

**CUANTIFICACIÓN DE LA ENERGÍA MECÁNICA Y VARIACIÓN DE LA
TEMPERATURA, AL UTILIZAR ULTRASONIDO DE 1 MHZ, EN
DIFERENTES DISTANCIAS DE TEJIDO DE CERDO POST MORTEM
INMEDIATO**

SEMINARIO DE TÍTULO PARA OPTAR AL GRADO DE LICENCIADO EN KINESIOLOGÍA

Autores: Alejandra Acuña Marcos
Andrea Inostroza Allende
Pamela Lizana Becerra

Profesor Guía: Kinesiólogo Juan C. Rojas Montero MSc
Carrera de Kinesiología
Facultad de Medicina
Universidad de Valparaíso

Cotutor: Belfor Galaz Donoso
Doctor en Ciencias, Mención Física
USACH

Valparaíso – Chile

2011

DEDICATORIA

A mi madre Carmen por su fortaleza durante este largo proceso, sin ella nada sería posible. A mis seres queridos que han estado en todo momento entregando su ánimo, cariño y confianza, les agradezco la infinita paciencia, los amo.

Alejandra Acuña M.

A mi familia con mucho cariño, en especial a mis padres Jorge y Francisca que han estado conmigo en todo momento, los amo; y a mi hermana Paty, quien siempre ha sabido aconsejarme y darme ánimo. A Dángelo, que ha sido una compañía y apoyo fundamental en este proceso. Gracias a todos ustedes por animarme y darme el apoyo necesario para cumplir el sueño de ser profesional.

Andrea Inostroza A.

A mis padres Flor María y Dagoberto Ulises por su esfuerzo, cariño y apoyo incondicional en este largo camino. A mis hermanas por su confianza y ánimo entregado. Gracias familia por creer en mí y por la fuerza que me entregaron cada día.

Pamela Lizana B.

AGRADECIMIENTOS

Queremos agradecer a nuestro guía, el Iigo. Juan Cristian Rojas, quien nos apoyó durante todo el proceso y orientó en los conocimientos necesarios para la realización de este estudio.

Agradecemos también a Belfor Galaz, Doctor en Ciencias, mención Física de la Universidad de Santiago de Chile (USACH), por su disposición y apoyo desinteresado en el desarrollo del presente estudio, facilitando nuestro trabajo en el laboratorio de física de la USACH.

ÍNDICE

ÍNDICE	i
ÍNDICE DE FIGURAS.....	viii
ÍNDICE DE TABLAS.....	x
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	xi
SIGLAS.....	xiii
ABSTRACT	xv
RESUMEN.....	xvi
1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. MARCO TEÓRICO	3
2.1. Historia del ultrasonido.....	3

2.2. El equipo de ultrasonido terapéutico	4
2.2.1. Transductor emisor (Cabezal).....	4
2.2.2. Producción de las ondas ultrasónicas: el efecto piezoeléctrico inverso	5
2.2.3. Propiedades de los materiales piezoeléctricos	5
2.2.4. Área de radiación efectiva (ERA)	7
2.2.5. Radio de no uniformidad del haz (BNR).....	8
2.3. Fundamentos físicos	10
2.3.1. Características de la onda ultrasónica	10
2.3.2. Relación entre frecuencia de vibración, longitud de onda y velocidad de propagación del ultrasonido.....	11
2.3.3. Características del campo ultrasónico	12
2.4. Fenómenos que sufre el haz ultrasónico al atravesar la materia	14
2.4.1. Absorción	14
2.4.2. Reflexión	15
2.4.3. Refracción.....	16
2.4.4. Scattering (dispersión)	17
2.4.5. Atenuación	18

2.5. Termoterapia	21
2.6. Nivel de penetración que alcanza el ultrasonido	24
2.7. Características de la aplicación del ultrasonido terapéutico	26
2.7.1. Ultrasonido pulsátil o continuo	26
2.7.2. Pulsatibilidad.....	27
2.8. Efectos biofísicos del ultrasonido	28
2.8.1. Efectos térmicos.....	28
2.8.2. Efectos mecánicos.....	31
2.9. Indicaciones del ultrasonido	34
2.9.1. Acortamiento de los tejidos blandos.....	34
2.9.2. Procesos algésicos	36
2.9.3. Úlceras dérmicas	37
2.9.4. Fracturas óseas	38
2.9.5. Tendinopatías	39
2.10. Mediciones ultrasónicas	40
2.10.1. Principios básicos de la instrumentación	40

2.10.2. El transductor piezoeléctrico	41
2.10.3. Osciloscopio digital	44
2.10.4. Energía de la señal eléctrica.....	46
2.11. Modelo experimental de tejido de cerdo.....	49
2.11.1. Similitudes y diferencias estructurales	50
2.11.2. Similitudes en la forma y densidad celular	53
2.11.3. Similitudes y diferencias fisiológicas	54
2.11.4. Cambios estructurales de importancia en tejido de cerdo post mortem.....	55
3. HIPÓTESIS	60
4. OBJETIVOS	61
4.1. Objetivo General	61
4.2. Objetivos Específicos	62
5. MATERIALES Y MÉTODO.....	63
5.1. Diseño de investigación.....	63
5.2. Materiales.....	63

5.3. Población de estudio	65
5.3.1. Animales	65
5.3.2. Muestra	67
5.3.3. Criterios de inclusión.....	67
5.3.4. Criterios de exclusión.....	68
5.4. Instrumentos de aplicación.....	69
5.4.1. Ultrasonido	69
5.5. Instrumentos de medición	69
5.5.1. Transductor piezoeléctrico (Fig. 18).....	69
5.5.2. Osciloscopio digital	70
5.5.3. Multímetro digital y termocupla tipo K	71
5.6. Estudio piloto.....	71
5.7. Procedimiento	74
5.8. Definición de variables	78
5.9. Análisis estadístico.....	79
6. RESULTADOS	81

6.1. Comparación de energía mecánica aparente y variación de la temperatura en las muestras.....	81
6.1.1. Energía mecánica aparente	81
6.1.2. Temperatura.....	84
6.2. Relación entre la energía mecánica aparente y variación de temperatura.....	88
7. DISCUSIÓN.....	91
7.1. Energía mecánica aparente	94
7.2. Variación de la temperatura	95
7.3. Correlación entre el efecto mecánico y efecto térmico.....	96
8. CONCLUSIÓN.....	98
9. BIBLIOGRAFÍA.....	100
10. ANEXOS.....	112
1. Definición de onda.....	112
2. Parámetros generales de las ondas.....	116
3. Intensidad del sonido	119

4. Velocidad de propagación.....	121
5. Impedancia acústica.....	122
6. Relación masa/volumen	123
7. Espesor de la piel e hipodermis	124
8. Encuesta expertos.....	125
9. Resultados encuestas	126
10. Posicionadores.....	127
11. Experimento	128
12. Valores de energía mecánica aparente (mV) registrados por el osciloscopio	129
13. Valores de temperatura (°C) registrados por multímetro HC- 3500 Ty termocupla tipo K.....	132
14. Estadística descriptiva.....	134

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1: Dipolos dentro de un material piezoeléctrico.	7
Fig. 2: Área de radiación efectiva.	8
Fig. 3: Haz ultrasónico no uniforme.	9
Fig. 4: Esquematización del campo cercano y campo lejano.	13
Fig. 5: Sección transversal longitudinal de un haz de ultrasonido.	14
Fig. 6: Reflexión y refracción del haz ultrasónico.	17
Fig. 7: Atenuación exponencial del ultrasonido.	19
Fig. 8: Representación de los pulsos con un ciclo de trabajo del 20%.	27
Fig. 9: Métodos de medición ultrasónica. (a) Modo de reflexión o pulso-eco. (b) Modo de transmisión o through-transmission.	42
Fig. 10: Esquema de un transductor piezoeléctrico.	43
Fig. 11: Osciloscopio Digital, LeCroy LT344.	44
Fig. 12: Muestreo de una onda.	46
Fig. 13: Formas de onda de señal eléctrica. A: corriente directa, B: corriente alterna... ..	47
Fig. 14: Onda sinusoidal durante un período.	48

Fig. 15: La epidermis porcina (A) y humana (B).	50
Fig. 16: Micrografía óptica de un corte transversal de músculo de cerdo a las 3 (a), 6 (b), 9 (c) y 24 (d) horas post mortem	59
Fig. 17: Esquematización de la muestra.....	66
Fig. 18: Transductor piezoeléctrico de inmersión	70
Fig. 19: Esquema de la caja de acrílico. A: vista general, B: vista lateral	73
Fig. 20: Esquema del experimento.	75

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Coeficientes de absorción en decibelios/centímetro a 1 y 3 MHz.....	15
Tabla 2: Porcentaje de reflexión en diferentes interfases.....	16
Tabla 3: Coeficiente de atenuación ultrasónica de los tejidos.	20
Tabla 4: Densidad celular (promedio + 1 DS) en piel de cerdo y humana (n° de células/mm ²)	54
Tabla 5: Intensidad de Fluorescencia de la tinción.....	58
Tabla 6: Tabla de variables.	78

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Área extracelular entre fibras musculares y entre haces musculares.	56
Gráfico 2: Energía mecánica aparente con parámetros agudos entre las distancias 1 cm, 3 cm y 5 cm	82
Gráfico 3: Energía mecánica aparente con parámetros crónicos entre las distancias 1 cm, 3 cm y 5 cm	83
Gráfico 4: Energía mecánica aparente con parámetros agudos y crónicos a las distancias 1 cm, 3 cm y 5 cm	84
Gráfico 5: Variación de la temperatura con parámetros agudos a las distancias 1 cm, 3 cm y 5 cm.....	85
Gráfico 6: Variación de la temperatura con parámetros crónicos a las distancias1 cm, 3 cm y 5 cm.....	86
Gráfico 7: Variación de temperatura con parámetros agudos y crónicos a las distancias 1 cm, 3 cm y 5 cm	87
Gráfico 8: Temperatura inicial a 1 cm, 3 cm y 5 cm de distancia entre ambos grupos.....	88

Gráfico 9: Gráfico de dispersión entre la energía mecánica aparente y la variación de temperatura en el grupo agudo.....	89
Gráfico 10: Gráfico de dispersión entre la energía mecánica aparente y la variación de temperatura en el grupo crónico.	90

SIGLAS

°C	Grados Celsius
μm	Micra
BNR	Radio de no uniformidad del haz (Beam Nonuniformity Ratio)
CA	Corriente alterna
CD	Corriente directa
cm	Centímetro
cm/s	Centímetros por segundo
dB	Decibelios
Db/(cm/MHz)	Decibelios por centímetro por Megahertz
DS	Desviación estándar
ERA	Área de radiación efectiva (effective radiating area)
F	Fuerza
gr	Gramos
gr/cm ³	Gramos por centímetro cúbico
Hz	Hertz

KHz	Kilohertz
m/s	Metros por segundo
MHz	Megahertz
ms	milisegundo
ms/div	Microsegundos por división
MS/s	Mega muestras por segundo (Mega Sample per seconds)
mV	Milivolt
mV/div	Milivolts por división
P_{med}	Potencia media
S	Distancia
S/s	Muestras por Segundo (samples per seconds)
SI	Sistema internacional
US	Ultrasonido
V	Volt
W	Watt
W/cm^2	Watts por centímetro cuadrado
W/m^2	Watt por metro cuadrado
λ	Lambda (longitud de onda)
I	Intensidad
v	Velocidad de propagación

ABSTRACT

Therapeutic ultrasound is widely used in physiotherapy to treat soft tissue injuries, producing mechanical and thermal effects. Consist of compressional or mechanical waves that transmit ultrasonic energy with frequencies ranging between 0.5 and 3 MHz.

Objective: To quantify the mechanical energy generated and temperature variation of 1 MHz ultrasound in immediately *post-mortem* tissue samples from *pig* at distances of 1 cm, 3 cm and 5 cm.

Materials and methods: Experimental study. The study group consisted of using immediately *post-mortem* tissue samples from *pig thigh* (n = 70). This group was divided into acute (n = 35) and chronic parameters (n = 35). The parameters determined for acute pathologies were described as pulsatility 48%, intensity 0.75 W/cm² and chronic pathologies were described as 100% pulsatility, intensity 1.5 W/cm². All samples, ultrasound was applied for three minutes at the end of this time was recorded mechanical energy captured by the piezoelectric transducer, then the US was turned off during two minutes to reapply ultrasound and measure the temperature variation using a multimeter HC -3500T. This entire procedure was carried out for cuts at 1 cm, 3 cm and 5 cm.

Results: By comparing the values of mechanical energy is found to be greater than 1 cm to 3 cm energy and greater than 3 cm to 5 cm energy (n = 70, p <0.05). When making measurements of temperature variation was found further away there is less variation (n = 70, p <0.05). In the acute parameters of samples with Pearson correlation (0.413) indicates a low magnitude relationship between the variables, whereas in the group of samples with chronic parameters there is a high magnitude between the variables (0.816).

Conclusions: The mechanical energy and temperature variation are inversely proportional to the distance. The mechanical effect of ultrasound is proportional to its thermal effect.

Keywords: Ultrasound, mechanical energy, temperature variation, human skin, pig skin.

RESUMEN

El ultrasonido terapéutico es ampliamente utilizado en fisioterapia para el tratamiento de lesiones de tejidos blandos, produciendo efectos mecánicos y térmicos. Consiste en la emisión de ondas mecánicas con frecuencias que oscilan entre 0,5 y 3 MHz.

Objetivo: Cuantificar la energía mecánica y variación de temperatura generada por el ultrasonido de 1 MHz en tejido de cerdo post mortem inmediato a distancias de 1, 3 y 5 centímetros.

Materiales y Método: Estudio experimental. El grupo estudio consistió en utilizar muestras de tejido de cerdo post mortem (n=70). Se dividió en grupo parámetros agudos (n=35) y grupo parámetros crónicos (n=35). Los parámetros determinados para patologías descritas como agudas fueron pulsatibilidad 48%, intensidad 0,75 W/cm² y para patologías descritas como crónicas fueron pulsatibilidad 100% e intensidad 1,5 W/cm². A todas las muestras se les aplicó ultrasonido durante tres minutos, al término de este tiempo se registró la energía mecánica captada por el transductor piezoeléctrico, luego se dejó de emitir durante dos minutos para aplicar nuevamente ultrasonido y medir la variación de temperatura mediante un multímetro HC-3500T. Todo este procedimiento se efectuó para los cortes a 1 cm, 3 cm y 5 cm.

Resultados: Al comparar los valores de energía mecánica se encontró que a 1 cm hay mayor energía que a 3 cm, y que a 3 cm hay mayor energía que a 5 cm (n=70, p<0,05). Al realizar las mediciones de variación de temperatura se encontró que a mayor distancia existe menor variación (n=70, p<0,05). En el grupo de muestras con parámetros agudos la correlación de Pearson (0,413) indica que existe una relación de baja magnitud entre las variables, en cambio en el grupo de muestras con parámetros crónicos existe una relación de alta magnitud entre las variables (0,816).

Conclusión: La energía mecánica y variación de temperatura son inversamente proporcionales a la distancia. El efecto mecánico del ultrasonido es proporcional a su efecto térmico.

Palabras Claves: Ultrasonido, energía mecánica, variación de temperatura, piel humana, piel de cerdo.

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, el ultrasonido terapéutico se considera un equipo muy utilizado en la práctica clínica en los centros de rehabilitación (Ferrari y cols., 2010). Los efectos biológicos del ultrasonido incluyen térmicos y mecánicos, desde el punto de vista de la física, el efecto térmico se debe a la absorción del ultrasonido por los tejidos y el efecto mecánico se asocia a la cavitación (Shen y Hu, 2011). El efecto térmico se utiliza principalmente para elevar la temperatura mejorando la flexibilización de los tejidos (Okita y cols., 2009) y para la reducción del dolor (Özgönenel y cols., 2009). Los efectos mecánicos se utilizan principalmente para eliminar adherencias en tejidos fibrosados (Rodríguez, 2005), también existen estudios que apoyan la facultad del ultrasonido de alterar la permeabilidad de la membrana celular (Leung y Ng, 2004), mejorar la proliferación celular y la síntesis de proteínas, para acelerar la curación de tejidos (Freitas y cols., 2007).

El ultrasonido terapéutico es administrado a los tejidos blandos en una variedad de parámetros que determinan la energía necesaria para lograr los diferentes resultados

clínicos. Una de las variables que se debe tener en cuenta para decidir los parámetros que se usará al momento de realizar el tratamiento con ultrasonido, es la distancia a la cual se pretende llegar en el tejido que se debe tratar, porque a diferentes parámetros del ultrasonido, la onda mecánica puede alcanzar mayor o menor distancia, debido a que varía su energía mecánica (Hayes y cols., 2004; Watson, 2009; Ziskin y cols., 1990).

Los estudios disponibles para determinar la distancia de penetración del ultrasonido miden generalmente temperatura, velocidad y atenuación a determinados parámetros del ultrasonido (Draper y cols., 1993; Koch y cols., 2009; López-Haro y cols., 2010). Sin embargo, no existen estudios sobre la cantidad de energía mecánica que entrega el ultrasonido con parámetros clínicos y su relación con la temperatura a diferentes distancias.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Historia del ultrasonido

A partir del siglo XVIII se hace notar el ultrasonido (US) como un fenómeno de la naturaleza cuando el biólogo italiano, Lazzaro Spallanzani, descubre en el año 1700 la existencia de estas ondas. Desde entonces, diversos investigadores, observaron el comportamiento de estas ondas, siendo así como los métodos para generar y detectar ultrasonido, estuvieron disponibles a partir del siglo XIX, pero sin grandes aplicaciones.

A comienzos del siglo XX, se realiza una de las primeras aplicaciones a gran escala del ultrasonido para navegación y medición por sonido (más conocido como Sonar) durante la segunda guerra mundial. Desde entonces se ha adaptado esta tecnología tanto para aplicaciones médicas de diagnóstico por imagen, como para el aumento de temperatura de los tejidos. Se observó que el ultrasonido producía el calentamiento de los tejidos con alto contenido de colágeno, como tendones, ligamentos o fascias y en

los últimos 50 años o más se ha extendido ampliamente su uso clínico con este fin (Cameron, 2003; Ortega y Seguel, 2004).

2.2. El equipo de ultrasonido terapéutico

En instrumento consiste en un generador que recibe energía eléctrica y la envía hacia un cristal piezoeléctrico ubicado dentro del cabezal de tratamiento, el cual emite energía acústica producto de la estimulación eléctrica (Speed, 2001).

2.2.1. Transductor emisor (Cabezal)

Un transductor es un dispositivo que convierte una señal de una forma a otra (Cromer, 1998). En este caso el transductor corresponde a un cristal contenido dentro del cabezal de tratamiento, el cual convierte la energía eléctrica en energía mecánica (Cameron, 2003).

2.2.2. Producción de las ondas ultrasónicas: el efecto piezoeléctrico inverso

Tal como se mencionó anteriormente existen ciertos materiales que convierten la energía eléctrica en energía mecánica, éste fenómeno se denomina efecto piezoeléctrico inverso, el cual corresponde al principal mecanismo para producir ultrasonido.

En 1880 Jacques y Pierre Curie descubrieron que al aplicar presión a un cristal de cuarzo se establecían cargas eléctricas en éste; ellos llamaron a tal fenómeno “efecto piezoeléctrico” (Curie y Curie, 1880). Más tarde ellos verificaron que un campo eléctrico aplicado al cristal, proporcionaba una deformación al material. Por lo tanto, los materiales piezoeléctricos pueden ser utilizados para convertir energía eléctrica en energía mecánica y viceversa (Cúpich y Elizondo, 2000).

2.2.3. Propiedades de los materiales piezoeléctricos

Existen materiales piezoeléctricos naturales, siendo los más comunes el cuarzo y la turmalina, sin embargo, el efecto piezoeléctrico exhibido por éstos materiales es muy pequeño. Es por ello que se han desarrollado materiales piezoeléctricos con mejor

desempeño, los cuales corresponden a materiales cerámicos con gran estabilidad térmica y física, tales como el Titanato de Bario (BaTiO_3) y el Zirconato Titanato de Plomo (PZT) (Areny, 2004), éste último es el más utilizado en los aparatos de ultrasonido terapéutico (Watson, 2009).

Una propiedad importante en los cerámicos piezoeléctricos es que poseen un comportamiento dieléctrico (condensador). Los materiales dieléctricos corresponden a aisladores eléctricos que presentan una estructura electro-dipolar, es decir, existe una separación entre las entidades cargadas positivamente y negativamente a nivel atómico o molecular.

La Fig. 1 muestra un esquema simplificado del efecto piezoeléctrico, en donde se aprecian los dipolos dentro de un material piezoeléctrico y el voltaje originado cuando el material es sometido a un esfuerzo de compresión. Invertiendo el signo de la fuerza externa (es decir, de compresión a tensión) se invierte la dirección del campo (Callister, 1996).

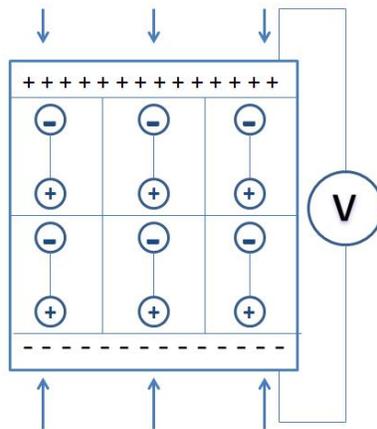


Fig. 1: Dipolos dentro de un material piezoeléctrico.

2.2.4. Área de radiación efectiva (ERA)

Corresponde al área del cabezal que entrega energía ultrasónica. Se debe tener en cuenta que éste siempre será menor que el área del cabezal de tratamiento, tal como muestra la Fig. 2. Se suele utilizar a 5 y 0,8 cm² (Cameron, 2003).

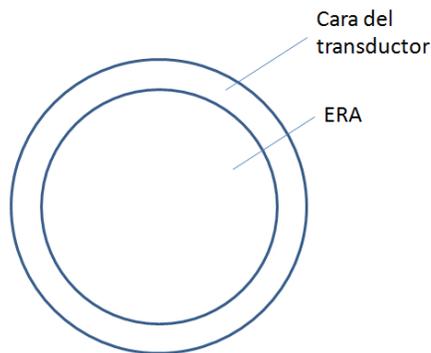


Fig. 2: Área de radiación efectiva.

2.2.5. Radio de no uniformidad del haz (BNR)

También denominado índice de no uniformidad, al igual que el ERA, depende de la calidad de fabricación del transductor y debe estar rotulado en el cilindro del transductor. Se debe tener en cuenta que la intensidad de la onda emitida por el ultrasonido no es uniforme dentro del área de emisión del transductor, por el contrario existen una suma de puntos de concentración de la onda que son producidos por un haz central y otros de débil efecto mecánico que rodean al haz central. Por lo tanto, el BNR se define como la relación que existe entre la emisión central y coronal del haz, así se describe como normal un BNR de 5 con un máximo aceptable de 6. En clínica, este parámetro indica que con un BNR alto es imprescindible que el transductor esté en

constante movimiento, ya que estaría entregando demasiada energía en un solo punto si estuviera estacionario, produciendo posibles quemaduras en los tejidos.

