



UGR Universidad
del Gran Rosario

TESINA

presentada para acceder al título de grado de la carrera de
LICENCIATURA EN KINESIOLOGÍA Y FISIATRÍA

Título: “Aspectos físicos que influyen en la aplicación de ultrasonido”

Autora:

Re, Paula Mariela
[UGR-5067]

Director:

Lic. Fernández, Germán

Fecha de entrega:

19/09/2023

Firma:



Re, Paula Mariela.

Índice

I.	Resumen.....	3
II.	Introducción.....	4
III.	Objetivos	5
IV.	Justificación.....	6
V.	Métodos.....	6
IV. a	Estrategia de búsqueda.....	6
IV. b	Palabras clave.....	6
IV. c	Criterios de inclusión.....	7
IV. d	Criterios de exclusión.....	7
VI.	Fuentes de consulta.....	8
VII.	Recolección de datos.....	8
VIII.	Marco teórico.....	9
VII. a	Física.....	9
VII. a.1	Ondas.....	9
VII. a. 2	Sonido.....	9
VII. b	Terapia por ultrasonido.....	9
VII. b. 1	Definición.....	9
VII. b. 2	Bases teóricas.....	10
VII. b. 3	Efectos del ultrasonido.....	11
VII. b. 4	Parámetros de dosificación.....	13
VII. b. 4.a	Frecuencia.....	13
VII. b. 4. b	Densidad de potencia.....	13
VII. b. 4. c	Modalidad.....	14
VII. b. 4. d	Tiempo e intervalo de tratamiento.....	15
VII. b. 4. e	Técnica de aplicación.....	15
IX.	Indicaciones, precauciones y contraindicaciones.....	17
X.	Análisis de resultados.....	18
XI.	Discusión.....	26
XII.	Conclusiones.....	28
XIII.	Referencias bibliográficas.....	30

I. Resumen

Introducción: Las ondas sonoras son el resultado de una perturbación mecánica en un medio. Las moléculas de la sustancia vibran y chocan entre sí, pero mantienen la misma posición. Su movimiento es coordinado, por lo que se forma una onda y que se transmite en forma de energía. La velocidad dependerá del material por el cual se propague. El ultrasonido (US) es un agente físico que se basa en la aplicación de una energía cinética o mecánica mediante ondas sonoras de alta frecuencia. La dosificación en el tratamiento con US se basa en la combinación adecuada de parámetros variable dependientes de cada paciente de manera individual. Estos parámetros a modificar son: la frecuencia, la densidad de potencia, el tipo de modalidad, el tiempo, los intervalos de aplicación y la técnica de aplicación a utilizar por el terapeuta. La aplicación de US puede ser útil ya que este posee la capacidad de estimular o potenciar los fenómenos normales e incrementa la eficacia de las fases de reparación, fomentando que la fase de reparación temprana sea lo más eficiente posible y, por lo tanto, tenga un efecto que promueva toda la cascada de curación.

Palabras clave: Physics, Ultrasonic Therapy, Física, ultrasonido, rehabilitación.

Objetivo: El principal objetivo es analizar la influencia de las propiedades físicas de los tejidos en la transmisión, absorción y dispersión del ultrasonido como modalidad terapéutica.

Métodos: Se realizó una búsqueda y revisión bibliográfica en relación a los aspectos físicos que influyen en la aplicación de ultrasonido terapéutico, disponibles a texto completo, on-line y publicados desde el año 2013 hasta la actualidad en idiomas español, inglés y portugués.

Resultados: A partir de la búsqueda bibliográfica se recolectaron 13 artículos científicos.

Conclusión: Según los resultados obtenidos a partir de los estudios científicos analizados, se puede concluir que los principales aspectos físicos que influyen en la aplicación de ultrasonido son la absorción, la atenuación generada por el tejido y su composición, el espesor del tejido sobre el que se está incidiendo y la temperatura tanto del tejido como la generada por el ultrasonido.

