

Trabajo Final de Carrera requerido para la obtención del Título de grado,  
de la Licenciatura en Kinesiología y Fisioterapia, otorgado por la  
Universidad Nacional de Río Negro, sede atlántica.

# **“DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO”**

Autor: Roberto Valentín Pallaro

Director: Dr. Evelio Vello Varela



Universidad Nacional de Río Negro

Sede Atlántica

Licenciatura en Kinesiología y Fisiatría

**DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN  
TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO**

**DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN  
TEJIDO PORCINO CADAVERÍCO**

Título: Demostración experimental del efecto térmico del ultrasonido de 1 mhz en tejido porcino cadavérico

Datos del estudiante: Roberto Valentín Pallaro. Sede Atlántica, Universidad Nacional de Río Negro (UNRN).

Datos del Director: Dr Evelio Bello Varela, Universidad Nacional de Río Negro, Sede Atlántica, Río Negro, Viedma –

**DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN  
TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO**

**DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN  
TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO**

**ÍNDICE**

Agradecimientos	6
Resumen	7
Marco Teórico	8
Objetivos e Hipótesis	18
Materiales y Métodos	19
Resultados	24
Conclusión	29
Discusión	30
Bibliografía	34

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVERÍCO

### Agradecimientos

Quiero agradecer a todas las personas con las que nos acompañamos durante estos años como a las que por diferentes razones simplemente compartimos el tiempo destinado a las cursadas y la experiencia académica.

Todas estas personas fueron parte y compartieron esta decisión, concepto cuál podría definir la acción y opción que tenemos en la vida, tomar decisiones siendo consciente y responsable de lo que elegimos y dejamos de elegir.

Tanto en La Plata como en Viedma, con estas personas compartimos la voluntad de formarnos continuamente con el fin de poder brindar atención a la persona que lo requiera buscando alivio, recuperación o comprensión, lejos de tener la seguridad de tener la respuesta y solución a todo.

Estas personas me enseñaron diferentes maneras de enfrentar la vida y las adversidades a través de su idiosincrasia y también como grupo humano supimos para lograr pequeñas metas en conjunto salvando enormes diferencias. Con algunos compartimos las mismas dificultades y otros me mostraron como no necesariamente eran imposibles las cursadas, los parciales y los finales que tan difícil encontraba.

Al estar tantos años formándome en mi carrera de grado para llegar a esta instancia y siendo otra la edad en la que esperaba llegar a esta situación, no puedo dejar pasar la oportunidad de agradecer a la sociedad argentina, a través de su estado que me permitió darme tantas oportunidades, ya sea recursando, cambiando de carrera y hasta de universidad, cosa que dudo que podría realizar en caso de que no sea pública la educación superior y considerándose un derecho, afrontando este gasto por el conjunto de habitantes del país.

Creo que una de las mayores herramientas que me brindó esta formación es una mayor capacidad de decisión sobre mi vida y hacerme la obligación de responsabilizarme de mis decisiones, que creo que es la verdadera libertad.

Quiero agradecer a las diferentes cátedras y laboratorios que me permitieron desarrollarme tanto en investigación como en docencia y en general a todos los docentes (titulares de cátedra, adjuntos, jefes de trabajos prácticos y por último y no menos importante a los ayudantes alumnos). Tanto los que se preocuparon en brindar su punto de vista y su entendimiento, como en los que depositaron su confianza y permitieron el desarrollo del criterio propio.

Tanto a los docentes con mayor rigurosidad y también los que nos mostraron el lado más humano de este camino, en especial a los que hicieron posible este trabajo y me acompañaron en mi último año de cursada.

No me parece menos importante destacar también el trabajo y el tiempo que humanamente destinaron parte del plantel no docente a nosotros como alumnado haciendo amena nuestra permanencia.

Por último a mi familia, sin la cual no me encontraría siquiera escribiendo estas palabras.

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

### Resumen

Durante la formación de grado y enmarcado dentro del plan de estudios, como alumno uno adquiere conocimientos teóricos acerca de los distintos agentes de fisioterapia, más adelante empieza el contacto real en la situación de prácticas supervisadas donde uno dimensiona la capacidad real del agente físico y su administración, así como la reacción de los individuos a la terapia, los mitos, creencias y hechos que conocen y poseen las personas que se presentan en los diversos servicios de asistencia.

Muchos de estos agentes son administrados a través de equipos con configuraciones ya determinadas por el fabricante en los cuales uno solo a veces puede modificar las magnitudes para el beneficio del paciente, el kinesiólogo pierde el sentido de la individualidad del paciente y su dolencia como también determinar la dosis, intensidad, modalidad, tiempo y frecuencia del tratamiento.<sup>1</sup>

Creo que sería al menos irresponsable pensar que todos los procesos inflamatorios son iguales, así como también la topografía del suceso fisiológico dentro de la singularidad del individuo, con sus objetivos y expectativas en la evolución de lo que le afecta, o lo que pretende realizar pese a su malestar.

Considero que atenta contra la profesión la utilización de estas configuraciones existentes en el equipo desde fábrica, y que las intensidades, ciclos de actividad y tiempo deben ser operados por el kinesiólogo en particular con cada paciente y con cada objetivo diferenciado.

De perdurar esta práctica, convertirá a la presencia del kinesiólogo en prescindible, ya que cualquier sujeto podría seguir simples instrucciones brindadas por el equipo de fisioterapia y realizar la atención mediante agentes físicos, sin mucho criterio ni experticia, pero siendo avalado por el fabricante o por la población, situación similar a la experimentada ante la existencia del masoterapeuta o esteticistas que brinda atención mediante agente físicos, masajes deportivos, drenaje linfático, o técnica de cupping sin ninguna formación de grado. La gente asiste y tributa dicho servicio por lo que se encuentra avalado por la población.

Muy pocas veces podemos experimentar realmente los hechos que nos menciona la bibliografía sobre el alcance de la fisioterapia y sus indicaciones que, en ocasiones, suenan a entelequias cuanto poco. Esto, sumado a la falta de estudios e investigación (en general en la kinesiólogía y cuando se encuentra suele cuestionar duramente la utilización del ultrasonido, la mayoría de la bibliografía encontrada está inclinada hacia la física o fisiología y muchas veces mencionan la falta de calidad en la evidencia encontrada)<sup>2</sup> que respalden su utilización. El material bibliográfico

---

<sup>1</sup> Ferrari, C. B., Andrade, M. A. B., Adamowski, J. C., & Guirro, R. R. J. (2010). Evaluation of therapeutic ultrasound equipments performance. *Ultrasonics*, 50(7), 704–709.

<sup>2</sup> Ingraham, P. (2018). Does Ultrasound Therapy Work?, Many concerns about the widespread usage of therapeutic ultrasound, especially extracorporeal shockwave therapy

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

existente que muchas veces es patrocinado o directamente realizada por la misma empresa que lo fabrica, generando por lo menos un sesgo en la intención del estudio y hasta qué punto no interpretarlo como una herramienta de promoción de ventas, más que el valor de la evidencia generada a través del método científico en el estudio.

Esta situación me genera cierta desconfianza y dudas acerca de la función real que cada uno, como terapeuta, puede abarcar en la rehabilitación, la educación y prevención de las personas con sus diversas condiciones. Siento que uno debe ser responsable y tener la capacidad de discernir y operar los agentes físicos, así como las terapias manuales y/o ejercicios, o los periodos de descanso o de la propia fisiología para poder crear una terapia individualizada y con criterio científico y no caer en protocolos de una manera cómoda.

Con este trabajo buscó verificar el aumento de calor a partir de la utilización de ultrasonido y verificar que propiedades mencionadas por la bibliografía son las que se pueden experimentar a partir de la dosis elegida.

El escaso material existente resultó ser una gran dificultad durante la realización de este trabajo, muy pocas veces desarrollando un estudio de caso control aleatorizado y con la exclusividad de la utilización del agente, sino que abundan los estudios comparativos de un conjunto de terapias con el aporte o no de una modalidad del ultrasonido, pero muy rara vez involucrándose con dosis, temperaturas alcanzadas durante o después de la exposición o propiedades del haz ultrasónico y sus posibilidades. Muchas veces concluyendo la necesidad de ampliar la investigación sobre el tema<sup>3</sup>, por todo esto creo válida la intención de este humilde trabajo.

### Marco Teórico:

La administración del calor con fines terapéuticos debe de ser de las prácticas más antiguas recurridas por la humanidad con el fin de traer alivio al dolor. Ya sea desde la utilización de aguas termales, compresas, o incluso piedras calientes o simplemente baños de sol. Las primeras evidencias documentadas se remontan a China, durante la dinastía Shang, como también a lo largo de la Antigua Grecia y Roma para aliviar dolores y en complemento al ejercicio físico como alivio ante la fatiga.<sup>4</sup>

Si bien este trabajo trata de como el ultrasonido produce distintos fenómenos durante su administración y como lo podemos describir es importante entender cómo se transfiere esta energía en sus diferentes formas, siendo el principal el efecto térmico.

---

<sup>3</sup> Polak, A., Taradaj, J., Nawrat-Szoltysik, A., Stania, M., Dolibog, P., Blaszczyk, E., ... Kucio, C. (2016). Reduction of pressure ulcer size with high-voltage pulsed current and high-frequency ultrasound: a randomised trial. *Journal of Wound Care*, 742–754p.

<sup>4</sup> Hüter-Becker, A. Schewe, H. Heipertz, W. (2005) TERAPIA FÍSICA. Termoterapia, mecanoterapia, electroterapia, ultrasonidos, fototerapia, inhalación, 109,221p.

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVERÍCO

El calor se define como energía en tránsito dentro de un sistema termodinámico y siempre dada por el gradiente energía<sup>5</sup>. A su vez podemos conceptualizar el calor como la energía total del sistema en una parte macroscópica y otra microscópica, en la primera categoría podemos encontrar la energía cinética o potencial, en la segunda nos encontramos con el grado de actividad molecular. Esta energía se denomina como Energía interna. Finalmente podemos describirla como el resultado de la suma de la energía cinética de las moléculas o átomos que constituyen el sistema (de sus energías de traslación, rotación y vibración) y de la energía potencial intermolecular (debido a las fuerzas hidrofóbicas por ejemplo) e intramolecular de la energía de enlace (potencial o cinética).

En la terapia de ultrasonido se determina el tiempo de exposición, a partir de la siguiente fórmula:

$$T = \frac{\text{DOSIS x SUPERFICIE}}{\text{POTENCIA DEL CABEZAL}} \quad (\text{T en segundos})$$

adaptándola al uso del Ultrasonido en sus diversas modalidades deriva la siguiente:

$$T = \frac{\text{J/cm}^2 \times \text{S (en cm}^2\text{)}}{\text{W/cm}^2 \times \text{ERA} \times \text{Porcentaje del ciclo pulsátil (en caso de ser continuo el valor es 100\%)}}$$

Esta última fórmula en particular está presente en algunos equipos a la hora de determinar la terapia requerida en particular, lo que resulta muy práctico.

La ecuación utiliza el ERA, este concepto, del inglés effective radiation area (Área efectiva de radiación, imagen 2), es aquella área donde la relación entre los máximos y los mínimos de la onda de presión ultrasónica no supera la relación de 6 a 1. Este cabezal presenta un ERA de 10 cm<sup>2</sup> sobre una superficie total del cabezal de 15cm<sup>2</sup>.

Este concepto es importante ya que la amplitud de la onda de presión ultrasónica en los bordes del cristal es muy baja, sin aportar significativamente a la suma de la potencia total.