Por ejemplo, usando un transductor con BNR de 5:1 a una intensidad de 1 W/cm^2 , el *peak* de intensidad correspondería a 5 W/cm^2 , por otro lado, con un BNR de 6:1 y una intensidad de $1,5 \text{ W/cm}^2$, el *peak* de intensidad que se formaría corresponde a 9 W/cm^2 .

En la Fig. 3 se aprecia cómo se distribuyen los *peaks* de intensidad de la onda ultrasónica, los cuales dependen de su BNR (Cameron, 2003; Rodriguez, 2005).

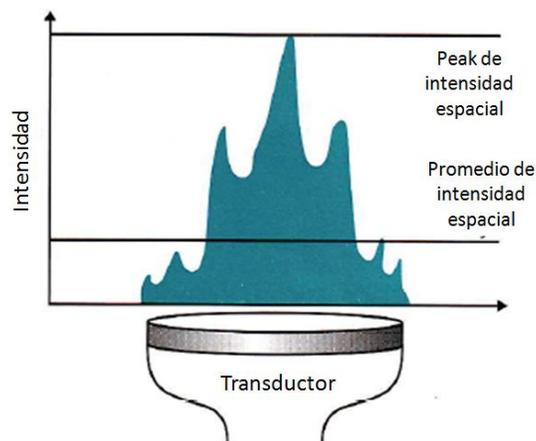


Fig. 3: Haz ultrasónico no uniforme.

2.3. Fundamentos físicos

2.3.1. Características de la onda ultrasónica

Desde el punto de vista físico la onda es propagación de energía en un medio (Anexo 1). Las ondas ultrasónicas, corresponden a ondas mecánicas longitudinales, las cuales se propagan en a una velocidad constante y característica del medio (Cromer, 1998; O'Brien, 2007). Lo que define a los ultrasonidos y los distingue de los sonidos audibles es la frecuencia de vibración, las ondas ultrasónicas tienen frecuencias superiores a 20 KHz, pero los equipos de ultrasonido terapéutico manejan frecuencias de 1 y 3 MHz (Cameron, 2003; Wilson y Buffa, 2003).

Las características de las ondas ultrasónicas se determinan por medio de algunos parámetros generales de la onda, las cuales definen su forma y propagación (Anexo 2 y 3).

2.3.2. Relación entre frecuencia de vibración, longitud de onda y velocidad de propagación del ultrasonido.

La frecuencia en las ondas sonoras hace referencia al número de ciclos (compresión-rarefacción) por unidad de tiempo, usualmente expresado en ciclos por segundo (Hz). El aumento de la frecuencia de ultrasonido causa una disminución en la distancia de penetración y una concentración de la energía del ultrasonido en los tejidos superficiales, esto es porque la longitud de onda que se logra con frecuencias más altas es menor, por lo tanto la onda alcanzará menor distancia de penetración (Cameron, 2003; Cromer, 1998; Plaja, 2003).

La longitud de onda, corresponde a la velocidad de propagación de la onda dividida por la frecuencia, según la fórmula:

$$\textit{longitud de onda} = \frac{\textit{velocidad}}{\textit{frecuencia}}$$

La frecuencia se mantendrá constante, sin embargo, la velocidad dependerá del medio, el cual esté atravesando la onda (Anexo 4). Entonces, la longitud de onda de un sonido audible para la que el oído es más sensible (aproximadamente 1,6 KHz) es de

unos 20 cm. A frecuencias ultrasónicas, la longitud de onda es tan corta que no puede desplazarse demasiado lejos a través del aire (a 1,5 MHz la longitud de onda es de unos 0,2 mm). Sin embargo, el ultrasonido viaja a través del agua, medio por el que la velocidad del sonido es de unos 1500 m/s. A 1,5 MHz la longitud de onda en el agua es de 1mm. Este hecho es utilizado en medicina ya que la mayor parte de los tejidos corporales están constituidos principalmente por agua y por tanto, las longitudes de ondas milimétricas de las frecuencias utilizadas (1 y 3 MHz) son comparables con el tamaño de las estructuras de los tejidos con las que queremos interaccionar (Watson, 2009).

Para aplicaciones médicas, la velocidad de propagación promedio que se asume en los tejidos es de 1540 m/s (O'Brien, 2007).

2.3.3. Características del campo ultrasónico

El campo generado a partir de un elemento piezoeléctrico es complejo. Próximos al transductor encontramos numerosos picos y valles, pero a medida que el haz se desplaza alejándose del transductor el patrón de dicho campo comienza a ser más uniforme. La región más próxima al transductor es conocida como campo cercano o

zona de Fresnel y la región más lejana al transductor se denomina campo lejano o zona de Fraunhofer. El límite entre las dos zona es el de una distancia dada por r^2/λ donde r es el radio del transductor y λ es la longitud de onda del ultrasonido (Watson, 2009). El campo cercano es una zona con muchas interferencias, por lo cual presenta un patrón de intensidades altas y bajas (Fig. 4; Low y Reed, 1994).

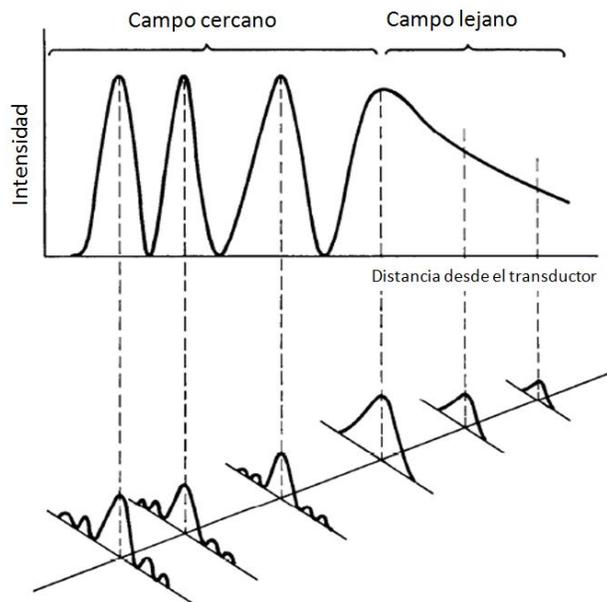


Fig. 4: Esquemización del campo cercano y campo lejano.

Además el campo cercano corresponde a una zona de convergencia del haz ultrasónico y el campo lejano a una región divergente (Fig. 5). En la mayoría de los tejidos humanos la mayor parte de la intensidad del ultrasonido se atenúa en los primeros 2 a 5 cm de distancia, dentro del campo cercano (Cameron, 2003).

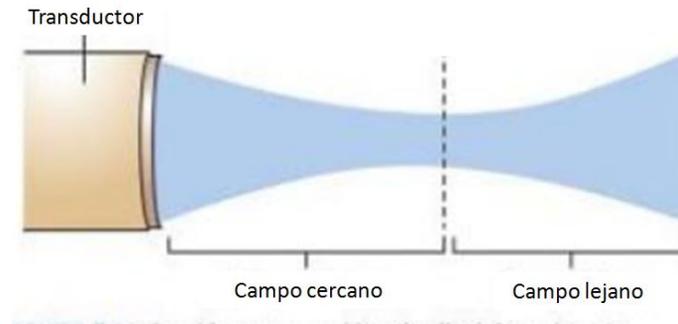


Fig. 5: Sección transversal longitudinal de un haz de ultrasonido.

2.4. Fenómenos que sufre el haz ultrasónico al atravesar la materia

Cuando un haz ultrasónico es emitido a través de un medio heterogéneo, como los tejidos blandos, su intensidad se reduce o atenúa a través de varios mecanismos que incluyen absorción, reflexión, refracción, scattering.

2.4.1. Absorción

Es la conversión de la energía mecánica del ultrasonido en calor (disipación). La cantidad de absorción que se produce en un tipo de tejido a una frecuencia específica

se expresa por su coeficiente de absorción. Este coeficiente se determina midiendo la tasa de aumento de la temperatura en un modelo homogéneo de tejido expuesto a un campo de ultrasonido de intensidad conocida. Los coeficientes de absorción son específicos de cada tejido y frecuencia utilizada. Son más altos para los tejidos con mayor contenido de colágeno y se incrementa en proporción a la frecuencia de ultrasonido. La tabla 1 muestra los coeficientes de absorción a 1 y 3 MHz en algunos materiales y tejidos (Cameron, 2003).

Tabla 1: Coeficientes de absorción en decibelios/centímetro a 1 y 3 MHz.

<i>Tejido</i>	<i>1 MHz</i>	<i>3 MHz</i>
Sangre	0.025	0.084
Grasa	0.14	0.42
Nervio	0.2	0.6
Músculo (paralelo)	0.28	0.84
Músculo (perpendicular)	0.76	2.28
Vasos sanguíneos	0.4	1.2
Piel	0.62	1.86
Tendón	1.12	3.36
Cartílago	1.16	3.48
Hueso	3.22	

2.4.2. Reflexión

Es una redirección de un haz incidente, separándose de una superficie con un ángulo igual y opuesto al ángulo de incidencia. La reflexión ocurre donde hay mayor

diferencia entre la impedancia acústica (Anexo 5) de los tejidos adyacentes. Por ejemplo, en el cuerpo, la mayoría de la reflexión (alrededor del 35%) se produce en la interfaz tejido blando - tejido óseo. Por otro lado existe 100% de reflexión del haz en la interfase aire-piel. El gel corresponde a un medio de transmisión que elimina el aire entre el transductor y el cuerpo y se utiliza con el fin de evitar una interfase aire-piel con alta reflexión (Cameron, 2003). La tabla 2 muestra los porcentajes de reflexión entre algunos materiales y tejidos (Low y Reed, 1994).

Tabla 2: Porcentaje de reflexión en diferentes interfases.

<i>Interfase</i>	<i>% de reflexión</i>
Agua-Tejidos blandos	0,2%
Tejidos blandos-Hueso	15-40%
Agua-Vidrio	63,2%
Tejidos blandos-Aire	99,9%
PZT-Aire	99,9%
PZT= Titanato plomo zirconato	

2.4.3. Refracción

Corresponde a la redirección de la onda en una interfase. Cuando esto ocurre, el haz de ultrasonido ingresa al tejido en un ángulo diferente. La refracción produce dispersiones y pérdidas de dirección, lo cual hace ineficaz al haz ultrasónico para efectos terapéuticos (Fig. 6; Cameron, 2003).

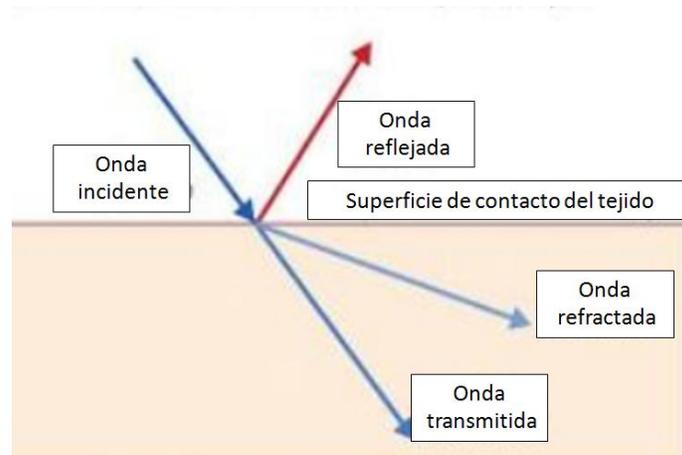


Fig. 6: Reflexión y refracción del haz ultrasónico.

2.4.4. Scattering (dispersión)

Corresponde a los procesos de reflexión y refracción que ocurren en un mismo medio, debido a su escasa homogeneidad, pues posee pequeñas irregularidades del tamaño de la longitud de onda del ultrasonido en las que la impedancia acústica cambia bruscamente, debido a la variación de densidad y de la velocidad acústica. Lo cual hace que parte del haz ultrasónico se disperse en muchas direcciones dando como resultado una disminución de la intensidad de la onda (Aldrich, 2007).

2.4.5. Atenuación

El haz ultrasónico va perdiendo intensidad conforme va avanzando por los tejidos. Esta pérdida por unidad de longitud se denomina atenuación y se produce por diferentes factores, los cuales ya han sido explicados, la absorción, reflexión, refracción y scattering.

En los tejidos biológicos la atenuación es proporcional a la frecuencia de la señal de ultrasonido (Chilibon, 2008), por lo que debemos esperar una mayor pérdida de intensidad del haz ultrasónico con 3MHz. Clínicamente si queremos tratar órganos más profundos deberemos emplear frecuencias más bajas (1MHz) (Watson, 2009).

Cuando una onda ultrasónica viaja a través de un medio, su amplitud (A) o su intensidad (I) disminuyen en forma exponencial con respecto a la distancia (X) por la cual se propaga el ultrasonido. La relación se puede escribir como

$$I = I_0 e^{-ax}$$

En donde I es la intensidad de la onda ultrasónica después de haber viajado x cm de distancia e I_0 es la intensidad de la onda ultrasónica aplicada inicialmente. En la Fig.

7 se muestra la forma en que esta intensidad decae exponencialmente a medida que se desplaza por el tejido (Watson, 2009; Hsu, 2004).

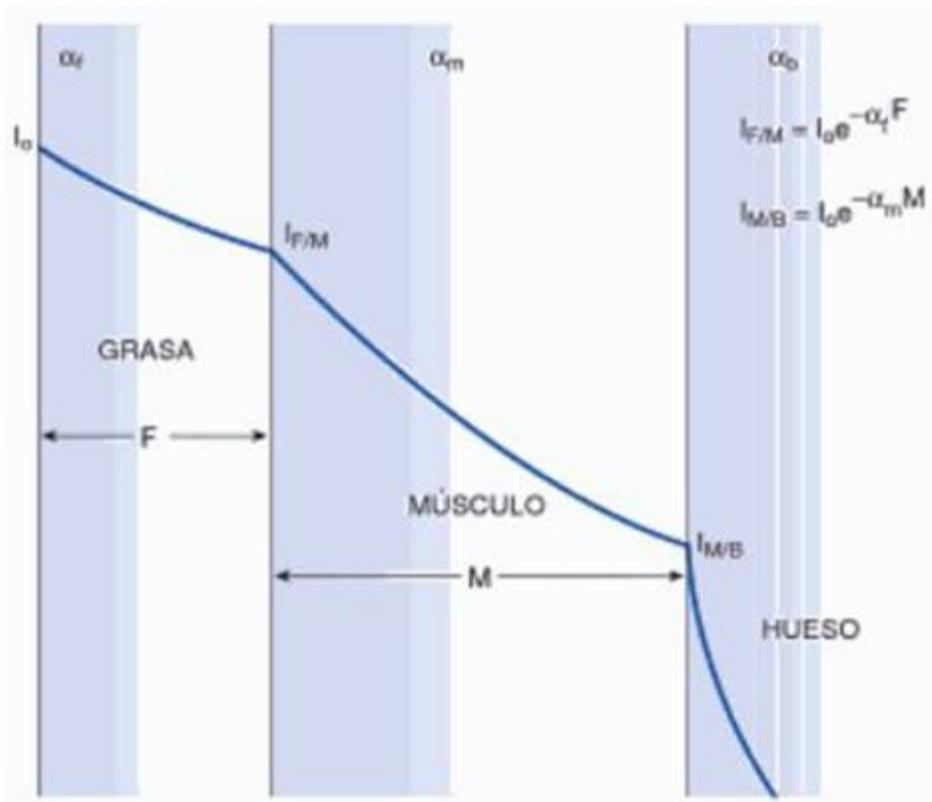


Fig. 7: Atenuación exponencial del ultrasonido.

El valor del coeficiente de atenuación representa la pérdida de intensidad del haz ultrasónico causada por los procesos de absorción y scattering, este se muestra frecuentemente en $\text{Db}/(\text{cm}/\text{MHz})$. El decibelio (dB) representa la proporción de los

niveles de intensidad tal que el nivel de intensidad mostrado en decibelios es $10\log_{10} I_0/I$. Puede mostrarse que cuando el nivel de intensidad es 3 dB la proporción de intensidades es 2. El coeficiente de atenuación es marcado como una función de frecuencia, en el sentido de que están aproximadamente relacionados de manera lineal.

La tabla 3 muestra algunos coeficientes de atenuación relativos para los diferentes tejidos corporales. Puede observarse cómo el hueso y los pulmones atenúan el sonido muy rápidamente, siendo perjudicial recibir tratamientos con ultrasonido en fisioterapia, ya que cuando se aplica sobre este tipo de regiones, la pérdida de energía provoca el calentamiento local del tejido (Watson, 2009).

Tabla 3: Coeficiente de atenuación ultrasónica de los tejidos.

<i>Tejido</i>	<i>Atenuación (dB/cm/MHz)</i>
Sangre	0,2
Grasa	0,6
Hígado	1,0
Músculo	1,3-3,3
Hueso	20
Pulmón	41
Aire	342
Agua	0,002

Koch midió la atenuación existente en dB/(cm/MHz) en músculo de cerdo, a las 24 y 48 horas post mortem, la atenuación fue de un promedio de 1.02 y 1.16 para las 24 y 48

horas p.m. respectivamente. Explicando que con el paso de las horas post mortem, el principal cambio es la pérdida de agua y probablemente esa sea la razón del aumento de la atenuación (Koch y cols., 2009).

2.5. Termoterapia

La termoterapia es la aplicación terapéutica de calor en los tejidos, dando como resultado un aumento de su temperatura. Este aporte de calor puede ser producido a través de diferentes mecanismos como son la conducción, convección, radiación y conversión (Nadler, 2004).

La aplicación local de calor provoca un aumento del flujo sanguíneo superficial. El sistema circulatorio está compuesto por el plexo subcutáneo y anastomosis arteriovenosas, las cuales están inervadas por fibras adrenérgicas. Al recibir un estímulo calórico sobre la piel estas fibras liberan catecolaminas, las cuales van a provocar una dilatación de las anastomosis arteriovenosas y con ello aumento del flujo sanguíneo en el plexo subcutáneo, favoreciendo la pérdida de calor. (Pastor Vega, 1998)

El aumento del flujo sanguíneo facilita la cicatrización de los tejidos mediante el suministro de proteínas, nutrientes y oxígeno en el sitio de la lesión. Un aumento de 1°C de la temperatura tisular se asocia con un aumento del 10% al 15% en el metabolismo de los tejidos. Este aumento en el metabolismo ayuda en el proceso de curación mediante el aumento de reacciones anabólicas y catabólicas que se necesitan para degradar y eliminar productos metabólicos derivados del daño tisular (Nadler, 2004).

La aplicación de calor de larga duración favorece la relajación muscular y los efectos sedantes. Al generarse una lesión se liberan sustancias que estimulan los nociceptores situados en la piel y músculo, produciendo un círculo de espasmo-dolor. El aumento de calor interfiere sobre los circuitos medulares que regulan el tono muscular, provocando el efecto antiespasmódico y con ello una relajación de los tejidos.

La termoterapia modifica las propiedades viscoelásticas del tejido conectivo. En conjunto con otras terapias físicas van a producir un aumento de las propiedades elásticas y plásticas propias de tendones y ligamentos, provocando una modificación en la extensibilidad de los tejidos con un alto componente de colágeno. (Pastor Vega, 1998)

Las modalidades de termoterapia generalmente se clasifican en superficiales y profundas. Ejemplos de modalidad superficial son las compresas húmedo calientes y el infrarrojo y de termoterapia profunda, la onda corta y el ultrasonido (Nadler y cols., 2004).

El infrarrojo constituye una forma de calentamiento por radiación. Dadas las características de absorción, se trata de calor superficial, ya que su radiación alcanza unos niveles de profundidad entre 2 y 10 mm bajo la piel. Las compresas húmedo calientes proporcionan calor por conducción y cuando se aplican por 20 a 30 minutos son capaces de aumentar en 3°C la temperatura de los tejidos superficiales y en 1°C los músculos y articulaciones (Martín, 2008).

La onda corta se utiliza como termoterapia profunda siendo indicada para el aumento de temperatura del tejido muscular, aumentando su extensibilidad con mayor eficiencia que las compresas húmedo calientes y en ausencia de stretching (Robertson y cols., 2005). La onda corta, después de 20 minutos de tratamiento, es capaz de aumentar la temperatura intramuscular (2,5 cm de profundidad) a $1,75 \pm 0,39^{\circ}\text{C}$ en el vasto lateral del cuádriceps (Mitchell y cols., 2008) y hasta $4,58 \pm 0,87^{\circ}\text{C}$ a 3 cm de profundidad en la zona medial del tríceps sural después de 20 minutos de tratamiento (Garrett, 2000).

Las ondas ultrasónicas también producen calor, ya que las ondas mecánicas producen agitación molecular y consecuentemente, calor por fricción, es decir se produce calor por conversión de una energía mecánica a una energía térmica (Nadler y cols., 2004). El ultrasonido de 1 Mhz, después de 20 minutos de tratamiento a una intensidad de $1,5 \text{ W/cm}^2$ en un área de tratamiento de 200 cm^2 (40 veces un ERA de 5 cm^2) es capaz de aumentar la temperatura hasta $0,17 \pm 0,4^\circ\text{C}$ a 3 cm de profundidad en la zona medial del tríceps sural (Garrett, 2000).

2.6. Nivel de penetración que alcanza el ultrasonido

Dado que la penetración de la energía ultrasónica es exponencial, en teoría no existe ningún punto en el que se haya absorbido toda la energía, pero existe un punto en que los niveles de energía no son suficientes para producir un efecto terapéutico. A medida que el haz ultrasónico penetra más en los tejidos, se habrá absorbido una mayor proporción de la energía, por lo que habrá menos energía disponible para lograr efectos terapéuticos (Watson, 2009).

Se define el concepto de valor medio para referirse al nivel de penetración que alcanza el ultrasonido. El valor medio representa la distancia de los tejidos a la que la intensidad de la energía resulta ser la mitad que en la superficie. Este valor será diferente para cada tejido y frecuencia, por lo tanto se aceptan valores promedios para cada frecuencia, de 2 cm para 3 MHz y 4 cm para 1 MHz. Según Watson, estudios recientes señalan que en el ámbito clínico estos valores son significativamente inferiores (Watson, 2009).

El uso de ultrasonido con frecuencia de 3 MHz, se utiliza para tejidos superficiales, ya que logra una distancia de 0,8 - 1,6 cm y el ultrasonido con frecuencias de 1 MHz, ultrasonido continuo, normalmente se utiliza para profundidades superiores 2,5 cm (Hayes y cols., 2004).

El ultrasonido a una frecuencia de 1 MHz se absorbe principalmente por los tejidos a una distancia de 3-5 cm, por lo tanto se recomienda para lesiones más profundas y en pacientes con más grasa subcutánea. A diferencia de una frecuencia de 3 MHz, que se absorbe a una distancia de 1 a 2 cm, indicándose para lesiones superficiales (Speed, 2001).

Al realizar tratamiento con frecuencia alta (3MHz), la absorción es mayor y la penetración menor, por lo tanto, hay que administrar intensidades menores para no producir efectos negativos producto del aumento de temperatura a nivel de los tejidos. Por el contrario, en tratamientos con frecuencia baja (1 MHz), la absorción es menor y la penetración mayor. Por ejemplo con intensidades elevadas de 2 y 3 W/cm² y a baja frecuencia 1 MHz se puede alcanzar articulaciones profundas y pequeñas articulaciones paravertebrales (Ter Haar, 2007).