II. Introducción

Las ondas son perturbación originadas en un medio, que se propaga a través del mismo a una velocidad constante y característica del medio. Las ondas pueden ser transversales o longitudinales, de acuerdo al movimiento que adquieren, las primeras se caracterizan porque los puntos del medio se mueven perpendicularmente a la dirección de propagación de la onda; mientras que las segundas son aquellas en la que los puntos del medio se mueven hacia atrás y adelante, paralelamente a la propagación de la onda. Cuando las perturbaciones se generan en medios materiales, se las denomina ondas mecánicas. (1)

Las ondas sonoras son el resultado de una perturbación mecánica en un gas, líquido o sólido. Las moléculas de la sustancia vibran y chocan entre sí, pero mantienen la misma posición media. Su movimiento es coordinado, por lo que se forma una onda y que se transmite en forma de energía. La velocidad dependerá del material por el cual se propague. (2) (3)

El ultrasonido es un dispositivo utilizado con fines terapéuticos en el área de la rehabilitación. Es generado por un transductor que transforma energía eléctrica en mecánica por medio del efecto piezoeléctrico. (3) (4) La intensidad que puede tener el dispositivo es de 1 MHz o 3 MHz, y a la vez su modo puede ser continuo o pulsante. La modalidad continua consiste en la aplicación de una vibración constante a una frecuencia determinada, y la pulsátil en una vibración interrumpida dando lugar a impulsos formados por pequeñas ráfagas. La velocidad de conducción del ultrasonido es igual a su longitud de onda, en los tejidos biológicos la longitud de onda generada es similar a la producida en el agua, pero muestra diferencias significativas con respecto a la generada en el hueso. (5)

Para poder aplicar el ultrasonido es necesario aplicar un intermediario adecuado para la transmisión del haz ultrasónico. Debe tener ciertas características como; ser un buen conductor de las ondas ultrasónicas, facilitar el deslizamiento, no generar grumos ni resecarse y no irritar la piel. El cabezal tiene que mantenerse siempre en movimiento y este tiene que ser lento, regular, homogéneo, manteniendo el contacto, tratando de evitar prominencias óseas. (5)

A medida que el haz ultrasónico penetra en el cuerpo va perdiendo intensidad por acción de fenómenos físicos de divergencia, entre ellos la reflexión, que se origina con el rebote o choque de la onda ante un cambio de densidad. Por otro lado, existe el fenómeno de refracción y el de difracción, el primero está caracterizado por el cambio de dirección de la onda cuando hay variación de densidades, una parte rebota (reflexión) y la otra parte sigue y de esta que continúa algo se desvía, mientras que el segundo se trata de la capacidad de la onda para rodear un obstáculo o propagarse a través de una pequeña abertura. (6) (7)

Los efectos térmicos generados por el ultrasonido son generados por la absorción del mismo, esto dependerá del grado de vascularidad y la frecuencia del ultrasonido. Los tejidos con mayor contenido proteico tienen mayor capacidad de absorción; a mayor frecuencia mayor absorción. (3)

Los efectos no térmicos, es decir los que se generan a pesar de no existir una acumulación evidente de calor en los tejidos, son el resultado de la acción de ciertos fenómenos físicos, estos son cavitación, corrientes acústicas y ondas estacionarias. (3)

A raíz de lo expuesto anteriormente se realiza la siguiente pregunta de investigación: *¿Cómo influyen las propiedades físicas de los tejidos en la transmisión, absorción y dispersión del ultrasonido como modalidad terapéutica?*

III. Objetivos

II.a. General

- Analizar la influencia de las propiedades físicas de los tejidos en la transmisión, absorción y dispersión del ultrasonido como modalidad terapéutica.

II.b Específicos

- Definir cuáles son las propiedades físicas de los tejidos que pueden influir en la transmisión, absorción y dispersión del ultrasonido como modalidad terapéutica.
- Establecer criterios de uso de los ultrasonidos en base a las características físicas de cada tejido.

- Identificar los posibles efectos secundarios asociados con el uso de ultrasonido terapéutico, según las propiedades físicas de cada tejido

IV. Justificación

A partir de la revisión de literatura científica sobre el uso de ultrasonido, se pretende poder determinar, cuales son los aspectos físicos implicados y que afectan la aplicación de la terapia ultrasónica. De acuerdo a los resultados encontrados se podrá explicar y desarrollar dichos fenómenos.

