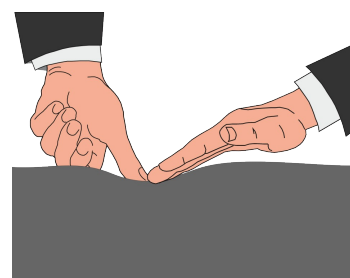


Estudio comparativo del comportamiento de ondas alternas sinusoidales y alternas rectangulares sobre los tejidos vivos y sobre carga artificial R y RC

Rodríguez Martín, JM
Fisioterapeuta español

Sumario

Estudio comparativo del comportamiento de ondas alternas sinusoidales y alternas rectangulares sobre los tejidos vivos y sobre carga artificial R y RC.....	2
Autor.....	2
Resumen.....	2
Palabras clave.....	2
Introducción.....	2
Tipos de potencia.....	4
Circuito con carga R.....	5
Circuito donde la carga son los tejidos corporales.....	6
Circuito con carga C-R-C en serie.....	8
Sobre carga artificial RC en serie y en paralelo.....	10
Influencia de los diferentes tipos de electrodos.....	11
¿Todos los tejidos presentan el mismo comportamiento?.....	13
Comportamiento tisular en CC y en VC.....	14
Conclusiones.....	15



Estudio comparativo del comportamiento de ondas alternas sinusoidales y alternas rectangulares sobre los tejidos vivos y sobre carga artificial R y RC

Autor

Rodríguez Martín, JM (Fisioterapeuta español)

Resumen

Los estimuladores de media frecuencia (con interferenciales y/o corriente de Kots), unos emiten la portadora que forma las modulaciones con ondas alternas sinusoidales (según la descripción clásica), pero otros ponen en la salida ondas cuadrangulares o rectangulares alternas. Situación que plantea preguntas cómo: ¿Qué forma es la más correcta? ¿Se aplica la misma energía con ambas? ¿Cómo influye la potencia reactiva en el organismo?

Para tratar de responder a todas o alguna de las preguntas anteriores se van a desarrollar de forma experimental algunas mediciones con las dos modalidades de alternas sobre circuitos con carga artificial y con carga de tejidos vivos.

Palabras clave

Portadora de media frecuencia. Alternas sinusoidales. Alternas rectangulares. Carga R y carga RC. Potencia real. Potencia aparente. Potencia reactiva. Factor de potencia. Desfase entre ondas. Osciloscopio.

Introducción

Cuando se trata de media frecuencia el concepto clásico refiere que está formada por una corriente portadora entre 2.000 y 10.000 Hz, con opción de modularla en baja frecuencia, cuya nueva frecuencia de modulación raramente superan los 200 Hz. Por ejemplo las interferenciales están compuestas por la portadora alterna sinusoidal ajustada en una media de ± 4.000 Hz modulada en diferentes modalidades a elegir.

Es frecuente que equipos de electroterapia (habitualmente de precio moderado) en lugar de emplear en la portadora ondas alternas sinusoidales utilizan alternas cuadrangulares alterando la norma clásica de alternas sinusoidales.

Las razones del porqué los diseñadores aplican esta modalidad procedería preguntárselo a ellos. Tal vez se deba a la tendencia que domina de los portátiles TEN y EMS basados en pulsos rectangulares ¿O se pretende mayor aporte energético? ¿Se trata de abaratar costes?

A nivel industrial es fácil generar las ondas alternas sinusoidales porque proceden de generadores giratorios, implicando que las ondas generadas son sinusoidales; pero en la electrónica de baja potencia basada en circuitos computacionales, (como los estimuladores de electroterapia) es más fácil generar ondas rectangulares o cuadrangulares que la sinusoidales.

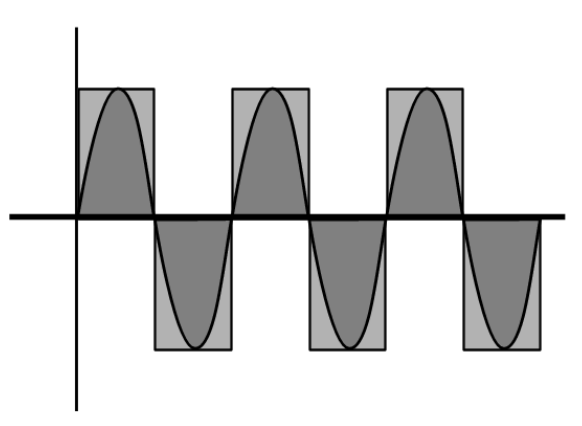


Figura 1: Diferencias de área energética entre la forma cuadrangular y la sinusoidal.

Este cambio bien merece un análisis comparativo entre las dos formas de onda y las consecuencias paramétricas que influirían en los tejidos de los pacientes, primero sobre una carga artificial (que no

altera sus valores de resistencia ni de impedancia) y después sobre tejidos vivos reales, los cuales poseen la propiedad de que su comportamiento como carga no es igual al inicio que al final de la prueba.

El concepto de carga en un circuito se refiere al elemento que recibe la energía que aporta el generador eléctrico. En este caso se refiere a los tejidos corporales y su campo de tratamiento entre los electrodos, o en su defecto, elementos artificiales que sustituyen a los tejidos vivos.

Comparando las formas y las alturas o amplitudes de ambas ondas alternas, el área energética de la cuadrangular es mayor que la sinusoidal, siendo esta $\pm 66\%$ menor que la rectangular Figura 1; lógicamente este cambio en el área energética se tiene que manifestar de alguna manera (como se verá más adelante).

Con el objetivo de comenzar el estudio que lleve a conclusiones se prepara la caja de prácticas RoMa con su resistencia interpuesta para captar la onda de intensidad, su resistencia de carga y un circuito específico que simule con la mayor fidelidad el comportamiento tisular, con el fin de representar un circuito de carga resistiva pura [R] y otro de carga resistiva más capacitiva [RC] tal y como lo harían los tejidos corporales blandos en aplicaciones transcutáneas.

Es oportuno aclarar que los circuitos considerados RC, pueden componerse de varias maneras:

- RC en paralelo
- RC en serie
- RC combinado paralelo y serie
- RC combinado serie y paralelo.

En los tejidos vivos con aplicaciones transcutáneas (**en corrientes alternas**), los dos electrodos, la barrera de la piel y el interior tisular van a formar la carga; de manera que la piel prioritariamente se comporta como condensador o parte capacitiva de esta (aunque también posee resistencia) y en el interior tisular predomina el componente resistivo (sin desdeñar su parte capacitiva), es decir: ante las corrientes alternas la carga del circuito fundamental será CRC en serie como lo muestra la Figura 2.

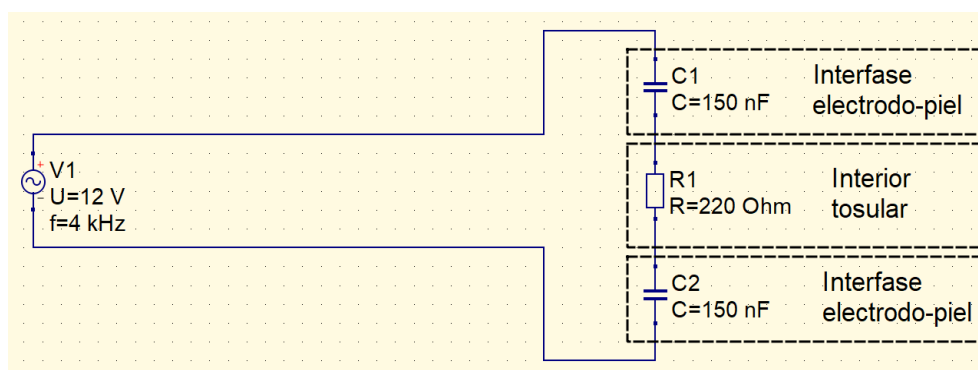


Figura 2: Esquema de la carga tisular como circuito CRC en serie.

Ante la corriente galvánica, los tres componentes serán R-R-R, porque esta corriente no circula por los condensadores, evitándolos, aprovechando la parte resistiva de la piel y del interior tisular. Sin embargo ante monofásicas pulsadas y alternas, parte de su energía circula por los condensadores, e incluso, en las alternas la capacitancia facilita el paso en gran medida.