2.7. Características de la aplicación del ultrasonido terapéutico

2.7.1. Ultrasonido pulsátil o continuo

La emisión de ondas del ultrasonido terapéutico puede ser pulsada o continua. La primera modalidad posee ciclos de emisión de encendido / apagado y la segunda, corresponde a una emisión continua de ondas ultrasónicas (Speed, 2001).

2.7.2. Pulsatibilidad

Corresponde a la proporción de la emisión de la onda ultrasónica en relación al tiempo que no se emite. Se puede expresar como porcentaje, por ejemplo 20% de pulsatibilidad significa que en un período de tiempo, el 20% del tiempo se emite y el 80% no se emite, lo cual correspondería a un pulso de 2ms y una pausa de 8ms (Fig. 8; Cameron, 2003). Los tiempos de emisión y pausa no se pueden modificar en los equipos ultrasónicos de fisioterapia, sólo se modifica su proporción en porcentaje.

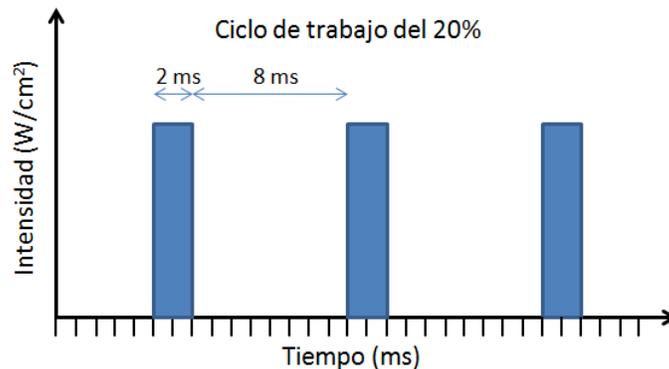


Fig. 8: Representación de los pulsos con un ciclo de trabajo del 20%.

2.8. Efectos biofísicos del ultrasonido

2.8.1. Efectos térmicos

La energía ultrasónica provoca en los tejidos blandos que sus moléculas vibren ante la exposición a la onda acústica. Este movimiento molecular genera calor por fricción, provocando un aumento de la temperatura del tejido. Éste calentamiento produce ciertos efectos biofisiológicos entre los que se pueden nombrar:

- aumento de la extensibilidad del colágeno.
- aumento de la velocidad de conducción nerviosa.
- altera la perfusión vascular local.
- aumenta la actividad enzimática.
- altera la actividad contráctil del músculo esquelético.
- aumenta el umbral nociceptivo (Safoora y cols., 2010).

Como ya se mencionó anteriormente mientras la onda ultrasónica avanza, ésta se absorbe en el tejido, lo que causa la producción de calor en dicho tejido. La cantidad de absorción depende del tipo de tejido, de su grado de vascularización y de la frecuencia

del ultrasonido aplicado. Los tejidos con un contenido proteico elevado absorben los ultrasonidos con mayor facilidad que los que tienen un alto contenido de grasa. Además, cuanto mayor es la frecuencia del ultrasonido, mayor es la tasa de absorción (Watson, 2009). Se puede lograr un efecto significativo desde el punto de vista térmico si la temperatura del tejido se eleva a 40-45°C durante al menos 5 minutos, sin embargo la mayoría de los ultrasonidos son relativamente ineficaces a la hora de producir el efecto térmico en los tejidos profundos, pues si se compara el efecto térmico del ultrasonido con el efecto térmico de una onda corta, esta última resulta ser mucho más eficaz (Garrett y cols., 2000).

Factores que afectan el aumento de la temperatura en los tejidos

Antes de determinar el aumento de temperatura por parte del ultrasonido se deben destacar algunos factores externos que determinan este resultado. Dentro de los factores externos el más importante resulta ser el medio de conducción para las ondas ultrasónicas. Además se caracterizó la función de este medio de conducción como una sustancia capaz de excluir el aire comprendido entre el transductor y la piel del paciente para que la onda de ultrasonido traspase los tejidos con mayor intensidad. Existen varios medios de conducción en la actualidad, entre ellos se incluyen el gel, agua,

aceite mineral, agua destilada o desgasificada y la glicerina. De estos, el gel de ultrasonido y la inmersión bajo el agua son los más comunes (Draper y cols., 1993).

Por la gran variedad de medios de conducción existentes Draper y colaboradores midieron las diferencias de temperatura registradas en tejido de piel humana in vivo usando gel y comparándolo con la inmersión bajo el agua de la llave. El tratamiento consistió en la entrega continua de ultrasonido a $1,5 \text{ W/cm}^2$ por 10 minutos, moviendo el transductor con una velocidad de 4 cm/s, dando como resultado que el gel es un mejor medio de conducción pues a una distancia de 3 cm de tejido, el aumento de temperatura registrado fue de 4.8°C en contraste con el US de inmersión que fue de sólo $2,1^\circ\text{C}$ (Draper y cols., 1993). Otro factor que controla el aumento de temperatura del tejido es la temperatura preexistente en éste, Draper y colaboradores diseñaron un estudio para investigar que tanto aumentaba la temperatura en el tejido de piel humana in vivo, midiendo la temperatura en el tejido post aplicación de sólo ultrasonido versus la aplicación de ultrasonido previo tratamiento con cold pack, encontrándose diferencias significativas pues el incremento de temperatura con el tratamiento de sólo US fue de alrededor de 4°C a 5 cm de distancia versus sólo 1.8°C previa aplicación de cold pack (Draper y cols., 1995). Por otro lado un estudio investigó qué ocurría con la penetración del ultrasonido calentando la zona a tratar mediante hot pack, concluyendo que el ultrasonido y la compresas calientes tienen un efecto aditivo en la temperatura

intramuscular, pues se encontró un aumento de temperatura rápido de hasta $>4^{\circ}\text{C}$ en menos de 3 minutos, utilizando compresas calientes previo tratamiento ultrasónico (Draper y cols., 1998). Otro factor que influye en la penetración de la onda ultrasónica es la temperatura misma del medio de conducción, Oshikoya y colaboradores concluyeron que el aumento de temperatura en el tejido muscular fue más rápido usando el gel a una temperatura ambiental de 25°C , sugiriendo que un calentamiento o enfriamiento previo del medio de conducción es contraproducente a la hora de realizar un tratamiento ultrasónico (Oshikoya y cols., 2000).

2.8.2. Efectos mecánicos

Lo primero que ocurre cuando pasamos el transductor ultrasónico por el cuerpo del paciente, es que propagamos un movimiento mecánico dentro de los complejos celulares del tejido adiposo, llegando hasta el interior de los tejidos musculares (Watson, 2009).

Cavitación acústica

La cavitación es un fenómeno físico que consiste en la formación de burbujas de gas en un medio bajo la excitación de ondas acústicas. Durante la fase de compresión de una onda ultrasónica, las burbujas presentes en el tejido se hacen más pequeñas y durante la fase de rarefacción se expanden. La cavitación puede ser estable o inestable. Con la cavitación estable, las burbujas oscilan en tamaño a lo largo de muchos ciclos, pero no estallan. Con la cavitación inestable, las burbujas crecen a lo largo de un número de ciclos y luego implosionan repentinamente. Esta implosión produce aumentos grandes, breves y localizados de presión y temperatura, determinando la formación de radicales libres. Se piensa que la cavitación estable podría ser el mecanismo responsable de los efectos mecánicos del ultrasonido, mientras que la cavitación inestable no se produce con las intensidades adecuadas para el uso terapéutico del ultrasonido (Plaja, 2003).

Corrientes acústicas

Cuando la onda ultrasónica viaja por el tejido y produce en éste las burbujas de cavitación, también se producen pequeños remolinos de fluido o microflujos acústicos,

principalmente alrededor de las burbujas de cavitación y en las membranas celulares. Dyson y otros autores señalan que estos flujos acústicos producen respuestas celulares que podrían ayudar en la estimulación de la reparación de tejidos, ya que inducen cambios en la permeabilidad de la membrana celular (Dyson, 1978). La permeabilidad de iones de sodio se altera dando lugar a cambios en el potencial de la membrana celular. A su vez, el transporte de iones de calcio se modifica conduciendo a una alteración en los mecanismos de control enzimático de los diferentes procesos metabólicos, especialmente los relacionados con la síntesis de proteínas (Leung y Ng, 2004; Watson, 2009).

El efecto combinado de la cavitación estable y las corrientes acústicas provoca excitación de la membrana celular, aumentando los niveles de actividad de toda la célula, permitiendo con ello efectos beneficiosos en el uso terapéutico del ultrasonido (Watson, 2009).

2.9. Indicaciones del ultrasonido

2.9.1. Acortamiento de los tejidos blandos

El acortamiento de los tejidos blandos puede ser debido a la inmovilización, inactividad o formación de tejido cicatricial, causando restricción de los rangos de movimiento, dolor y limitaciones funcionales. El estiramiento de estos tejidos blandos (cápsula articular, tendones o ligamentos) puede ayudar a que recuperen su longitud normal y revertir así las consecuencias negativas. El aumento de temperatura de los tejidos blandos incrementa temporalmente su extensibilidad, acrecentando la longitud ganada con la misma fuerza de estiramiento al tiempo que reduce también el riesgo de lesión del tejido. Se piensa que este aumento en la facilidad de estiramiento de los tejidos al aplicar calor, es el resultado de una alteración de la viscosidad y la matriz del colágeno.

El ultrasonido, puede ser una herramienta eficaz en estos casos, ya que la onda ultrasónica puede penetrar cápsulas articulares, tendones y ligamentos; por otro lado, estos tejidos tienen altos coeficientes de absorción del ultrasonido.

Se ha observado que el calentamiento profundo causado por ultrasonido continuo, frecuencia de 1 MHz e intensidad 1 a 2,5 W/cm², es más eficaz para aumentar el rango de movimiento de la articulación de cadera, que el calentamiento superficial producido por la radiación infrarroja cuando se aplica en combinación con el ejercicio (Cameron, 2003).

También se ha observado que el ultrasonido continuo con 1 MHz de frecuencia y una intensidad de 1,5 W/cm², aplicado sobre el tríceps sural durante 7 minutos, combinado con el estiramiento estático pasivo en flexión dorsal, es más eficaz que sólo el estiramiento estático para aumentar el rango articular en el movimiento de flexión dorsal. El tratamiento combinado aumentó la dorsiflexión en un promedio de 1,2 grados o 20% más, que solo tratamiento de estiramiento estático (Wessling y cols., 1987).

El incremento del rango articular de movimiento se atribuye a un aumento de la extensibilidad de los tejidos blandos, profundos y superficiales, como resultado del calentamiento causado por el ultrasonido. Los parámetros de tratamiento con mayores probabilidades de ser eficaces para esta aplicación son una frecuencia de 1 a 3 MHz, dependiendo de la distancia de los tejidos, una intensidad entre 0,5 y 1w/cm² cuando se utilice 3 MHz, y entre 1,5 y 2,5 W/cm² cuando se utilice 1MHz, durante 5 a 10 minutos (Cameron, 2003).

2.9.2. Procesos algésicos

La terapia ultrasónica suele usarse como una modalidad fisioterapéutica para la reducción del dolor, aunque no se conocen completamente los mecanismos bajo este efecto, algunos factores que contribuyen a la reducción del dolor son, el resultado de la estimulación de los receptores cutáneos de la temperatura, el aumento de la extensibilidad de los tejidos blandos causado por el aumento de temperatura, el resultado de cambios en la conducción nerviosa causados por el aumento de temperatura y los efectos mecánicos del US (Cameron, 2003).

El ultrasonido continuo aplicado con intensidad de $1,5 \text{ W/cm}^2$ durante 3 a 45 minutos, en 10 tratamientos durante 3 semanas seguidas de ejercicio, se ha mostrado más efectivo que el ejercicio solo, para el alivio del dolor y el aumento del rango articular de movimiento en pacientes con dolor de hombro (Munting, 1978).

Hsieh y colaboradores mostraron que el US pulsátil, en un modelo de artritis reumatoide inducida en ratas, al actuar sobre las señales neuronales de dolor, disminuye el número de neuronas productoras de óxido nítrico sintetasa, y por consiguiente, el dolor en trastornos inflamatorios (Hsieh, 2006).

Un estudio que comparó la efectividad del ultrasonido continuo en el tratamiento del dolor de artrosis de rodilla versus la aplicación de placebo, observó que ambos grupos obtuvieron mejoría en el test de escala visual análoga del dolor, sin embargo el grupo con tratamiento obtuvo una mejoría significativamente mayor, concluyendo que la terapia ultrasónica es una modalidad segura y efectiva para el tratamiento del dolor provocado por la artrosis de rodilla (Özgönenel, 2008).

2.9.3. Úlceras dérmicas

Las heridas abiertas, así como las úlceras por decúbito y las lesiones postraumáticas corresponden a indicaciones del US, ya que la aceleración de la curación es un efecto bien conocido de los ultrasonidos (Cameron, 2003).

En un estudio realizado por Dyson y cols, aplicaron US pulsátil al 20%, $1\text{w}/\text{cm}^2$, 3MHz de frecuencia durante 5 a 10 minutos sobre la piel intacta alrededor de la úlcera, reduciendo aproximadamente un 30% su tamaño a los 28 días de tratamiento (Dyson, 1978).

Un estudio que comparó la eficacia del ultrasonido para la cicatrización de heridas versus el láser, observó que ambos tratamientos obtuvieron buenos resultados, sin embargo el tratamiento láser fue más efectivo en los parámetros analizados (número de fibroblastos, estimulación de la síntesis y composición del colágeno). Concluyendo que tanto la terapia láser como ultrasónica es efectiva para el tratamiento de las úlceras por decúbito y heridas crónicas, cuando se usa con las terapias convencionales. El tratamiento con láser, sin embargo, se considera más eficaz que el tratamiento de ultrasonido (Demir, 2004).

2.9.4. Fracturas óseas

Varios efectos de los ultrasonidos tienen una influencia favorable sobre la cicatrización de las fracturas, incluyendo la reabsorción del calcio. Una fractura radial distal puede tratarse con facilidad, debido a que las capas tisulares adyacentes son finas y existe menor absorción de la onda ultrasónica por estos tejidos (Cameron, 2003). La aplicación de US para la curación de fracturas recientes, fue introducido por Duarte en 1983, éste autor aplicó US pulsátil de baja intensidad en el peroné de conejos, observando que los huesos tratados desarrollaron callo y trabéculas más rápidamente que los no tratados (Duarte, 1983).

También en modelos experimentales animales se ha comprobado que el ultrasonido pulsátil a baja intensidad es capaz de acelerar la reparación de fracturas (Warden, y otros, 2006).

2.9.5. Tendinopatías

Esta es una de las indicaciones más comunes del ultrasonido, probablemente debido al alto contenido de colágeno que tienen estos tejidos y los hacen altamente susceptibles a la onda mecánica del US.

Se utiliza ultrasonido en el modo pulsado a baja intensidad durante la fase aguda de la inflamación del tendón, con los objetivos de minimizar los riesgos de agravar la condición y acelerar la recuperación; y se utiliza el modo continuo a alta intensidad con el fin de aumentar la temperatura en combinación con elongación para la resolución de tendinopatías crónicas en el caso de que esté asociado a un acortamiento de los tejidos blandos (Cameron, 2003).

Stasinopoulos en el año 2004, en un estudio controlado aleatorizado, comparó la efectividad de un programa de ejercicios, con el uso ultrasonido pulsado y la fricción transversa profunda en el tratamiento de la tendinopatía patelar crónica; concluyendo que el programa de ejercicios resulta más beneficioso que los otros dos tratamientos (Stasinopoulos, 2004). Así también lo apoya Warden y colaboradores quienes en el año 2008, concluyen que el ultrasonido pulsado de baja intensidad no proporciona ningún beneficio adicional en comparación con el placebo en el manejo de los síntomas en la tendinitis patelar crónica (Warden y cols., 2008).

2.10. Mediciones ultrasónicas

2.10.1. Principios básicos de la instrumentación

La energía mecánica del ultrasonido, así como cualquier otra propiedad de un sistema físico, químico o biológico, puede ser medida por medio de instrumentos eléctricos existentes. Estos instrumentos, a pesar de su gran variedad y complejidad,

constan básicamente de tres unidades funcionales: un transductor, un amplificador y un medidor.

Se debe tener en cuenta que la tecnología para el tratamiento de señales eléctricas es mucho más avanzada y sofisticada que para las señales mecánicas, de modo que la mayoría de los transductores convierten la señal de entrada en una señal eléctrica, tal como una diferencia de potencial o voltaje (Cromer, 1998).

2.10.2. El transductor piezoeléctrico

Un transductor es un dispositivo que recibe una señal de una naturaleza determinada y es capaz de transformar esta señal en otra de naturaleza diferente. Es así como estos dispositivos se utilizan tanto como emisor, receptor, sensor, o en ocasiones, se utiliza un solo transductor, el cual emite y recibe la señal reflejada. El transductor sensor para generar el potencial eléctrico, adquiere energía de la propia magnitud física que quiere medirse (energía mecánica del ultrasonido) (Bravo, 2006).

La detección de la onda ultrasónica dependerá entonces de la configuración del o los transductores dando origen a dos modos de operación fundamentales, el modo de pulso-eco y el modo de pulso transmisión (Fig. 9; Rescaglio, 2010).

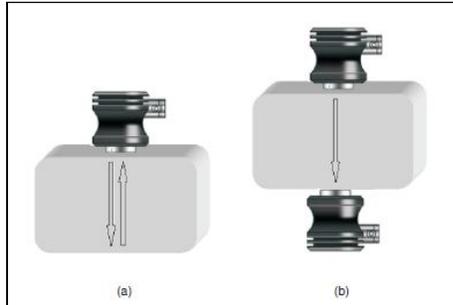


Fig. 9: Métodos de medición ultrasónica. (a) Modo de reflexión o pulso-eco. (b) Modo de transmisión o through-transmission.

En el modo de pulso-eco, se utiliza un sólo transductor, el cual actúa como emisor de pulsos y receptor de la señal reflejada. En cambio, en el modo de transmisión se utilizan dos transductores, el primero como emisor de la señal acústica y el segundo como receptor de la señal transmitida a través de la muestra (Wróbel y Pawlak, 2007).

Los principales componentes de un transductor piezoeléctrico son el elemento activo, el elemento disipador (backing) y la capa protectora como se aprecia en la Fig. 10.

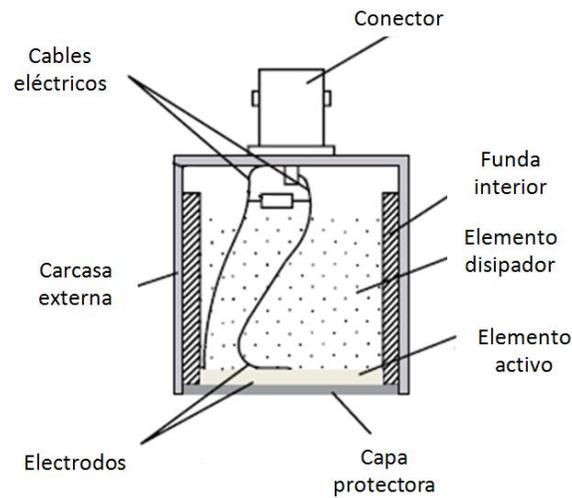


Fig. 10: Esquema de un transductor piezoeléctrico.

El elemento activo es el encargado de la transducción electro-mecánica, es decir, está constituido por el material piezo-activo que generalmente corresponde a cerámicos piezoeléctricos. Estos cerámicos al ser deformados, crean en los electrodos previamente adaptados en el material, una diferencia de potencial. Así mismo, al aplicar una diferencia de potencial a los electrodos del material, éste se deforma, luego dicho fenómeno es utilizado para generar y recibir energía acústica. El elemento disipador, situado detrás del elemento activo, está hecho de un material altamente denso usado para controlar la vibración del transductor. La energía radiada desde la cara posterior del elemento activo es absorbida para evitar las oscilaciones libres del sensor a su frecuencia de resonancia. Por último, la capa protectora, tiene como propósito básico proteger el elemento activo del ambiente de prueba (Olympus NDT).

2.10.3. Osciloscopio digital

La señal recogida por el transductor es posible ser visualizada en la pantalla de un osciloscopio (Fig. 11; LeCroy Corporation, 2002). La pantalla del osciloscopio muestra un plano de 10 espacios horizontales y 8 espacios verticales, para representar la onda que se está analizando, los cuales a través de los mandos del osciloscopio es posible manipular los valores que representa cada espacio (Cromer, 1998).

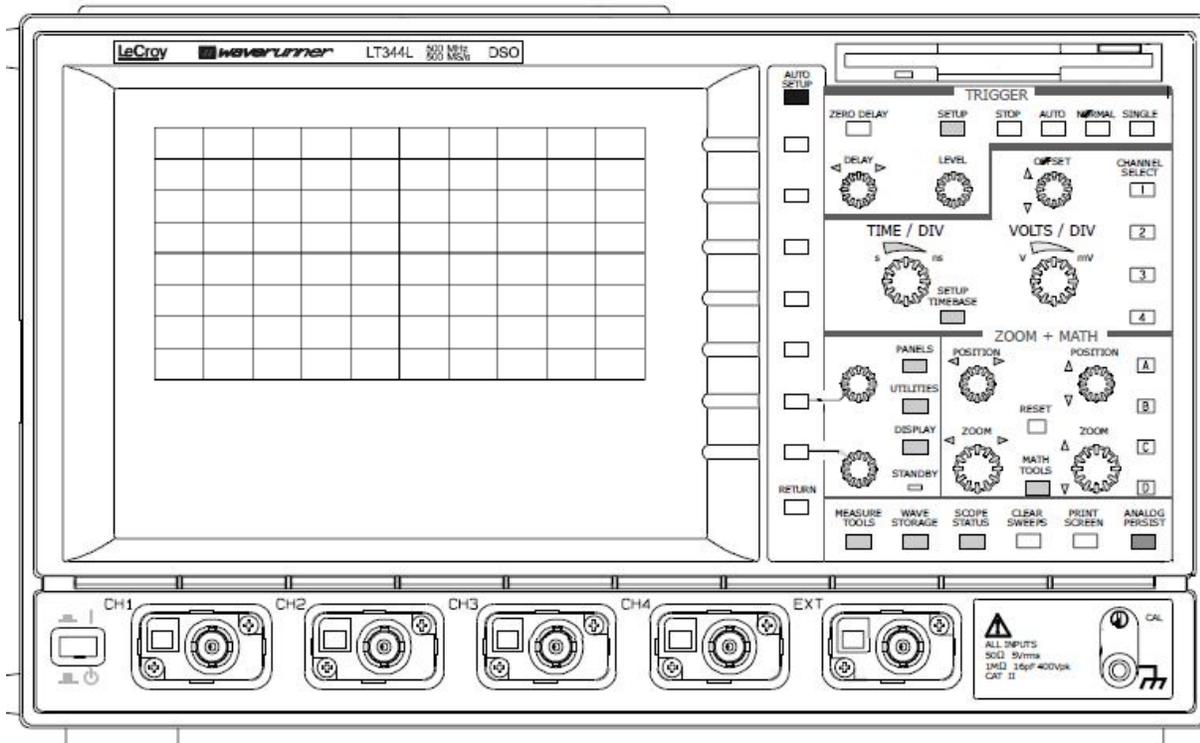


Fig. 11: Osciloscopio Digital, LeCroy LT344.