Una consideración importante es la forma en la que se manifiesta el ERA ya que puede suceder la presencia de puntos muertos o de forma irregular, lo que genera un superficie mucho menor de emisión, el concepto que surge de este fenómeno se denomina “área de pico del máximo de haz no uniforme” (PAMBNR por sus siglas en inglés). Este valor es el responsable de la posible sensación de dolor brindada por el ultrasonido, ya que representa el tamaño del área donde se presenta el pico máximo. Un menor valor de PAMBNR se traduce en una menor disconformidad experimentada.<sup>6</sup>

---

<sup>5</sup> Joaquim Anacleto Mário G. Pereira, Norberto J. Gonçalves. (2010). “On thermodynamical work and heat definitions and their consistency regarding the second law”

<sup>6</sup> Van der Windt, D. A. W. M., van der Heijden, G. J. M. G., van den Berg, S. G. M., ter Riet, G., de Winter, A. F., & Bouter, L. M. (1999). Ultrasound therapy for musculoskeletal disorders: a systematic review. *Pain*, 81(3), 257–271. doi:10.1016/s0304-3959(99)00016-0

**DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO**

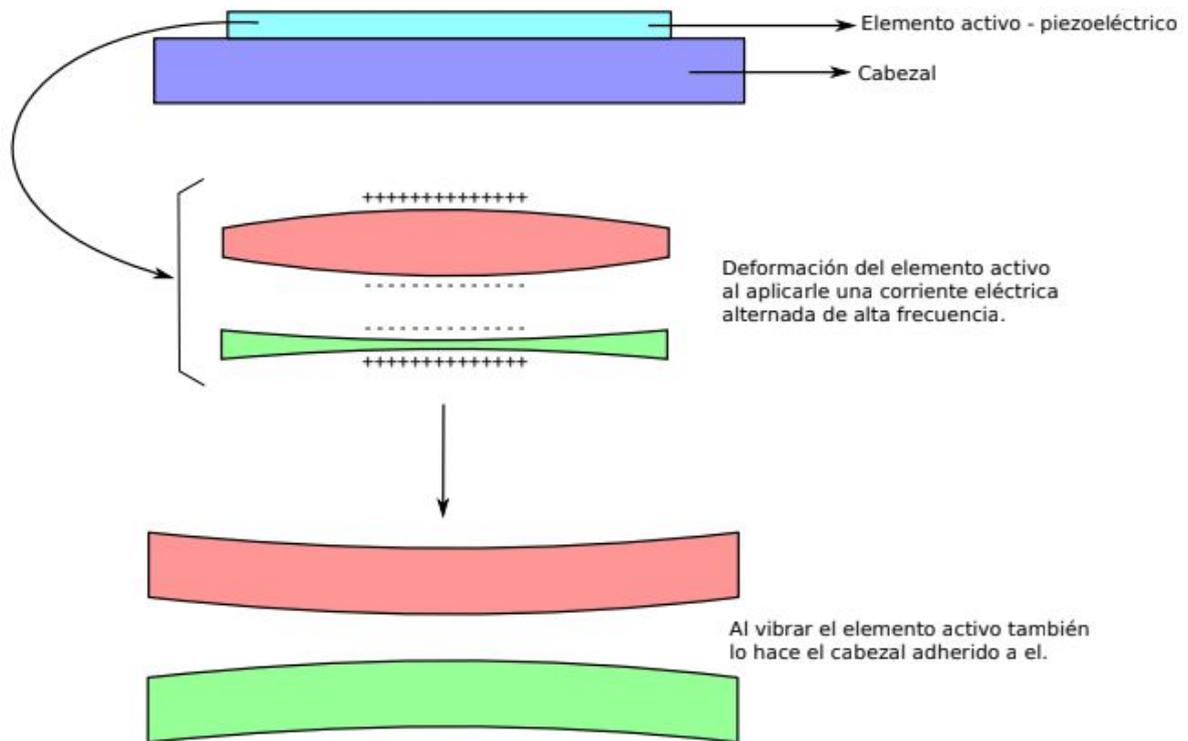


Imagen 1. (explicación del fenómeno vibratorio experimentado por el cristal de cuarzo al experimentar un campo eléctrico. imagen aportada por el fabricante)

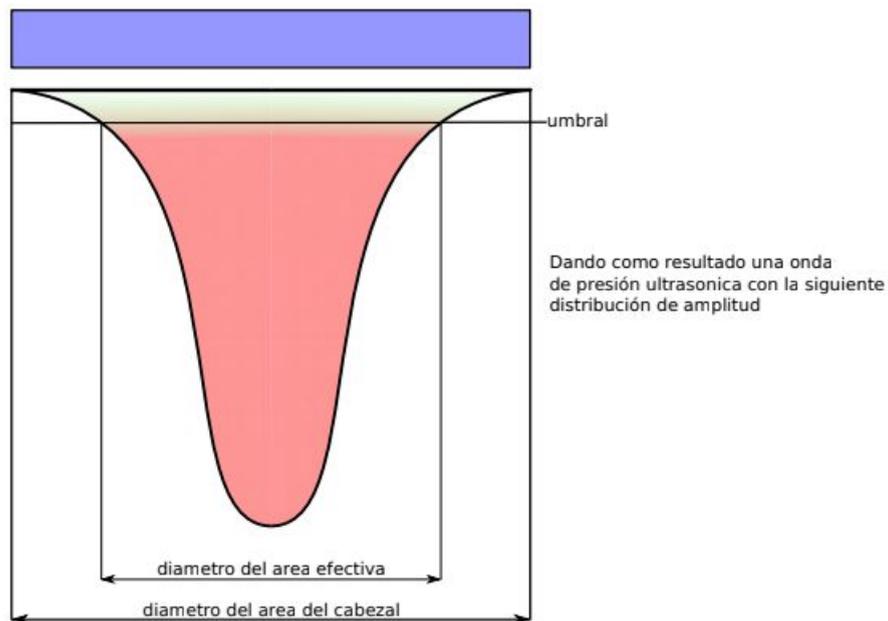


Imagen 2. (representación del área del cabezal con respecto al área de emisión efectiva. imagen aportada por el fabricante.)

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHz EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

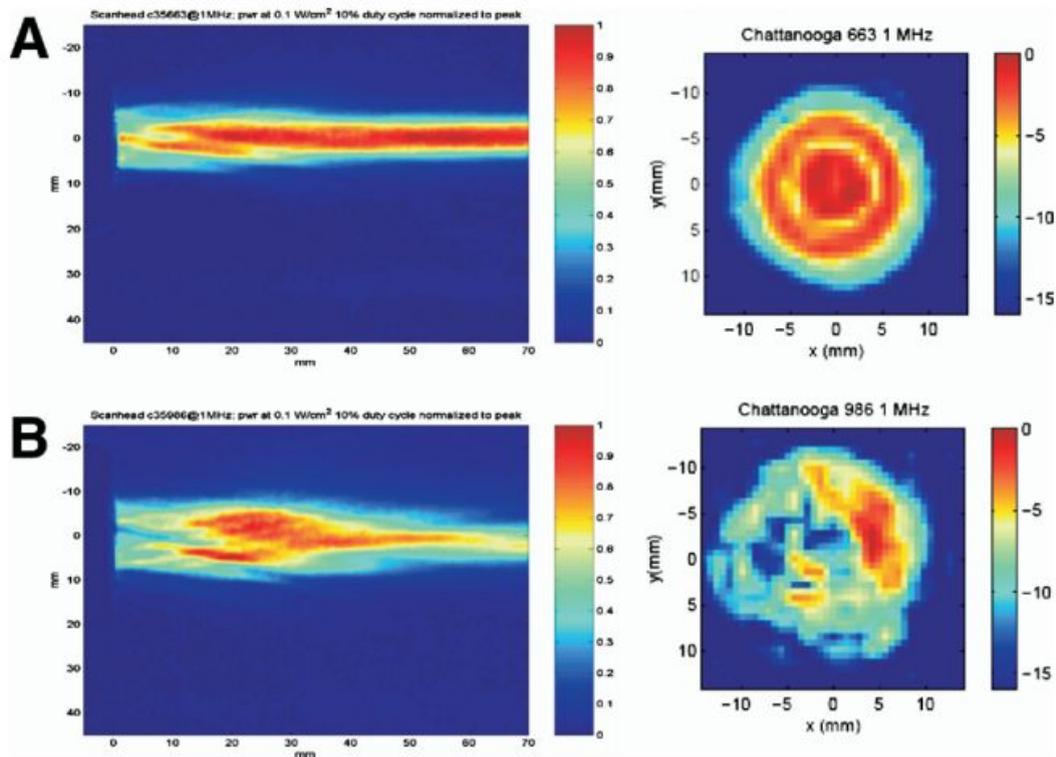


Imagen 3. (ejemplos entre una ERA de buena calidad (A) y uno de mala (B), el ejemplo A presenta una mayor homogeneidad en la propagación del haz ultrasónico y una mayor intensidad)<sup>7</sup>

Estas ondas ultrasónicas pueden transformarse en energía térmica al ser absorbidas por un tejido. Dicho fenómeno puede darse mediante una serie de mecanismos, la Conducción, la Convección, la Radiación, la Evaporación y la Conversión, donde el calor es originado a través de otra forma de energía (la resistencia de un objeto en movimiento, donde el rozamiento es el responsable del calor generado).

### Conducción

En la conducción térmica el mecanismo de intercambio de energía interna es generada por la energía cinética de partícula a partícula que se produce por colisión molecular directa y por desplazamiento de electrones libres en los metales.

La energía térmica pasa desde las moléculas con mayor energía (regiones más calientes) a las moléculas con menor energía (regiones más frías), de forma que se produce una aproximación gradual a una temperatura común. Así, la conducción es un mecanismo de intercambio de energía térmica entre dos moléculas en contacto, basado en el traslado de energía por medio del movimiento y la colisión entre átomos en un medio material sin movimiento.

En general, la conductividad de los sólidos es casi 100 veces superior a la de los líquidos y la de éstos es cerca de 100 veces superior a la de los gases. Entre los

<sup>7</sup> Johns LD, Straub SJ, Howard SM. 2007 Analysis of effective radiating area, power, intensity, and field characteristics of ultrasound transducers. Arch Phys Med Rehabil; 88:124-9.

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

primeros se destacan los metales como buenos conductores térmicos, debido a que su estructura atómica se caracteriza por la presencia de electrones libres, capaces de moverse entre los átomos que constituyen el metal en su conjunto, por otro lado, los tejidos biológicos presentan, en general, una baja conductividad térmica; se comportan como aislantes térmicos. Las propiedades térmicas de los tejidos dependen, en gran medida, de su contenido relativo en lípidos, proteínas y agua, siendo esta última muy importante en la conductividad térmica ya que los tejidos con gran contenido en agua (músculos y sangre) presentan una mayor conductividad que aquellos con menor proporción de agua en su composición (grasa, tendones o ligamentos).

En estos casos que involucran materiales biológicos suele hablarse de conductividad efectiva o aparente que incluye la contribución del flujo sanguíneo, dado que resulta difícil separar el intercambio de calor que se produce por conducción del producido por convección por la perfusión sanguínea.

Una de las grandes consideraciones en el intercambio térmico es el aire: su conductividad es mucho menor que la del agua, en caso de que el aire esté presente entre un agente de termoterapia y la piel, el calor se transmitirá difícilmente. Para evitar esta situación se utilizan agentes conductores deben estar en contacto con la piel, y hay que procurar utilizar como medios envolventes materiales de buena conductividad térmica.

### Convección

La convección consiste en la transferencia de calor que tiene lugar en un líquido o gases. Aunque en estos una parte de calor se transfiere por conducción, una mayor cantidad se hace por convección, debido a los gradientes de densidad creados por la temperatura (corrientes de convección) en la masa de líquido. Si el movimiento del líquido se produce por las diferencias de temperatura en sí mismo, el proceso se denomina convección libre o natural; cuando el movimiento se debe a un agente externo, se habla de convección forzada. La conducción pura se observa infrecuentemente en un líquido, debido a la facilidad con la que incluso pequeñas diferencias de temperatura producen corrientes de convección libre. En el cuerpo humano se produce transporte de calor hacia la superficie corporal por conducción y convección. Al llegar a la superficie del cuerpo humano, gracias a la sudoración, suma la capacidad de evaporar humedad, generando termólisis, generando un gradiente térmico constante.

El mecanismo convectivo desempeña un papel fundamental en la circulación sanguínea actuando a modo de radiador, y es la causa principal de que a corta distancia de la piel la temperatura central sea prácticamente uniforme.

En el ser vivo el calor producido en el interior del cuerpo debe ser transferido hacia las capas exteriores, a tal efecto no es suficiente la conductividad del calor a través de los tejidos, en general malos conductores; se necesita un mecanismo de transporte más efectivo. Esta función es ocupada por la sangre actuando como medio de transporte logrando transferir a la periferia corporal el calor producido en los órganos internos y en los músculos.