V. Métodos

IV. a Estrategia de búsqueda

Se realizó una búsqueda y revisión bibliográfica en relación a los aspectos físicos que influyen en la aplicación de ultrasonido terapéutico, disponibles a texto completo, on-line y publicados desde el año 2013 hasta la actualidad en idiomas español, inglés y portugués.

Dependiendo del motor de búsqueda consultado, esta búsqueda se realizó con palabras claves en idioma inglés o español, las cuales fueron combinadas con los operadores booleanos "AND" y "OR".

IV.b Palabras claves

En español:

- a. Terapia por Ultrasonido [DeCS]
- b. Ultrasonido [DeCS]
- c. Modalidades de Fisioterapia [DeCS]
- d. Física [DeCS]
- e. Fenómenos físicos [DeCS]
- f. Rehabilitación [DeCS]

En inglés:

- a. Physics [MeSH]
- b. Ultrasonic Therapy [MeSH]
- c. Physical Therapy Modalities [MeSH]
- d. Physical phenomena [MeSH]
- e. Ultrasonics [MeSH]
- f. Rehabilitation [MeSH]

Combinación de términos MeSH

- Physics AND “Ultrasonic Therapy”
- (“Ultrasonic Therapy” OR Ultrasonics) AND Physics
- Physics AND “Physical Therapy Modalities” AND “Ultrasonic Therapy”
- (Physics OR “Physical phenomena”) AND “Ultrasonic Therapy”
- "Physical Phenomena" AND ("Ultrasound Therapy" OR Ultrasound)
- ("Physical Phenomena" OR Physics) AND "Ultrasound Therapy"
- Rehabilitation AND Physics AND “Ultrasonic Therapy”

Combinación de términos DeCS:

- "Fenómenos físicos" AND ("Terapia Por Ultrasonido" OR Ultrasonido)
- Física AND "Terapia por ultrasonido"
- Física AND “Modalidades de Fisioterapia” AND “Terapia por Ultrasonido”
- ("Fenómenos físicos" OR Física) AND "Terapia Por Ultrasonido"
- ("Terapia por Ultrasonido" OR Ultrasonido) AND Física
- Física AND Kinesiología AND “Terapia por Ultrasonido”

IV.c Criterios de inclusión

- Según tipo de estudio, se incluyeron ensayos clínicos, revisiones sistemáticas, metaanálisis y estudios de caso.
- Estudios disponibles a texto completo, publicados entre los años 2013 hasta 2023
- Estudios que se encuentren en idiomas español, inglés o portugués

En las bases, PubMed, Biblioteca de datos científicos Virtual en Salud (BVS) y en la Biblioteca electrónica de ciencia y tecnología.