El valor de los componentes para formar la carga artificial C-R-C en serie se logró de forma experimental probando diferentes componentes hasta encontrar una combinación aproximada a la conseguida en una medida tisular, de acuerdo a lo mostrado en la pantalla del osciloscopio. Con dos condensadores de 150 nF (nanofaradios) y una resistencia de 220 Ω conectados en serie como en la Figura 2, se consiguió imitar los resultados de las lecturas corporales. Este circuito o carga C-R-C de la Figura 2 o de la Figura 3, no es apto para baja frecuencia y/o corrientes con polaridad, ya que los tejidos se comportan de una manera en baja frecuencia y de otra en media.

En la primera serie de pruebas se experimentaron tres tipos de medidas:

- Sobre resistencia óhmica pura de $\pm 500 \Omega$ (en la caja de prácticas RoMa)
- Sobre tejidos corporales (con electrodos adhesivos nuevos) y

- Sobre una carga artificial que simulará en lo posible el comportamiento tisular, como el de la Figura 3 interponiendo la caja de prácticas.

La caja RoMa es necesaria para capturar sobre ella los datos que procesará y mostrará el osciloscopio Figura 4. Se aplicarán la onda sinusoidal de 4.000 Hz sin modular y la onda rectangular sin modular también a 4.000 Hz y con las mismas amplitudes. En la caja de prácticas se capturan la onda de voltaje y la onda de intensidad con sus correspondientes sondas de osciloscopio (canal A para la onda de voltaje y canal B para la de intensidad).

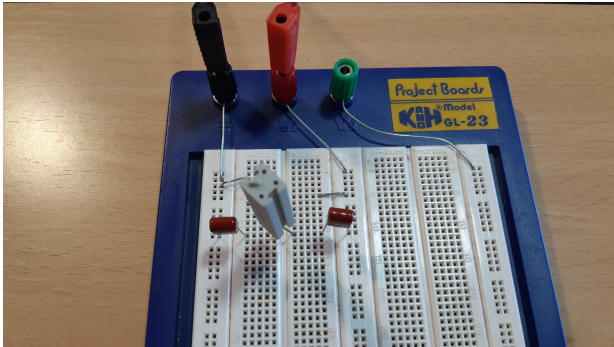


Figura 3: Montaje en tableta de pruebas con los componentes C-R-C de 150 nF - 220 Ω - 150 nF.

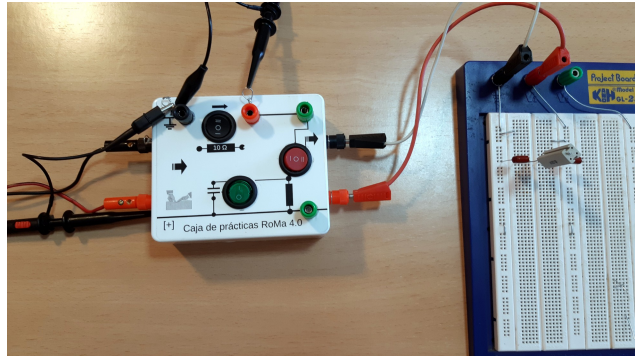


Figura 4: Conjunto de la caja de prácticas RoMa con la regleta para montajes experimentales.

Dado que la onda de intensidad se toma sobre una resistencia de 10 Ω, **el valor obtenido habrá que dividirlo entre 10 para que sea real, situación que se solventa poniendo la sonda en x10 (maniobra que realmente divide el valor entre 10 y resuelve la conversión)**. Según esto, las cifras en voltios del canal B se trasladan a mA directamente.

El generador de ondas (Modelo FY6900) se ajusta para emitir ondas alterna sinusoidales con 12 V de pico [Vp], que pasados a eficaces o RMS son unos 8,5 V RMS (aunque depende del valor de la carga). Aplicación en modo VC o voltaje constante. Esto será así tanto en ondas sinusoidales como en rectangulares. Dicho ajuste se hace sobre la carga resistiva pura de ±500 Ω

En el osciloscopio (modelo PicoScope 2000 y software PicoScope 7) se van a representar la onda de voltaje en el canal A (azul), la de intensidad en el B (rosa) y la de potencia (blanca y producto de Voltaje por Intensidad matizado por desfases y otras circunstancias). En el osciloscopio también se activan las lecturas de voltaje, de intensidad, del factor de potencia, de la potencia aparente, de la potencia real y de la potencia reactiva.

En las siguientes figuras del osciloscopio es importante localizar la línea horizontal de 0,0 en la regilla de fondo y fijarse en las escalas verticales así como su rango vertical, por si se desea comparar visualmente las ondas.

Tipos de potencia

La energía aplicada no se mide en intensidad [mA] ni en voltaje [V], realmente se mide en potencia [W], **que es el trabajo generado justo en 1 s y que procede del producto de V × I, pero siempre en 1 s**. Sin embargo hay varios tipos de potencia, porque una cosa es el simple cálculo de V × I, y otra es aplicar condicionantes que influyen y matizan la potencia real que se aplica al paciente. Así pues, dependiendo del comportamiento de la carga que recibe la energía y su impedancia, básicamente hay tres tipos de potencia representadas gráficamente en un triángulo rectángulo semejante al de la Figura 5:

- Potencia aparente (representada en la hipotenusa)
- Potencia real (representada en el cateto adyacente)
- Potencia reactiva (representada en el cateto opuesto)
- Factor de potencia (depende del ángulo Φ "phi")

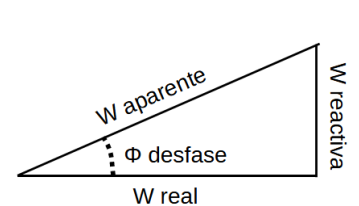


Figura 5: Triángulo rectángulo de potencias.

La potencia aparente es el producto de V × I sin más. La potencia real depende del desfase de las ondas provocado por la parte capacitiva de la

carga y es el producto de $V \times I \times \cos(\Phi)$ o ángulo phi procedente del desfase entre la onda de voltaje y la onda de intensidad. La potencia reactiva es potencia negativa o potencia que devuelve la carga hacia la fuente de energía; es energía no aprovechada.

El factor de potencia es un porcentaje o fracción de 1 que indica el aprovechamiento energético que se produce en el circuito entre la energía aplicada y la carga que lo recibe. El triángulo de la Figura 5 también indica el comportamiento de la impedancia que presenta la carga (y permite calcularla).

Circuito con carga R

Se comienza por una medida clásica y adaptada a la teoría Figura 6, coincidente con lo que habitualmente se explica como referente básico, aplicando ondas alterna sinusoidales sobre una carga de R pura y midiendo en valores RMS o eficaces, tal y como se muestra en la imagen.

En esta Figura 6, la onda de voltaje medida por el osciloscopio es de 10 V de pico (6,99 V RMS). La onda de intensidad en el canal B indica 14,59 mV (trasladables automáticamente a 14,59 mA). La onda de potencia [W] (por encima de la línea de 0,0) posee el doble de frecuencia que las ondas originales y siempre son positivas porque el aprovechamiento energético se aproxima al 100% (como lo indica el factor de potencia en 0,99 o 99%); aprovechamiento que es tan alto porque las ondas de voltaje y de intensidad circulan sin desfase, a la par o prácticamente superpuestas. El modo de trabajo es VC o voltaje constante.