## **DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVERÍCO**

Esta función es acompañada por el rol que cumple la piel en la termorregulación. Por una parte, la abundancia de grasa subcutánea de baja conductividad térmica por la escasez de vascularización actúa como aislante térmico en casi todos los mamíferos la grasa parda cumple esta función, en el humano carece de presencia, salvo en la primera infancia por lo que no cuenta con esta propiedad de aislante térmico. Por otra, frente al aumento de temperatura actúa como disipador gracias a la regulación del plexo venoso subcutáneo, con lo que se produce un aumento de flujo sanguíneo hacia la superficie corporal; ello favorece la pérdida de calor hacia el exterior, al poseer mayor cantidad de volumen sanguíneo en contacto a una temperatura menor.

### **Radiación**

Tanto la conducción y convección necesitan de algún material, sea sólido, líquido o gaseoso; sin embargo, sabemos que el calor también puede transmitirse a través del vacío. El proceso por el que se produce dicho transporte se denomina radiación. En este caso, el transporte de calor se produce por emisión o absorción por parte del organismo de radiación electromagnética. En un objeto caliente, las cargas de los átomos oscilan a gran velocidad, emitiendo energía en forma de ondas electromagnéticas. La energía transportada por estas ondas depende del movimiento de las cargas y de la temperatura. En principio, todos los objetos a emiten cierta radiación en forma de espectro continuo. Sin embargo, la cantidad de energía emitida para cada longitud de onda depende de la temperatura.

Para temperaturas bajas, la emisión resulta casi exclusivamente infrarroja; conforme aumenta la temperatura, se produce la emisión de radiación visible e incluso ultravioleta.

### **Evaporación**

La evaporación es un mecanismo termolítico, en cierta medida variante de la convección, consistente en una transferencia de calor corporal por la evaporación del sudor y del agua en los pulmones durante la espiración (*perspiratio insensibilis*). Se trata de un mecanismo imprescindible frente a temperaturas externas elevadas. La evaporación es casi independiente de la temperatura ambiental por debajo de los 30 °C de ahí en más las pérdidas por evaporación aumentan linealmente lo que produce una sudoración activa. En ambientes muy calurosos, la evaporación puede llegar a ser el mecanismo principal de pérdida de calor debido al importante aumento en la secreción de sudor y consecuentemente de agua, disponible para su evaporación en la piel proveniente de las glándulas sudoríparas sometidas al control colinérgico repartidas sobre la superficie del cuerpo. El sudor, al pasar de fase líquida a gaseosa, absorbe la energía térmica necesaria de la superficie cutánea y produce enfriamiento.

La humedad es un factor importante a considerar en cuanto a la sudoración por parte del paciente y su capacidad de controlar su temperatura corporal ya que a mayor humedad en el ambiente disminuye la capacidad de evaporación del sudor; una persona en un medio húmedo siente más calor que otra en un ambiente seco, esta diferencia puede radicar en la conductividad térmica del agua y en el hecho de

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

que, en un ambiente húmedo, el sudor se extiende por un área mayor de piel antes de evaporarse, mientras que en un ambiente seco la mayor parte de este sudor se evapora.

### Ultrasonido en la fisioterapia

El ultrasonido aporta energía a la pieza cadavérica, esta energía en forma de onda ultrasónica genera una fricción mecánica por lo que podemos decir que gracias a la conversión de esta energía sonora buscamos la obtención de calor con fines terapéuticos. En su aspecto más básico podemos definirlo como la energía de vibración del foco sonoro y se transfiere a través de la onda de sonido utilizando tanto energía cinética como potencial ya que por un lado hay un movimiento de partículas y por otro hay cambio de presión en el medio, que es lo que experimentamos gracias a nuestro sentido de la audición cuando las ondas de espectro audible logran alcanzar la membrana timpánica.

El ultrasonido como agente de fisioterapia es un recurso ampliamente difundido. Dada su relativa sencillez, antigüedad y bajo valor económico con respecto a otras tecnologías lo sitúan en una posición favorable en la práctica profesional.

Su inicio como tecnología data con su descubrimiento por parte de Joule en 1874, particularmente sobre el fenómeno de magnetostricción (propiedad de los materiales magnéticos que hace que estos cambien de forma al encontrarse en presencia de un campo magnético produciendo vibraciones en forma de sonido a partir de la frecuencia de las fluctuaciones) y con los hermanos Curie determinando el efecto piezoeléctrico de algunos cristales, Hacia 1917 comenzaron los primeros experimentos sobre seres vivos y la exposición a ultrasonidos, por parte de Langevin, y en 1948 se dio como hito la realización del primer congreso internacional de Ultrasonidos en Alemania.<sup>8</sup>

Dentro de las propiedades físicas del ultrasonido podemos identificar a la frecuencia, definida como las vibraciones por segundo. En kinesiología se utilizan entre 1 millón y tres millones (1 mhz y 3 mhz) de vibraciones por segundo. La longitud de onda es determinada por la razón entre la velocidad de propagación sobre la frecuencia y la potencia que es expresada en watt/cm<sup>2</sup> y si lo expresamos por unidad de tiempo (segundos) obtenemos Joules que sería la energía suministrada.

Otro aspecto importante del ultrasonido es el de los efectos que puede generar o sufrir el haz ultrasónico:

- **Efecto direccional:** al precisar de un medio para su propagación, éste puede interactuar comprimiendo o traccionando las ondas de la vibración ultrasónica modificando sus magnitudes.
- **Reflexión:** al transitar de un medio a otro el haz se refleja en parte, lo que genera un haz ultrasónico que se emite con cierto ángulo dependiendo del medio que puede lograr que ciertas ondas vuelvan hacia el emisor.

---

<sup>8</sup> Barroca E. Zbeccho C. Electrofisiatria fundamentos y aplicaciones clínicas. Buenos Aires, Argentina, Editorial Martin. (2007).

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVERÍCO

Otros fenómenos que originan pérdida de energía son la cavitación amortiguada, la ley normal de propagación y la absorción.

La cavitación se origina en líquidos y consiste en la formación de cavidades de los gases dentro del medio lo que cambia el índice de reflexión, esta situación se da ante energías muy altas y ante menores energías se origina la pseudo cavitación aunque algunos autores indican que no tiene mayores repercusiones en los organismos biológicos ya que el líquido no se ve afectado.<sup>2</sup>

La ley de propagación indica que la forma del cono de propagación va a depender de la superficie de emisión y de la longitud de onda.

Por último la propia absorción del tejido hace que a medida que se aleja del emisor la intensidad de la energía disminuya.

Podemos entender todos estos conceptos como un fenómeno de atenuación que puede ser definido como la pérdida de energía del haz por unidad de longitud, este valor denominado coeficiente de atenuación nos dará una real relación de la cantidad de energía que podría llegar al tejido blanco.

Dentro de estos equipos la mayor diferencia radica en su frecuencia de emisión de ondas. Los equipos originalmente solo eran fabricados para emitir ondas a 1 mHz, pero en la actualidad cobraron mucha relevancia los que pueden emitir 3 mHz y escalas de valores entre estos ya que alcanzan una profundidad mucho menor haciendo más efectivo el tratamiento en la dermis, principalmente con fines estéticos o dermatológicos. También son utilizados cabezales de menor diámetro y distinta ergometría con la misma finalidad.

Los equipos de ultrasonoterapia generan las ondas mediante un efecto piezoeléctrico (imagen 1) por un cristal de cuarzo en el cabezal emisor. Los cristales con dicho efecto generan una polarización eléctrica al someterse el cristal a una tensión mecánica, como también puede suceder a la inversa, que el campo eléctrico genere cambios plásticos/elásticos en el cristal.

Esta emisión de ondas es la responsable de la generación de calor en profundidad para que esto sea posible es necesario comprender el fenómeno de refracción y reflexión.

El haz ultrasónico tiene como característica una forma cónica ligeramente convergente, hasta una distancia luego de la cual se convierte entonces en un haz cónico ligeramente divergente.

A esta primera región convergente se le ha denominado campo cercano o zona de Fresnel, esta zona se es la que produce mayor concentración de energía proveniente de la emisión y de la interferencia derivada de la reflexión, sobre todo en los en la superposición de un tejido a otro. Luego nos encontramos en la zona focal y por último la zona Fraunhofer donde el haz posee una mayor dispersión y perdemos los efectos de la aplicación de las ondas. Por este motivo, puede elevarse la intensidad en estas áreas de interferencia; en esta zona de campo cercano se constatan los mayores efectos biológicos de los ultrasonidos.

Una consideración importante es que la refracción sobre el tejido óseo y su índice de absorción es mucho mayor por lo que ocurren dos fenómenos contraproducentes en simultáneo al aplicar la ultrasonoterapia en superficies con predominancia de tejido óseo. Por un lado vamos a producir un aumento térmico mucho mayor de lo esperado y la refracción hará que las ondas vuelvan al emisor dañando el equipo. Esta situación llama poderosamente la atención ya que Van der Wandt (6) menciona que los mejores resultados obtenidos en pruebas control con

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

placebo en epicondilitis lateral con una diferencia del 15% a favor del ultrasonido, es en la misma zona donde más cuestionada sería su utilización. Se pudo determinar cierta efectividad, así como también que el ultrasonido no provee beneficios adicionales en su utilización en capsulitis adhesiva<sup>9</sup>. Por lo contrario está documentado su beneficio en la función endotelial, tanto en su modalidad continua como pulsátil, y en las frecuencias de 1mhz y 3mhz<sup>10</sup>.

### Efectos Fisiológicos

Desde el punto de vista fisiológico es importante conceptualizar el calor como catalizador. El aumento de calor (energía) en el medio hace factible que se den reacciones químicas con un punto de activación mayor al del medio, o por otro lado, siendo que se den con mayor frecuencia reacciones espontáneas. Estas reacciones suelen ser catalizadas en su gran mayoría por enzimas disminuyendo su energía de activación.

Esto hace considerar la cantidad de calor que un puede administrar de forma local alterando el metabolismo y los procesos fisiológicos, el ejemplo más claro es la fiebre, por cada grado por encima de la temperatura basal, aumenta 13% la tasa metabólica<sup>11</sup>.

De poder ser moderada esta energía aportada podría ser provechosa para acelerar procesos cicatrizales o moderar procesos inflamatorios como también facilitar la actuación de medicamentos a nivel local.

Acerca de la administración de la dosis del ultrasonido Barroca (8) menciona un tiempo de 10 a 15 minutos dependiendo de la potencia seleccionada y con una velocidad de 3 metros por minuto para permitir actuar el sistema sanguíneo del paciente y disminuir la posibilidad de campos de interferencia.

A fines prácticos se estipula que se puede lograr una temperatura de 40°C en un volumen de entre 50 a 70 cm<sup>3</sup> de tejido cuando se emplea una frecuencia de 1 mhz, a una potencia de 1.5-2.0 W/cm<sup>2</sup>, esta dosis es tolerada sin disconformidad por 10 minutos<sup>12</sup>, cabe destacar que el aumento de temperatura aumenta la velocidad de transmisión del impulso nervioso, este fenómeno es experimentado tanto en las ramas motoras como sensitivas.<sup>13</sup>

Tanto la bibliografía y fabricantes mencionan un aumento posible de temperatura de 2°C a 3°C, este efecto térmico es acompañado por el llamado “micromasaje celular sónico” permitiendo el aumento de la permeabilidad celular, mejorando la difusión, junto a otra propiedad llamada tixotropía, la cual se describe como la capacidad de algunos fluidos o geles de poseer viscosidad variable, usualmente ante la presencia

---

<sup>9</sup> : Balci, T. O., Turk, A. C., Sahin, F., Kotevoglul, N., & Kuran, B. (2018). Efficacy of therapeutic ultrasound in treatment of adhesive capsulitis: A prospective double blind placebo-controlled randomized trial. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 1–7.

<sup>10</sup>Hauck, M., Noronha Martins, C., Borges Moraes, M., Aikawa, P., da Silva Paulitsch, F., Méa Plentz, R. D., ... Signori, L. U. (2017). Comparison of the effects of 1 MHz and 3 MHz therapeutic ultrasound on endothelium-dependent vasodilation of humans: a randomised clinical trial. *Physiotherapy*.