El osciloscopio captura una parte de la señal eléctrica análoga y la digitaliza a una cierta frecuencia de muestreo. El principio del funcionamiento de un osciloscopio digital consiste básicamente en la obtención de valores de una onda de tensión para distintos valores del tiempo. La Fig. 12 expresa que se pueden obtener los valores $\{y_1, y_2, \dots, y_k, \dots\}$, llamadas muestras, para distintos valores de $\{t_1, t_2, \dots, t_k, \dots\}$. Esta operación de obtención de muestras se llama muestreo. Una vez almacenadas las muestras se pueden reproducir los puntos (t_k, y_k) , sobre la pantalla.

La precisión en la reproducción de la onda aumenta si se disminuye el intervalo entre muestras sucesivas. Por eso, la calidad en la captación de una onda por un osciloscopio digital se mide por la velocidad de muestreo o número de veces que se obtiene una muestra cada segundo. La velocidad de muestreo se mide en muestras/segundo o S/s (del inglés "samples per seconds"). Por tanto, un osciloscopio digital con una velocidad de 20 MS/s significa que obtiene 20 millones de muestras cada segundo (Redondo, 2009).

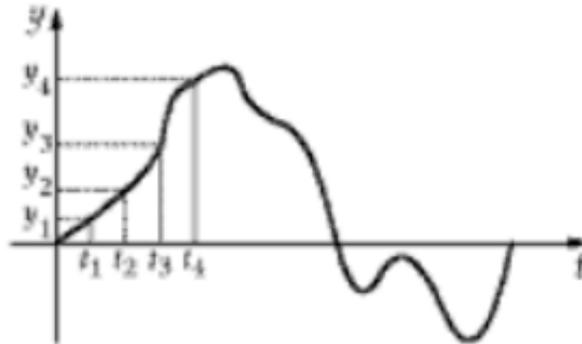


Fig. 12: Muestreo de una onda.

2.10.4. Energía de la señal eléctrica

El osciloscopio puede graficar las señales eléctricas cuando varían con el tiempo. De manera general, si el valor de una onda permanece constante con el tiempo, a la señal se le llama señal de corriente directa (CD) como en la Fig. 13A. Si una señal varía con el tiempo y tiene valores instantáneos positivos y negativos, se le llama señal de corriente alterna (CA), cuya variación puede ser periódica como se muestra en la Fig. 13B o puede ser una variación al azar (Wolf y Smith, 1992).

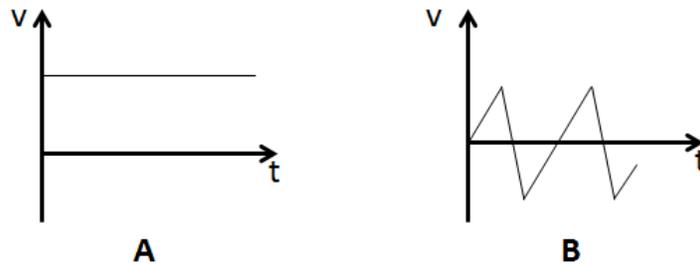


Fig. 13: Formas de onda de señal eléctrica. A: corriente directa, B: corriente alterna.

Para conocer la cantidad promedio de intensidad de la señal eléctrica es que se conocen el valor medio y el valor eficaz.

a. Valor medio

Se llama valores medios de una tensión alterna a la media aritmética de todos los valores instantáneos de tensión, medidos en un cierto intervalo de tiempo.

Una característica inconveniente del valor medio es que en una corriente alterna senoidal (Fig. 14), el valor medio durante un período es nulo, debido a que los valores positivos se compensan con los negativos (Wolf y Smith, 1992).

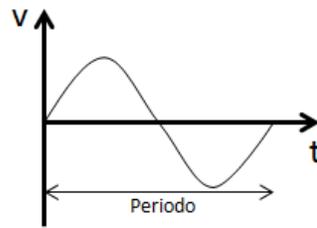


Fig. 14: Onda sinusoidal durante un período.

b. Valor eficaz

Este valor se usa con más frecuencia que el valor promedio para describir las ondas de señales eléctricas. La principal razón de ello es que el valor promedio de las ondas simétricas es cero. En contraste, el valor eficaz de cualquier onda no es cero. Se emplea este nombre debido a que el valor eficaz es igual al valor de una onda de corriente directa que entregaría la misma potencia si sustituyera a la onda variable en cuestión. En otras palabras el valor eficaz de una intensidad de corriente periódica es el valor constante de la intensidad de una corriente continua que produzca la misma energía que la corriente periódica en un mismo intervalo de tiempo y resistencia (Chacón, 2003).

Matemáticamente, para calcular el valor eficaz, se eleva primero al cuadrado la magnitud de la onda en cada instante (esto hace positivo al valor, aunque la magnitud original de la onda sea negativa). A continuación, se calcula el valor promedio (o media)

de las magnitudes elevadas al cuadrado. Por último, se calcula la raíz cuadrada de este valor promedio para obtener el resultado (Wolf y Smith, 1992).

2.11. Modelo experimental de tejido de cerdo

En experimentos que impliquen la medición en tejidos biológicos es posible utilizar muestras animales como modelo de tejido humano. Es por ello que la piel de los animales domésticos se ha investigado ampliamente con el fin de encontrar un modelo adecuado. De todos los animales estudiados, el cerdo es el que ofrece el modelo más apropiado, ya que existen notables similitudes entre la piel humana y la piel de cerdo (Vardaxis y cols., 1997).

Uno de los primeros autores que comprobaron la similitud de la piel de cerdo con la humana fueron Moritz & Henriques en el año 1947 (Moritz y Henriques, 1947) quienes estudiaron secciones de la piel de cerdo, encontrando en algunos casos imposible de distinguir entre las dos especies. Posteriormente se han realizado más estudios que avalan el tejido de cerdo como un modelo adecuado para piel humana, analizando diversos aspectos bajo diversas técnicas histológicas (Liu y cols., 2010; Vardaxis y cols., 1997).

2.11.1. Similitudes y diferencias estructurales

La piel se divide estructuralmente en dos capas principales, la epidermis y la dermis. La epidermis humana se subdivide en 4 estratos celulares, basal, espinoso, granular y córneo, además de un quinto estrato que sólo se encuentra en la piel gruesa, el estrato lúcido (Fig. 15B; Segre, 2006). Del mismo modo, la epidermis de cerdo también comprende cuatro estratos (Fig. 15A; Liu y cols, 2010).

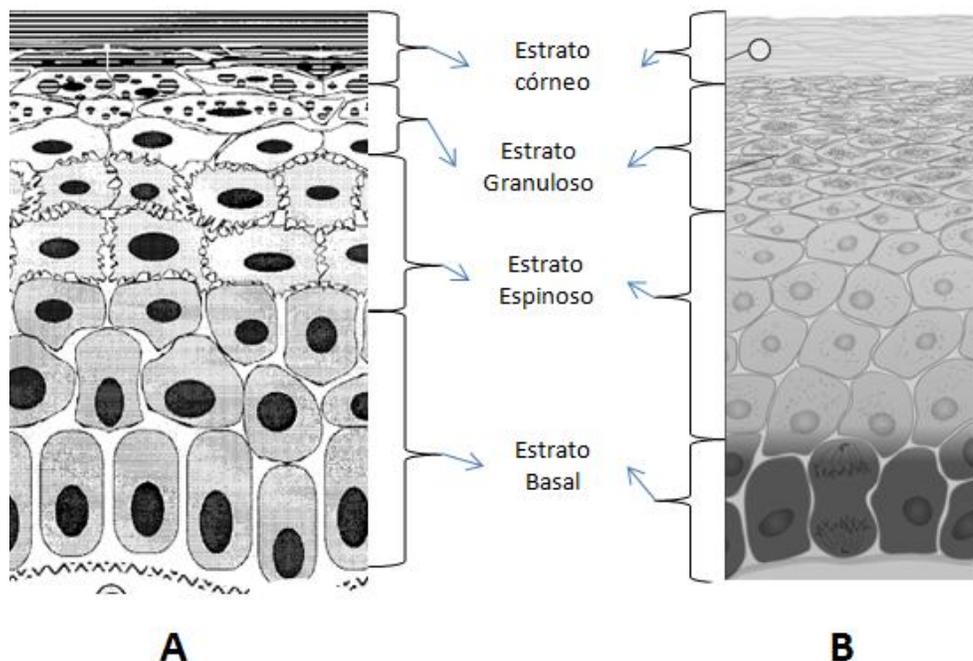


Fig. 15: La epidermis porcina (A) y humana (B).

Morris señala que el grosor de la epidermis en piel de cerdos es entre 30 y 100 μm (Morris y Hoppewell, 1990), y en el caso de la piel humana, Møller midió el grosor de la epidermis humana de la cara dorsal del antebrazo, hombro y nalga, obteniendo un grosor promedio entre 74,9 y 96,5 μm (Møller y cols, 2003). Al igual que en el hombre, la epidermis porcina varía de espesor en las diferentes partes del cuerpo, principalmente debido a las diferencias en el espesor del estrato córneo (Vardaxis y cols., 1997).

La dermis humana, contiene abundantes haces de colágeno, siendo esta la proteína más abundante producida por los mamíferos, y es fundamental en la formación matriz extracelular a través de la epidermis, principalmente colágeno tipo I y III (Cheng y cols., 2011). Al igual que la dermis humana, la dermis de cerdo se divide en dos capas que se mezclan sin una demarcación clara, la capa superior es la capa papilar y la inferior la reticular. La capa papilar se compone de numerosas eminencias cónicas vasculares (las papilas) que se levantan perpendicularmente desde la superficie de la dermis, mientras que la capa reticular debajo de esta, corresponde a la mayor parte de la dermis, la cual consiste en un entrelazado de bandas fuertes de tejido fibroso El tejido

conectivo dérmico contiene filamentos finos de la fibronectina intercaladas con abundantes haces de colágeno (stenman y cols, 1978; Vardaxis y cols., 1997).

Liu señala que el espesor promedio de la dermis del lomo de los cerdos jóvenes de 4 meses de edad es de 1,3 mm, y la dermis humana es de 1,3 mm (Liu y cols., 2010).

En un estudio que analizó la arquitectura y disposición de los haces de colágeno de la piel del abdomen, lomo y zona lateral del cerdo a través de microscopía óptica y electrónica, se observó que el grosor de las fibras de colágeno se correspondía con el del hombre (cerdo: 0.06-0.1 μm ; hombre: 0.07-0.1 μm). Además observaron que la cantidad de tejido colágeno es menor en la zona abdominal del cerdo, ya que en ésta zona predominan las fibras elásticas (Meyer y Neurand, 1982).

La capa hipodérmica porcina es aproximadamente de 12 mm de espesor (Vardaxis y cols., 1997). En humanos, el promedio del grosor de la capa hipodérmica es de 13,3 mm (Ying, 2002).

2.11.2. Similitudes en la forma y densidad celular

Tanto en la epidermis humana como porcina se pueden distinguir las células de Langerhans, principalmente en el estrato espinoso de la epidermis, las cuales se identifican morfológicamente a la microscopía electrónica por los gránulos de Birbeck, además poseen prolongaciones digitantes, no tienen desmosomas ni tonofilamentos (Wickett y Visscher, 2006).

En la dermis humana, es posible encontrar fibroblastos, encargados de la síntesis y degradación de fibras colágenas y elásticas. También existen mastocitos, importantes mediadores de las reacciones de hipersensibilidad inmediata (Venus y cols., 2010). Igualmente, la organización vascular de la piel también se encuentra en la dermis, la porcina es similar a la del hombre, ya que ambas especies poseen dos plexos vasculares, uno mesodérmico y otro subepidérmico. La única diferencia es que el plexo subepidérmico de la dermis de cerdo es menos denso que el de la piel humana. Además, la zona inferior de los folículos del pelo y otros accesorios en el cerdo están escasamente provistos de vasos sanguíneos a diferencia de los folículos pilosos y las glándulas bien vascularizadas de la piel humana (Vardaxis y cols., 1997).

Liu, al analizar y comparar la piel humana del adulto y porcinos jóvenes (4 a 6 meses de edad), encontró similitudes en la densidad celular de células de Langerhans, fibroblastos, células endoteliales vasculares y mastocitos (Tabla 4; Liu y cols, 2010).

Tabla 4: Densidad celular (promedio \pm 1 DS) en piel de cerdo y humana (n° de células/mm²)

	<i>Células de Langerhans</i>	<i>Fibroblastos</i>	<i>Células endoteliales vasculares</i>	<i>Mastocitos</i>
Cerdo (n=18)	587 \pm 124	592 \pm 115	369 \pm 72	31,4 \pm 7,9
Humano (n=20)	663 \pm 107	573 \pm 102	388 \pm 85	40,2 \pm 8,2

2.11.3. Similitudes y diferencias fisiológicas

Durante el tiempo de recambio epidérmico, los queratinocitos (células de la epidermis) van ascendiendo y diferenciándose desde el estrato basal de la epidermis hacia la superficie cutánea, hasta que finalmente se desprenden. El tiempo total de recambio epidérmico del porcino es aproximadamente 30 días, mientras que en la epidermis humana es de aproximadamente 27 a 28 días (Vardaxis y cols., 1997).

2.11.4. Cambios estructurales de importancia en tejido de cerdo post mortem

El agua es el mayor constituyente de los tejidos, aproximadamente 75% de su peso, y es el elemento que disminuye considerablemente en los tejidos post mortem, es por ello que su estudio y análisis en estos modelos experimentales de tejido post mortem es importante. El espacio extracelular del músculo se separa en espacio extracelular entre las fibras musculares y el espacio extracelular entre los haces de fibras musculares. A medida que pasan las horas post mortem, estos espacios extracelulares aumentan de tamaño, como muestra el gráfico 1. A las tres horas post mortem del tejido, la zona entre los haces de fibra se incrementó entre 1 y 14%. A las 6 horas se incrementó un poco más, y posteriormente a las 9 horas post mortem, la zona entre los haces de fibras de la sección transversal se redujo ligeramente en las próximas 15 horas. Por otro lado, el área entre las fibras individuales (células) a las 3 horas post mortem, se observó un incremento mayor del total de área de sección transversal y mantuvo el área hasta las 24 horas. A las 6 horas post mortem, aún quedaban grupos celulares sin espacio entre ellas; pero a las 9 horas post mortem el espacio entre las fibras se había dilatado en todas las muestras (Schafer y cols., 2002).

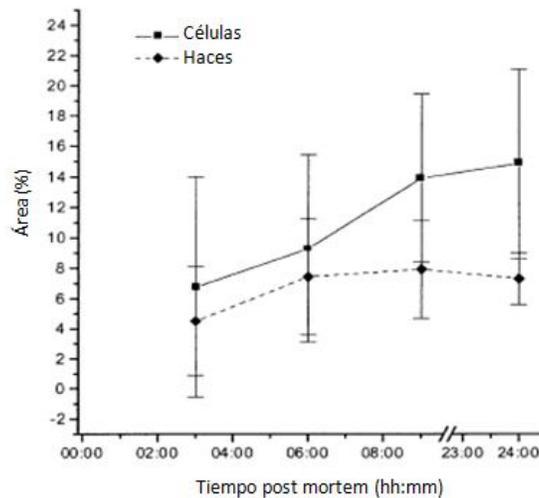


Gráfico 1: Área extracelular entre fibras musculares y entre haces musculares.

Estas dilataciones entre las estructuras del tejido muscular dan lugar a la formación de canales por los cuales el tejido pierde agua por goteo. El goteo se define como la solución roja acuosa de proteínas que emerge encima de la superficie del corte muscular sobre un período de tiempo de horas a días. La pérdida por goteo corresponde al exudado de agua extracelular de la carne y es la forma en la que se pierde una mayor cantidad de agua (Morón y Zamorano, 2003).

Otros cambios que provoca el post mortem son a nivel metabólico, el músculo es un tejido muy especializado que convierte la energía química en energía mecánica, por lo que necesita un gran aporte de energía para el rápido funcionamiento del aparato contráctil, que deriva del ATP; para la actividad, el músculo tiene que recurrir a la

oxidación de sustratos, como carbohidratos (glucógeno) o lípidos, para mantener un nivel adecuado de ATP. (Fennema, 2000; Belitz y cols., 1997).

La temperatura del músculo tiene una gran influencia en la velocidad de la glucólisis anaeróbica. Las temperaturas elevadas (40°C) aceleran el proceso, mientras que las bajas temperaturas retardan el proceso del descenso de pH.

Además ocurre la disminución en la producción del ATP. Aunque en un principio, la célula muscular intenta mantener su carga energética, en un corto período de tiempo cesa el sistema mitocondrial de la mayoría de las células, dando lugar al agotamiento del ATP, únicamente mantenido en los primeros momentos por la glucólisis anaeróbica. Al agotarse el ATP, se produce rigor mortis, un estado de contracción permanente e irreversible del tejido muscular debido a la interacción entre actina y miosina.

La reducida disponibilidad de ATP y la disminución del pH por acumulación de ácido láctico aumenta la dificultad para mantener la integridad estructural de las proteínas, provocando la desnaturalización de éstas (López R, 2004). Las proteínas que tardan más en degradarse durante el proceso postmortem son el colágeno y la elastina. (Fennema, 2000; Belitz y cols., 1997).

Un estudio evaluó la degradación de los diferentes complejos proteínicos responsables de unir el citoesqueleto de actina de la fibra muscular con la matriz extracelular en condiciones de tejido post mortem, indicando que la degradación de la subunidad β de la proteína integrina, se correlaciona con la apertura de canales de goteo. En la tabla 5 se aprecia cómo los valores de intensidad de inmunotinción para éstas proteínas disminuye con el paso de las horas post mortem (Lawson, 2004).

Tabla 5: Intensidad de Fluorescencia de la tinción

<i>Subunidad $\beta 1$ de la integrina</i>	<i>3h</i>	<i>6h</i>	<i>9h</i>	<i>24h</i>
Dominio citoplasmático	14 \pm 5	7 \pm 3	4 \pm 2	5 \pm 3
Dominio extracelular	104 \pm 14	89 \pm 13	91 \pm 16	85 \pm

En la Fig. 16 se aprecia la evolución en el tiempo de la apertura de canales de goteo entre fibras musculares en una muestra de músculo de cerdo durante las primeras 24 horas post mortem. Se aprecia un gran incremento de los espacios extracelulares a las 9 horas post mortem y se pueden visualizar en toda la muestra a las 24 horas. (Lawson, 2004).

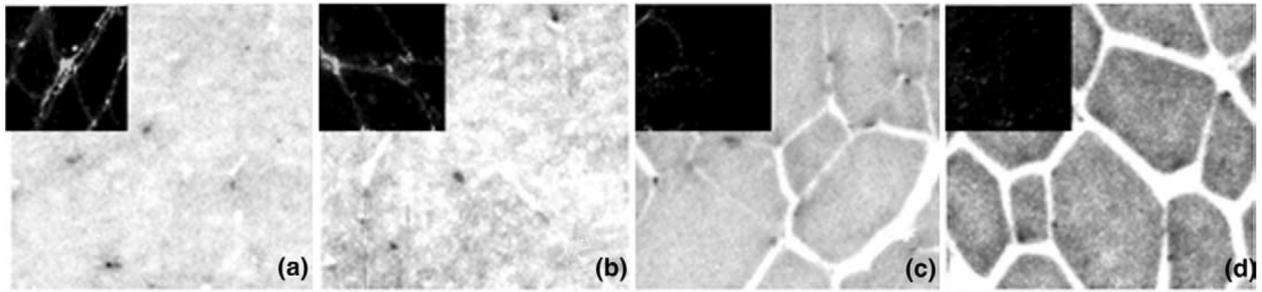


Fig. 16: Micrografía óptica de un corte transversal de músculo de cerdo a las 3 (a), 6 (b), 9 (c) y 24 (d) horas post mortem. Recuadro: Micrografías de fluorescencia para la subunidad b1 de integrina.

3. HIPÓTESIS

1. La cantidad de energía mecánica y variación de temperatura medida en el tejido, son inversamente proporcionales a la distancia de penetración de la onda ultrasónica.
2. La energía mecánica que llega a los tejidos, es directamente proporcional a la variación de temperatura.

4. OBJETIVOS

4.1. Objetivo General

Determinar la energía mecánica y variación de la temperatura que provoca el ultrasonido en tejido de cerdo post mortem inmediato.

4.2. Objetivos Específicos

1. Cuantificar la energía mecánica generada por el ultrasonido de 1MHz, que llega a 1 cm, 3 cm y 5 cm de distancia, en el tejido de cerdo post mortem inmediato.
2. Cuantificar la variación de temperatura, producto de la onda generada por el ultrasonido de 1 MHz, a 1 cm, 3 cm y 5 cm de distancia, en el tejido de cerdo post mortem inmediato.
3. Comparar la energía mecánica generada por el ultrasonido de 1MHz, entre las distancias de 1 cm, 3 cm y 5 cm, en el tejido de cerdo post mortem inmediato.
4. Comparar la variación de temperatura, producto de la onda generada por el ultrasonido de 1 MHz, entre las distancias de 1 cm, 3 cm y 5 cm, en el tejido de cerdo post mortem inmediato.
5. Establecer la correlación que existe entre energía mecánica y temperatura tisular.

5. MATERIALES Y MÉTODO

5.1. Diseño de investigación

Diseño experimental

5.2. Materiales

a) Vestimenta utilizada en el experimento:

- Overol desechable
- Botas
- Mascarillas tres pliegues
- Guantes
- Protector de pelo

b) Instrumentos de medición y aplicación:

- Transductor piezoeléctrico Panametrics V303
- Osciloscopio digital LeCroy LT 344
- Multímetro HC-3500T y termocupla
- Ultrasonido portátil CEC 1MHz
- Pesa digital Camry Precisión 0,2 gr
- Caliper digital Mitutoyo 500-47. Precisión 0,02 mm

c) Material de laboratorio y quirúrgico:

- Nevera Coleman PolyLite 28 litros
- Bisturí
- Gel de ultrasonido Eko ultragel
- Cuchillo 13 centímetros Tres claveles
- Pinza quirúrgica
- Bolsas de basura
- Libro de procedimiento (bitácora)
- Lápiz dermatográfico
- Algodón hidrófilo
- Hielo en cubos Líder

- Caja acrílica de 5cm x 5cm x 6cm; con ranuras para realizar los cortes a los 5, 3 y 1 cm
- Estructura metálica de fijación para el transductor
- Estructura metálica de fijación para el transductor emisor de ultrasonido
- Alcohol desnaturalizado 95° Difempharma 250 cc.
- Agua

5.3. Población de estudio

5.3.1. Animales

La consistencia semisólida de las muestras biológicas, la manipulación, el almacenamiento y transporte dificultan la caracterización de las muestras; además la medición del espesor de las muestras está condicionada por la variación de temperatura que genera cambios en las dimensiones de las muestras, debido a la expansión térmica. Otro factor de influencia en la caracterización de tejido biológico in Vitro es su rápida descomposición, que se traduce en alteraciones de su comportamiento. Para sobrepasar estas limitaciones se decidió realizar las mediciones

en tejido de cerdo postmortem extraído directamente de la faenadora sin ser sometidos a la cadena de frío.