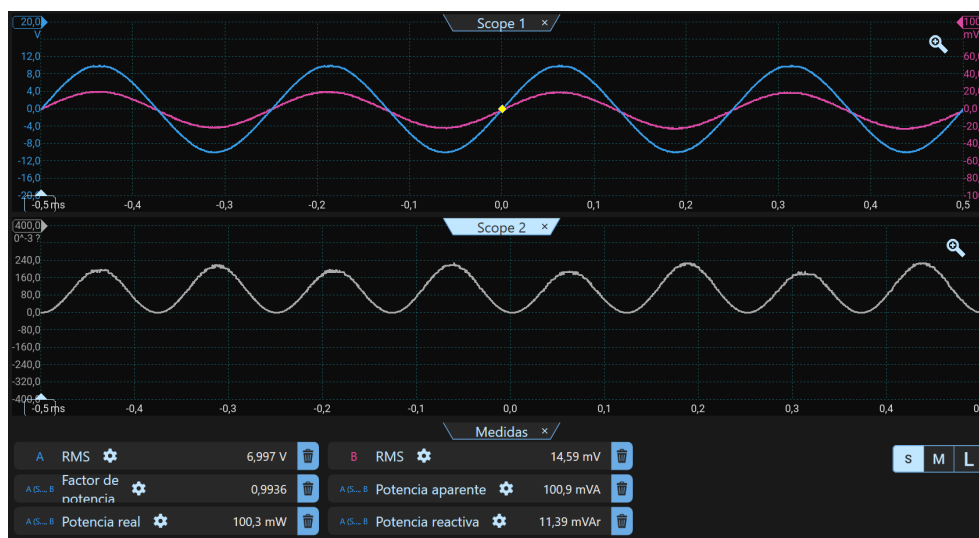


Figura 6: Onda de voltaje, de intensidad y de potencia superpuestas sobre resistencia pura.

En cuanto a las cifras de potencias, la aparente y la real se aproximan mucho, siendo respectivamente de 100,9 y 100,3 mW RMS. La potencia no aprovechable está en una media de 11,3 mVAR (que no son mW, pues son mili voltio-amperios reactivos).

Es fundamental fijarse y memorizar estas cifras para compararlas con los siguientes resultados de la Figura 7, donde las ondas ahora son rectangulares (con el mismo voltaje de pico que en las sinusoidales) pero con resultados de apariencia totalmente distintos.

Analizando la Figura 7, dado que se sigue aplicando sobre carga resistiva pura, la onda de voltaje no se deforma, la de intensidad tampoco y la onda de potencia en teoría debería ser una línea continuada, pero la práctica del circuito a medir también altera algo el resultado teórico.

En cuanto a las cifras, destaca que ahora el valor RMS o eficaz del voltaje ya no es de 6,99 V RMS, ahora es de 10,51 V RMS. La intensidad ha subido de 14,59 en la sinusoidal a 21,90 mA en la cuadrangular. El factor de aprovechamiento energético sigue por encima del 99%. La potencia aparente y la real están muy cercanas y bastante por encima de las que se generaron en las ondas sinusoidales de 100,3 mW RMS contra 229,7 mW RMS (casi el doble). Por lo que se refiere al desfase entre ondas, no existe y como tal no está representado.



Figura 7: Ondas alternas cuadrangulares aplicadas sobre resistencia pura.

La graficación de resultados en la Figura 8 enseña que el aprovechamiento energético comparando las columnas de [W aparente] y [W real] son muy semejantes, ya que la potencia reactiva es mínima. Los triángulos de potencia indican que el cateto opuesto al ángulo Φ es muy corto comparado con el adyacente (que representa la potencia real). Esta es una aproximación a la forma ideal de trabajar y desarrollar la máxima eficacia energética entre el estimulador y la carga. En teoría, la forma ideal del triángulo es que desapareciera el cateto opuesto, convirtiéndose en una línea horizontal característica de las cargas resistivas y ausencia total de las capacitivas o inductivas.

El hecho de que los triángulos todavía presenten un pequeño cateto opuesto, es debido a las conexiones entre clavijas y conectores, a las interconexiones internas de la caja y a las de la tableta para ensayo electrónico.

El triángulo de potencia de la cuadrangular es bastante mayor que el de la sinusoidal (igual que lo muestran las columnas) indicando que la eficacia de la forma rectangular es más del doble que en la sinusoidal.

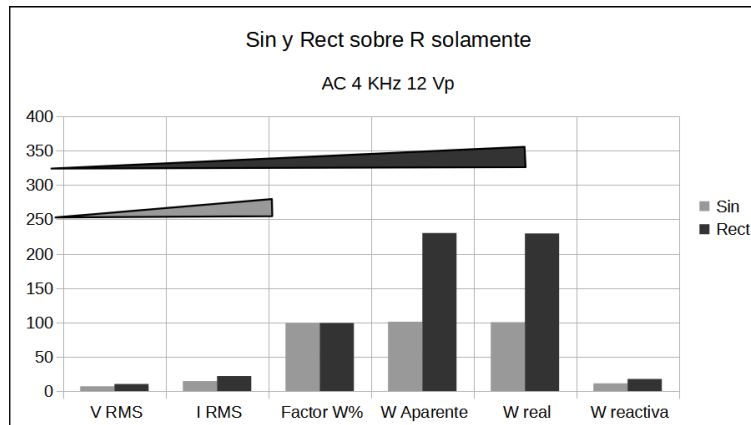


Figura 8: Evolución de los datos aplicando 12 Vp de alterna sinusoidal y rectangular sobre resistencia óhmica pura.

La conclusión provisional más importante comparando ondas sinusoidales con rectangulares sobre carga resistiva pura, es que **con las cuadrangulares el aporte energético expresado en trabajo en la unidad de tiempo, la cuadrangular supera el doble de eficaz que la sinusoidal.**

Circuito donde la carga son los tejidos corporales

El siguiente paso es medir el comportamiento tisular, pero con ciertos cuidados: como usar electrodos adhesivos nuevos, colocados de forma contralateral sobre el tercio distal del muslo y evitar el efecto de

persistencia tisular cuando se aplica la corriente, según el cual, al inicio de la medición los valores son diferentes a otros tomados después de transcurridos segundos o minutos de la medición. Además, las diferentes medidas estarán espaciadas entre sí al menos dos o tres minutos, con el fin de permitir la readaptación bioeléctrica tisular. Los ajustes en el generador son los mismos que se aplicaron en la medida sobre resistencia pura. La caja de prácticas se sigue empleando para las tomas de datos con las sondas del osciloscopio.

El resultado obtenido con ondas sinusoidales sobre tejidos vivos se muestra en la Figura 9, donde el voltaje es de 8,16 V RMS. La intensidad de 16,84 mA RMS. El factor de potencia se reduce al 56% por causa del desfase entre la onda de voltaje y la de intensidad.

En la ventana inferior, donde se dibuja la onda de potencia, los valores por encima de la línea de 0,0 es aprovechable como energía real aplicada. Todo valor por debajo de la línea de 0,0 es energía no convertible en trabajo a realizar.

Es importante detenerse a comparar la Figura 6 con la Figura 9 y fijar la atención en la ventana superior de la imagen, donde la respuesta sobre tejidos dibuja un desfase entre las ondas provocado por el componente capacitivo que presentan los tejidos corporales.

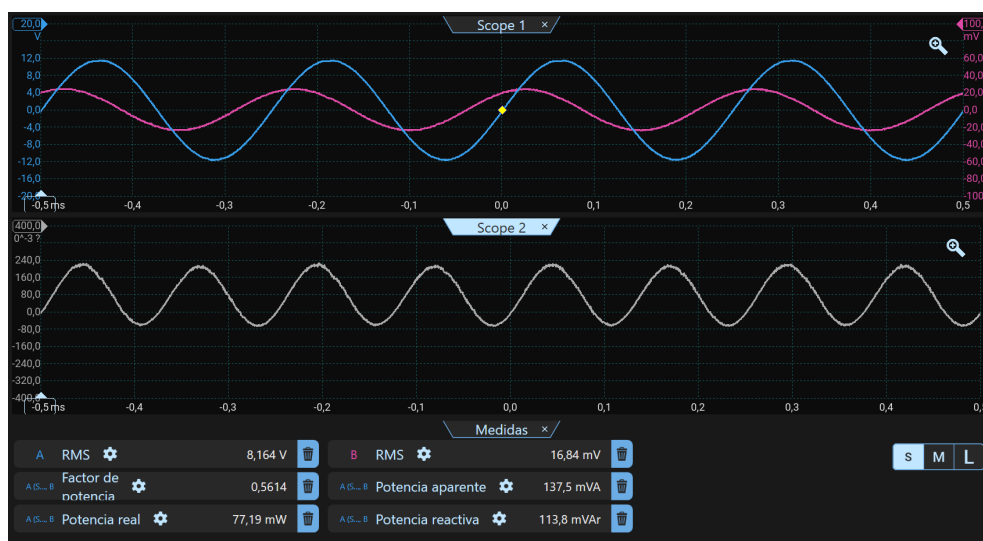


Figura 9: Alterna sinusoidal de 4 KHz sobre tejidos vivos.