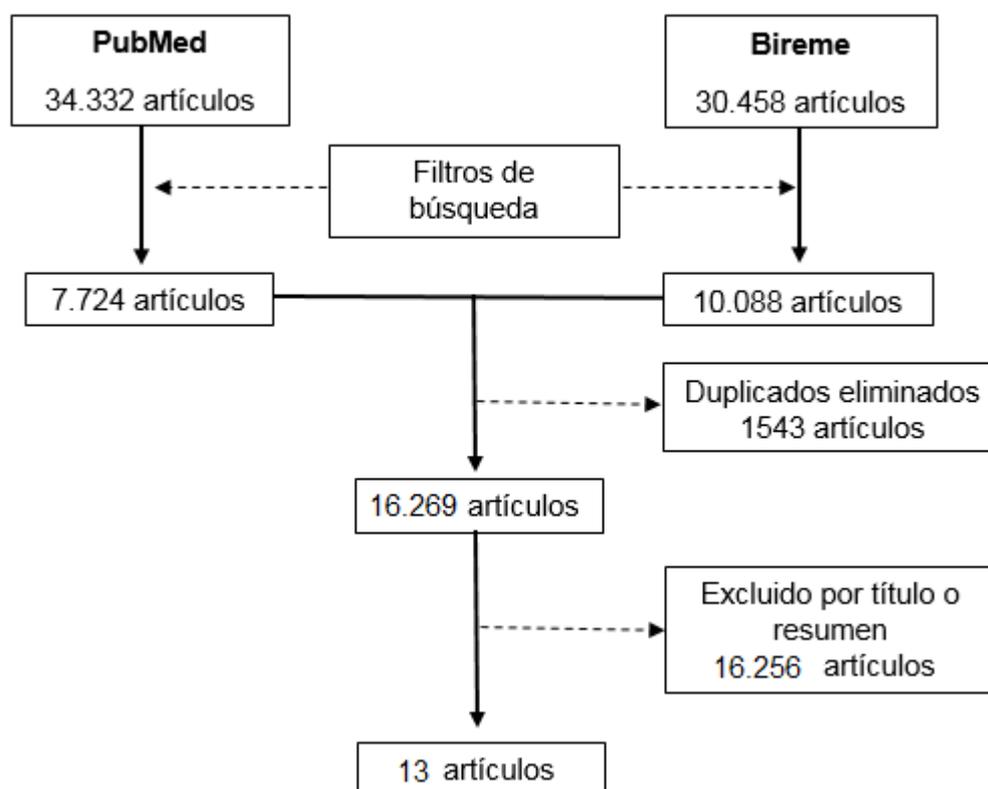
IV.d. Criterios de exclusión

- Estudios que hayan utilizado la ultrasonografía diagnóstica o para asistencia de procedimientos médicos.
- Aquellos estudios que utilicen ondas de choque como terapéutica principal.
- Estudios que hayan utilizado el ultrasonido como modalidad médica exclusiva.

VI. Fuentes de consulta

Se consultaron las siguientes bases de datos, mediante los motores de búsqueda PubMed y Bireme para la recolección de información: Medline, LiLacs, IBECS, Scielo y PEDro. Se recurrió también a las siguientes bibliotecas: Biblioteca de la Colaboración Cochrane, Biblioteca Virtual en salud (BVS), Biblioteca Virtual de la UGR y la Biblioteca Electrónica del MinCyT.

VII. Recolección de datos



VIII. Marco teórico

VII.a Física

VII.a.1 Ondas

Las ondas son perturbación originadas en un medio, que se propaga a través del mismo a una velocidad constante y de acuerdo a las características del medio. Las ondas pueden ser transversales o longitudinales, de acuerdo al movimiento que adquieren, las primeras se caracterizan porque los puntos del medio se mueven perpendicularmente a la dirección de propagación de la onda; mientras que las segundas son aquellas en la que los puntos del medio se mueven hacia atrás y adelante, paralelamente a la propagación de la onda. Cuando las perturbaciones se generan en medios materiales, ya sean sólidos o fluidos, se las denomina ondas mecánicas, se debe diferenciar éstas de las ondas electromagnéticas que son las que se generan cuando un campo eléctrico y magnético hacen contacto entre sí. (1)

VII.a.2 Sonido

Las ondas sonoras son el resultado de una perturbación mecánica en un gas, líquido o sólido. Las moléculas de la sustancia vibran y chocan entre sí, pero mantienen la misma posición media. Su movimiento es coordinado, por lo que se forma una onda y esta se transmite en forma de energía. (2)

El sonido es producido por una superficie en movimiento, cuando la superficie comienza a moverse comprime las moléculas que se encuentran por delante. Estas moléculas empujan a las vecinas intentando volver a su posición inicial y siguen empujando las moléculas vecinas. Si la superficie se mueve en sentido opuesto, la densidad de las moléculas próximas a ella se reduciría, generando una zona de rarefacción, las moléculas intentarán moverse para rellenar los espacios. (5) Es decir que una región de baja densidad es inmediatamente rellenada por más moléculas, de manera que, la rarefacción se aleja cada vez más de la fuente de origen. (2) (3)

La velocidad del sonido va a depender del material por el cual se esté propagando, estará determinada por la fuerza entre moléculas, dichas fuerzas se caracterizan por el módulo de compresibilidad, esta magnitud indica qué tan complejo puede ser comprimir una sustancia. El aumento de presión sobre un objeto genera un incremento en la densidad y una disminución del volumen. La

intensidad es la energía de la onda sonora que atraviesa un área en un tiempo determinado. Es igual a energía dividida por el tiempo y por el área del detector de energía. Se debe tener en cuenta que la intensidad del sonido disminuye a medida que aumenta la distancia de la fuente del mismo. También influyen las características del medio por el cual se propaga. (1)