Cada muestra (Fig. 17) fue cortada en 5 cm x 5 cm x 5 cm y se homogeneizó mediante el cálculo de la relación peso/volumen. En un piloto se determinó el promedio de la densidad que deben tener las muestras a estudiar (Anexo 6), donde el peso promedio de una muestra de 125 cm^3 de volumen es de $142 \text{ gr} \pm 13$, por lo tanto la densidad obtenida es $1,1 \text{ gr/cm}^3 \pm 0,1$. Además se determinaron las medidas de las capas de la piel e hipodermis que deben tener las muestras (Anexo 7), las cuales fueron de $1,9 \text{ mm} \pm 0,2$ y $17,4 \text{ mm} \pm 0,9$, respectivamente.

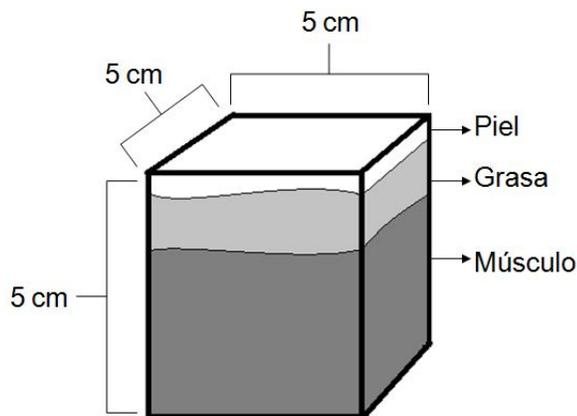


Fig. 17: Esquematización de la muestra.

5.3.2. Muestra

La muestra consistió en 70 cortes de tejido de cerdo post mortem inmediato provenientes de la región del cuádriceps y glúteo mayor del cerdo.

Para poder establecer la energía que se utiliza en la clínica mediante la aplicación del ultrasonido y cuantificar la que llega a diferentes distancias de las muestras se decidió utilizar parámetros para patología aguda y crónica (Anexo 8 y 9).

Por lo tanto, se utilizaron 35 muestras para medir la energía del ultrasonido con parámetros para patología aguda y otras 35 muestras para medir la energía del ultrasonido con parámetros para patología crónica.

5.3.3. Criterios de inclusión

- Muestras que en su cara superior se encuentre una capa de piel íntegra.
- Muestras que posean tejido graso y muscular bajo la piel.
- Muestras que pesen más de 129 gr.
- Muestras que pesen menos de 155 gr.
- Muestras que tengan un espesor de piel entre 2,1 y 1,7 mm.

- Muestras que tengan un espesor de hipodermis entre 16,5 y 18,3 mm.
- Muestras extraídas de la zona del cuádriceps y glúteo mayor.

5.3.4. Criterios de exclusión

- Muestras con capa de piel no uniforme.
- Muestras que pesen menos de 129 gr.
- Muestras que pesen más de 155 gr.
- Muestras que tengan un espesor de piel mayor a 2,1 mm.
- Muestras que tengan un espesor de piel menor a 1,7 mm.
- Muestras que tengan un espesor de hipodermis menor a 16,5 mm.
- Muestras que tengan un espesor de hipodermis mayor a 18,3 mm.

5.4. Instrumentos de aplicación

5.4.1. Ultrasonido

- Marca: CEC
- Modelo: Portátil US-1M
- Frecuencia: 1MHz
- ERA: 5 cm²
- Área geométrica del cabezal: 9 cm²

5.5. Instrumentos de medición

5.5.1. Transductor piezoeléctrico (Fig. 18)

- Marca: Panametrics
- Modelo: Videoscan 303
- Tipo de transductor: Transductor de inmersión

- Frecuencia que capta: 1.0 MHz
- Diámetro: 13 mm

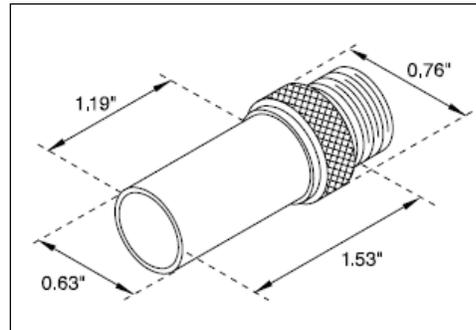


Fig. 18: Transductor piezoeléctrico de inmersión Panametrics Videoscan 303 (1.0 MHz; 0.50", 13mm).

5.5.2. Osciloscopio digital

- Marca: LeCroy
- Modelo: LT344
- Ancho de banda: 500 MHz
- Frecuencia de muestreo: 500 MS/s

El osciloscopio se utiliza en muchos estudios como herramienta de medición, siendo empleado en diversas situaciones experimentales (Amman y Galaz, 2003; Niu y

Shao, 2010) y en conjunto con transductores ultrasónicos, lo cual demuestra que es una herramienta de medición confiable de ondas ultrasónicas.

5.5.3. Multímetro digital y termocupla tipo K

El multímetro fue uno de los primeros instrumentos con presentación numérica y se ha convertido en el instrumento electrónico de medida más común. En general permite la medición de voltajes, corrientes y resistencias. Sin embargo al estar conectado a una sonda adecuada (termocupla) es capaz de medir temperatura (Pallas, 2006). Se utilizó un Multímetro HC-3500T en su modalidad de temperatura y una termocupla Tipo K.

5.6. Estudio piloto

Se diseñó un protocolo experimental para poder elegir la medida adecuada de la muestra, el cual consistió en elaborar cajas de cartón piedra de distintas medidas, 3 cm x 3 cm x 3 cm; 3,5 cm x 3,5 cm x 3,5 cm; 4 cm x 4 cm x 4 cm; 5 cm x 5 cm x 5 cm; 6 cm x 6 cm x 6 cm, 7 cm x 7 cm x 7 cm. Luego se eligió la zona del cerdo más adecuada para poder introducirla en las distintas cajas de cartón piedra y éstas cubrieran su totalidad en tamaño y distancia. Se utilizó carne de la pierna de cerdo, donde es posible

encontrar todas las capas de la muestra, piel, tejido graso y muscular; además de tener costo económico menor. Siendo adquirida en carnicerías cercanas al lugar de estudio.

En estudios pilotos posteriores se decidió el tamaño adecuado de la muestra y la caja correspondiente, se escogió el material más adecuado para la fabricación de la caja de contención de la muestra, la técnica y el material más adecuado para el corte de la muestra, se decidieron las distancias de corte adecuadas para realizar las mediciones y se eligió un marcador para delimitar la piel de cerdo en sus cortes.

Posteriormente en el laboratorio de física de la Universidad de Santiago, en diciembre del año 2010, se realizó un pilotaje, utilizando una caja de acrílico transparente fabricada en Madacril® (Fig. 19), con medidas internas 5 cm x 5 cm x 5 cm formando un cubo, en el cual se introduce la muestra. Cada lámina de acrílico tiene un espesor de 3 mm y una separación de 2 mm, con un lumen cuadrado de 5 cm x 5 cm. Se utilizaron 10 láminas con esta forma, de tal manera que la caja tenía dos aberturas, una abertura anterior de lumen redondo donde se ubica el transductor de ultrasonido y una abertura posterior donde se ubica el transductor receptor.

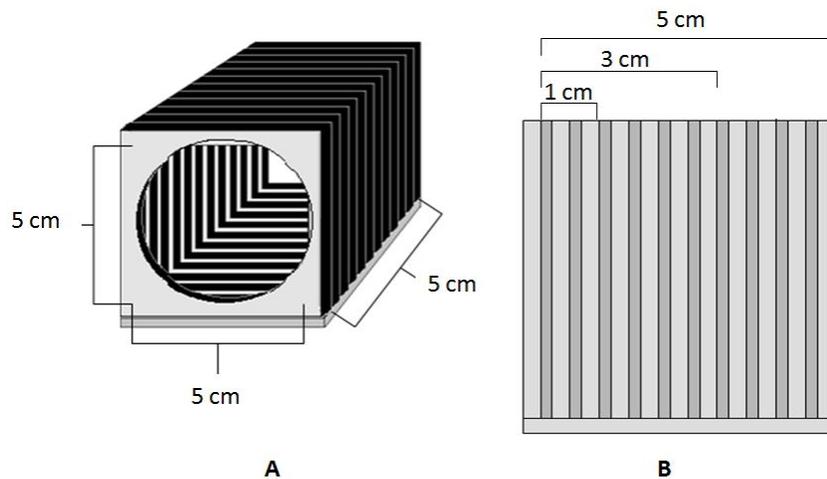


Fig. 19: Esquema de la caja de acrílico. A: vista general, B: vista lateral.

Se fabricaron dos posicionadores, un posicionador para sostener el transductor emisor de ultrasonido, llamado posicionador número uno, y otro posicionador para sostener el transductor receptor, llamado posicionador número dos (Anexo 10).

Se ejecutó el protocolo de medición, con la finalidad de determinar los tiempos de aplicación, tiempo de reposo y estandarizar las condiciones de trabajo en el laboratorio de física de la Universidad de Santiago. Se programó el ultrasonido con parámetros crónicos y agudos, los cuales se determinaron mediante la encuesta a kinesiólogos expertos en fisioterapia (Anexo 8 y 9). Con los parámetros agudos y crónicos, se aplicó energía ultrasónica durante 3 minutos a 16 muestras de tejido de cerdo post mortem inmediato adquiridas en la faenadora Productos Caren Limitada (8 muestras con

parámetros agudos y 8 muestras con parámetros crónicos), registrándose su temperatura final para ambos casos y el tiempo necesario para que las muestras volvieran a su temperatura inicial. Determinándose un tiempo máximo de dos minutos para que el tejido de cerdo postmortem retornara a su temperatura inicial.

Además, para definir la homogeneidad de la muestra se determinó la relación masa/volumen (Anexo 6), espesor la capa de la piel y el espesor de la capa hipodérmica (Anexo 7), en estas mismas 16 muestras.

5.7. Procedimiento

Se adquirió la muestra de cerdo postmortem inmediato correspondiente a la región de glúteo mayor y cuádriceps, en la faenadora Productos Caren Limitada, se ingresó al lugar con las medidas de higiene exigidas por el Servicio Agrícola Ganadero, overol blanco desechable, botas blancas, guantes, mascarilla y cofia. Se hizo ingreso a la sala de pesaje en donde se adquirió la pieza del animal correspondiente al muslo del cerdo. Se guardó la muestra en el contenedor con hielo seco, posteriormente se transportó hasta las dependencias del laboratorio de física de la Universidad de Santiago.

En el laboratorio de física de la Universidad de Santiago se marcó la piel de la pieza de cerdo con lápiz dermatográfico, para realizar cortes de 5 cm x 5 cm x 5 cm. Cada muestra fue guardada en el contenedor con hielo seco, mientras duraba el proceso de medición.

Posteriormente cada muestra fue ubicada dentro de la caja de acrílico, la cual se ubica sobre una superficie de madera entre el posicionador número uno que sostenía el transductor emisor de ultrasonido y el posicionador número dos que sostenía al transductor receptor. Para un correcto paso de la onda mecánica entre transductores y el tejido de cerdo postmortem inmediato, se utilizó gel como medio de conducción. En la Fig. 20 se aprecian las unidades funcionales del experimento (ultrasonido US-1M, transductor emisor de US, transductor receptor, osciloscopio LeCroy LT344 y multímetro HC3500T y termocupla tipo K) (Anexo 11).

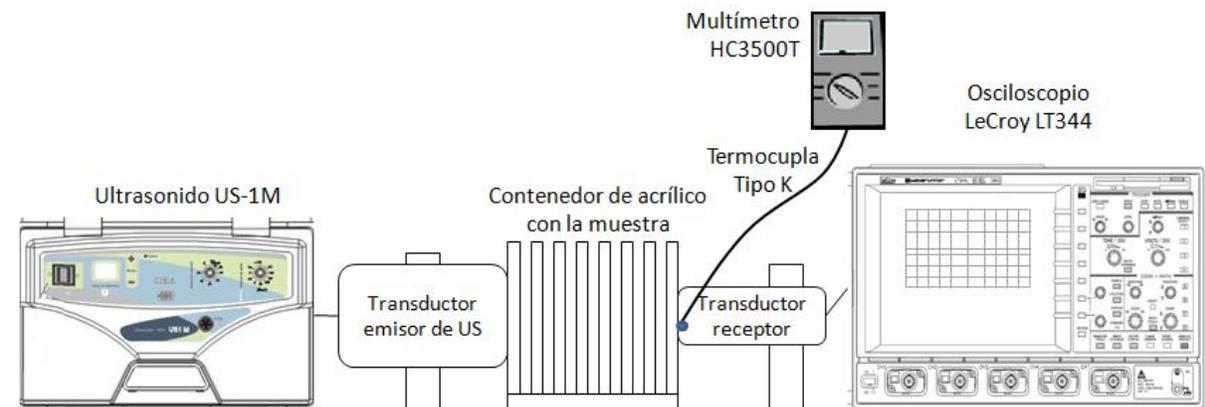


Fig. 20: Esquema del experimento.

Se programó en el ultrasonido los parámetros determinados por el panel de expertos, para las patologías descritas como crónicas que fueron pulsatibilidad 100 %, intensidad 1,5 watts/cm² y los parámetros determinados para patologías descritas como agudas fueron pulsatibilidad 48%, intensidad 0,75 watts/cm².

Previo a las mediciones, se calibró el osciloscopio. En la cara anterior del osciloscopio (Fig. 11) hay dos diales principales TIME/DIV y VOLTS/DIV, con los cuales se ajustan los valores de la escala horizontal y vertical usadas en la pantalla, respectivamente. La escala horizontal se mide en ms/div, mientras que la escala vertical se mide a través de mV/div. El trigger level o nivel de disparo, es un indicador que se ubica al costado de la pantalla, al modificar este indicador, lo que se hace es seleccionar un punto dentro de la amplitud de la onda con la que comienza la señal visualizada en el osciloscopio. Es importante que el nivel de disparo sea inferior al valor peak de la señal a representar, para que esta señal quede correctamente sincronizada, es decir, para que se vea una traza estable y contenida en la pantalla del osciloscopio.

Se iniciaron las mediciones al aplicar el ultrasonido a la muestra durante tres minutos, al término de este tiempo se registra la energía mecánica captada por el transductor receptor, el cuál transforma ésta energía a una señal eléctrica (voltaje), la cual es presentada y medida en un osciloscopio (Anexo 12), luego se dejó de emitir

durante dos minutos (tiempo necesario para que la muestra vuelva a su condición basal de temperatura). Nuevamente se aplica ultrasonido durante tres minutos para medir la temperatura mediante una termocupla tipo K conectada Multímetro HC-3500T. La temperatura se registró en grados Celcius al inicio y al término de la emisión del ultrasonido. Una vez más se dejó de emitir ultrasonido durante dos minutos, para simular el reposo.

Para el siguiente corte a 3 cm de espesor de la muestra, el posicionador número dos se giro 31 veces, es decir se movilizó dos centímetros y luego se realizaron nuevamente las mediciones. Para el corte de 1 cm de espesor de la muestra, se mantuvo el posicionador dos en esa posición y el posicionador uno se movilizó dos centímetros, previamente demarcados en la mesa de trabajo.

Los resultados se registraron directamente en el programa Excel.

5.8. Definición de variables

Las variables quedan resumidas y clasificadas en la Tabla 6.

Tabla 6: Tabla de variables.

Tipos de variables	Variables	Subvariables	Definición conceptual	Definición operacional
Independientes	Energía mecánica emitida por el transductor de ultrasonido terapéutico	Pulsatibilidad	Corresponde a la proporción de la emisión de la onda ultrasónica en relación al tiempo que no se emite. Se puede expresar como porcentaje, por ejemplo 20% de pulsatibilidad significa que en un periodo de tiempo, el 20% del tiempo se emite y el 80% no se emite, generalmente corresponde a un pulso de 2ms y una pausa de 8ms; si el ciclo de trabajo es del 100% implica que el ultrasonido está liberando energía el 100% del tiempo y es lo mismo que el ultrasonido continuo (Cameron, 2003).	48% (pulso de 4,8 ms y pausa de 5,2 ms) utilizando parámetros agudos y 100% (emisión continua) en parámetros crónicos.
		Intensidad	Potencia por unidad de área del transductor de ultrasonido, expresado en W/cm ² (Cameron, 2003).	0,75 W/cm ² utilizando parámetros agudos y 1,5 W/cm ² utilizando parámetros crónicos.
	Distancia		Intervalo que separa dos puntos del espacio (Bender, 2003).	1 cm, 3 cm y 5 cm entre la superficie de la piel y un punto a una profundidad transversal a ella, punto en el cual se registrarán las mediciones.

Dependientes	Energía mecánica aparente expresada en potencial eléctrico (voltaje)	El Voltaje es la medición de la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos, es decir, indica cuanta energía necesita una partícula (por unidad de carga) para moverse desde un punto a otro dentro de un campo eléctrico. (Wolf y Smith, 1992).	El osciloscopio mide el valor eficaz (Vrms) de la señal eléctrica recibida.
	Temperatura	Medida de la energía cinética de traslación promedio, por molécula de una sustancia (Hewitt, 2004). Su unidad en el Sistema Internacional es el kelvin (K) sin embargo la escala termodinámica de Celsius está subdividida en la misma escala que la de Kelvin, pero su punto cero está reemplazado por 273,15 (Watson, 2009).	Se registró la variación temperatura. Para ello, se midió la temperatura de la muestra en la distancia correspondiente antes de la aplicación de US y la temperatura una vez finalizada la aplicación. Finalmente se calculó la diferencia entre la temperatura inicial y final.

5.9. Análisis estadístico

Se realizó estadística descriptiva, tales como media, desviación estándar y rango, debido a que son variables cuantitativas.

Se realizó el test de normalidad Kolmogorov–Smirnov. Posteriormente los datos fueron analizados con T de Student para muestras relacionadas, y T de Student para muestras independientes con la finalidad de determinar diferencias ($P < 0,05$).

Para responder a las Hipótesis y los objetivos de correlación, se utilizó el índice de correlación de Pearson, entre la variación de la temperatura y la energía mecánica.

Para una mejor interpretación se muestran gráficos de dispersión, en las correlaciones.

Para estos análisis y construcción de gráficos se utilizó el software SPSS 15.0 y Excel 2010.

6. RESULTADOS

6.1. Comparación de energía mecánica aparente y variación de la temperatura en las muestras.

Para observar las tendencias de las variables se realizaron estadísticas descriptivas, en las muestras a 1 cm, 3 cm y 5 cm de distancia en tejido de cerdo post mortem inmediato (Anexo 13, 14 y 15).

6.1.1. Energía mecánica aparente

Al medir la energía mecánica aparente se encontró que, al utilizar parámetros agudos, la energía expresada en mV registró una media de 34,5 mV \pm 5,4 a 1 cm; 26,7 mV \pm 5,3 a 3 cm y 15,8 mV \pm 4,1 a 5 cm de distancia. Se compararon las energías en mV que llegan a 1 cm y 3 cm, 1 cm y 5 cm, 3 cm y 5 cm. Se encontró que a 1 cm hay

mayor energía que a 3 cm, y que a 3 cm hay mayor energía que a 5 cm (Gráfico 2, n=70, p<0,05).

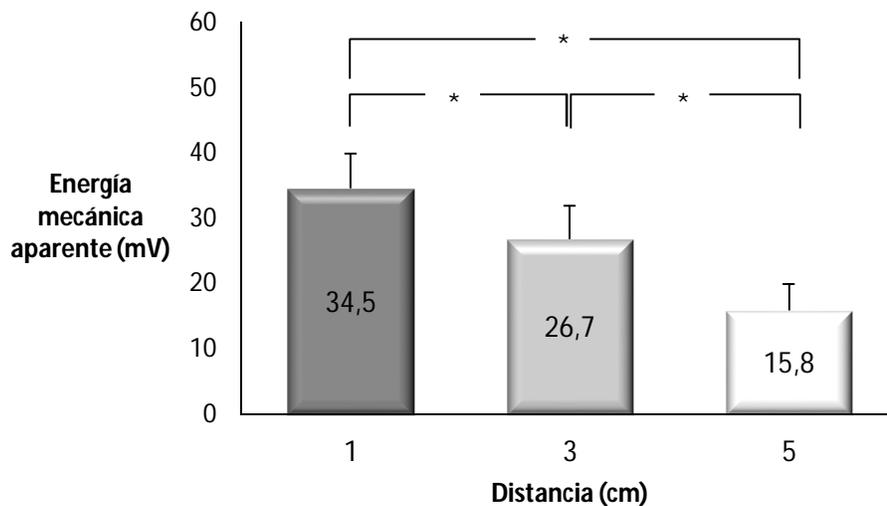


Gráfico 2: Energía mecánica aparente con parámetros agudos entre las distancias 1 cm, 3 cm y 5 cm .
*: Existe diferencia entre los valores (p<0,05).

Al medir la energía mecánica aparente se encontró que, al utilizar parámetros crónicos, la energía expresada en mV registró una media de 53 mV \pm 3,5 a 1 cm, 38 mV \pm 3,4 a 3 cm y 23,5 mV \pm 2,5 a 5 cm de distancia. Se compararon las energías que llegan a 1 cm y 3 cm, 1 cm y 5 cm, 3 cm y 5 cm. Se encontró que a 1 cm hay mayor

energía que a 3 cm, y que a 3 cm hay mayor energía que a 5 cm (Gráfico 3, n=70, p<0,05).

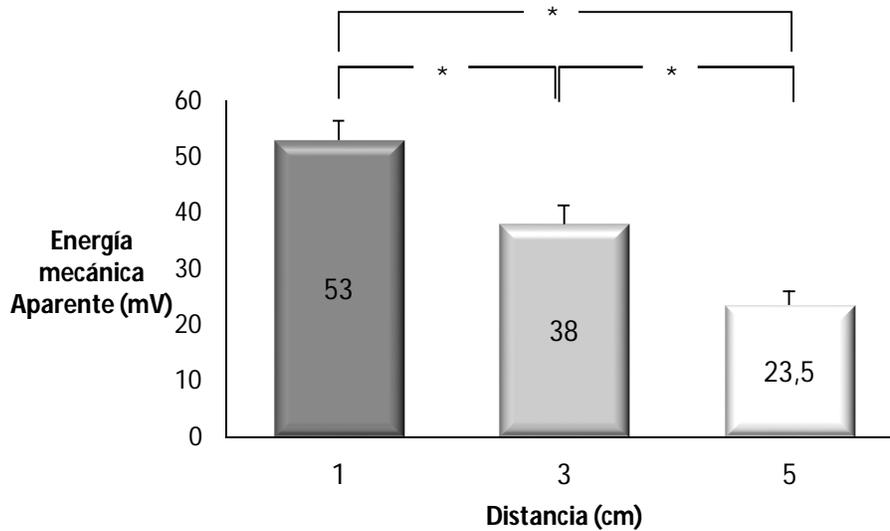


Gráfico 3: Energía mecánica aparente con parámetros crónicos entre las distancias 1 cm, 3 cm y 5 cm .
*: Existe diferencia entre los valores (p<0,05).

Al comparar los parámetros agudos y crónicos, se encontró que la energía mecánica aparente registrada en el grupo con parámetros crónicos siempre fue mayor que la registrada en el grupo con parámetros agudos, en todas las distancias (Gráfico 4, n=70, p<0,05).