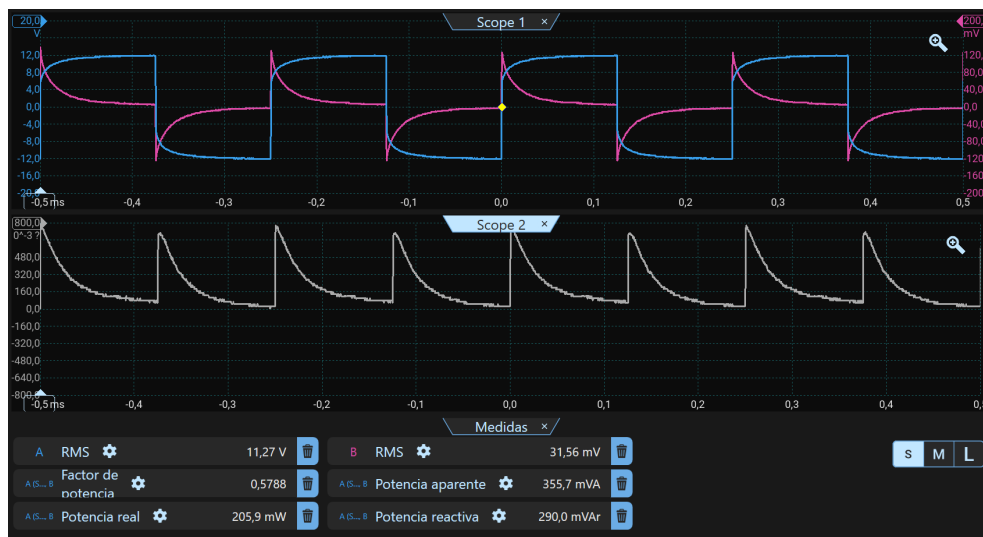


Figura 10: Alterna cuadrangular sobre tejidos corporales de 12 Vp y 4 KHz de frecuencia.

En cuanto a la potencia real aplicada es de 77,19 mW RMS, lejos de la aparente, con valor de 137,5 mVA (siendo cifras superiores a las obtenidas de la resistencia óhmica pura de unos 500 Ω); lo cual significa

que la impedancia ahora es menor que la presentada por la resistencia. La potencia reactiva ya es considerable.

Transcurridos dos o tres minutos de la medición con sinusoidales, se aplica en el mismo lugar la alterna rectangular y se obtiene el aspecto de la Figura 10, donde es fundamental estudiar la forma de las ondas de voltaje (que levemente pierden su forma). Así mismo las ondas de intensidad se dibujan con importantes picos coincidentes con los cambios en la polaridad (**pero no se dibuja desfase**).

La onda de potencia (en la ventana inferior) traza importantes picos coincidentes con los cambios de polaridad tanto de la onda de voltaje como de la onda de intensidad. Es fundamental para comprender el comportamiento bioeléctrico tisular fijar en la memoria estos picos de potencia, por que dependiendo de la composición de la carga estas ondas de potencia pueden ser diferentes en el aspecto visual.

La captura de datos de la Figura 10, vierte valores tales, como que el voltaje es de 11,27 V RMS (muy cercano al valor de 12 Vp). Intensidad de 31.56 mA RMS. El factor de potencia es del 57% de energía aprovechable. La potencia real aplicada es de 205,9 mW RMS. La potencia aparente es excesivamente alta, llegando a 355,7 mVA, pero todos no son aprovechables. La potencia reactiva igualmente es muy elevada.

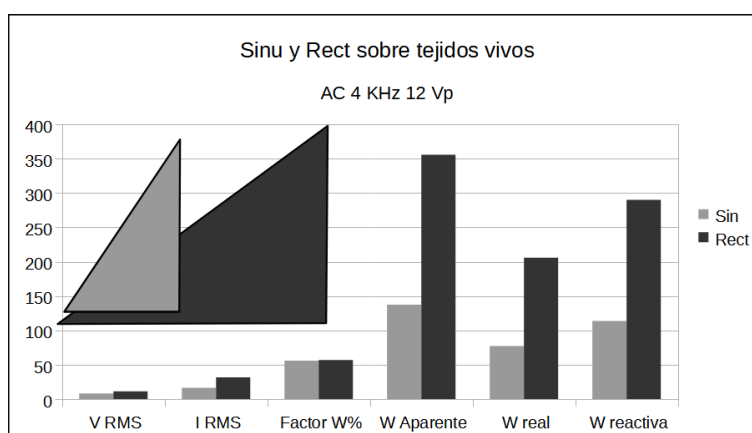


Figura 11: Evolución de los datos aplicando 12 Vp de alterna sinusoidal y rectangular sobre tejidos vivos.

El análisis de la Figura 11 vuelve a destacar que los resultados en las ondas rectangulares son superiores a las ondas sinusoidales aunque la potencia real no llega a superar la alcanzada sobre resistencia óhmica pura. Se recuerda que la base de estos triángulos dibujados representa la potencia real aplicada.

Los triángulos de potencia superpuestos en la gráfica trazan hipotenusas con mucha inclinación (exactamente 55,8° para la sinusoidal y 36,3° para la rectangular) lo que indica la gran influencia del componente capacitivo en la carga (más en la sinusoidal que en la cuadrangular). La potencia real aprovechada es más del doble en la rectangular que en la sinusoidal. La rectangular se aproxima más al comportamiento resistivo que la sinusoidal, la cual se acerca más al capacitivo (inclinación menor de 45° e inclinación mayor de 45° respectivamente).

La percepción sensitiva y motora sobre el paciente es bastante más intensa con la cuadrangular que con la sinusoidal. Los picos positivos de potencia en la Figura 10 en cada cambio de polaridad (de doble frecuencia que la portadora) comparados con las ondas de cambio suave en la potencia de la Figura 9, son causantes de la mejor despolarización de membrana nerviosa, tanto sensitiva como motora.

Circuito con carga C-R-C en serie

Con el objetivo de buscar y entender el comportamiento tisular ante alternas sinusoidales y cuadrangulares, se realizaron diferentes tanteos formando una carga artificial utilizando condensadores y resistencias (no bobinas) en paralelo, en serie, combinadas, etc; hasta que apareciera en pantalla una imagen muy semejante a la respuesta tisular (al menos parecida a la del modelo explorado). Ver la Figura 3.

La solución se encontró en la combinación que se puede leer en la Figura 2, indicando que la interfase electrodo piel (electrodos de gel adhesivos) se comportan como condensadores y el interior tisular como resistencia de unos 220 Ω. En las pruebas, con 180 Ω se consiguieron igualar los resultados tisulares,

pero el potenciómetro ajustable que lo logró fue sustituido por una resistencia fija de 220Ω (como valor más próximo disponible).

La aplicación de alterna sinusoidal de 4 KHz sobre el circuito artificial C-R-C (representado en la Figura 2) generó en el osciloscopio los datos contenidos en la Figura 12, donde se muestra el desfase entre la onda de voltaje y la de intensidad, y además como era de esperar, la onda inferior de potencia aparente, parte de su trayectoria está por debajo de la línea horizontal de 0,0.

