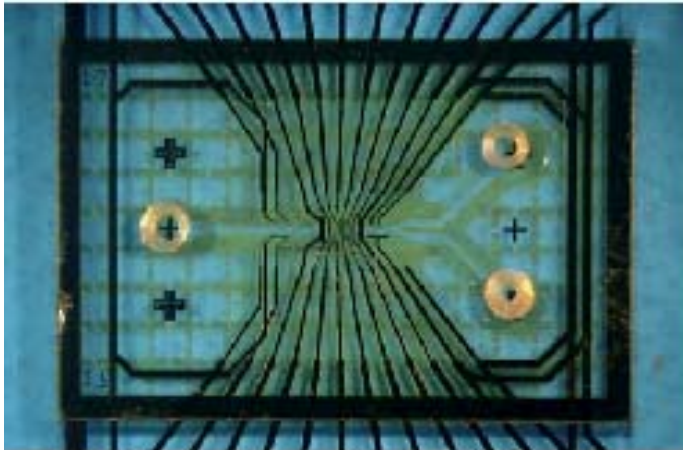
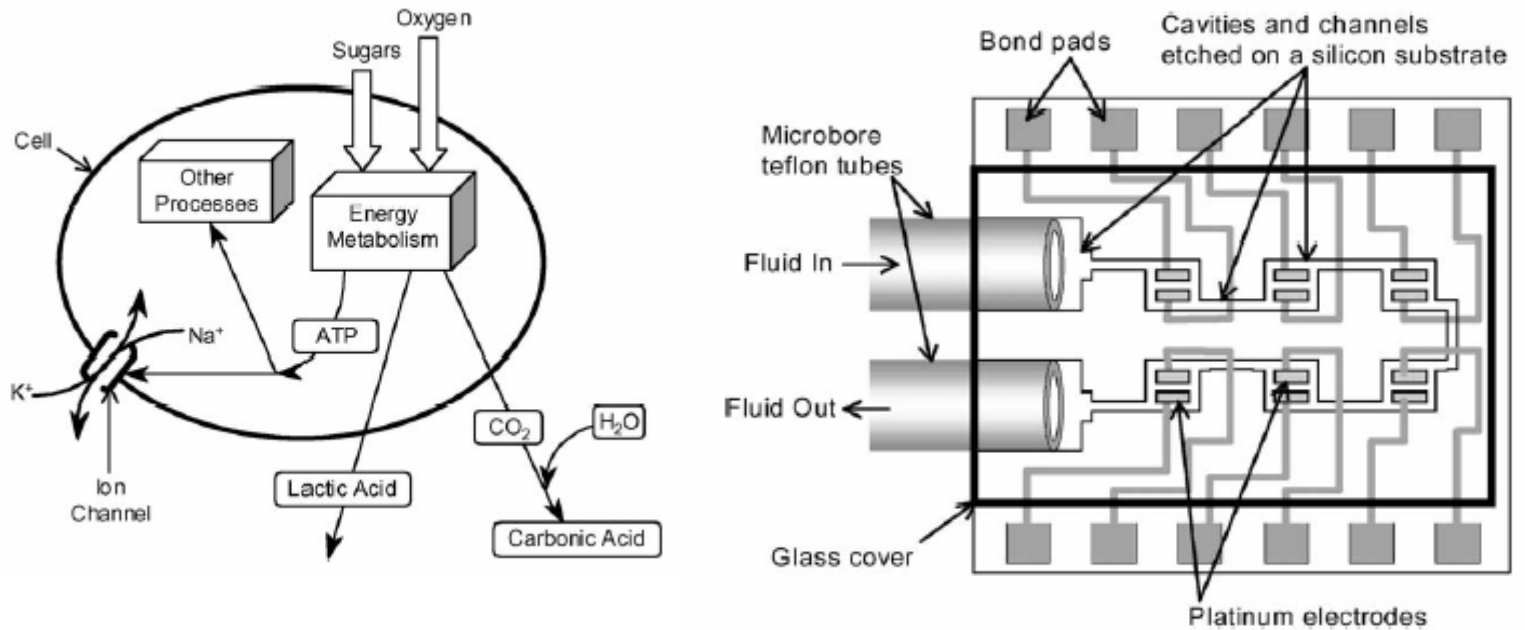
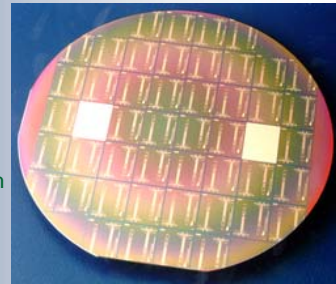
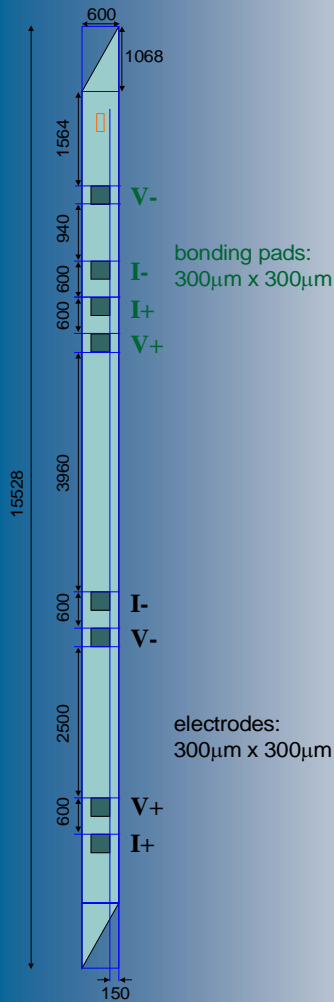


Figura 24

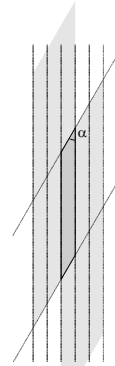


From Rafael Gómez, Rashid Bashir and Arun K. Bhunia, Microscale electronic detection of bacterial metabolism, *Sensors and Actuators B: Chemical*, Volume 86, Issues 2-3, 2002, 198-208

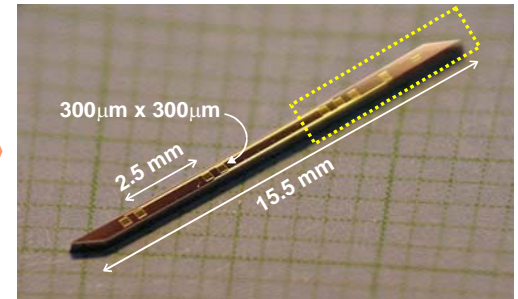
Figura 25



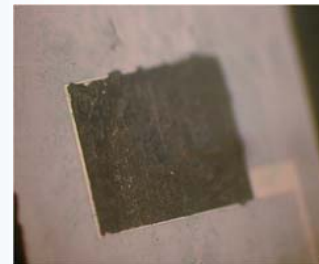
procesos en Sala Blanca



serrado



encapsulación y cableado



platinización de electrodos