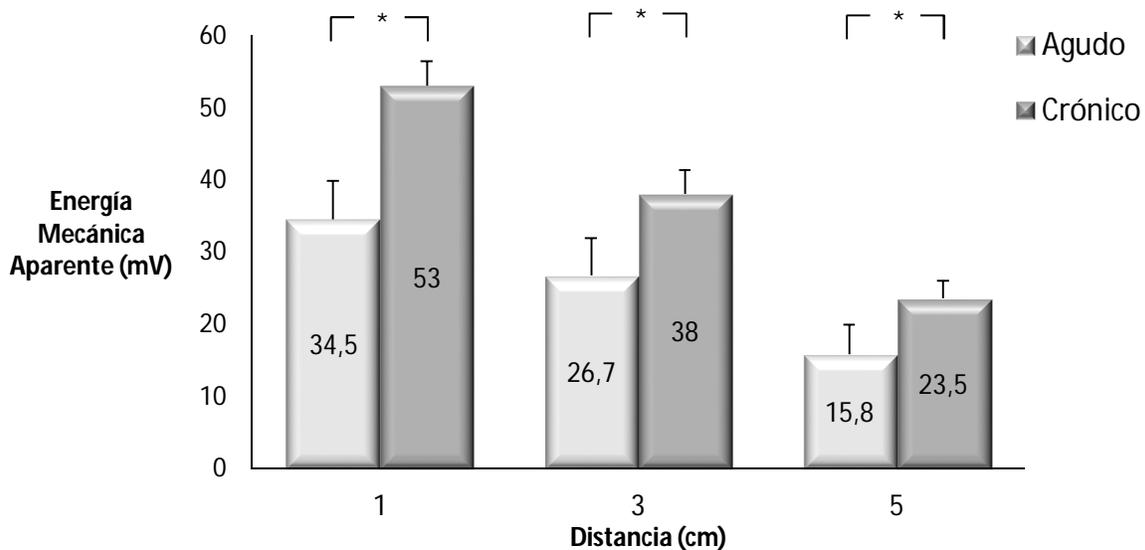


Gráfico 4: Energía mecánica aparente con parámetros agudos y crónicos a las distancias 1 cm, 3 cm y 5 cm. *: Existe diferencia entre los valores ($p < 0,05$).

6.1.2. Temperatura

Al medir la variación de temperatura se encontró que, al utilizar parámetros agudos, la variación expresada en $^{\circ}\text{C}$ registró una media de $1,4^{\circ}\text{C} \pm 0,5$ a 1 cm; $1,1^{\circ}\text{C} \pm 0,5$ a 3 cm y $0,9^{\circ}\text{C} \pm 0,3$ a 5 cm de distancia. Se compararon las variaciones de temperatura que llegan a 1 cm y 3 cm, 1 cm y 5 cm, 3 cm y 5 cm. Se encontró que a mayor distancia existe menor variación de temperatura (Gráfico 5, $n=70$, $p < 0,05$).

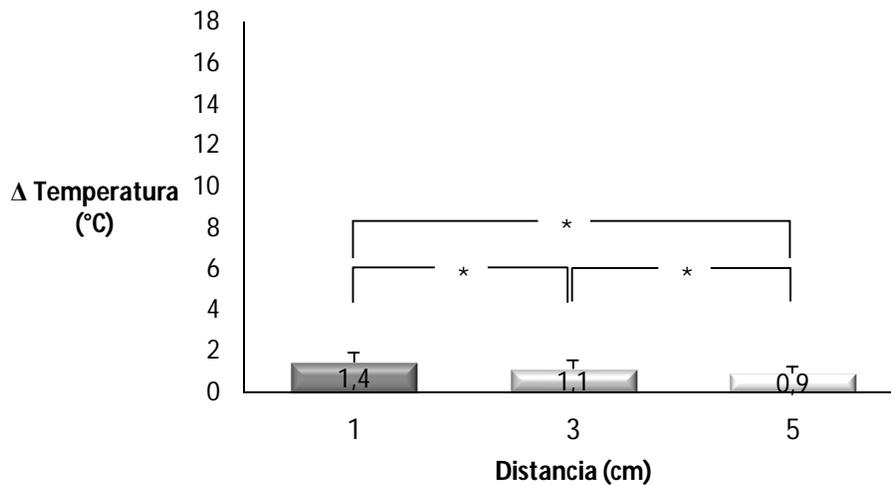


Gráfico 5: Variación de la temperatura con parámetros agudos a las distancias 1 cm, 3 cm y 5 cm.
 *: Existe diferencia entre los valores ($p < 0,05$).

Al medir la variación de temperatura se encontró que, al utilizar parámetros crónicos, la variación expresada en °C registró una media de $13^{\circ}\text{C} \pm 3,4$ a 1 cm; $7^{\circ}\text{C} \pm 2,1$ a 3 cm y $3,7^{\circ}\text{C} \pm 1,2$ a 5 cm de distancia. Se compararon las variaciones de temperatura que llegan a 1 cm y 3 cm, 1 cm y 5 cm, 3 cm y 5 cm. Se encontró que a mayor distancia existe menor variación de temperatura (Gráfico 6, $n=70$, $p < 0,05$).

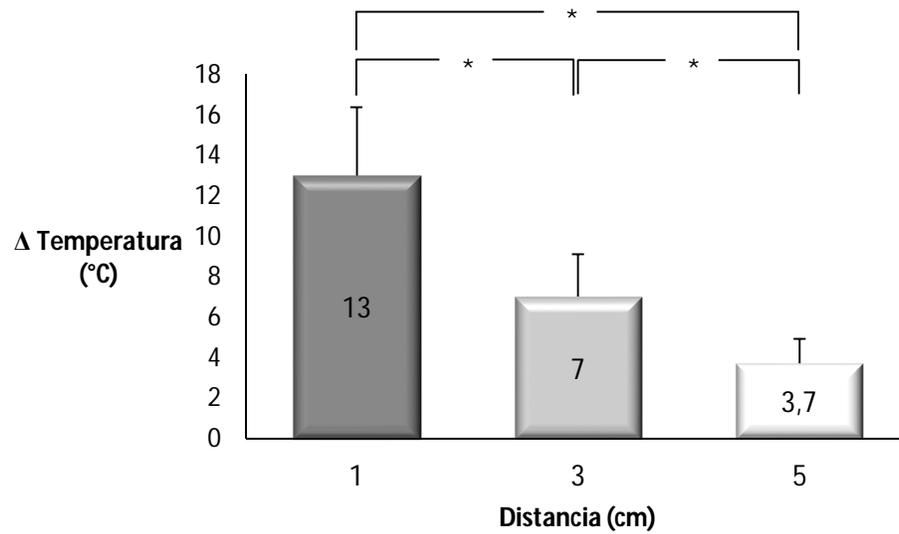


Gráfico 6: Variación de la temperatura con parámetros crónicos a las distancias 1 cm, 3 cm y 5 cm.
 *: Existe diferencia entre los valores ($p < 0,05$).

Al comparar los parámetros agudos y crónicos, se encontró que la variación de temperatura registrada en el grupo con parámetros crónicos siempre fue mayor que la registrada en el grupo con parámetros agudos, en todas las distancias (Gráfico 7, $n=70$, $p < 0,05$).

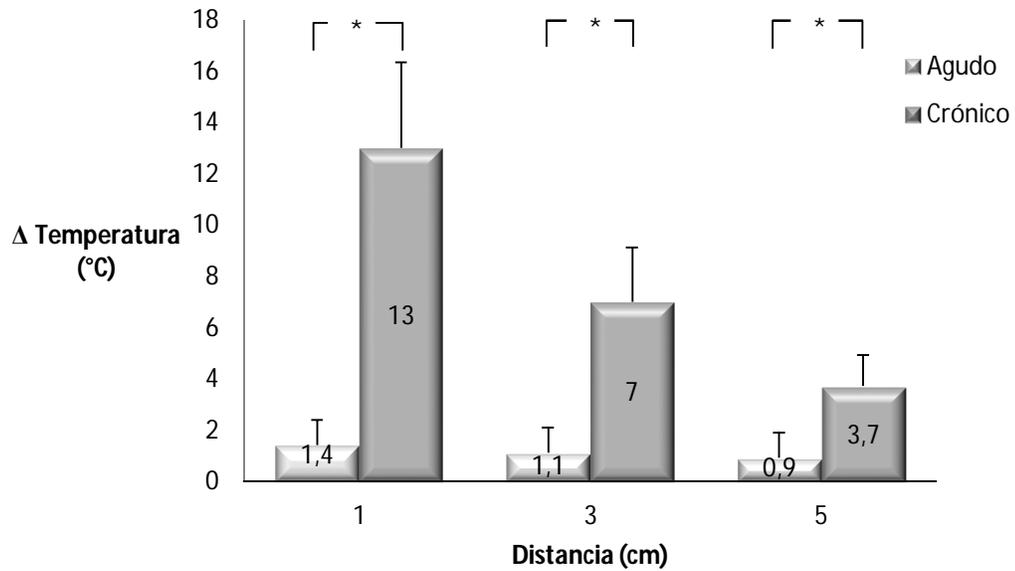


Gráfico 7: Variación de temperatura con parámetros agudos y crónicos a las distancias 1 cm, 3 cm y 5 cm

*: Existe diferencia entre los valores ($p < 0,05$).

Al comparar las temperaturas iniciales entre parámetros crónicos y agudos se observó que no existen diferencias entre 1 cm agudo y 1 cm crónico (Gráfico 8, $n=70$, $p=0,47$), 3 cm agudo y 3 cm crónico (Gráfico 8, $n=70$, $p=0,63$), 5 cm agudo y 5 cm crónico (Gráfico 8, $n=70$, $p=0,77$).

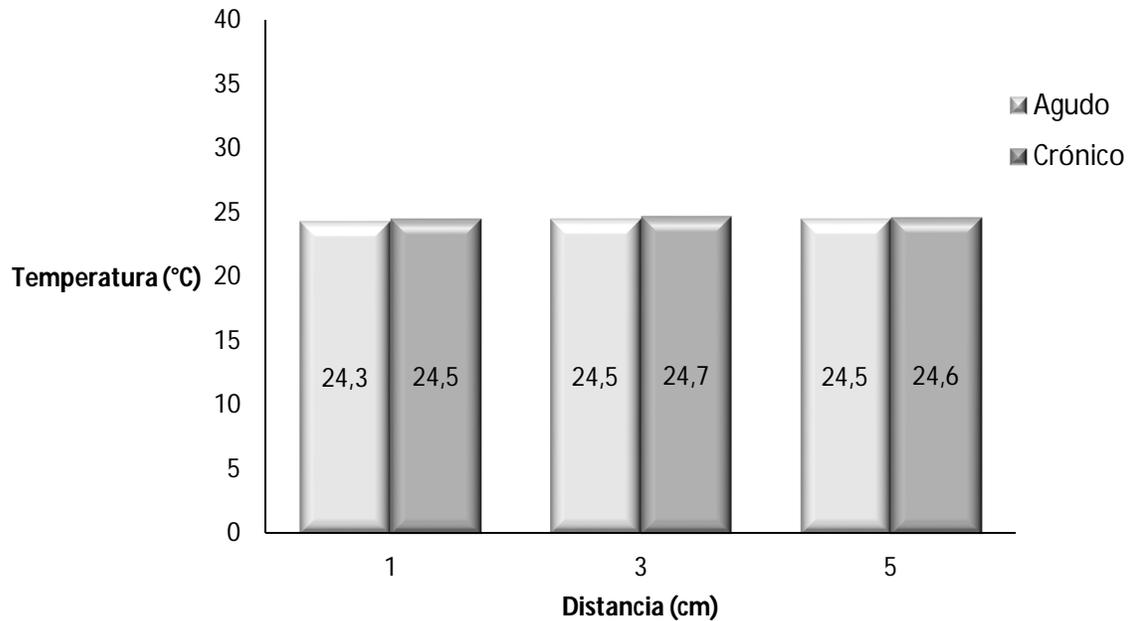


Gráfico 8: Temperatura inicial a 1 cm, 3 cm y 5 cm de distancia entre ambos grupos. No hay diferencias entre los valores ($p > 0,05$).

6.2. Relación entre la energía mecánica aparente y variación de temperatura

Para estudiar la correlación entre el voltaje y la variación de temperatura en cada grupo, se realizó primero un gráfico de dispersión y luego se calculó el índice de correlación de Pearson para saber la intensidad de la correlación.

Podemos observar que no existe una tendencia de relación entre las variables energía mecánica aparente y variación de temperatura en el grupo agudo. El índice de correlación de Pearson indica que existe una relación de baja magnitud entre las variables (Gráfico 9, $n=70$, $r=0,413$).

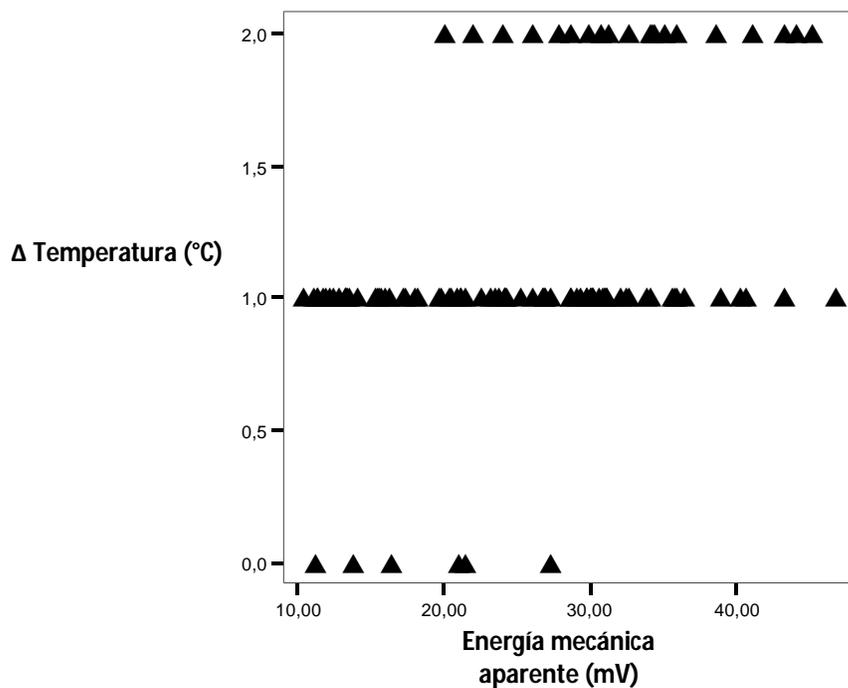


Gráfico 9: Gráfico de dispersión entre la energía mecánica aparente y la variación de temperatura en el grupo agudo.

Se observa que existe una tendencia hacia una relación directamente proporcional entre las variables energía mecánica aparente y variación de temperatura en el grupo crónico. La correlación de Pearson indica que existe una relación de alta magnitud entre las variables (Gráfico 10, $n=70$, $r=0,816$).

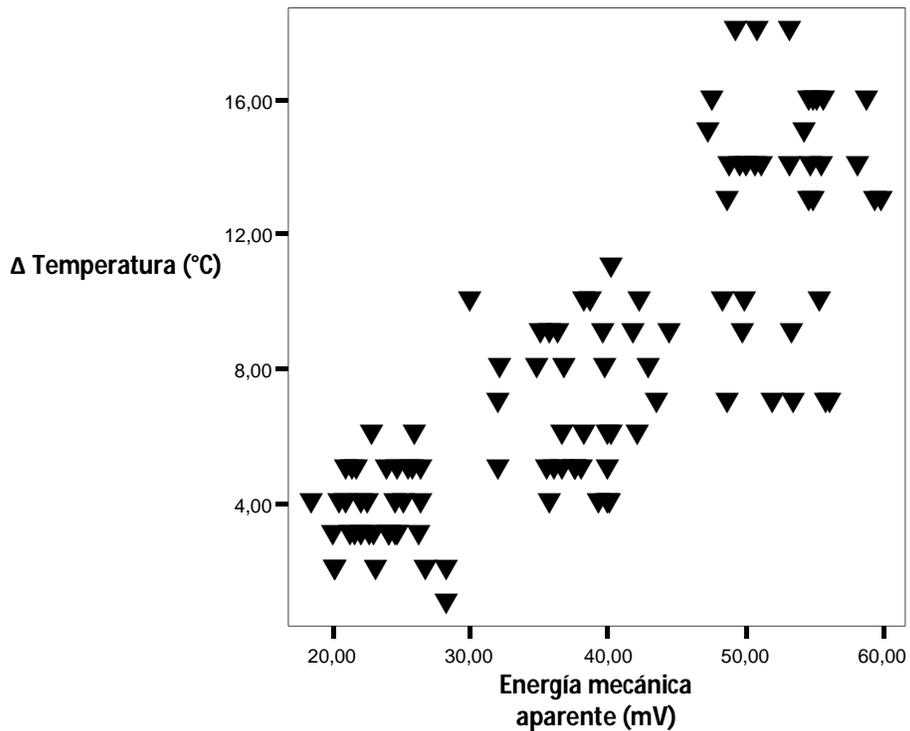


Gráfico 10: Gráfico de dispersión éntrela energía mecánica aparente y la variación de temperatura en el grupo crónico.

7. DISCUSIÓN

La terapia con ultrasonidos es una modalidad fisioterapéutica realizada frecuentemente por profesionales capacitados como lo son los kinesiólogos y se utiliza como tratamiento de diversas alteraciones musculoesqueléticas. Si bien existe evidencia bibliográfica que estudia la atenuación del ultrasonido terapéutico en el tejido y sus aumentos de temperatura (Draper y cols., 1998; Koch y cols., 2009), se presenta la interrogante de cuánta energía mecánica reciben las muestras y cuánto varía la temperatura, para compararla a diferentes distancias y establecer su relación.

Para utilizar valores dentro del rango terapéutico se realizó una encuesta (Anexo 8) a kinesiólogos profesionales, la cual registró los valores de intensidad y pulsatibilidad más utilizados en el ámbito clínico para patología aguda y crónica. Los datos registrados (Anexo 9) señalan una elevada desviación estándar, reflejando alta variabilidad en los parámetros utilizados entre los kinesiólogos. Por ésta razón no se utiliza la media aritmética como medida de centralización, ya que no es representativa,

en su lugar empleamos la moda (Patología aguda: 0,8 W/cm² y 50%; Patología crónica: 1,5 W/cm² y 100%). Un estudio que realizó un cuestionario a fisioterapeutas en Brasil con preguntas relacionadas a los procedimientos aplicados durante el uso del ultrasonido terapéutico obtuvo similares resultados en cuanto a las intensidades más utilizadas, 0,5 a 1,5 W/cm², además los fisioterapeutas utilizaban la modalidad pulsada y continua (Ferrari y cols., 2010).

Para cuantificar la energía mecánica del ultrasonido se escogió tejido de cerdo post mortem inmediato, es decir no más allá de tres horas una vez faenado el animal, de este modo se evita la formación de canales de goteo lo cuales generan excesiva pérdida de líquido (Lawson, 2004).

Se mantuvo el tejido de cerdo postmortem en contenedor con hielo seco, evitando de esta forma que la temperatura influyera en menor medida en la velocidad de la glucólisis anaeróbica, ya que a temperaturas elevadas (40°C) aceleran el proceso, mientras que las bajas temperaturas retardan el proceso del descenso de PH (López, 2004).

A pesar de la pérdida de la irrigación sanguínea, disminución del PH y con ello la degradación de proteínas en el tejido de cerdo postmortem, cabe destacar que las

proteínas que tardan más en degradarse durante este proceso son el colágeno y la elastina (Belitz y cols., 1997; Fennema, 2000). Por lo tanto la falta de flujo sanguíneo influirá en menor medida en la variación de temperatura durante la emisión del haz ultrasónico en el tejido, debido a que este posee mayor coeficiente de absorción en piel, tendón y cartílago (Cameron, 2003), produciéndose mayor disipación de calor en tejido superficial, dermis y epidermis la cual presenta abundante contenido de colágeno (Cheng y cols., 2011).

El promedio del espesor del tejido hipodérmico obtenidos en nuestro estudio piloto fue de 17,4 mm \pm 0,9 para las muestras de tejido post mortem; correspondiente a la zona del muslo y glúteo del cerdo; mientras que el espesor promedio tejido hipodérmico en humanos corresponden a 13,3 mm \pm 4,9 (Ying, 2002); con lo cual podemos deducir que el espesor promedio de tejido hipodérmico, entre humano y cerdo, son semejantes.

7.1. Energía mecánica aparente

Nuestros resultados demuestran que la energía mecánica aparente disminuye a medida que aumenta la distancia. Probando de esta manera que la energía mecánica es inversamente proporcional a la cantidad de tejido que debe atravesar la onda ultrasónica. Este resultado se explica porque siempre que la onda ultrasónica se propaga en un material atenuante como el tejido, la amplitud de la onda disminuye con la distancia. Esta atenuación se debe a la absorción y el scattering. La absorción es un mecanismo que representa la parte de la energía de las ondas que se convierte en calor (disipación) y el scattering se puede considerar como la parte que cambia de dirección, ya sea por refracción o por reflexión (O'Brien, 2007). Además como las ondas ultrasónicas son ondas tridimensionales y al emitirse viajan radialmente desde el emisor, cuanto mayor es la distancia desde la fuente de la onda, mayor es el área sobre la cual se distribuye la potencia de la onda y menor es la intensidad (Sears y Zemansky, 2009).

Nuestros resultados demuestran que al entregar menor intensidad y pulsatibilidad a la muestra se registra significativamente menos energía mecánica aparente en el tejido en todas las distancias que fueron medidas. Debido a que la intensidad que se aplica al tejido es menor, las partículas de las muestras se moverán con menor amplitud y la

energía que se propaga por éstas partículas será absorbida y convertida en calor por los tejidos más rápidamente (O'Brien, 2007).

7.2. Variación de la temperatura

Uno de los objetivos que se busca con la terapia ultrasónica es el efecto térmico. En este estudio se registró la variación de temperatura, previa observación de la temperatura inicial de la muestra y la temperatura final de la muestra una vez aplicado el ultrasonido. Al comprobar que no existía diferencia significativa entre las temperaturas iniciales entre los grupos, se demuestra que todas las muestras tenían iguales condiciones basales, haciendo más confiable los resultados de este estudio.

Nuestros resultados demuestran que la variación de temperatura disminuye a medida que aumenta la distancia. Probando de esta manera que la variación de temperatura es inversamente proporcional a la distancia de penetración de la onda ultrasónica. Esto se contradice con la definición de termoterapia profunda a la cual pertenece el ultrasonido terapéutico, que dice que este tipo de agentes pueden aumentar la temperatura de las estructuras a distancias de 3 a 5 cm, sin sobrecalentamiento de la piel y los tejidos subcutáneos (Garrett y cols, 2000). Además,

la variación de temperatura fue mayor en el grupo crónico, en todas las distancias en las que se registraron los valores.