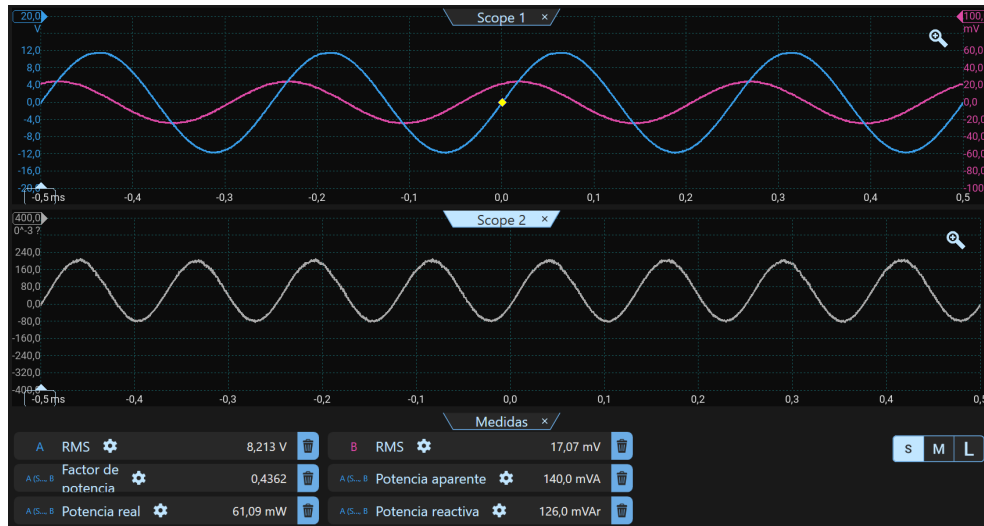


Figura 12: Alterna sinusoidal de 4 KHz y 12 Vp aplicada sobre circuito C-R-C en serie.

El voltaje leído en la Figura 12 es de 8,21 V RMS. La intensidad indica 17 mA RMS. El factor de potencia se reduce al 43,6%. La potencia aparente es de 140 mVA. La potencia real indica 61 mW RMS. La potencia reactiva es de 126 mVAR.

Estos resultados no están demasiado lejos de los obtenidos de la medición sobre tejidos vivos, entre otras razones porque se trata de aproximarse a ellos con elementos que formen una carga artificial.

La Figura 13 muestra el resultado sobre la misma carga artificial C-R-C de [150 nF – 220 Ω – 150 nF], empleando la forma rectangular, con los siguientes resultados: Voltaje 11,28 V RMS. Intensidad 28,83 mA RMS. Factor de potencia 52,8%. Potencia aparente 325,1 VA. Potencia real 171,9 mW RMS. Potencia reactiva 275,9 mVAR.

Es importante detenerse a comparar la Figura 13 con la Figura 10 y dedicarle tiempo a la observación comparativa de las formas, y recomendable también pararse a leer los valores en las medidas.

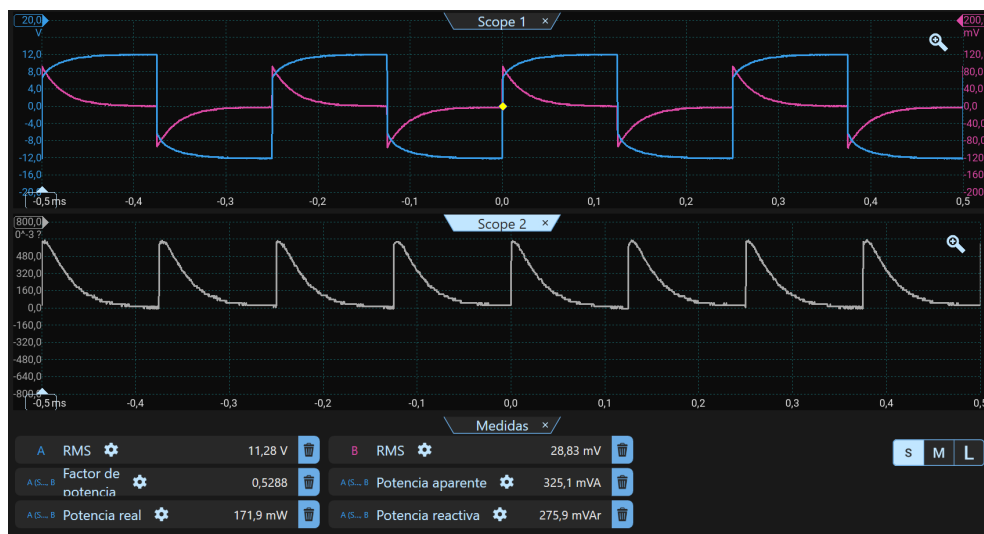


Figura 13: Alterna Cuadrangular de 4 KHz y 12 Vp aplicada sobre circuito C-R-C en serie.

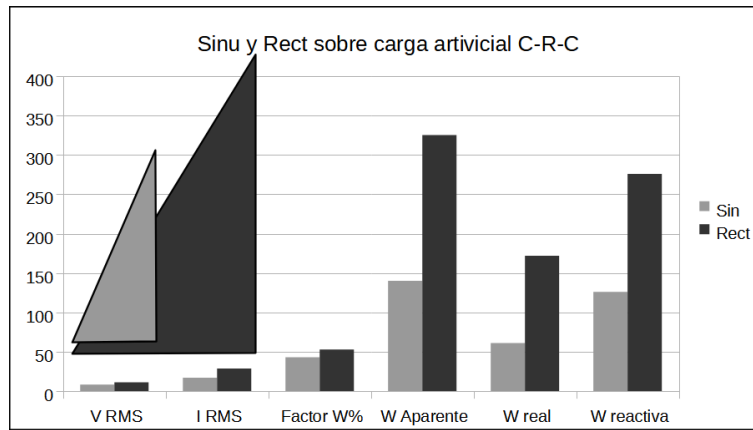


Figura 14: Evolución de los datos aplicando 12 Vp de alterna sinusoidal y rectangular sobre carga artificial C-R-C.

Vuelve a ponerse de manifiesto que la potencia real aprovechada es mayor con las ondas rectangulares. Los triángulos de potencia también dibujan el trayecto angular de la hipotenusa superando claramente los 45° y acercándose a los 90°, señalando el fuerte componente capacitivo de la carga (mayor en sinusoidal que en cuadrangular como ocurrió en la aplicación sobre tejidos).

Como se va demostrando, un planteamiento es la teoría y otro es la realidad de los tejidos corporales, los cuales no se comportan como carga resistiva pura (excepto ante la corriente galvánica), pues frente a las corrientes alternas actúan como una carga en parte resistiva y en parte capacitiva, es decir, una carga RC, concretamente C-R-C (C para un electrodo más la piel, R para el interior tisular y C para el otro electrodo y la piel).

Sobre carga artificial RC en serie y en paralelo

Haciendo pruebas repetidas con el fin de encontrar los componentes electrónicos que formarían una carga artificial, y cómo conectarlos para simular la respuesta tisular, han ido apareciendo en pantalla multitud de formas diferentes en las cuadrangulares, pues en las sinusoidales siempre son iguales salvo que los valores se modifiquen o se desfasen en mayor o menor grado. En cuanto a las cuadrangulares, sí que se muestran cambios importantes, fundamentalmente en el patrón que forma la onda de potencia, como en la Figura 15 o en la Figura 16, en la que aparecen picos de potencia negativos con mucha cantidad de potencia reactiva y baja potencia real o eficaz.



Figura 15: Aplicación de alternas rectangulares sobre carga artificial RC en paralelo.



Figura 16: Aplicación de alternas rectangulares sobre carga artificial C o un condensador solamente.

Estas ondas de potencia (con el pico negativo) nada tienen que ver con el pico positivo de las figuras anteriores, incluidas las de respuesta tisular, donde el circuito RC es en serie. Ahora el circuito es en paralelo y la respuesta es semejante a lo visto en la Figura 15. Este patrón típico de la carga RC en paralelo se distingue perfectamente del patrón RC en serie. Comparar la Figura 15 con la Figura 13.

En la Figura 16, la energía se aplica directamente sobre un condensador (sin resistencia) en la que siguen apareciendo picos negativos muy débiles en la onda de potencia, la onda de intensidad muy débil

y la onda de voltaje exageradamente deformada. Esto provoca que la energía aplicada realmente sea mínima. En este fenómeno está basada la técnica de Deep Oscillation®.