<sup>11</sup> Artigas, A., Alvarez, J., Torres, Luis M., Belda, F.J. *Tratado de cuidados críticos y emergencias*. Aran Ediciones (2003)

<sup>12</sup> Nussbaum, E. L. (1997). Ultrasound: to heat or not to heat—that is the question. *Physical Therapy Reviews*, 2(2), 59–72.

<sup>13</sup> Kramer, J. F. (1987). Sensory and Motor Nerve Conduction Velocities Following Therapeutic Ultrasound. *Australian Journal of Physiotherapy*, 33(4), 235–243.

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

de vibración permanecen fluidos y al cesar tienden a solidificarse, esto se traduce en el cuerpo a tejidos más hidrofílicos y pudiendo transformar geles en soles.

Como consideraciones del ultrasonido como terapia podemos mencionar que sus mayores indicaciones son orientadas en procesos inflamatorios crónicos, alteraciones de la circulación y procesos cicatrizales, en tanto sus mayores contraindicaciones son principalmente, ojos (probabilidad de generar desprendimiento de retina), testículos, cartílago de crecimiento en niños, procesos inflamatorios agudos, en presencia de infecciones, o enfermedades autoinmunes ya que podría aumentar la tasa metabólica de bacterias como también de tejido cancerígeno y también se destacan los implantes metálicos como una contraindicación (marcapasos, prótesis).

Otra serie de fenómenos al que nos podemos exponer al utilizar la terapia con ultrasonido tienen menor difusión pero podrían ser la razón de la cual se expresan ciertas propiedades beneficiosas de la misma.

Por ejemplo, el proceso de cavitación o pseudo cavitación, el cual puede desarrollarse en con estos equipos, genera radicales libres, estos radicales libres son los mismos que se generarían en una radiación ionizante lo que representa un riesgo o peligro ante la formación de estas especies químicas y su característica de ser mucho más reactivas que las especies de las cuales derivan, al residir en el cuerpo buscarán obtener ese electrón faltante de alguna otra molécula que se encuentre en su medio. Cabe destacar que es mucho más propenso a suceder cuando se presentan altos picos de energía durante menor tiempo<sup>(12)</sup>.

El posible efecto logrado por el ultrasonido en la microcirculación en un proceso agudo aún está en debate. Se plantea que las propiedades del ultrasonido serían deseables para acelerar el proceso fisiológico.<sup>14 15</sup> En contraparte la acción inmediata del ultrasonido en las arteriolas es de vasoconstricción.<sup>16</sup>

Dyson (14) reporta que el endotelio situado entre tejidos de distinto índice de reflexión pueden sufrir daño debido a las ondas resultantes de dicha reflexión. Estas ondas poseen la capacidad de generar radicales libres. Dichos radicales libres originados del oxígeno poseen la capacidad de reducir la perfusión microvascular y el endotelio venoso por es sumamente sensible a este fenómeno.<sup>17</sup>

Dentro de los mediadores de inflamación, la histamina es la que toma mayor protagonismo, la liberación de esta molécula puede ser inducida por la administración de ultrasonido, el mecanismo aún no pudo ser descrito<sup>18</sup>, ha sido teorizado que las perturbaciones en la membrana celular estimula la liberación de gránulos ricos en histamina a partir los mastocitos al incrementar el transporte de Calcio hacia el interior de dichos mastocitos (18).

---

<sup>14</sup> Dyson, M (1985). 'Therapeutic applications of ultrasound' in: Nybord, W L and Ziskin, M C (eds) Biological Effects of Ultrasound (Clinics in Diagnostic Ultrasound), Churchill Livingstone, Edinburgh.

<sup>15</sup> Dyson, M (1987). 'Mechanisms involved in therapeutic ultrasound', *Physiotherapy*, 73, 116-120.

<sup>16</sup> Hogan, R D, Burke, K M and Franklin, T D (1982b). 'The effect of ultrasound on hemodynamics in skeletal muscle: Effects during ischemia', *Microvascular Research*, 23, 370-379.

<sup>17</sup> Maxwell, L and Gavin, J (1992). 'Anti-oxidant therapy improves microvascular ultrastructure and perfusion in post-ischaemic myocardium', *Microvascular Research*

<sup>18</sup> Fyfe, M and Chahl, L A (1984). 'Mast cell degranulation and increased vascular permeability induced by therapeutic ultrasound (n the rat ankle joint', *British Journal of Experimental Pathology*

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

A nivel microcirculatorio dicho fenómeno es más delicado dada la situación en las vénulas por la mayor presencia de receptores de histamina<sup>19</sup> por lo que exposiciones prolongadas podría provocar edema por exudado a nivel de las vénulas post capilares.

Por último en la fase de reparación el ultrasonido 3 Mhz entre 0,5 y 2 w/cm<sup>2</sup> en modo continuo genera proliferación de síntesis de proteínas<sup>20</sup>, paradójicamente los anteriormente citados radicales libres presentan la capacidad de hidroxilar residuos de prolina y lisina<sup>21</sup>, ambas en su forma hidroxilada están presentes y formar parte fundamental del colágeno (la hidroxiprolina por si sola abarca el 10% de la estructura del colágeno), la presencia de radicales libres en baja concentración genera también la proliferación de fibroblastos<sup>22</sup>, por lo que la utilización del ultrasonido puede generar tanto un menor tiempo de cicatrización como también tejido cicatrizal con excesivo depósitos de colágeno y una cicatriz hipertrófica.

Existe como consideración el tejido tendinoso, el cual presenta escasa vascularización y el mayor efecto terapéutico se debe a una reorientación de las fibras a medida de que disminuyen los fibroblastos. Se carece de un consenso acerca de la propuesta terapéutica. Se poseen diversos resultados en la administración de ultrasonido, por un lado la utilización la frecuencia de 1 Mhz fue beneficiosa con la finalidad de mejorar la fuerza de tensión y la capacidad de absorción de la misma<sup>23</sup>, sin embargo esto no es concluyente ya que con lo desarrollado en otros estudios, los cuales mencionan que fueron contraproducentes las modalidades de 1 Mhz pulsátil<sup>24</sup> y reportaron mejoría en la modalidad de 3 mhz en cuanto a una mayor funcionalidad dentro de las primeras 3 semanas aunque sin alterarse la capacidad de absorción de la fuerza de tensión ni en el tamaño de la lesión con respecto al grupo control<sup>25</sup>.

### Hipótesis:

“Las ondas de ultrasonido pueden utilizarse para aumentar la temperatura del tejido con fines terapéuticos, a partir de la determinación de la dosis requerida”.

### Objetivos Generales:

---

<sup>19</sup> Heltianu, C, Simionescu, M and Simionescu, N (1982). 'Histamine receptors of the microvascular endothelium revealed in situ With a histamine-ferrin conjugate: Characteristic high affinity binding sites in venules'

<sup>20</sup> Harvey, W, Dyson, M, Pond, J and Grahame, R (1975). 'The in vitro stimulation of protein synthesis in human fibroblasts by therapeutic levels of ultrasound', Proceedings of the Second ;European Congress on Ultrasonics in Medicine

<sup>21</sup> Trelstad, R L, Lawley, K R and Holmes, L B (1981). non-enzymatic hydroxylations of proline and lysine by reduced oxygen derivatives'

<sup>22</sup> Murrell, G A C, Francis, M J O and Bromley, L (1990). 'Modulation of fibroblast proliferation by oxygen free radicals', Biochemical Journal, 265, 659-665.

<sup>23</sup> Enwemeka, C S (1989). 'The effects of therapeutic ultrasound on tendon healing. A biomechanical study', American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation

<sup>24</sup> Roberts, M, Rutherford, J H and Harris, D (1982). 'The effect of ultrasound of flexor tendon repairs in the rabbit hand'

<sup>25</sup> Stevenson, J H, Pang, C Y, Lindsay, W K and Zuber, R M (1986). 'Functional, mechanical and biochemical assessment of ultrasound therapy on tendon healing in the chicken toe'

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

- Demostrar el efecto térmico del ultrasonido
- Demostrar que la vibración del cristal de cuarzo produce aumento de temperatura homogéneo.

### Objetivos Específicos

- Determinar la diferencia térmica en la pieza antes y después de la exposición
- Comparar las 3 formas de administrar la terapia siempre con el dato objetivo de la variación térmica en la pieza
- Describir la propagación de energía térmica en la pieza desde su zona focal.

Como referencia para lograr estos beneficios se debe aumentar la temperatura de 1 a 4°C.

- 1°C: aumenta metabolismo basal, reduce inflamación.
- 2/3°C: Reduce dolor y espasmo muscular, aumenta vasodilatación y por lo tanto flujo sanguíneo, lo que puede originar inflamación
- 4°C: Aumenta rango de movimiento y la extensibilidad del tejido.<sup>26 27</sup>

### Materiales y Métodos:

Para la investigación experimental se utilizaron:

- 2 Kg de peso de tejido cadavérico porcino.
- 1 ultrasonido 1 mhz modelo "PS 3M" marca "CEC"
- 1 gel base neutro
- 1 termómetro digital de inmersión modelo "TPM-10"

La selección del tejido porcino se fundamenta en el hecho de que en su proporción de piel, grasa, músculo y tejido óseo, así como también en su fisiología es similar al humano, estos sumado a la fácil accesibilidad de la muestra.<sup>28</sup>

Durante 3 días se recolectaron los datos pertinentes, una vez que se seleccionó el tejido para la prueba, me decidí por una porción con predominancia de tejido muscular, que contaba con 3 planos musculares, las dimensiones de la pieza abarcaban un volumen aproximado de 350 cm<sup>3</sup>, dado por 7 cm de ancho, 10 cm de largo y 5 cm de altura.

La pieza fue conservada en una heladera a 2°C para evitar su degradación y era expuesta un tiempo prudencial a la temperatura ambiente con el fin de evitar sesgos a la hora evaluar los cambios de temperatura registrados.

Se realizaron 5 incisiones en la pieza (ver imagen 4), se optó finalmente por esta manera de recolección de datos ante pruebas previas con un número mayor de incisiones las que generaban un tiempo mucho mayor de recolección siendo

---

<sup>26</sup> K, Knighth, D. Draper, (2008) Therapeutic Modalities: The Art and Science. 254-279p

<sup>27</sup> Morishita, K., Karasuno, H., Yokoi, Y., Morozumi, K., Ogihara, H., Ito, T., ... Abe, K. (2014). Effects of Therapeutic Ultrasound on Range of Motion and Stretch Pain. Journal of Physical Therapy Science

<sup>28</sup> Bassols, A., Costa, C., Eckersall, P. D., Osada, J., Sabrià, J., & Tibau, J. (2014). The pig as an animal model for human pathologies: A proteomics perspective. PROTEOMICS - Clinical Applications, 8(9-10), 715–731. doi:10.1002/prca.201300099

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVERÍCO

problemático para su obtención de forma fidedigna de los valores ante una exposición mucho mayor a la temperatura ambiente con respecto al tiempo de emisión por parte del equipo lo que generaría que los cambios térmicos se originen en mayor medida al gradiente térmico entre el medio y la pieza.

Otra consideración sería la ubicación del foco del haz debería encontrarse entre 1 y 2 cm de profundidad<sup>29</sup>, correspondiente al cuadrante número 3.

En cuanto a la profundidad total se considera la información brindada por diversos fabricantes que mencionan entre 4 y 6 cm de alcance máximo, y por sobre todo por ser utilizada en la bibliografía como referencia<sup>30</sup>.