Nuestros resultados demuestran que las variaciones de temperatura para el grupo agudo fluctúan en promedio entre 0,9 a 1,4°C. Garrett sugiere que un aumento de temperatura óptima con el fin de causar un efecto de termoterapia en los tejidos, debe ser de 2 a 4°C (Garrett y cols., 2000). Si bien los promedios de las variaciones de temperatura obtenidas por el grupo agudo son las que generalmente se consideran como terapéuticas, no se debe dejar de lado que en este experimento se utilizó la técnica estacionaria, la cual no es recomendable para la práctica clínica, pero se utiliza aquí para permitir el control de medidas de energía y temperatura. Por lo tanto, con ésta técnica se esperaba obtener temperaturas mayores a las que se registrarían si el US fuera móvil.

7.3. Correlación entre el efecto mecánico y efecto térmico

A través de nuestros resultados, observamos que la variación de energía mecánica aparente entregada a los tejidos post mortem tiene una relación de baja magnitud con la variación de temperatura, en el grupo de muestras que se utilizó parámetros agudos.

Esto es porque al utilizar US pulsado, el tiempo del pulso en el cual no se emite onda es suficiente para que el calor se disperse y no aumente la temperatura en la muestra y además la energía mecánica aparente que registra el osciloscopio es menor. Sin embargo en las muestras a las que se les aplica parámetros crónicos existe una relación de alta magnitud entre la variación de energía mecánica aparente y la variación de energía térmica, siendo ésta directamente proporcional, esto es porque al utilizar ultrasonido continuo, el tiempo de emisión de energía mecánica es constante, sin dar tiempo de pausa para que el calor se disperse y el tejido baje su temperatura.

8. CONCLUSIÓN

Los resultados del presente estudio muestran que la distancia y variación de temperatura se relacionan de manera inversa. Debido a que se afectan primero las capas superficiales tisulares y después las profundas, de manera dosis-dependiente, se puede concluir que el ultrasonido terapéutico se presenta como una modalidad de termoterapia superficial y no profunda.

La relación inversa entre energía mecánica aparente y distancia, así como la relación directa entre variación de temperatura y energía mecánica aparente nos permite concluir que los efectos mecánicos y térmicos no se pueden separar, solo se puede disminuir el efecto térmico al aumentar los períodos de interrupción entre los pulsos ultrasónicos, pero ocasionando inevitablemente una disminución proporcional de los efectos mecánicos.

A menor intensidad y mayor interrupción entre los pulsos ultrasónicos, se produce menor entrega de energía mecánica aparente y variación de la temperatura, por lo tanto los efectos mecánicos y térmicos sobre el tejido disminuyen. Al contrario, a mayor intensidad y pulsatibilidad existe mayor entrega de energía y variación de la temperatura, por lo cual aumentan los efectos mecánicos y térmicos.

9. BIBLIOGRAFÍA

1. Aldrich J. Basic physics of ultrasound imaging. *Crit Care Med* 2007; 35 (5): 131-137.
2. Amman J, Galaz B. Sound velocity determination in gel-based emulsions. *Ultrasonics* 2003; 41:569–579.
3. Annaidh N, Ottenio A, Bruyère K. Mechanical Properties of Excised Human Skin. *6th World Congress of Biomechanics* 2010; 31(3):1000–1003.
4. Bender T. *Discussion-Based Online Teaching to Enhance Student Learning: Theory, Practice and Assessment*. 1^a ed. Sterling: Stylus Publishing; 2003.
5. Belitz HD, Grosch W. *Química de los alimentos*. 2a ed. Zaragoza: Acribia; 1997.
6. Bradley H, Merrick M, Sandrey M. Three-MHz Ultrasound Heats Deeper Into the Tissues Than Originally Theorized. *Journal of Athletic Training* 2004; 39(3):230-234.
7. Bueche F. *Física general*. 9^{na} ed. México DF: McGraw-Hill; 2001.

8. Callister W. Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales. 3^{ra} ed. Barcelona: Reverté; 1996.
9. Cameron M. Physical Agents in Rehabilitation. 2^{da} ed. Missouri: Elsevier; 2003.
10. Chacón F. Electrotecnia: fundamentos de ingeniería eléctrica. 1^a ed. Madrid: Publicaciones Universidad Pontifice Comillas; 2003.
11. Cheng W, Yan-hua R, Fang-gang N, Guo-an Z. The content and ratio of type I and III collagen in skin differ with age and injury. African Journal of Biotechnology 2011; 10(13): 2524-2529.
12. Chilibon I. Ultrasound transducer for medical therapy. Sensors and Actuators 2008; 142: 124–129.
13. Cromer A. Física para las ciencias de la vida. 2^{da} ed. Barcelona: Reverté; 1998.
14. Cúpich M, Elizondo F. Actuadores piezoeléctricos. Ingenierías 2000; 3:22-28.
15. Curie J, Curie P. Développement par compression de l'électricité polaire dans les cristaux hémidres a faces inclinés. Comptes Rendus de l'Académie des Sciences 1880; 91:294-295.
16. Demir H, Yaray S, KirnapM, Yaray K. Comparison of the effects of laser and ultrasound treatments on experimental wound healing in rats. Journal of Rehabilitation Research & Development 2004; 41(5):721-727.

17. Draper D, Harris S, Schulthies S. Hot-Pack and 1-MHz Ultrasound Treatments Have an Additive Effect on Muscle Temperature Increase. *Journal of Athletic Training* 1998; 33: 21-24.
18. Draper D, Schulthies S, Sorvisto P. Temperature changes in deep muscles of humans during ice and ultrasound therapies: an in vivo study. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995; 21(3):153-7.
19. Draper D, Sunderland S, Kirkendall D. A Comparison of Temperature Rise in Human Calf Muscles following Applications of Underwater and Topical Gel Ultrasound. *JOSPT* 1993; 17(5):247-251.
20. Duarte L. The stimulation of bone growth by ultrasound. *Arch Orthop Truma Surg* 1983; 101:153-159.
21. Dyson M. Stimulation of tissue repair by ultrasound: a Surrey of the mechanisms involved. *Physioterapy* 1978; 64(4):105-108.
22. Fennema O. *Química de los alimentos*. 2ª ed. Zaragoza: Acribia; 2000.
23. Ferrari C, Andrade M, Adamowsk J. Evaluation of therapeutic ultrasound equipments performance. *Ultrasonics* 2010; 50:704-709.
24. Freitas L, Freitas T, Silveira P. Effect of therapeutic pulsed ultrasound on parameters of oxidative stress in skeletal muscle after injury. *Cell Biology International* 2007; 31:482-488.

25. Garrett C, Draper D, Knight K. Heat Distribution in the Lower Leg from Pulsed Short-Wave Diathermy and Ultrasound Treatments. *Journal Athletic Training* 2000; 35(1):50-55.
26. Giancoli, D; Campos V. Física: principios con aplicaciones, Volumen 2. 6^{ta} ed. México: Pearson; 2006.
27. Gilmore C. Instrumentos de medida eléctrica. 1^{ra} ed. Barcelona: Reverté; 2002.
28. Hayes, B., Merrick, M., & Sandrey, M. (2004). Three-MHz Ultrasound Heats Deeper Into the Tissues Than Originally Theorized. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 230-234.
29. Hsu CH, Teng HY, Chen YJ. Relationship Between Ultrasonic Characteristics and Mechanical Properties of Tempered Martensitic Stainless Steel. *Journal of Materials Engineering and Performance* 2004; 13(5): 593-599.
30. Hsieh Y. Effects of Ultrasound and Diclofenac Phonophoresis on Inflammatory Pain Relief: Suppression of Inducible Nitric Oxide Synthase in Arthritic Rats. *Physical Therapy* 2006; 86(1):39-49.
31. Ibañez P, García G. Matemáticas II. 1^a ed. México DF: Cengage Learning Editores, 2010.
32. Kane J, Morton M. Sternheim. Física. 2^{da} ed. Barcelona: Reverté; 2004.

33. Koch T, Lakshmanan S, Brand S. Sound velocity and attenuation of porcine loin muscle, backfat and skin. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, 96-99.
34. Lawson M. The role of integrin degradation in post-mortem drip loss in pork. Meat Science 2004; 68:559-566.
35. LeCroy Corporation. «Waverunner™ Operator's manual.» New York: Editorial LeCroy Corporation, 2002.
36. Leung M, Ng G. Effect of ultrasound on acute inflammation of transected medial collateral ligaments. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2004; 85(6):963-966.
37. Liu Y, Chen J, Shang H. Light Microscopic, Electron Microscopic, and Immunohistochemical Comparison of Bama Minipig (*Sus scrofa domestica*) and Human Skin. Comparative Medicine 2010; 60(2):142-148.
38. López R, Vanaclocha A. Tecnología de Mataderos. 1° ed. Madrid: Aedos; 2004.
39. López-Haro SA, L. Leija, L. Favari, A. Vera. Measurement of Ultrasonic Properties into Biological Tissues in the Hyperthermia Temperature Range. Elsevier, Physics Procedia 2010; 3:551-558.
40. Low J, Reed A. Physical principles explained. Boston: Butterworth Heinemann, 1994.

41. Martín Cordero JE. Agentes Físicos terapéuticos. 1ª ed. La Habana: Editorial Ciencias Médicas; 2008.
42. Martínez Álvarez R, Rodríguez Yunta M. Química: un proyecto de la American Chemical Society. 1ª ed. Barcelona: Reverté; 2005.
43. Martínez Morillo M, Pastor Vega JM, Sánchez Portero F. Manual de medicina física. 1º ed. Madrid: Harcourt Brace, 1998.
44. Meyer W, Neurand K. Collagen fibre arrangement in the skin of the pig. *J Anat* 1982; 134(1):139-148.
45. Meyer W, Neurand K. The distribution of enzymes in the skin of the domestic pig. *Laboratory Animals* 1976; 10:237-247.
46. Minoru O, Nakano J, Kataoka H. Effects of Therapeutic Ultrasound on Joint Mobility and Collagen Fibril Arrangement in the Endomysium of Immobilized Rat Soleus Muscle. *Ultrasound in Medicine & Biology* 2009; 35(2):237-244 .
47. Mitchell S, Trowbridge C, Fincher L, Cramer J. Effect of diathermy on muscle temperature, electromyography, and mechanomyography. *Muscle nerve* 2008; 38(2): 992-1004.
48. Møller j, Poulsen T, Wulf H. Epidermal Thickness at Different Body Sites: Relationship to Age, Gender, Pigmentation, Blood Content, Skin Type and Smoking Habits. *Acta Derm Venereol* 2003; 83:410-413.

49. Moritz A, Henriques F. Studies of thermal injury. II. The relative importance of time and surface temperature in the causation of cutaneous burns. *American Journal of Pathology* 1947; 23:695-720.
50. Morón O, Zamorano L. Pérdida por goteo en diferentes carnes crudas. *Arch Latinoam Prod Anim* 2003; 11(2):125-127.
51. Morris G, Hoppewell J. Epidermal cell kinetics of the pig: a review. *Cell Tissue Kinet* 1990; 23:271-278.
52. Munting E. Ultrasonic therapy for painful shoulders. *Physiotherapy* 1978; 64(6):180-181.
53. Nadler S, Weingand K, Kruse R. The Physiologic Basis and Clinical Applications of Cryotherapy and Thermotherapy for the Pain Practitioner. *Pain Physician* 2004; 7:395-399.
54. Niu H, Shao X. The study of ultrasound speed and microstructure parameters in cancellous bone during decalcification. *Bone* 2010; 47(3) :408-409.
55. O'Brien W. Ultrasound: biophysics mechanisms. *Progress in Biophysics and Molecular Biology* 2007; 93:212-255.
56. Okita M, Nakano J, Katoka H, Sakamoto J, Origuchi T, Yoshimura T. Effects of Therapeutic Ultrasound on Joint Mobility and Collagen Fibril Arrangement in the Endomysium of Immobilized Rat Soleus Muscle. *Ultrasound in Medicine and Biology* 2009;35(2):237-244.

57. Olías E, Barrado A. Manual de Prácticas: Electrónica Industrial. Madrid: Liber Factory, 2010.
58. Olympus NDT. Ultrasonic transducer, technical notes. Panametrics-NDT.
59. Ortega D, Seguel S. Historia del ultrasonido: El caso chileno. Revista chilena de radiología 2004; 10(2):89-92.
60. Oshikoya C, Shultz S, Mistry D. Effect of Coupling Medium Temperature on Rate of Intramuscular Temperature Rise Using Continuous Ultrasound. Journal of Athletic Training 2000; 35(4):417-421.
61. Özgönenel L, Aytakin E, Durmuşoğlu G. A Double-Blind Trial of Clinical Effects of Therapeutic Ultrasound in Knee Osteoarthritis. Ultrasound in Medicine & Biology 2009; 35(1):44-49.
62. Pallás Areny R. Sensores y acondicionadores de señal. 4ª ed. Barcelona: Marcombo; 2004.
63. Pineda C, Bernal A, Espinosa R, Hernández C, Marín N, Peña A. Principios Físicos Básicos del Ultrasonido. Rev. chil. reumatol 2009; 25(2):60-66.
64. Plaja J. Analgesia por medios físicos. 1ª ed. Madrid: Mc Graw-Hill Interamericana; 2003.
65. Redondo F, García J, Redondo R. Prácticas de Circuitos Eléctricos. 6ª ed. Bejar: Revide; 2009.G

66. Rescaglio Bustos A. Propagación de una onda ultrasónica en un medio granular no consolidado seco o húmedo sometido a una fuerza de compresión estática normal. Tesis de Graduación para optar al Título profesional de Ingeniero Físico Facultad de Ciencias: Universidad de Santiago de Chile; 2010.
67. Resnick R. Física Vol.1. 3^a ed. México DF: Compañía editorial continental; 2001.
68. Robertson VJ, Ward AR, Jung P. The effect of heat on tissue extensibility: a comparison of deep and superficial heating. Arch Phys Med Rehabil 2005;86(4):819-25.
69. Rodriguez M. Electroterapia en fisioterapia. 2^a ed. Madrid: Panamericana; 2005.
70. Safoora E, Nouredin A, Henschke N, Naghdi S, Van Tulder M. The effect of continuous ultrasound on chronic low back pain: protocol of a randomized controlled trial. BMC Musculoskeletal Disorders 2011; 12:59
71. Schafer A, Rosenvoldb K, Purslowa P, Andersenb H. Physiological and structural events post mortem of importance for drip loss in pork. Meat Science 2002; 61:355-366.
72. Sears F, Zemansky M. Física universitaria. 11^a ed. Addison Wesley; 2009.
73. Segre J. Epidermal barrier formation and recovery in skin disorders. J Clin Invest 2006;116(5):1150–1158.

74. Shen Z, Hu B. Low-frequency low-intensity ultrasound with contrast agent for the treatment of subcutaneous tumors in mice. *Scientific Research and Essays* 2011; 6(26):5579-5585.
75. Sos Bravo I. *Electrónica analógica*. 1ª ed. Barcelona: CEAC; 2006.
76. Speed CA. Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions. *Rheumatology* 2001; 40:1331-1336.
77. Stasinopoulos D, Stasinopoulos I. Comparison of effects of exercise programme, pulsed ultrasound and transverse friction in the treatment of chronic patellar tendinopathy. *Clin Rehabil* 2004; 18(4):347-352.
78. Ter Haar G. Therapeutic applications of ultrasound. *Progress in Biophysics and Molecular Biology* 2007; 93:111–129.
79. Tipler P, Mosca G. *Física para la ciencia y la tecnología: Mecánica, oscilaciones y ondas*. 5ª ed. Barcelona: Reverté; 2005.
80. Vardaxis N, Brans T, Boon M, Kreis R, Marres L. Confocal laser scanning microscopy of porcine skin: implications for human wound healing studies. *J Anat* 1997; 190:601-611.
81. Venus M, Waterman J, McNab I. Basic physiology of the skin. *Surgery* 2010; 469-472.

82. Warden S, Fuchs R, Kessler C, Avin K, Cardinal R, Stewart L. Ultrasound produced by a conventional therapeutic ultrasound unit accelerates fracture repair. *Physical Therapy* 2006; 86(8):1118-1127.
83. Warden S, Metcalf B, Kiss Z, Cook J. Low-intensity pulsed ultrasound for chronic patellar tendinopathy: a randomized, double-blind, placebo-controlled trial. *Rheumatology* 2008; 47:467-471.
84. Watson T. *Electroterapia: Practica Basada En La Evidencia*. 12^a ed. Barcelona: Elsevier; 2009.
85. Wessling K, Devane D, Hylton C. Effects of Static Stretch Versus Static Stretch and Ultrasound Combined on Triceps Surae Muscle Extensibility in Healthy Women. *Physical Therapy* 1987; 67(5):674-679.
86. Wickett R, Visscher M. Structure and function of the epidermal barrier. *American Journal of Infection Control* 2006; 34(10):98-110.
87. Wilson J, Buffa A. *Física*. 5^a ed. México: Prentice Hall; 2003.
88. Wolf S, Smith R. *Guía para mediciones electrónicas y prácticas de laboratorio*. 1^a ed. México: Pearson; 1992.
89. Wróbel G, Pawlak S. A comparison study of the pulse-echo and through-transmission ultrasonics in glass/epoxy composites. *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering* 2007; 22:51- 54.

90. Ying J. Automatic Measurement of Human Subcutaneous Fat with Ultrasound. Thesis the degree of Master of applied science Faculty of Graduate Studies: University of British Columbia; 2002.
91. Zak M, Kuroпка P, Kobielarz M, Dudek A. Determination of the mechanical properties of the skin of pig foetuses with respect to its structure. Acta of Bioengineering and Biomechanics 2011; 13(2):37-43.

10. ANEXOS

1. Definición de onda

Una onda es una perturbación en un medio que se propaga a través del mismo a una velocidad constante, según las características del medio (Cromer, 1998), transportando sólo energía y cantidad de movimiento, no materia (Bueche, 2001). Las partículas del medio se mueven distancias pequeñas con respecto a sus posiciones previas, sin experimentar un desplazamiento neto en la dirección del viaje de la onda; éste movimiento suele ser repetitivo o periódico. El sonido corresponde a una onda mecánica (Resnick, 2001).

Ondas mecánicas

Son aquellas que viajan a través de un medio deformable o elástico. Se originan cuando cierta parte del medio se desplaza de su posición normal y queda liberada.

Debido a las propiedades elásticas del medio, la perturbación se propaga a través de éste. A nivel microscópico, propiedades mecánicas tales como las fuerzas entre los átomos son las causantes de la propagación de las ondas mecánicas (Resnick, 2001).

Tipos de ondas mecánicas

Las ondas mecánicas se pueden clasificar de diferentes maneras, un tipo de clasificación considera cómo se relaciona la dirección del movimiento de las partículas de materia con la dirección de propagación de la onda, es así como se obtienen ondas transversales y longitudinales.

- **Ondas transversales:** Es una onda en la que el movimiento de las partículas es perpendicular a la dirección de propagación de la onda. Por ejemplo, la onda originada en una cuerda es transversal (Fig. 1), porque los puntos de la cuerda se desplazan en dirección perpendicular a ella en tanto que la onda se propaga en su misma dirección (Cromer, 1998).



Fig.1: Representación esquemática de una onda transversal.

- **Ondas longitudinales** (Fig. 2): Es una onda en la que las partículas del medio se mueven hacia atrás y hacia adelante, en dirección paralela a la de propagación de la onda. Cuando las moléculas del medio por el cual se desplaza el sonido se acercan, se llama compresión, y cuando se separan, se llama rarefacción. Las ondas ultrasónicas, corresponden a ondas longitudinales, en donde un ciclo comprende una compresión y una rarefacción alterna del medio a lo largo de la dirección del movimiento (Cromer, 1998; O'Brien, 2007).

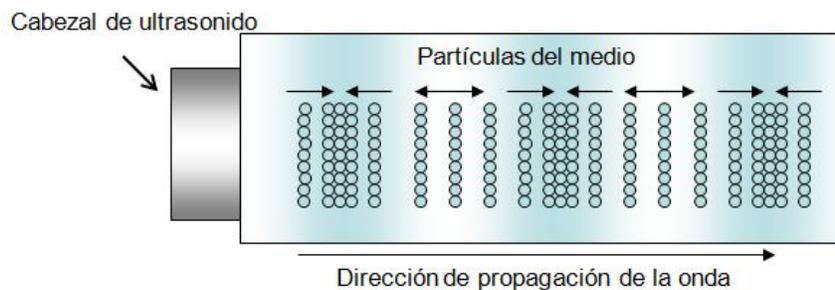


Fig. 2: Representación esquemática de una onda longitudinal en un medio.

Las ondas pueden también clasificarse como uni, bi o tridimensionales, de acuerdo con el número de dimensiones en que propaguen la energía. Las ondas que se propagan a lo largo de una cuerda o un resorte son unidimensionales. Las ondas superficiales que se forman al arrojar una piedra a un estanque son bidimensionales. Las ondas de luz que viajan radialmente partiendo de una pequeña fuente son tridimensionales, así como también las ondas sónicas y ultrasónicas (Resnick, 2001).

2. Parámetros generales de las ondas

Antes de profundizar más sobre los aspectos físicos de la onda, se debe conocer la terminología ondulatoria. Los términos que a continuación se definirán están basados en una onda sinusoidal (Fig. 3; Bueche, 2001).

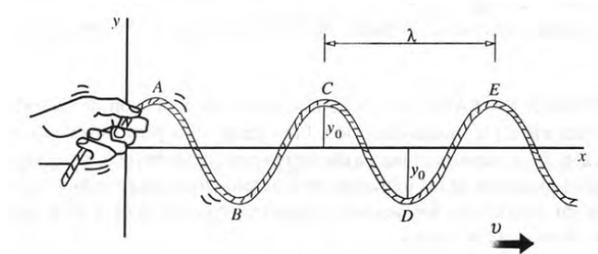


Fig. 3: Onda sinusoidal representada en una cuerda.

- **Período de vibración (T):** Es el tiempo que le toma a una partícula para moverse a través de un ciclo completo. El período es el número de segundos por ciclo.
- **Frecuencia de vibración (f):** Es el número de vibraciones ejecutadas por una partícula en un segundo. Entonces:

$$f = \frac{1}{T}$$

La frecuencia es lo que define a los ultrasonidos y los distingue de los sonidos audibles. El oído humano es sensible a las ondas en el intervalo de frecuencias

de 20 Hz a 20 KHz, llamada gama audible. Las ondas con frecuencias inferiores a éste intervalo se denominan infrasónicas y aquellas ondas con frecuencias superiores, se denominan ultrasónicas, el límite superior es de aproximadamente 1 GHz debido a las limitaciones elásticas de los materiales (Fig. 4; Wilson y Buffa, 2003).

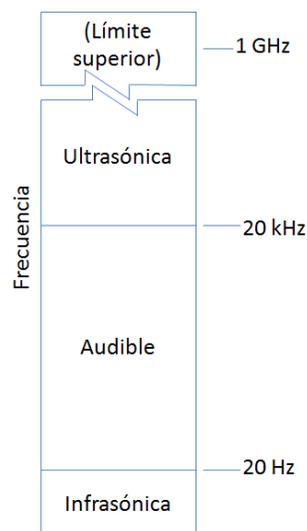


Fig.4: Espectro de frecuencias del sonido.

- **Crestas y valles:** Las partes superiores de la onda, donde se localizan puntos como A y C, se llaman crestas. Las partes inferiores, donde se encuentran los puntos B y D, se denominan valles. Al pasar el tiempo, las crestas y los valles se mueven a la derecha con una rapidez c , la cual es la rapidez de la onda (Bueche, 2001).