En la Figura 17 se grafican los valores leídos en la Figura 15 y en la Figura 16, observando que la potencia aparente y la reactiva sobre RC en paralelo son exageradas, pero la W real aplicada se viene abajo (columna morada). Sobre C las lecturas son muy bajas, y la potencia real no llega a 2 mW RMS. Llama la atención que la potencia aparente y la reactiva prácticamente son iguales, lo que genera los triángulos muy altos pero muy estrechos (los cuales mantienen las proporciones medidas) de la Figura 18, donde, el pequeño triangulito apenas visible es una línea vertical con la hipotenusa prácticamente a 90°, como corresponde ante condensadores.

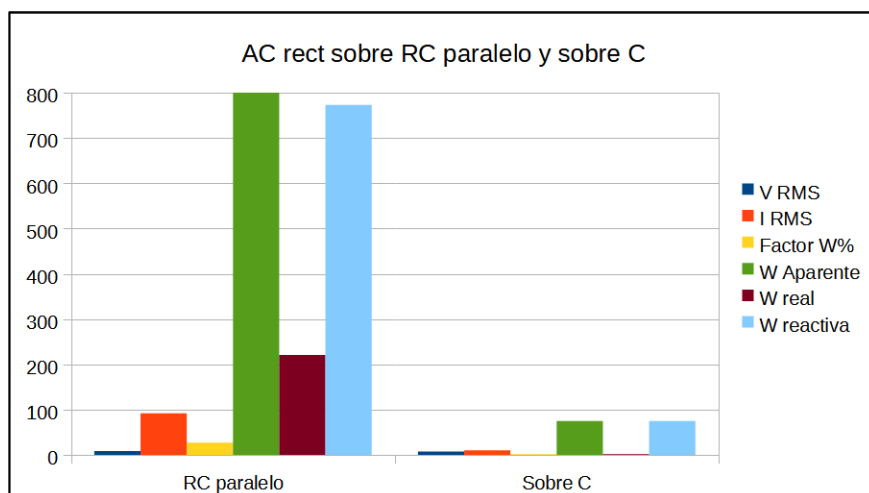


Figura 17: Gráficas de parámetros sobre RC en paralelo y sobre condensador solamente. La potencia real aplicada sobre el condensador es mínima.

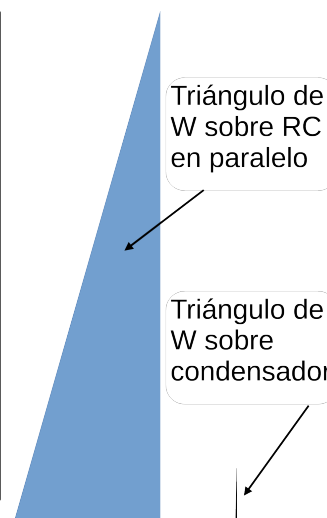


Figura 18: Triángulos de W sobre RC en paralelo y sobre C.

Todas estas variaciones van a depender de los valores que posean la resistencia en Ω y la capacitancia en nF, además de su conexionado. **Los tejidos vivos realmente son un entramado de resistencias y condensadores en serie y en paralelo que suman un valor global con predominancia de un tipo en unos tejidos, mientras que otros ofrecen otra tendencia.**

Parece que sería bueno empezar a incluir en las visualizaciones con osciloscopio la onda de potencia, además de las ondas de voltaje e intensidad. Conocer el comportamiento y el patrón que da forma a la onda de potencia aporta información muy relevante hasta ahora no contemplada en el campo de la fisioterapia.

Cuando se han aplicado abundantes tratamientos con corrientes de media frecuencia como las interferenciales y sus variantes, empíricamente puede observarse que generan leve aumento de la temperatura en el campo de tratamiento; y cabe la pregunta: ¿Este calor generado se deberá a la potencia reactiva?

Influencia de los diferentes tipos de electrodos

La media frecuencia se aplica a los tejidos corporales:

- mediante electrodos de gel adhesivos,
- con electrodos de goma conductora envueltos en gamuzas empapadas,
- mediante placas metálicas separadas de la piel por esponjillas humedecidas (como las ventosas),
- mediante electrodos puntuales metálicos recubiertos por gamuza humedecida y
- otras ocurrencias.

Esto plantea la siguiente cuestión: **¿Todas las variantes de electrodos producen el mismo comportamiento tisular?**

La aplicación con electrodos de gel adhesivos ya se ha mostrado en la Figura 9 y en la Figura 10, por lo cual, en la misma zona y persona se repiten otras dos pruebas con ondas sinusoidales y cuadrangulares empleando: primero dos electrodos metálicos recubiertos por gamuza humedecida con agua del grifo y después dos electrodos de silicona recubiertos por gamuza humedecida (estos con muy poco uso para garantizar buena conductividad). El tamaño de los electrodos en estas dos pruebas son muy semejantes a la superficie de los electrodos adhesivos que fueron empleados en la anterior medida. Las ventosas no se utilizan para evitar el efecto de succión tisular. Los parámetros de las corrientes son los mismos que en las pruebas anteriores.

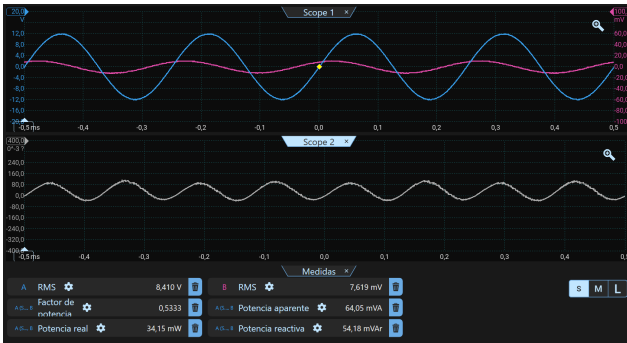


Figura 19: Aplicación sobre tejidos corporales con alterna sinusoidal 4 KHz 12 Vp. Electrodo metálico recubierto de gamuza humedecida.



Figura 20: Aplicación sobre tejidos corporales con alterna rectangular 4 KHz 12 Vp. Electrodo metálico recubierto de gamuza humedecida.

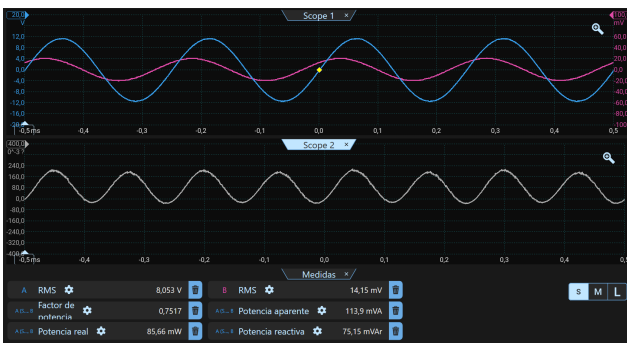


Figura 21: Aplicación sobre tejidos corporales con alterna sinusoidal 4 KHz 12 Vp. Electrodo de goma con gamuza humedecida.

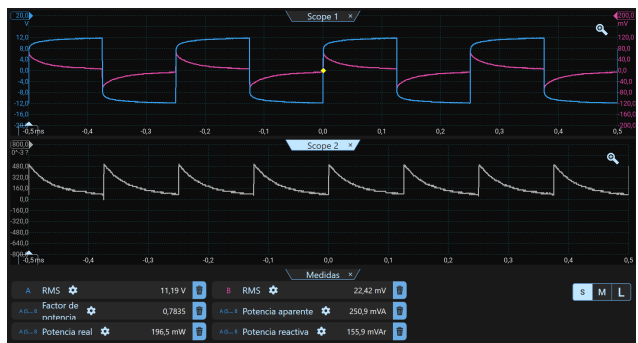


Figura 22: Aplicación sobre tejidos corporales con alterna cuadrangular 4 KHz 12 Vp. Electrodo de goma con gamuza humedecida.