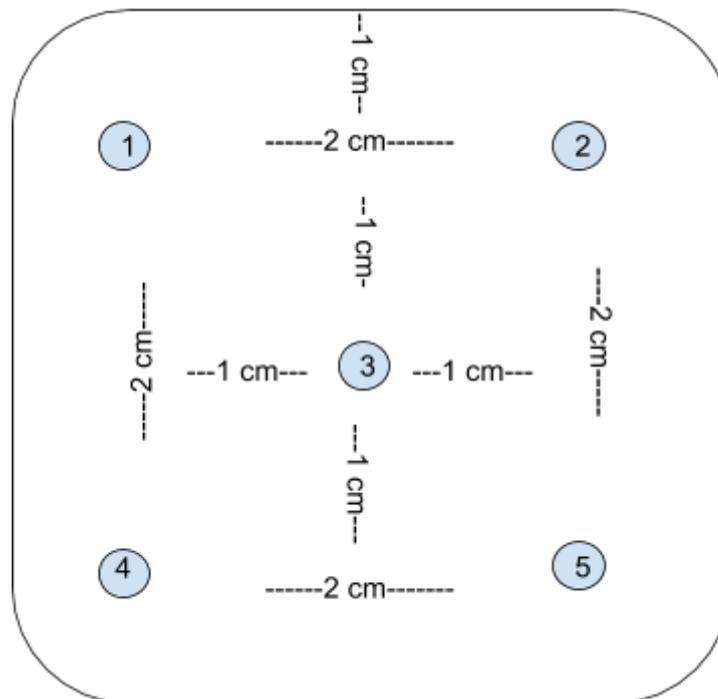


Imagen 4.

La temperatura antes de la exposición era verificada en cada punto, permitiendo una tolerancia de variación de 0,2°C entre todos los puntos, la homogeneidad de temperatura luego de cada exposición se presentaba en alrededor de 2 minutos, teniendo en cuenta que el termómetro presenta una lectura actualizada cada 10 segundos y que no es en tiempo real la lectura, así como también que antes cambios de varios grados no muestra inmediatamente el valor correspondiente.

En cada uno de los puntos señalados (imagen 1) se realizó una punción con un objeto romo para permitir colocar la sonda en su totalidad y tratando de llegar a la línea media de la zona tratada (dicha sonda mide 2 cm de largo) del termómetro con el fin de obtener la temperatura. Cabe aclarar que aproximadamente un centímetro de altura (h) distanciaba los cuadrantes 1 y 2, con respecto a 3 y sucesivamente

<sup>29</sup> Polak, A., Taradaj, J., Nawrat-Szoltysik, A., Stania, M., Dolibog, P., Blaszczyk, E., ... Kucio, C. (2016). Reduction of pressure ulcer size with high-voltage pulsed current and high-frequency ultrasound: a randomised trial. *Journal of Wound Care*, 25(12), 742–754. doi:10.12968/jowc.2016.25.12.742.

<sup>30</sup> Robertson, V. J., & Ward, A. R. (1996). Limited interchangeability of methods of applying 1MHz ultrasound. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(4), 379–384. doi:10.1016/s0003-9993(96)90088-x

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVERÍCO

con 4 y 5. La zona irradiada podría definirse como un cilindro de aproximadamente  $79 \text{ cm}^3$  dados por los  $15,89 \text{ cm}^2$  del cabezal apoyado sobre la pieza y la altura de  $4.5 \text{ cm}$  de la muestra utilizada (imagen 5).

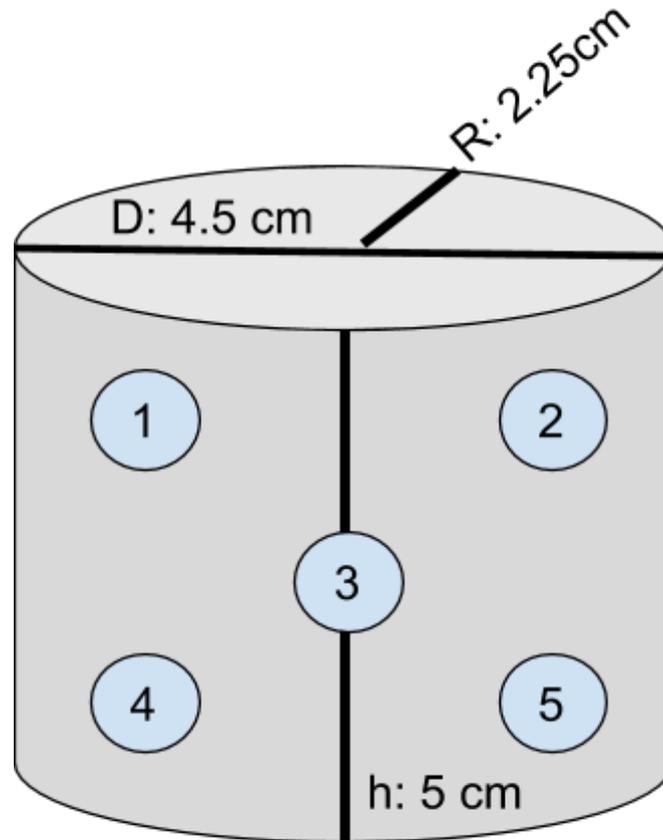


Imagen 5. Volumen del tejido expuesta directamente bajo el cabezal del equipo (D:diámetro, R:radio, h:altura)

Finalizada la exposición al ultrasonido según la dosis descrita, se toma lectura de cada uno de los puntos en orden creciente esperando alrededor 12 segundos con la sonda dentro de la pieza tratando de localizar el punto medio de profundidad buscando una disposición simétrica con respecto a la pieza cadavérica, tratando de ser consistente en la tarea de recolección de datos.

La dosis establecida fue de  $30 \text{ julios/cm}^2$  para cada caso y modalidad, cada uno fue aplicado en cada uno de las tres variantes de tratamiento (directo, masaje, globo también conocida como vejiga de agua) en continua y pulsátil en ciclos de 50% y 20% por su popularidad y presencia en los equipamientos.

La selección de las modalidades radica en la mención como los más populares según Draper y Knight(26).

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVERÍCO

Se seleccionó esta dosis por ser utilizada en procesos de inflamación agudos y subagudos<sup>31 32</sup>, por lo que es de esperarse aumentos de temperatura no mayores a 2°C, pese a que se utilizaron potencia de 3,2 y 1 watt/cm<sup>2</sup>, recordando que en la hipertermia local se puede elevar la temperatura hasta los 43°C durante dos horas, siempre que el individuo se encuentre en ausencia de citotóxicos.<sup>33</sup>

Caso	Ultrasonido	frecuencia (Mhz)	dosis	julios totales	Intensidad (w/cm2)	sup cm2	tiempo en seg
1	continuo	1	30 julios/cm2	450	3	15	21
2	pulsátil 50%	1	30 julios/cm2	450	3	15	43
3	pulsátil 20%	1	30 julios/cm2	450	3	15	107
4	continuo	1	30 julios/cm2	450	2	15	32
5	pulsátil 50%	1	30 julios/cm2	450	2	15	64
6	pulsátil 20%	1	30 julios/cm2	450	2	15	161
7	continuo	1	30 julios/cm2	450	1	15	64
8	pulsátil 50%	1	30 julios/cm2	450	1	15	129
9	pulsátil 20%	1	30 julios/cm2	450	1	15	321

tabla 1. cada uno de los 9 casos planteados para cada modalidad, teniendo misma dosis en cada prueba.

Teniendo en cuenta que la cantidad de energía emitida es de 450 julios, que equivale a 0,107553 kcal o 107,553 calorías, el calor específico de la carne porcina a temperatura ambiente ronda los 3700 J/(kg·K)<sup>34</sup> (Joules/(kilogramo· temperatura en grados Kelvin)). Podemos determinar la masa que fue tratada por el ultrasonido a partir del peso específico de la carne que es de 720 kg/m<sup>3</sup> 0,72 gr/cm<sup>3</sup>, en este caso el volumen es de 79 cm<sup>3</sup> lo que brinda un valor de 56,88 gr o 0,05688 kg.

<sup>31</sup> Rodríguez Martín J. . (2007). Ponencia para el IV Congreso Internacional de la Sociedad Cubana de Medicina Física y Rehabilitación.

<sup>32</sup> A. L.Sánchez . (2008). "Efecto del ultrasonido terapéutico pulsátil de baja intensidad sobre la regeneración del cartílago articular en pacientes con gonartrosis de segundo y tercer grado".

<sup>33</sup> J Van der Zee, J. (2002). Heating the patient: a promising approach? Annals of Oncology, 13(8), 1173–1184.

<sup>34</sup> Ochoa, Oscar & Amézquita, Alejandro & Chejne Janna, Farid. (2006). Thermophysical Properties of Meat. 73. 103-118.

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

utilizando la fórmula de calor:

calor: masa X calor específico x (temperatura final - temperatura inicial).

Esta fórmula nos ayuda a saber el valor ideal del aumento de temperatura, sin ningún tipo de energía desperdiciada en ningún otro tipo de energía que no sea calórica, y en un ambiente aislado térmicamente en el total de tejido tratado con el ultrasonido y poder predecir la temperatura que se va a desarrollar posterior a completar la emisión. Este valor va a ser un ideal, sin ningún tipo de interferencia de ningún fenómeno, por lo que es esperable encontrar variaciones cuando llevemos a cabo la prueba. Vale aclarar que la incógnita no es un determinado valor de temperatura sino el valor diferencial del tejido antes y después de la exposición.

Por lo tanto:

$450 \text{ julios} = 0,05688 \text{ kg} \times 3700 \text{ J}/(\text{kg} \cdot ^\circ\text{K}) \times (\text{diferencia de temperatura, al ser diferencia es indistinto para kelvin o centígrados})$

$\text{diferencia de temperatura en } = 450 \text{ julios} / (0,056 \text{ kg} \times 3700 \text{ J}/(\text{kg} \cdot ^\circ\text{K})) = 2,13$

En una situación ideal deberíamos encontrar un aumento de  $2,13^\circ\text{C}$  en la zona irradiada. (estos 2,13 es el valor de la diferencial de la temperatura, en la fórmula se utilizan grados Kelvin, su conversión a grados centígrados se puede realizar restando  $-273.15$  al valor obtenido en Kelvin, en este caso la incógnita es la diferencial por lo que sería indistinto el resultado tanto al hablar en grados Kelvin o Centígrados).

**DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN  
TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO**

**Resultados:**

**Aplicación directa Ultrasonido 1 mhz cabezal 15cm<sup>2</sup>**

<p align="center"><b>Caso 1</b> Potencia: 3 watt/cm<sup>2</sup> continua tiempo: 21 seg temperatura inicial: 9.9°c Cuadrante 1: 10,9°c Cuadrante 2: 10,4°c Cuadrante 3: 9,9°c Cuadrante 4: 10,9°c Cuadrante 5: 10.7°c</p>	<p align="center"><b>Caso 2</b> Potencia:3 watt/cm<sup>2</sup> pulsátil 50% tiempo: 43 seg Temperatura Inicial:10.6°c Cuadrante 1:11.8°c Cuadrante 2:11.9°c Cuadrante 3:11.7°c Cuadrante 4:11.4°c Cuadrante 5:10.9°c</p>	<p align="center"><b>Caso 3</b> Potencia: 3 Watt/cm<sup>2</sup> Pulsátil 20% Tiempo: 107 seg Temperatura Inicial:11.8°c Cuadrante 1: 12.9°c Cuadrante 2: 12.9°c Cuadrante 3: 12.6°c Cuadrante 4: 13.3°c Cuadrante 5: 13.3°c</p>
<p align="center"><b>Caso 4</b> Potencia: 2 watt/cm<sup>2</sup> continuo Tiempo: 32 seg Temperatura inicial:12.9°c Cuadrante 1: 14°c Cuadrante 2: 13.6°c Cuadrante 3: 13.6°c Cuadrante 4: 13.3°c Cuadrante 5: 13.3°c</p>	<p align="center"><b>Caso 5</b> Potencia: 2 watt/cm<sup>2</sup> pulsátil 50% tiempo 64 seg Temperatura inicial:13.9°c Cuadrante 1:14.6°c Cuadrante 2:14.3°c Cuadrante 3:14.3°c Cuadrante 4:14.3°c Cuadrante 5:14°c</p>	<p align="center"><b>Caso 6</b> Potencia: 2 watt/cm<sup>2</sup> pulsátil 20% tiempo: 161 seg Temperatura inicial:14.7°c Cuadrante 1:15.6°c Cuadrante 2:15.5°c Cuadrante 3:15.2°c Cuadrante 4:15.1°c Cuadrante 5:14.6°c</p>
<p align="center"><b>Caso 7</b> Potencia: 1 watt/cm<sup>2</sup> continuo tiempo: 64 seg temperatura inicial:14.7°c Cuadrante 1: 15.6°c Cuadrante 2: 15.2°c Cuadrante 3:15.3°c Cuadrante 4:15.5°c Cuadrante 5:14.9°c</p>	<p align="center"><b>Caso 8</b> Potencia: 1 watt/cm<sup>2</sup> pulsátil 50% tiempo: 129 seg temperatura inicial: 15.1°c Cuadrante 1:16.6°c Cuadrante 2:16.1°c Cuadrante 3:15.8°c Cuadrante 4:16.7°c Cuadrante 5: 15.7°c</p>	<p align="center"><b>Caso 9</b> Potencia: 1 Watt/cm<sup>2</sup> Pulsátil 20% tiempo: 321 seg temperatura inicial: 17.2°c Cuadrante 1: 17.5°c Cuadrante 2: 17.3°c Cuadrante 3: 17.6°c Cuadrante 4: 17.7°c Cuadrante 5: 16.9°c</p>

**DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN  
TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO**

**Masaje Ultrasonido 1 mhz cabezal 15cm<sup>2</sup>**

<p align="center"><b>Caso 1</b> Potencia: 3 watt/cm<sup>2</sup> continua tiempo: 21 seg temperatura inicial: 8.5°c Cuadrante 1: 9.2°c Cuadrante 2: 9.2°c Cuadrante 3: 9.2°c Cuadrante 4: 9.6°c Cuadrante 5: 9.0°c</p>	<p align="center"><b>Caso 2</b> Potencia: 3 watt/cm<sup>2</sup> pulsátil 50% tiempo: 43 seg Temperatura Inicial:9°c Cuadrante 1:10.1°c Cuadrante 2: 9.9°c Cuadrante 3: 9.5°c Cuadrante 4:10.2°c Cuadrante 5: 9.8°c</p>	<p align="center"><b>Caso 3</b> Potencia: 3 Watt/cm<sup>2</sup> Pulsátil 20% Tiempo: 107 seg Temperatura Inicial:9.9°c Cuadrante 1:11.6°c Cuadrante 2:11.2°c Cuadrante 3: 10.9°c Cuadrante 4: 11.2°c Cuadrante 5: 10.9°c</p>
<p align="center"><b>Caso 4</b> Potencia: 2 watt/cm<sup>2</sup> continuo Tiempo: 32 seg Temperatura inicial:11.3°c Cuadrante 1: 12°c Cuadrante 2: 11.8°c Cuadrante 3:11.5°c Cuadrante 4: 11.9°c Cuadrante 5:11.8°c</p>	<p align="center"><b>Caso 5</b> Potencia: 2 watt/cm<sup>2</sup> pulsátil 50% tiempo 64 seg Temperatura inicial:11.5°c Cuadrante 1:12.5°c Cuadrante 2:12.2°c Cuadrante 3:12.1°c Cuadrante 4:12.5°c Cuadrante 5:12.1°c</p>	<p align="center"><b>Caso 6</b> Potencia: 2 watt/cm<sup>2</sup> pulsátil 20% tiempo: 161 seg Temperatura inicial:12°c Cuadrante 1:13.1°c Cuadrante 2:12.9°c Cuadrante 3:12.8°c Cuadrante 4:15.1°c Cuadrante 5:12.6°c</p>
<p align="center"><b>Caso 7</b> Potencia 1 watt/cm<sup>2</sup> continuo tiempo: 64 seg temperatura inicial:12.8°c Cuadrante 1:13.4°c Cuadrante 2:13.2°c Cuadrante 3:13.2°c Cuadrante 4:13.6°c Cuadrante 5:13.1°c</p>	<p align="center"><b>Caso 8</b> Potencia 1 watt/cm<sup>2</sup> pulsátil 50% tiempo: 129 seg temperatura inicial: 13.2°c Cuadrante 1:13.9°c Cuadrante 2:13.8°c Cuadrante 3:13.8°c Cuadrante 4:14.0°c Cuadrante 5: 13.6°c</p>	<p align="center"><b>Caso 9</b> Potencia 1 Watt/cm<sup>2</sup> Pulsátil 20% tiempo: 321 seg temperatura inicial: 13.6°c Cuadrante 1: 14.4°c Cuadrante 2: 14.4°c Cuadrante 3: 14.3°c Cuadrante 4: 14.3°c Cuadrante 5: 14.3°c</p>

**DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN  
TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO**

**Aplicación de Ultrasonido 1 mhz cabezal 15cm<sup>2</sup> mediante globo con agua a  
18.6 °C**

<p align="center"><b>Caso 1</b> Potencia: 3 watt/cm2 continua tiempo: 21 seg temperatura inicial: 14.4°C Cuadrante 1: 14.8°C Cuadrante 2: 14.6°C Cuadrante 3: 14.4°C Cuadrante 4: 14.9°C Cuadrante 5: 14.7°C</p>	<p align="center"><b>Caso 2</b> Potencia: 3 watt/cm2 pulsátil 50% tiempo: 43 seg Temperatura Inicial:14.5°C Cuadrante 1:15.1°C Cuadrante 2:14.9°C Cuadrante 3:14.6°C Cuadrante 4:15.1°C Cuadrante 5:14.8°C</p>	<p align="center"><b>Caso 3</b> Potencia: 3 Watt/cm2 Pulsátil 20% Tiempo: 107 seg Temperatura Inicial:14.8°C Cuadrante 1:15.6°C Cuadrante 2:15.3°C Cuadrante 3: 14.8°C Cuadrante 4: 15.5°C Cuadrante 5: 15.2°C</p>
<p align="center"><b>Caso 4</b> Potencia: 2 watt/cm2 continuo Tiempo: 32 seg Temperatura inicial:15.1°C Cuadrante 1: 15.7°C Cuadrante 2: 15.6°C Cuadrante 3:15.2°C Cuadrante 4: 15.6°C Cuadrante 5:15.2°C</p>	<p align="center"><b>Caso 5</b> Potencia: 2 watt/cm2 pulsátil 50% tiempo 64 seg Temperatura inicial:15.4°C Cuadrante 1:15.8°C Cuadrante 2:15.6°C Cuadrante 3:15.5°C Cuadrante 4:15.8°C Cuadrante 5:15.6°C</p>	<p align="center"><b>Caso 6</b> Potencia: 2 watt/cm2 pulsátil 20% tiempo: 161 seg Temperatura inicial:15.5°C Cuadrante 1:16.1°C Cuadrante 2:15.9°C Cuadrante 3:15.5°C Cuadrante 4:16.2°C Cuadrante 5:15.9°C</p>
<p align="center"><b>Caso 7</b> Potencia: 1 watt/cm2 continuo tiempo: 64 seg temperatura inicial:15.9°C Cuadrante 1:16.4°C Cuadrante 2:16.3°C Cuadrante 3:15.8°C Cuadrante 4:16.3°C Cuadrante 5:16.1°C</p>	<p align="center"><b>Caso 8</b> Potencia:1 watt/cm2 pulsátil 50% tiempo: 129 seg temperatura inicial: 16.3°C Cuadrante 1:16.6°C Cuadrante 2:16.3°C Cuadrante 3:16.2°C Cuadrante 4:16.7°C Cuadrante 5: 16.2°C</p>	<p align="center"><b>Caso 9</b> Potencia: 1 Watt/cm2 Pulsátil 20% tiempo: 321 seg temperatura inicial: 15.9°C Cuadrante 1:16.0°C Cuadrante 2:16.2 °C Cuadrante 3: 16.3°C Cuadrante 4: 16.1°C Cuadrante 5: 16.1°C</p>

Prueba Control globo de agua a 19,8 °c aplicado sobre el material cadavérico por 321 seg simplemente por convección.

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

tiempo: 321 seg  
temperatura inicial: 16.4°C  
Cuadrante 1: 17.1°C  
Cuadrante 2: 16.9 °C  
Cuadrante 3: 17.1°C  
Cuadrante 4: 17.0°C  
Cuadrante 5: 16.6°C

La prueba control denota la posibilidad que parte del aumento térmico sea responsabilidad de la temperatura del agua dentro del globo y no exclusivamente del equipo de fisioterapia.

Cabe destacar la posibilidad de aplicación subacuática<sup>35</sup>, pero este equipo no permitiría dicha aplicación.

Suma de temperatura total en los cuadrantes.

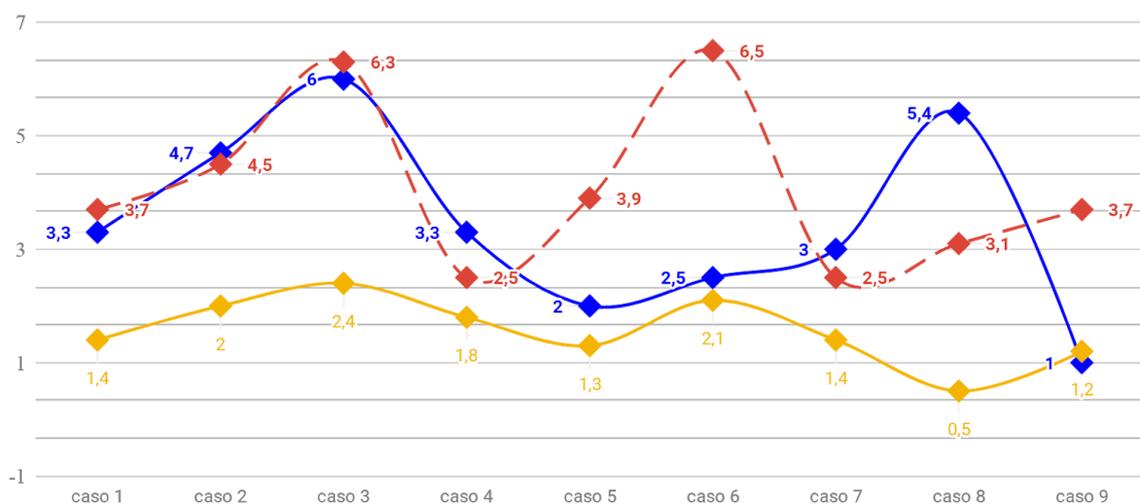


Gráfico 1.

( azul corresponde al método directo, rojo a la aplicación con masaje, por último amarillo corresponde a la aplicación mediante un globo con agua a 18,6°C)

Cabe señalar la escasa cantidad de investigación y experimentación sobre este tipo de agentes y su evidencia en tratamientos kinesiológicos específicos.

Por otro lado se expresó en numerosos casos una temperatura mayor con respecto a los demás cuadrantes en el número 4 y el número 1. Esto se debe a que el mango del cabezal siempre se sostuvo con la misma orientación para evitar sucesos contraproducentes en una reflexión completa.

<sup>35</sup>Robertson, V. J., & Ward, A. R. (1995). Subaqueous ultrasound: 45kHz and 1MHz machines compared. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 76(6), 569–575.  
doi:10.1016/s0003-9993(95)80513-3

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

Esperaría por el proceso de absorción a través de la profundidad del tejido valores superiores en 1 y 2, pero la prueba demuestra una tendencia hacia cierto cuadrantes.

### Resultante de los cuadrantes

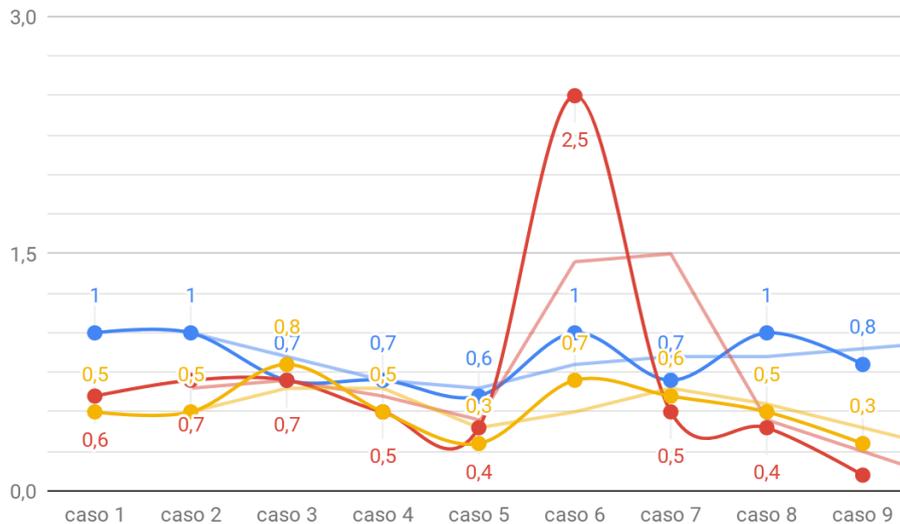


Gráfico 2. ( azul corresponde al método directo, rojo a la aplicación con masaje, por último amarillo corresponde a la aplicación mediante un globo con agua a 18,6°C, puede apreciarse líneas de tendencia), ante menor valor mayor homogeneidad en la temperatura de la pieza.