- **Longitud de onda (λ):** es la distancia a lo largo de la dirección de propagación entre puntos correspondientes de la onda, por ejemplo la distancia AC.
- **Amplitud (A):** Es el máximo desplazamiento de una partícula del medio respecto a su posición de equilibrio experimentada durante un ciclo de vibración, la distancia y_0 en la Fig. 3 (Bueche, 2001).

3. Intensidad del sonido

Intensidad es un término útil para medir la energía que lleva la onda. De este modo, para producir cualquiera de los movimientos de una onda, se necesita aplicar una fuerza a una porción del medio de la onda; el punto de aplicación se mueve, así que efectuamos trabajo sobre el sistema. Al propagarse la onda, cada porción del medio ejerce una fuerza y realiza trabajo sobre la porción adyacente. De este modo, una onda puede transportar energía de una región del medio a otra.

En física clásica, para definir Intensidad, se consideran los siguientes conceptos:

- Fuerza: Es una influencia externa sobre un cuerpo que causa su aceleración, respecto a un sistema de referencia inercial, la dirección de la fuerza coincide con la dirección de la aceleración causada y es el producto de la masa del cuerpo con el módulo de su aceleración. La unidad de fuerza en el Sistema internacional es el Newton (Tipler y Mosca, 2005).
- Trabajo W : Es el producto de la fuerza F (que actúa sobre un objeto) multiplicado por la distancia (el objeto se mueve en dirección de la fuerza); $W = Fs$. La unidad de trabajo en el Sistema Internacional es el joule, en este

mismo sistema, la unidad de fuerza es el Newton y la de distancia es el metro, así un joule equivale a un newton por metro (Martínez y Rodríguez, 2005).

- Potencia (P) corresponde a la rapidez con la que se realiza trabajo (W). La unidad en el sistema internacional de potencia es el watt (W). Un watt es un joule por segundo ($1W=1J/s$). Si se realiza un trabajo ΔW en un intervalo Δt , el trabajo efectuado por unidad de tiempo o potencia media P_{med} se define como:

$$P_{med} = \frac{\Delta W}{\Delta t}$$

Entonces para las ondas que se propagan en tres dimensiones, como la ultrasónica, se define la intensidad (I), como la rapidez media con que la onda transporta energía por unidad de área, a través de una superficie perpendicular a la dirección de propagación. Es decir, la intensidad I es la potencia media por unidad de área. Por lo regular se mide en watts por metro cuadrado (W/m^2) (Sears y Zemansky, 2009). En las aplicaciones clínicas, los metros cuadrados representan un área excesivamente amplia para cualquier región del cuerpo humano que pueda ser tratado, la unidad utilizada en las aplicaciones médicas con ultrasonido es el Watt/cm² ($1W/m^2 = 10^4W/cm^2$) (Watson, 2009).

4. Velocidad de propagación de la onda

La velocidad de propagación en las ondas mecánicas depende de la raíz de razón entre una propiedad elástica del medio y una propiedad inercial del medio. En el caso de una onda longitudinal, la propiedad elástica describe cómo responde el medio a los cambios de presión con un cambio de volumen; y la propiedad inercial del medio en una onda longitudinal, se explica por medio de la primera ley de Newton, en donde todo medio continúa en estado de reposo o de movimiento uniforme rectilíneo, a no ser que sobre él actúen fuerzas que le hagan cambiar dicho estado (Kane y Sternheim, 2004).

5. Impedancia acústica

Al igual que la velocidad de propagación, la impedancia acústica es una constante del material por el cual se propaga la onda. Es la resistencia que opone un medio a la vibración de la onda, es decir a las deformaciones elásticas causadas por ésta. Por tanto, la impedancia acústica se opone a la vibración de las partículas materiales del medio, pero no a la propagación de la onda. La unidad de la impedancia acústica es el rayl ($\text{Kg/m}^2\text{s}$). Se calcula del producto de la densidad del medio y velocidad de propagación de la onda ultrasónica en el medio (Pineda y cols., 2009). La siguiente tabla muestra los valores de impedancia acústica y velocidad en algunos materiales y tejidos (Low y Reed, 1994).

Tabla: Impedancia acústica y velocidad de algunos tejidos y materiales.

<i>Material</i>	<i>Densidad</i> (Kg m^{-3})	<i>Velocidad</i> (m s^{-1})	<i>Impedancia</i> ($\text{Kg m}^{-2} \text{s}^{-1}$)
Aire	0.625	343	213
Grasa	940	1450	1.4×10^6
Agua	1000	1500	1.5×10^6
Músculo	1100	1550	1.7×10^6
Hueso	1800	2800	5.1×10^6
Acero	8000	5850	47.0×10^6

6. Relación masa/volumen

<i>Muestras</i>	<i>Peso</i>	<i>Relación peso/volumen</i>
	(gramos)	(gr/cm ³)
1	149,3	1,1944
2	130,8	1,0464
3	161,1	1,2888
4	162,9	1,3032
5	134,5	1,076
6	122	0,976
7	130,7	1,0456
8	140,1	1,1208
9	136,7	1,0936
10	152,8	1,2224
Promedio	142,09	1,13672
DS	13,0864395	0,104691516

7. Espesor de la piel e hipodermis

<i>Muestra</i>	<i>Epidermis-Dermis</i>	<i>Hipodermis</i>
1	1,7	16,5
2	1,8	15,8
3	2	18,1
4	1,8	17,3
5	1,9	16,8
6	2,4	18,2
7	1,8	17,1
8	1,9	16,9
9	2,1	16,7
10	1,7	17,2
11	1,8	16,6
12	1,8	17,6
13	2,3	18,4
14	1,9	19,1
15	2,3	18,1
Promedio	1,95	17,36
DS	0,23	0,88

8. Encuesta expertos



Carrera de Kinesiología
Facultad de Medicina
Universidad de Valparaíso

ENCUESTA A EXPERTO

Nombre del Participante:

Centro de atención:

Fecha:

Usted ha sido invitado a participar de una encuesta que pretende conocer los parámetros de ultrasonido más utilizados en el tratamiento de reparación tisular, en estadio crónico y agudo.

La información que se recoja será utilizada sólo para el propósito de esta investigación.

Utilizando una frecuencia de 1 MHz y un cabezal ERA 5 cm².

1.- ¿Qué parámetros utilizaría en una patología (desgarro cuádriceps) en estadio agudo de 72 horas?

INTENSIDAD (W/cm²) _____

PULSATIBILIDAD (%) _____

2.- ¿Qué parámetros utilizaría en una patología (desgarro cuádriceps) en estadio crónico de 3 meses?

INTENSIDAD (W/cm²) _____

PULSATIBILIDAD (%) _____

Nombre de los encargados de la investigación

Alejandra Acuña

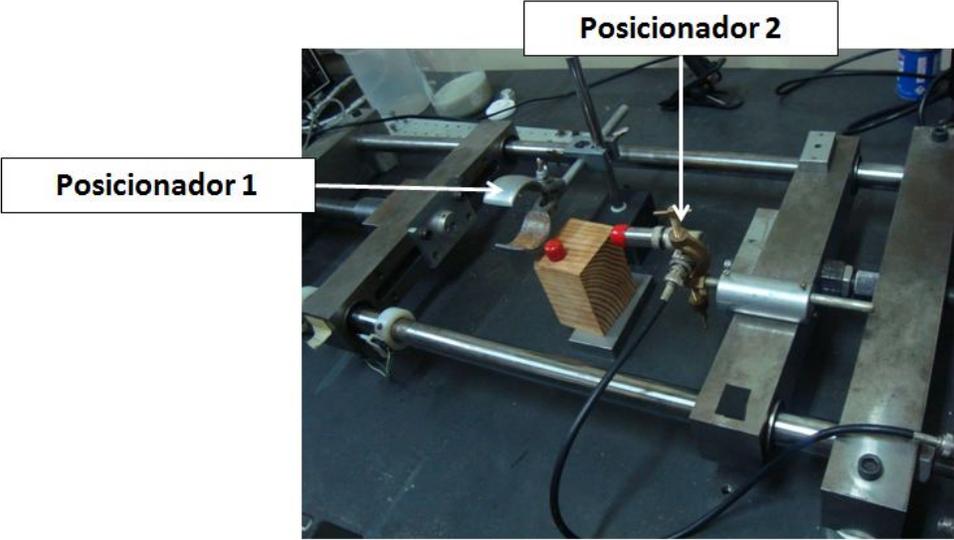
Andrea Inostroza

Pamela Lizana

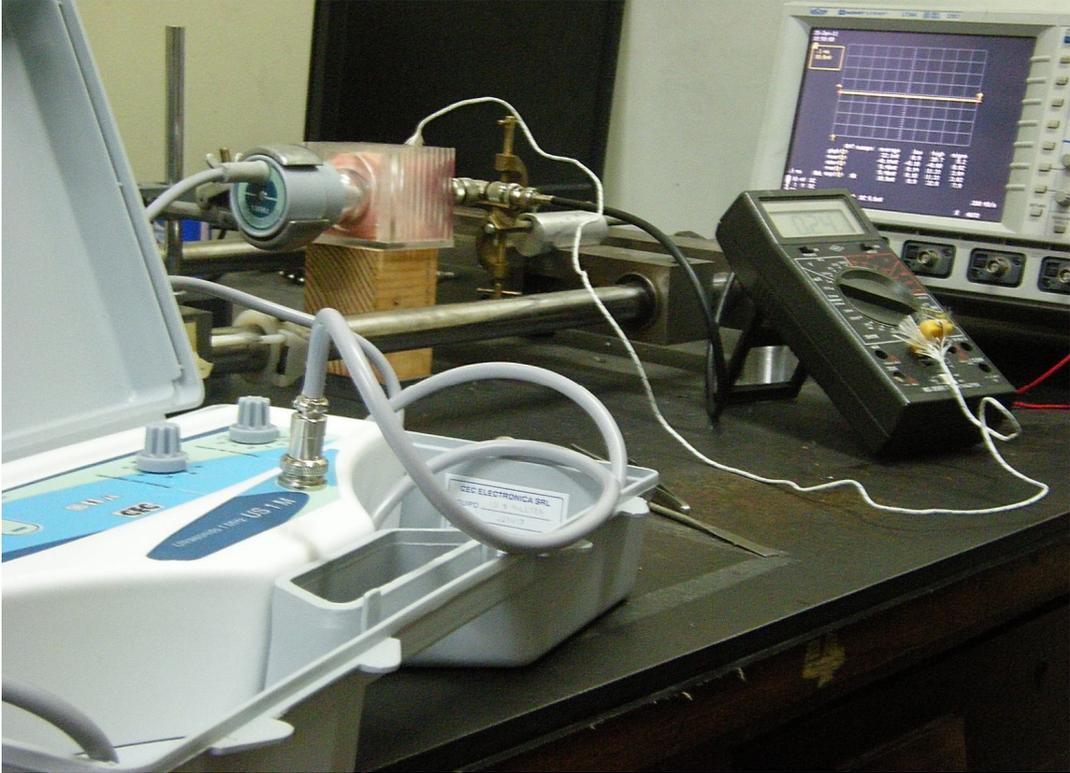
9. Resultados encuestas

Participantes	<i>PATOLOGÍA AGUDA</i>		<i>PATOLOGÍA CRÓNICA</i>	
	INTENSIDAD	PULSATIBILIDAD	INTENSIDAD	PULSATIBILIDAD
1	0,8	10%	1,5	80%
2	1,5	100%	3	20%
3	0,9	20%	1,5	100%
4	0,4	15%	0,85	65%
5	0,4	50%	0,4	100%
6	0,65	20%	1,2	75%
7	0,75	20%	1,5	50%
8	0,8	15%	1	100%
9	1	50%	2,5	100%
10	1	50%	3	100%
11	1	50%	3	100%
12	1,5	50%	2	100%
13	0,8	20%	1,1	100%
14	0,5	20%	1,5	100%
15	0,9	10%	1,1	100%
Moda	0,8	50%	1,5	100%
DS	0,3	25%	0,81	23%
MEDIA	0,86	34%	1,68	86%

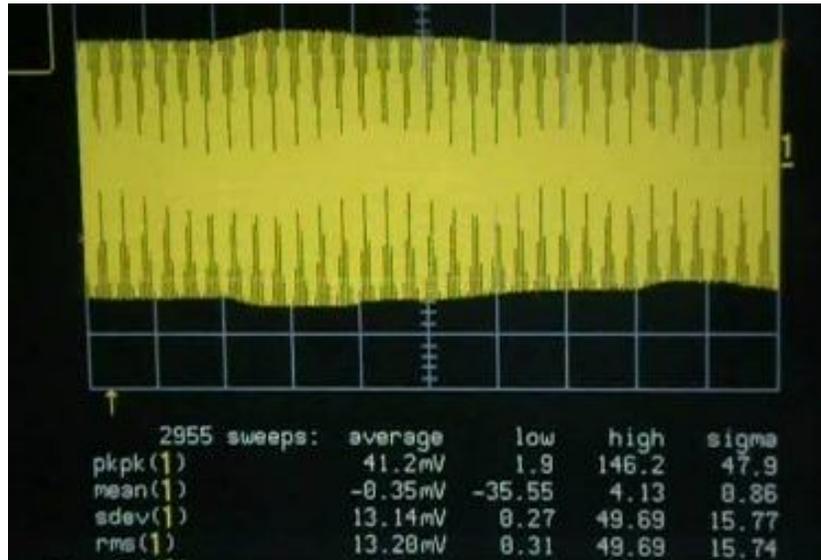
10. Posicionadores



11. Esperimento



12. Señal eléctrica representada por el osciloscopio LeCroy LT344



13. Valores de energía mecánica aparente (mV) registrados por el osciloscopio

GRUPO AGUDO	1 cm	3 cm	5 cm
	Voltaje (mV)	Voltaje (mV)	Voltaje (mV)
1	43,3	23,8	20,45
2	46,8	28,6	11,8
3	40,2	21,4	15,3
4	44,1	30,1	18,1
5	45,1	30,6	13,2
6	43,2	36,5	24,2
7	41,02	38,9	13,5
8	40,6	33,78	12,9
9	32,67	35,6	15,6
10	38,65	24,01	11,07
11	31,1	31,01	15,5
12	35,9	26,7	16,02
13	28,7	24,1	13,4
14	28,7	35,8	13,86
15	31,05	25,3	12,4
16	30,08	21,45	21,05
17	32,65	26,71	17,15
18	30,7	26,1	13,2
19	34,21	27,32	23,21
20	34,1	27,3	16,3
21	32,5	26,9	15,7
22	35,9	29,3	16,4
23	27,9	19,6	11,9
24	30,01	20,9	13,21
25	30,2	21,15	18,09
26	29,9	20,01	24,3
27	30,2	21,13	11,3
28	34,4	26,9	17,3
29	30,9	20,4	10,44
30	29,8	19,76	11,15
31	29,7	24,1	12,2
32	31,2	22,01	11,3
33	35,1	26,01	22,5
34	34,1	29,1	14,1
35	31,1	32,01	23,5
Media	34,5	26,7	15,8
DS	5,37	5,25	4,14

GRUPO CRÓNICO	1 cm	3 cm	5 cm
	Voltaje (mV)	Voltaje (mV)	Voltaje (mV)
1	55,67	44,45	25,95
2	58,21	42,90	20,23
3	49,98	39,90	20,27
4	51,22	32,10	22,03
5	49,25	42,25	22,06
6	48,65	32,10	24,80
7	50,70	38,18	21,05
8	49,73	36,05	24,18
9	54,81	40,30	18,45
10	48,35	39,32	22,70
11	59,90	38,12	21,33
12	47,30	36,40	21,75
13	48,80	30,03	20,08
14	54,80	35,70	26,51
15	50,80	43,59	24,63
16	54,60	40,20	22,80
17	58,73	32,14	21,04
18	59,33	39,78	23,15
19	53,23	35,70	23,03
20	55,27	36,80	23,94
21	50,08	39,66	24,03
22	54,55	41,90	25,58
23	55,50	37,70	24,80
24	54,20	40,02	26,50
25	55,80	36,68	22,48
26	51,93	39,95	21,58
27	53,31	42,15	25,18
28	48,67	35,53	20,47
29	56,17	37,60	28,32
30	53,42	36,72	28,32
31	47,62	35,11	25,82
32	49,60	38,20	24,60
33	54,85	34,78	21,46
34	53,12	38,69	26,22
35	55,35	40,10	26,80
Media	53	38	23,5
DS	3,49	3,41	2,49

14. Valores de temperatura (°C) registrados por el termistor

GRUPO AGUDO	1 cm			3cm			5cm		
	Temp. inicial	Temp. final	Variación	Temp. inicial	Temp. final	Variación	Temp. inicial	Temp. final	Variación
1	25	27	2	26	27	1	25	26	1
2	25	26	1	25	27	2	25	26	1
3	24	25	1	25	26	1	25	26	1
4	23	25	2	24	25	1	25	26	1
5	22	24	2	23	24	1	24	25	1
6	22	23	1	22	23	1	23	24	1
7	23	25	2	24	25	1	23	24	1
8	28	29	1	27	28	1	26	27	1
9	26	27	1	26	27	1	25	26	1
10	25	27	2	25	27	2	26	27	1
11	25	26	1	24	25	1	25	26	1
12	24	26	2	25	26	1	24	25	1
13	25	26	1	26	27	1	25	26	1
14	26	27	1	25	26	1	26	26	0
15	24	25	1	25	26	1	24	25	1
16	25	26	1	25	25	0	25	25	0
17	25	27	2	25	26	1	24	25	1
18	24	26	2	23	25	2	24	25	1
19	24	26	2	25	26	1	25	26	1
20	24	25	1	24	24	0	25	26	1
21	24	25	1	24	25	1	24	25	1
22	23	24	1	24	25	1	23	23	0
23	24	26	2	24	25	1	25	26	1
24	23	24	1	24	25	1	25	26	1
25	25	26	1	25	26	1	24	25	1
26	25	27	2	24	26	2	25	26	1
27	25	26	1	25	26	1	24	25	1
28	24	26	2	24	25	1	25	26	1
29	24	25	1	25	26	1	24	25	1
30	25	26	1	25	26	1	25	25	0
31	23	24	1	24	25	1	25	26	1
32	24	26	2	23	25	2	24	25	1
33	24	26	2	25	26	1	24	25	1
34	23	25	2	24	25	1	23	24	1
35	24	25	1	25	26	1	24	25	1
Media	24,26	25,69	1,43	24,54	25,63	1,09	24,51	25,40	0,89
DS	1,172	1,157	0,50	0,98	1,003	0,45	0,818	0,847	0,32

GRUPO CRÓNICO	1cm			3cm			5cm		
	Temp. inicial	Temp. final	Variación	Temp. inicial	Temp. final	Variación	Temp. inicial	Temp. final	Variación
1	25	41	16	26	35	9	26	32	6
2	25	39	14	25	33	8	25	27	2
3	24	34	10	25	29	4	25	27	2
4	23	37	14	24	29	5	25	29	4
5	22	40	18	23	33	10	24	27	3
6	22	35	13	22	29	7	23	26	3
7	23	37	14	24	30	6	23	27	4
8	28	37	9	27	32	5	26	29	3
9	26	39	13	26	37	11	25	29	4
10	25	35	10	25	29	4	26	29	3
11	25	38	13	25	30	5	24	27	3
12	24	39	15	25	34	9	24	29	5
13	25	39	14	26	36	10	25	28	3
14	26	40	14	26	35	9	26	31	5
15	24	42	18	25	32	7	24	28	4
16	25	38	13	25	31	6	25	31	6
17	25	41	16	25	33	8	24	29	5
18	24	37	13	23	31	8	24	26	2
19	25	39	14	25	29	4	25	28	3
20	24	40	16	24	32	8	25	30	5
21	24	38	14	24	33	9	24	27	3
22	23	39	16	24	33	9	23	28	5
23	24	38	14	25	30	5	25	30	5
24	24	39	15	24	30	6	25	29	4
25	25	32	7	25	31	6	25	29	4
26	25	32	7	24	29	5	25	28	3
27	25	34	9	25	31	6	24	28	4
28	25	32	7	24	29	5	25	29	4
29	24	31	7	25	30	5	25	26	1
30	25	32	7	25	30	5	25	27	2
31	25	41	16	24	33	9	24	29	5
32	24	38	14	25	35	10	24	27	3
33	24	40	16	24	32	8	24	29	5
34	24	42	18	24	34	10	24	27	3
35	25	35	10	25	29	4	24	26	2
media	24,46	37,43	12,97	24,66	31,66	7	24,57	28,23	3,66
DS	1,12	3,10	3,37	0,97	2,29	2,13	0,82	1,50	1,24

15. Estadística descriptiva

15.1. Energía mecánica aparente

Tabla: Energía medida a 1 cm, 3 cm y 5 cm de distancia usando parámetros agudos.

GRUPO AGUDO	Voltaje Dist. 1	Voltaje Dist. 3	Voltaje Dist. 5
Media	34,5	26,7	15,8
DS	5,37	5,25	4,14
Mínimo	27,9	19,6	10,44
Máximo	46,8	38,9	24,3

Tabla: Energía medida a 1 cm, 3 cm y 5 cm de distancia usando parámetros crónicos.

GRUPO CRÓNICO	Voltaje Dist. 1	Voltaje Dist. 3	Voltaje Dist. 5
Media	53,0	38,0	23,5
DS	3,49	3,41	2,49
Mínimo	47,3	30,03	18,45
Máximo	59,9	44,5	28,3

15.2. Temperatura

Tabla: Temperatura medida a 1 cm, 3 cm y 5 cm de distancia para parámetros agudos.

GRUPO AGUDO	T° In. Dist. 1	T° F. Dist. 1	T° In. Dist. 3	T° F. Dist. 3	T° In. Dist. 5	T° F. Dist. 5
Media	24,26	25,69	24,54	25,63	24,51	25,40
DS	1,172	1,157	0,98	1,003	0,818	0,847
Mínimo	22	23	22	23	23	23
Máximo	28	29	27	28	26	27

Tabla: Temperatura medida a 1 cm, 3 cm y 5 cm de distancia parámetro crónicos.

GRUPO CRONICO	T° In. Dist.1	T° F. Dist. 1	T° In. Dist.3	T° F. Dist. 3	T° In. Dist.5	T° F. Dist. 5
Media	24,46	37,43	24,66	31,66	24,57	28,23
DS	1,12	3,10	0,97	2,29	0,82	1,50
Mínimo	22	31	22	29	23	26
Máximo	28	42	27	37	26	32

Tabla: Diferencia entre la temperatura inicial y final a 1 cm, 3 cm y 5 cm de distancia utilizando parámetros agudos.

GRUPO AGUDO	Dif. Dist. 1	Dif. Dist. 3	Dif. Dist. 5
Media	1,43	1,09	0,89
DS	0,50	0,45	0,32
Mínimo	1	0	0
Máximo	2	2	1

Tabla: Diferencia entre la temperatura inicial y final a 1 cm, 3 cm y 5 cm de distancia utilizando parámetros crónicos.

GRUPO CRONICO	Dif. Dist. 1	Dif. Dist. 3	Dif. Dist. 5
Media	12,97	7	3,66
DS	3,37	2,13	1,24
Mínimo	7	4	1
Máximo	18	11	6