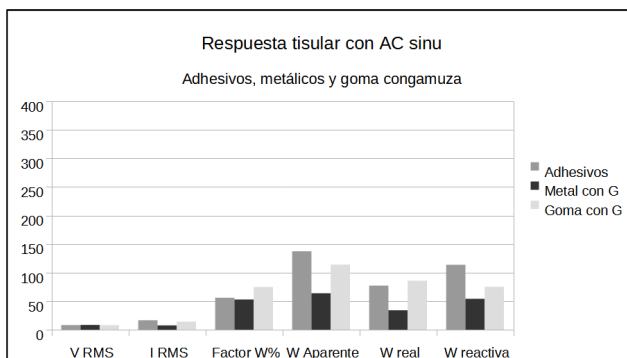


Figura 23: Respuesta tisular con AC sinusoidal aplicada con electrodos adhesivos, con metal envueltos en gamuza humedecida y con goma conductora envueltos en gamuza humedecida.

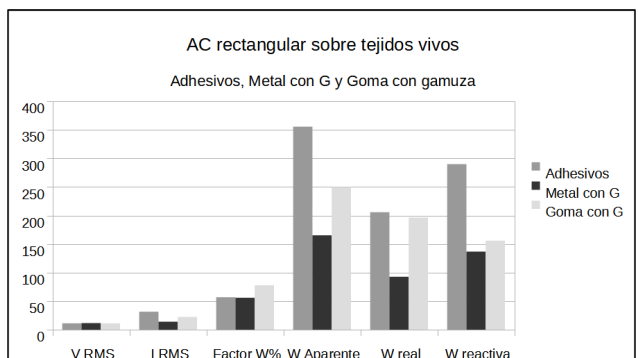


Figura 24: Respuesta tisular con AC cuadrangular aplicada con electrodos adhesivos, con metal envueltos en gamuza humedecida y con goma conductora envueltos en gamuza humedecida.

La respuesta de los electrodos metálicos con gamuza pueden verse en la Figura 19 y en la Figura 20 usando alternas sinusoidales y cuadrangulares respectivamente.

Las ondas sinusoidales no sufren alteraciones importantes, excepto los valores y el desfase; pero las cuadrangulares (fijando la atención en las ondas de potencia) se mantienen los picos positivos muy parecidos a los obtenidos con electrodos adhesivos sobre tejidos vivos.

Si se compara la Figura 20 con la Figura 22, los picos de la onda de potencia mantienen el mismo aspecto en cuanto a la forma, otra cosa es la respuesta en cuanto a las cifras.

Graficando las cifras de las tres modalidades con las que se aplicó sobre los tejidos vivos, en la Figura 23 la potencia real no superó los 100 mW RMS, y mucho menos con la variante de electrodos metálicos. Comparando esta última imagen con la Figura 24, sigue destacando que las potencias aplicadas con cuadrangulares son muy superiores a las sinusoidales. Vuelve a quedar por debajo la opción metálica.

El método más eficiente resultó ser la aplicación con electrodos adhesivos, seguido de los electrodos de silicona conductora envueltos en gamuza humedecida, y el menos eficaz fue la aplicación de electrodos metálicos recubiertos por gamuza humedecida. Bien es cierto que también depende del estado de los adhesivos y de la humedad de las gamuzas; pero se trató de realizar aplicaciones con metodología habitual.

¿Todos los tejidos presentan el mismo comportamiento?

No todos los tejidos poseen el mismo comportamiento bioeléctrico, pero en esta ocasión se elige un modelo joven de 13 años para aplicar en el tercio distal del muslo (contralateral entre la cara externa y la interna) y un modelo de 73 años para comparar la misma zona a iguales condiciones.



Figura 25: Respuesta en modelo de 13 años ante alterna rectangular de 12 Vp.

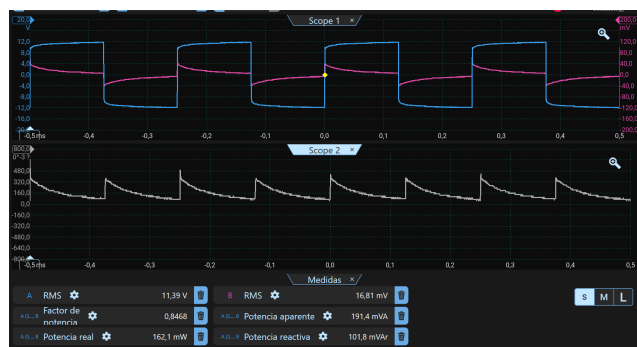


Figura 26: Respuesta en modelo de 73 años ante alterna rectangular de 12 Vp.

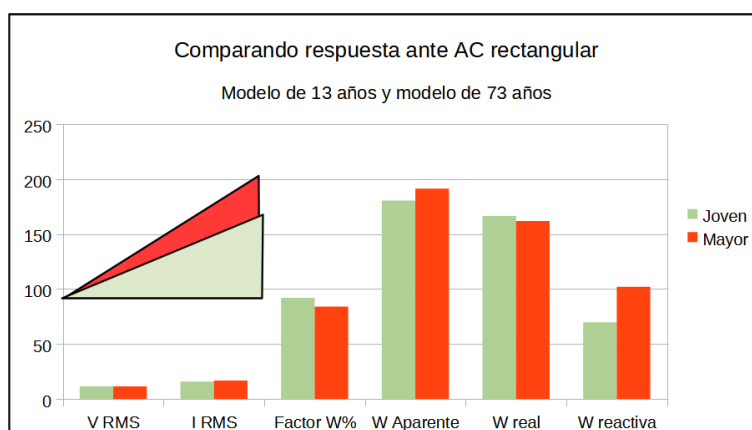


Figura 27: Resultados graficados entre modelo joven de 13 años y modelo mayor de 73 años.

Con electrodos de goma dopada con carbono recubiertos por gamuza humedecida se aplica alterna rectangular con los mismos parámetros que se vienen utilizando en todas las mediciones.

Tanto en la Figura 25 como en la Figura 26 las ondas de potencia son muy parecidas en la forma y patrón, lo que implica que la carga en ambos casos es de tipo C-R-C, como en las mediciones anteriores.

La inclinación de la hipotenusa en el triángulo de potencia se intuye importante en ambos casos, aunque no alcanza los 45° (concretamente 32° en el mayor de los triángulos).

Como puede analizarse en la Figura 27, el triángulo del modelo joven posee menos componente capacitivo que el modelo mayor, siendo esta la característica que más diferencia el comportamiento, porque la potencia real es muy semejante. La potencia reactiva es el dato más desigual.

Comportamiento tisular en CC y en VC

En media frecuencia el estimulador puede ajustarse indistintamente en modo corriente constante [CC] o en modo voltaje constante [VC]. En los inicios de las interferenciales era frecuente trabajar con el modo VC, pero en la actualidad pueden utilizarse ambos, o tal vez por defecto, por seguridad y por hábito trasladado del uso en baja frecuencia, recientemente se emplee más el modo CC.

Es importante comprobar si las ondas se alteran o sufren cambios, fundamentalmente la de potencia, ya que ésta es la que va a generar mayor o menor respuesta tisular. En la práctica, bajo el punto de vista sensitivo o motor, en el modo CC la percepción fue más intensa, aunque la intensidad fue la misma.

Para observar los resultados se aplican ondas alternas cuadrangulares sobre tejidos corporales usando electrodos de goma conductora recubiertos por gamuza humedecida. El estimulador se ajusta primero para que trabaje en modo VC como en la Figura 28, y a posteriori se aplica en modo CC como en la Figura 29, de manera que en ambos casos se gira el mando de intensidad hasta que **en el OSCILOSCOPIO** se lean ± 10 mA.

En el modo VC (voltaje constante) el sistema electrónico del aparato procura mantener el voltaje estabilizado e inalterable y adaptado a lo que se regula con el potenciómetro, por lo cual, en la Figura 28 puede observarse que la onda de voltaje (azul) trata de mantenerse lo más rectangular posible, mientras que la de intensidad (rosa) tiene que adaptarse al comportamiento del circuito y a su carga de acuerdo a la ley de Ohm. Muy importante dedicar atención a la onda de potencia (blanca) en la pantalla inferior para compararla con la otra modalidad.