Imagen 6. (clara inclinación del cabezal lo cual genera una tendencia de propagación del haz ultrasónico que genera una falta de homogeneidad en la energía emitida hacia el tejido)

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

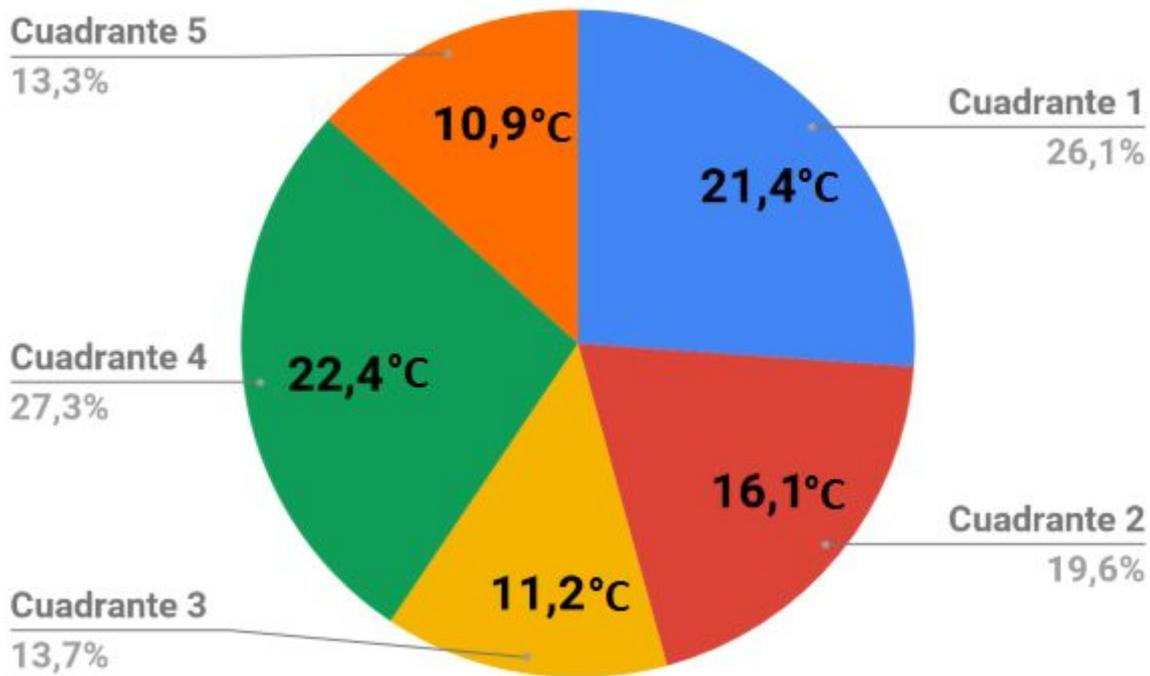


Gráfico 3. (porcentaje de la energía recibida por cuadrante por fuera del gráfico, por dentro el valor total en grados centígrados que recibió el cuadrante).

### Conclusiones:

- El ultrasonido de 1mhz en sus distintas modalidades y con la utilización directa y en masaje a velocidad de 3 metros/segundo (8) genera un aumento de temperatura a 3 cm de profundidad.
- la dosis seleccionada es correcta para la obtención de valores de hasta los 2°C de aumento de temperatura correspondientes a una etapa aguda o subaguda de inflamación, solo reportándose un cuadrante en un solo caso que excede este valor.
- Este aumento se da de forma irregular al experimentar distintas modalidades y siendo siempre menor al aumento de temperatura teórico a partir de los 450 joules administrados por el equipo de fisioterapia.
- Entre las diversas opciones que se evaluaron en el presente trabajo el caso 3, en sus 3 modalidades, que presentaba una potencia de 3 watt/cm<sup>2</sup> y un ciclo pulsátil de 20% es la que mayor cantidad de calor brindó a la pieza y con mayor homogeneidad entre los diversos cuadrantes generando un mejor efecto terapéutico y siendo esto lo deseable al aplicar el agente físico
- La técnica de aplicación mediante vejiga de agua presentó temperaturas sensiblemente menores en el tejido.
- El equipo produce una distribución asimétrica de la energía generando zonas de mayor irradiación que otras. Este efecto puede atribuirse a un ERA de baja calidad, la inclinación del eje del transductor, como también al desgaste del cristal de cuarzo con el correr del tiempo.

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

- La bibliografía consultada tiene grandes discrepancias en cuanto a los tiempos y modalidades de aplicación del ultrasonido en distintas frecuencias e intensidades en busca de obtener determinado beneficio, como también se cuestiona en sí misma la utilización de dicho agente.
- Se presentaron casos con descensos de temperatura, considero que pueden responsabilizarse tanto el estado del cabezal que puede generar un haz asimétrico, la temperatura de la pieza en zonas no irradiadas que generen un gradiente térmico. Este efecto podría verse disminuido in vivo debido a la circulación sanguínea generando un aumento más homogéneo en el tejido.

### Discusión:

La administración de ultrasonido con una dosis 30 Joules/Segundo genero un aumento de calor de 3,1°C en un punto del tejido ( caso 3, técnica masaje).

Se logró aumentar la temperatura del tejido con la aplicación de forma consistente, pero de forma asimétrica se logran aumentos de temperatura por debajo del grado. Se aprecia una gran diferencia de temperatura en la variante de acoplamiento junto al globo o vejiga, lo cual puede ser consecuencia de que la energía emitida haya sido absorbida por el agua más que por la pieza cadavérica sumado a la reflexión en cada cambio de medio, aunque al mismo tiempo se logró mayor homogeneidad en la temperatura de la muestra en distintos sus sectores.

Esta observación se contrapone en parte con la hipótesis planteada en la medida que se presentaron cuadrantes como el 1 y el 4 con grandes concentraciones de calor con respecto al cuadrante 3 y 5, con este equipo en especial, si bien en ningún caso se obtuvieron temperaturas excesivas como producir daño tisular, si se presenta como riesgo antes mayores dosis, ya que se utilizó una dosis orientada a procesos agudos/subagudos nunca mayores a 6 meses de duración, que no significa que sea la única admisible y sobre todo teniendo en cuenta que se establecen propiedades terapéuticas hasta los 4°C de aumento de temperatura en el tejido, cantidad de calor que no podría generarse con esta dosis, ni como un hecho estocástico ni de forma consistente, aunque vale recordad que la dosis de 30 julios/cm<sup>2</sup> está orientada para obtener valores de 1 °c a 2 °c de aumento.

Dentro de los resultados obtenidos y pudiendo analizarlos con los gráficos considero que los mejores resultados fueron obtenidos en el caso 3 ( 3 wats de potencia, ciclo pulsátil del 20%)

Creo prudente investigar o realizar similares estudios con otros equipos y diferentes dosis para poder adquirir otras temperaturas y poder evaluar durante cuánto tiempo se mantiene este aumento de temperatura, lo mismo con respecto al tejido vivo o cadavérico para poder analizar a forma cierta el accionar metabolismo celular y sus modificaciones con el uso de esta terapia Llama poderosamente la atención la escasez de ensayos controlados aleatorizado como menciona Nussbaum (12), sobre todo teniendo en cuenta la popularidad y la longevidad de este recurso.

Este resultado de falta de homogeneidad en el aumento de temperatura también atenta contra uno de los objetivos generales, esta asimetría puede llegar a ser peligrosa ante mayores temperaturas generadas, tomando en cuenta que de desarrollar una temperatura de 4°C con un desvío mayor o menor de 3°C podría traer resultados adversos o por lo menos inesperados por la falta criterio al brindar una energía de forma tan desigual al tejido.

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

Considero que el ultrasonido es una herramienta válida para obtener beneficios atérmicos bajo la potencia recomendada por la bibliografía utilizada, aunque este equipo no fue fehaciente en la producción de calor de forma homogénea y constante, teniendo variaciones considerables entre cuadrantes, técnicas y modalidades de aplicación.

Este equipo posee una asimetría en la propagación del haz ultrasónico generando un sesgo a tener en cuenta en su administración, esta misma puede ser dada tanto por la inclinación del eje del cabezal (imagen 6) o quizás la pieza de cuarzo con el paso del tiempo haya perdido cierta capacidad elástica de forma no homogénea, pero considero algo propio de este equipo y no en general de la aplicación de ultrasonido de forma terapéutica.

Dentro de los objetivos generales se verificó la capacidad de aumentar la temperatura del tejido expuesto a la emisión del ultrasonido, en tanto la homogeneidad del cristal no pudo ser constatada ya sea por la inclinación propia de este cabezal, o por la falta de capacidad elástica del equipo dada su antigüedad.

En cuanto a la técnica elegida para su administración de forma consistente se obtuvieron valores cercanos al grado de aumento de temperatura tanto en la aplicación directa como con masajes (como se puede apreciar en las líneas de tendencia en gráfico 2) y cuando se aplicó a través de un globo se observó una pérdida de energía, el aumento de temperatura fue menor en las distintas áreas lo que podría interpretarse con dos mayores deducciones por un lado que la energía al transitar en la masa del globo y el agua en su interior presenta una irradiación más homogénea, y por otro que la energía es absorbida por el agua por lo que debería aumentarse la dosis teniendo en cuenta la cantidad de volumen por el cual transcurre como medio las ondas ultrasónicas. Este aumento de temperatura permitiría ejercer la terapia con el fin de generar las propiedades no térmicas del ultrasonido como la regeneración del tejido, acelerar el proceso de cicatrización y la alteración de las membranas celulares.

Por otro lado considero que la temperatura a la cual se encuentra el agua puede ser otro sesgo ya que no puedo afirmar hasta qué punto el aumento de temperatura se debe a la emisión de ondas y hasta qué punto debido al contacto de un cuerpo con mayor temperatura (globo) y otro de menor (pieza cadavérica), como también la temperatura ambiente en todas estas ya que siempre rondó los 25°C en el ambiente donde se desarrollaron.

Como ejemplo en la bibliografía se menciona tratamiento de ruptura de tendón calcáneo en ratas con ultrasonido demostró una mayor regeneración de tejido en su modalidad pulsátil con tiempos de 5 minutos con una potencia de 0,5 W/cm<sup>2</sup>, en su modalidad pulsátil al 20% durante 12 días consecutivos<sup>36 37</sup>, por lo que sería más provechosos menores potencias y mayor tiempo de exposición, en mi experiencia la modalidad pulsátil de 20% de ciclo de actividad a una potencia de 1W/cm<sup>2</sup> (caso 9) generó un aumento mucho más homogéneo por lo que sería recomendado por esta experiencia sobre todo en modalidad de aplicación con masajes circulares.

---

<sup>36</sup> Da Cunha, Alessandra; Parizotto, N. & de Campos Vidal, B (2001). The effect of therapeutic ultrasound on repair of the achilles tendon (tendo calcaneus) of the rat. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 27(12):1691-6, 2001.

<sup>37</sup> SCHENCKE, C. & DEL SOL, M. (2001) Cambios morfológicos en la regeneración del tendón calcáneo de rata (Sprague Dawley) por la aplicación de ultrasonido continuo. *Int. J. Morphol.*, 28(2):601-608.

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

Acerca de los objetivos específicos la energía térmica que experimenta la pieza puede ser aportada tanto por el medio donde se desarrolla la prueba como del ultrasonido, considerando que la sonda era introducida dentro de la muestra considero que prima la energía aportada por el equipo de fisioterapia, también es destacable esta situación en la utilización de la técnica con vejiga de agua ya que el calor siempre será cedido del cuerpo con mayor temperatura al menor, independientemente de la fuente de donde proceda o la forma en la que se transmita la energía, por lo que utilizar agua a una temperatura similar a la que se quiere obtener sería recomendable.