En el modo CC (Corriente o intensidad constante) el estimulador lucha por mantener la onda y el parámetro de intensidad como elemento estabilizado dependiendo del mando de intensidad, por lo que será la onda de voltaje la que se adaptará a las condicionantes del circuito y de la carga. Es por esto que en la Figura 29, la onda de intensidad (rosa) se mantiene cuadrangular y la de voltaje se deforma por el componente capacitivo de la carga. Todo ello provoca que la onda de potencia sea diferente en cuanto a la forma, en cuanto a la potencia real aplicada y en cuanto a la percepción sobre el paciente (aplicando siempre 10 mA RMS leídos por el osciloscopio).



Figura 28: Estimulador trabajando en modo VC sobre tejidos corporales



Figura 29: Estimulador trabajando en modo CC sobre tejidos vivos.

Por otra parte, aparece otra diferencia fundamental que ya se vio en el epígrafe referido a la respuesta sobre cargas artificiales RC en paralelo y C, pues el patrón que genera la onda de potencia es diferente en la Figura 28 que el de la Figura 29, con picos positivos o negativos en los cambios de polaridad. Cuando la onda de voltaje sufre cambios desde los primeros instantes del ascenso o del descenso, es cuando aparece el pico negativo. Sin embargo, si la onda de voltaje sube o baja recta en los primeros instantes, el pico en la onda de potencia será lógicamente positivo.

Poniendo atención en las cifras de la potencia real aprovechada, en el modo VC se aplican 95,29 mW RMS, mientras que en el modo CC es de 123,3 mW RMS; lo que da lógica a que el modelo manifestara mayor estímulo sensitivo con el modo CC. (columnas moradas en la Figura 30).

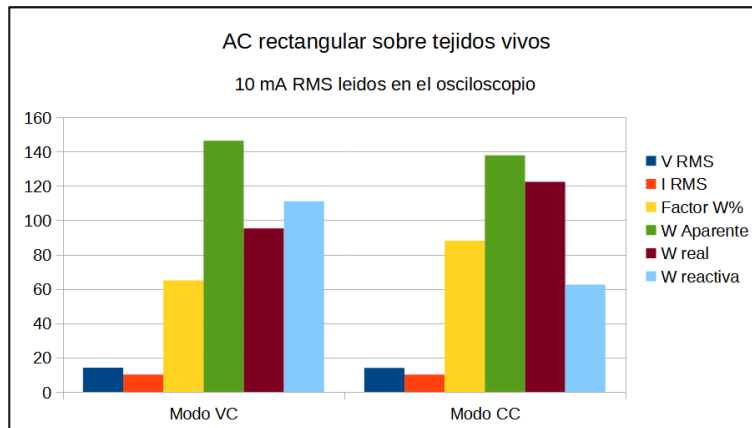


Figura 30: Gráfica de respuesta sobre parámetros eléctricos en modo VC y CC.

La graficación de parámetros en la Figura 30 permite fijar la atención en las últimas tres columnas de cada grupo, en las que perfectamente puede intuirse que el comportamiento de la potencia no es el mismo en VC que en CC. La W reactiva es llamativamente menor en CC que en VC, lo que generará un triángulo de potencia con el cateto opuesto corto y la hipotenusa en una angulación por debajo de 45° (comportamiento predominantemente resistivo) como puede verse en el segundo triángulo de la Figura 31.

En la misma Figura 31, comparando los dos triángulos, la inclinación de la hipotenusa en el primero es de ($\pm 45^\circ$) señalando que en el modo VC tiene más protagonismo el componente capacitivo que en modo CC; Además, la potencia real aplicada es menor en el triángulo del modo VC.

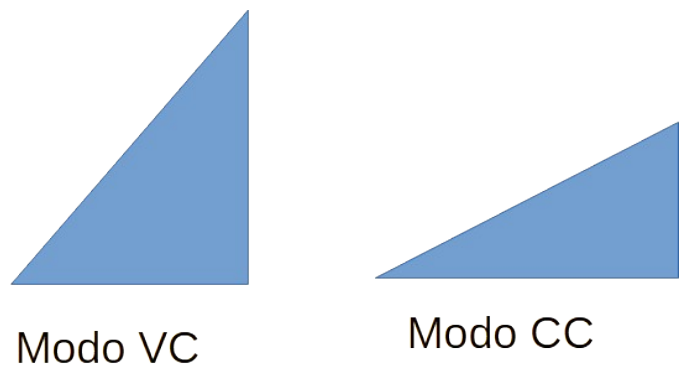


Figura 31: Triángulos de potencia de los modos VC y CC respectivamente.

Conclusiones

De esta serie de observaciones pueden extraerse algunas conclusiones, entre ellas **la revisión de conceptos muy extendidos (incluidos los de este autor) sobre la calidad de las sinusoidales y considerar a las rectangulares como sucedáneas de las primeras**. Al margen de este comentario pueden resumirse anotaciones como:

- Los tejidos vivos realmente son un entramado de resistencias y condensadores en serie y en paralelo que suman un valor global como carga RC.
- El parámetro correcto para valorar la energía aplicada es la potencia, concretamente la real o mW RMS.
- Las ondas sinusoidales no se deforman, solamente se desfasan entre la onda de voltaje y la de intensidad. La onda de potencia que generan también es sinusoidal con mayor o menor eficacia.
- Las ondas cuadrangulares sufren deformaciones debidas al componente capacitivo de la carga.
- Las deformaciones de las ondas cuadrangulares son diferentes cuando se ajusta el modo CC o el modo VC.
- La forma sinusoidal, frente a la misma carga, genera mayor componente capacitivo que la cuadrangular.

- La forma cuadrangular aporta bastante más energía que la sinusoidal.
- La percepción sensitiva y motora es mayor en la cuadrangular que en la sinusoidal.
- Los triángulos de potencia tienden a ser más resistivos cuando la corriente es rectangular, y más capacitivos en la alterna sinusoidal.
- El patrón que da forma a la onda de potencia (con alternas rectangulares) permite entender la configuración RC de la carga que recibe la corriente aplicada.
- Los electrodos con mejores resultados son los de gel adhesivos y los de goma conductora envueltos en gamuza humedecida.
- En modo CC con alternas rectangulares la percepción sensitiva y motora es mayor que con la sinusoidal.
- El patrón de potencia con pico de inicio positivo refleja predominantemente una carga RC en serie. El patrón de la onda de potencia con pico de inicio negativo marca una carga RC en paralelo.
- Los estimuladores con la portadora basada en la alterna rectangular requieren de menor energía para alcanzar el mismo efecto tisular.

En el resumen de este trabajo se plantearon tres cuestiones, a las que se intentará responder de acuerdo a lo observado hasta ahora.

¿Qué forma es la más correcta?

Pues depende del objetivo del terapeuta, ya que la menos afectada por las diferencias en la carga es la onda sinusoidal, pero la más eficaz es la rectangular.

¿Se aplica la misma energía con ambas?

Pues se ha visto que no, ya que la onda cuadrangular aporta más energía como era fácil de intuir, debido a su mayor área energética demostrado por las sucesivas mediciones.

¿Cómo influye la potencia reactiva en el organismo?

La potencia reactiva es la que va y vuelve por el circuito sin generar trabajo y gran parte de ella se emplea en cargar y descargar "los condensadores" tisulares repetidas veces, sin conocer qué efectos biológicos son aprovechables en ese sentido, ya que las consecuencias biológicas siempre se han basado en la parte tisular resistiva. Cuestión pendiente de investigación.

Dado que la técnica de Deep Oscillation ® está basada en aplicar cargas eléctricas en dos campos eléctricos separados por una membrana no conductora (**campo del paciente** frente a **campo del cabezal**); aunque no exista paso energético, las masas eléctricas acumuladas de forma alternante entre sendos campos eléctricos llegan a provocar atracciones y repulsiones mecánicas coincidentes con los cambios de polaridad en las ondas, puestas de manifiesto si el cabezal se desplaza por la zona de tratamiento. En esta circunstancia no existe potencia real aplicada, pero sí la potencia aparente y la reactiva.

Esta técnica es de baja frecuencia y posiblemente no sea trasladable bajo el punto de vista de sus efectos mecánicos a media frecuencia, pero queda por averiguar la influencia eléctrica en los cambios de capacitancia tisular, aunque todo es cuestión de medir los valores antes y después de aplicar la técnica para salir de dudas.