En los primeros dos modalidades (directo y masaje) considero que el ultrasonido es el principal actor en este aumento de temperatura pero con la utilización del globo considero que hay energía que no arriba a la pieza cadavérica ya que los valores experimentaron una disminución considerable con respecto a los dos ejemplos anteriores rondando la mitad de temperatura alcanzada en cada cuadrante o hasta presentando una pequeña disminución de temperatura en algunos casos, otra posibilidad es que las ondas ultrasónicas no presenten una convergencia total al atravesar el látex pasar por el agua y nuevamente el látex lo que generaría en parte esta diferencia de energía emitida finalmente al tejido.

La propagación de las ondas sobre la pieza presentó una tendencia hacia dos cuadrantes en particular, como detalle anteriormente, probablemente se debe a la empuñadura del cabezal, el cual de forma consistente fue orientado de la misma manera durante todos los casos, esto sumado a la orientación de la pieza de cuarzo con respecto al cabezal forma un ángulo en el al ser apoyado sobre la superficie genera una zona focal mayoritariamente enfocada hacia los cuadrantes 1 y 4 generando una relativamente pequeña zona focal cerca a 3 dado que uno esperaría que esta sea la zona que mayor calor recibe siendo que este no fue el caso.

Si quisiéramos ubicarlos según su región focal nos encontraríamos con los cuadrantes 1 y 2 en la zona de Fresnel y los cuadrantes 4 y 5 en la zona de Fraunhofer, en tanto el 3 cuadrante en el punto focal aproximadamente, en caso de que realmente la profundidad del alcance de estas ondas ronde los 4 cm sobre el tejido muscular, vale recordar que simplemente el hecho de las disposición de las fibras con respecto al emisor (si son paralelas al haz o perpendiculares) cambia la velocidad de propagación del sonido, esto se expresa en su coeficiente de atenuación, este simple hecho cambia el coeficiente de 0,76 perpendicular a un 0,26 para fibras paralelas. En tanto el tejido óseo brinda una atenuación de 3,22 lo que se traduce en una gran pérdida de energía hacia el tejido y una mucho mayor energía en la onda reflejada, lo mismo ocurre en la velocidad de la onda ultrasónica en el medio con velocidades de 3,5 m/s para el tejido óseo y 1,580 m/s para el tejido muscular estriado lo que podría reducir el tiempo de vida útil del equipo ya que la onda reflejada hacia el propio cabezal sería mucho más potente. Otro suceso se da en las regiones interfase generando una reflexión, afortunadamente en esta muestra de tejido cadavérico solo se presentaba regiones de interfase de tejido muscular y tejido adiposo, que presentan una reflexión porcentual cercanas al 1%, muy distinto sería el caso en presencia de tejido óseo que resulta en un reflexión porcentual cercana al 40%.<sup>38</sup>

---

<sup>38</sup> S. Christofides D.R. Dance A.D.A. Maidment I.D. McLean K.-H. Ng 2014 Diagnostic Radiology Physics: a Handbook for Teachers and Students 291-309p

## **DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO**

Considerando que se presentaban 3 planos musculares sin la aclaración anterior podría ser un hecho a considerar estas zonas de interfase pero dado a que los músculos presentaban la misma disposición de fibras y que el índice de reflexión es cercano a 1% toma mayor protagonismo que la diferencia provenga del propio emisor y no del tejido.

Concluyo que el ultrasonido de 1mhz es una herramienta válida y capaz cuando es utilizada comprendiendo el concepto de dosis y los sucesos que puede desarrollar su aplicación terapéutica, obteniendo un calor más homogéneo al utilizar en menores potencias (1 watt) o en menor tiempo de activación dentro del ciclo (20%) esto puede apreciarse en los casos 3 y 7.

El ultrasonido es un recurso popular, relativamente económico dentro la fisioterapia, pero para poder ser incorporado a un esquema de tratamiento planificado debe ser respaldado científicamente y evaluado el dosaje de la terapia para obtener su mayor provecho.

# DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

## Bibliografía

- 1) Ferrari, C. B., Andrade, M. A. B., Adamowski, J. C., & Guirro, R. R. J. (2010). Evaluation of therapeutic ultrasound equipments performance. *Ultrasonics*, 50(7), 704–709.
- 2) Ingraham, P. (2018). Does Ultrasound Therapy Work?, Many concerns about the widespread usage of therapeutic ultrasound, especially extracorporeal shockwave therapy
- 3) Polak, A., Taradaj, J., Nawrat-Szoltysik, A., Stania, M., Dolibog, P., Blaszczyk, E., ... Kucio, C. (2016). Reduction of pressure ulcer size with high-voltage pulsed current and high-frequency ultrasound: a randomised trial. *Journal of Wound Care*, 742–754p
- 4) Hüter-Becker, A. Schewe, H. Heipertz, W. (2005) TERAPIA FÍSICA. Termoterapia, mecanoterapia, electroterapia, ultrasonidos, fototerapia, inhalación, 109,221p
- 5) Joaquim Anacleto Mário G. Pereira, Norberto J. Gonçalves. (2010). "On thermodynamical work and heat definitions and their consistency regarding the second law"
- 6) Van der Wandt. (1999). Ultrasound therapy for musculoskeletal disorders: a systematic review. 253-277p
- 7) Johns LD, Straub SJ, Howard SM.(2007). Analysis of effective radiating area, power, intensity, and field characteristics of ultrasound transducers. *Arch Phys Med Rehabil* 88:124-9.
- 8)Barroca E. Zbeccho C. (2007). *Electrofisiatria fundamentos y aplicaciones clínicas*. Buenos Aires, Argentina, Editorial Martin.
- 9)Balci, T. O., Turk, A. C., Sahin, F., Kotevogl, N., & Kuran, B. (2018). Efficacy of therapeutic ultrasound in treatment of adhesive capsulitis: A prospective double blind placebo-controlled randomized trial. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*
- 10)Hauck, M., Noronha Martins, C., Borges Moraes, M., Aikawa, P., da Silva Paulitsch, F., Méa Plentz, R. D., ... Signori, L. U. (2017). Comparison of the effects of 1 MHz and 3 MHz therapeutic ultrasound on endothelium-dependent vasodilation of humans: a randomised clinical trial. *Physiotherapy*.
- 11)Artigas, A., Alvarez, J., Torres, Luis M., Belda, F.J. *Tratado de cuidados críticos y emergencias*. Aran Ediciones (2003)
- 12)Nussbaum, E. L. (1997). Ultrasound: to heat or not to heat—that is the question. *Physical Therapy Reviews*, 2(2), 59–72.
- 13)Kramer, J. F. (1987). Sensory and Motor Nerve Conduction Velocities Following Therapeutic Ultrasound. *Australian Journal of Physiotherapy*, 33(4), 235–243.
- 14)Dyson, M (1985). 'Therapeutic applications of ultrasound' in: Nybord, W L and Ziskin, M C (eds) *Biological Effects of Ultrasound (Clinics in Diagnostic Ultrasound)*, Churchill Livingstone, Edinburgh.
- 15) Dyson, M (1987). 'Mechanisms involved in therapeutic ultrasound', *Physiotherapy*, 73, 116-120.
- 16)Hogan, R D, Burke, K M and Franklin, T D (1982). 'The effect of ultrasound on hemodynamics in skeletal muscle: Effects during ischemia', *Microvascular Research*, 23, 370-379.
- 17)Maxwell, L and Gavin, J (1992). 'Anti-oxidant therapy improves microvascular ultrastructure and perfusion in post-ischaemic myocardium', *Microvascular Research*
- 18)Fyfe, M and Chahl, L A (1984). 'Mast cell degranulation and increased vascular permeability induced by therapeutic ultrasound (n the rat ankle joint', *British Journal of Experimental Pathology*
- 19)Heltianu, C, Simionescu, M and Simionescu, N (1982). 'Histamine receptors of the microvascular endothelium revealed in situ With a histamine-ferrin conjugate: Characteristic high affinity binding sites in venules"
- 20) Harvey, W, Dyson, M, Pond, J and Grahame, R (1975). 'The in vitro stimulation of protein synthesis in human fibroblasts by therapeutic levels of ultrasound', *Proceedings of the Second ;European Congress on Ultrasonics in Medicine*
- 21)Trelstad, R L, Lawley, K R and Holmes, L B (1981). non-enzymatic hydroxylations of proline and lysine by reduced oxygen derivatives'
- 22)Murrell, G A C, Francis, M J 0 and Bromley, L (1990). 'Modulation of fibroblast proliferation by oxygen free radicals', *Biochemical Journal*, 265, 659-665.

## DEMOSTRACIÓN EXPERIMENTAL DEL EFECTO TÉRMICO DEL ULTRASONIDO DE 1 MHZ EN TEJIDO PORCINO CADAVÉRICO

- 23) Enwemeka, C S (1989). 'The effects of therapeutic ultrasound on tendon healing. A biomechanical study', *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*
- 24) Roberts, M, Rutherford, J H and Harris, D (1982). 'The effect of ultrasound of flexor tendon repairs in the rabbit hand'
- 25) Stevenson, J H, Pang, C Y, Lindsay, W K and Zuber, R M (1986). 'Functional, mechanical and biochemical assessment of ultrasound therapy on tendon healing in the chicken toe'
- 26) K, Knigh, D. Draper, (2008) *Therapeutic Modalities: The Art and Science*. 254-279p
- 27) Morishita, K., Karasuno, H., Yokoi, Y., Morozumi, K., Ogihara, H., Ito, T., ... Abe, K. (2014). Effects of Therapeutic Ultrasound on Range of Motion and Stretch Pain. *Journal of Physical Therapy Science*
- 28) Bassols, A., Costa, C., Eckersall, P. D., Osada, J., Sabrià, J., & Tibau, J. (2014). The pig as an animal model for human pathologies: A proteomics perspective. *PROTEOMICS - Clinical Applications*, 8(9-10), 715–731. doi:10.1002/prca.201300099
- 29) Polak, A., Taradaj, J., Nawrat-Szoltysik, A., Stania, M., Dolibog, P., Blaszcak, E., ... Kucio, C. (2016). Reduction of pressure ulcer size with high-voltage pulsed current and high-frequency ultrasound: a randomised trial. *Journal of Wound Care*, 25(12), 742–754.
- 30) Robertson, V. J., & Ward, A. R. (1996). Limited interchangeability of methods of applying 1MHz ultrasound. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(4), 379–384. doi:10.1016/s0003-9993(96)90088-x
- 31) Rodríguez Martín J. (2007). Ponencia para el IV Congreso Internacional de la Sociedad Cubana de Medicina Física y Rehabilitación. Marzo.
- 32) A. L. Sánchez . (2008). "Efecto del ultrasonido terapéutico pulsátil de baja intensidad sobre la regeneración del cartilago articular en pacientes con gonartrosis de segundo y tercer grado".
- 33) Van der Zee, J. (2002). Heating the patient: a promising approach? *Annals of Oncology*, 13(8), 1173–1184.
- 34) Ochoa, Oscar & Amézquita, Alejandro & Chejne Janna, Farid. (2006). *Thermophysical Properties of Meat*. 73. 103-118.
- 35) Robertson, V. J., & Ward, A. R. (1995). Subaqueous ultrasound: 45kHz and 1MHz machines compared. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(6), 569–575. doi:10.1016/s0003-9993(95)80513-3
- 36) Da Cunha, Alessandra; Parizotto, N. & de Campos Vidal, B. (2001) The effect of therapeutic ultrasound on repair of the achilles tendon (tendo calcaneus) of the rat. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 27(12):1691-6,
- 37) SCHENCKE, C. & DEL SOL, M. (2010) Cambios morfológicos en la regeneración del tendón calcáneo de rata (Sprague Dawley) por la aplicación de ultrasonido continuo. *Int. J. Morphol.*, 28(2):601-608,
- 38) S. Christofides D.R. Dance A.D.A. Maidment I.D. McLean K.-H. Ng (2014) *Diagnostic Radiology Physics: a Handbook for Teachers and Students* 291-309p