VII.b Terapia por ultrasonidos

VII.b.1 Definición

El ultrasonido es un dispositivo utilizado con fines terapéuticos en el área de la rehabilitación, comúnmente para tratar afecciones musculoesqueléticas. Este se mueve a través del agua y es generado por un transductor que transforma energía eléctrica en mecánica por medio del efecto piezoeléctrico. El mismo, consiste en la generación de un voltaje a partir de la deformación de un material piezoeléctrico, puede ser un cristal como el cuarzo o cerámica integrada, originado a partir de una tensión eléctrica aplicada a dicho material. El cabezal del transductor se desplaza hacia adelante y atrás generando que las zonas de compresión y rarefacción que se alejen de él, dando comienzo a una onda ultrasónica, que se transmitirá por los tejidos siendo absorbidas por éste. (3) (4)

VII.b.2 Bases teóricas

Los US constituyen uno de los métodos más utilizados en la práctica clínica actual. Aunque es una modalidad terapéutica utilizada hace más de cuatro décadas, su forma de empleo ha variado en este periodo.

El ultrasonido es una onda de presión, capaz de producir efectos tanto térmicos como mecánicos en el medio por el cual se mueve. El calentamiento de los tejidos surge de la absorción de la energía del sonido debido principalmente a los efectos de fricción, esto dependerá del grado de vascularidad y la frecuencia del ultrasonido y los efectos mecánicos son consecuencia de las altas amplitudes de presión positivas y negativas involucradas. (8)

Los efectos generados por el US producirán una modificación en la permeabilidad de la membrana plasmática, el flujo de iones y moléculas junto con la señalización celular, promueven la cascada de eventos fisiológicos necesarios para la reparación de lesiones. Las integrinas pueden traducir la señal mecánica del US en una señal bioquímica celular para la síntesis de proteínas y la modificación del sitio activo de las enzimas, por lo que se modifica la función celular y el metabolismo. La mayor liberación de factores

proinflamatorios, citocinas y factores de crecimiento, el aumento del flujo sanguíneo y la activación de las proteínas cinasas también están implicadas en los resultados terapéuticos del ultrasonido. (9)

La intensidad es la energía de una onda ultrasónica, es decir, la energía que atraviesa una unidad de área perpendicularmente a la onda por la unidad de tiempo. La región más cercana al transductor es conocida como campo cercano, y la más alejada como campo lejano, el límite entre estas dos zonas es una distancia determinada por la longitud de onda del ultrasonido y el radio del transductor ($r^2/\text{Long onda}$), esta área es en la que se encuentra el pico de intensidad en el eje del haz que está más alejado del transductor (W). Los ultrasonidos utilizados en el área de rehabilitación son los de frecuencias de 1 MHz y 3 MHz, a la vez su modo puede ser continuo o pulsante. (10)

La velocidad de conducción del ultrasonido es el producto de la longitud de onda y la frecuencia, en los tejidos biológicos la longitud de onda generada es similar a la producida en el agua, pero muestra diferencias significativas con respecto a la generada en el hueso. El hueso puede asemejarse al cristal y su comportamiento con la luz, es decir una buena conducción o reflejar la onda en gran cantidad. (5)

VII.b.3 Efectos del ultrasonido

Como fue mencionado con anterioridad los efectos térmicos generados por el ultrasonido son producidos por la absorción del mismo, esto dependerá del grado de vascularidad y la frecuencia del ultrasonido. Los tejidos con mayor contenido proteico tienen mayor capacidad de absorción; es decir que, a mayor frecuencia mayor será la absorción. De todas maneras, dichos efectos son despreciables, siendo más efectivos los efectos no térmicos, sin embargo, cuando se tomó como ejemplo el tejido óseo o las prótesis metálicas, por la diferencia de impedancia acústica existente hace que la energía incidente se refleje a través de los tejidos blandos, depositando más energía, creando así un aumento de la temperatura significativo en el periostio, por lo que se debe tener precaución a la hora de su aplicación. (3)

Los efectos no térmicos, los que se generan a pesar de no existir una acumulación evidente de calor en los tejidos, son el resultado de la acción de ciertos fenómenos físicos, como la cavitación, corrientes acústicas y ondas estacionarias. Estos serán desarrollados a continuación. (3)

El ultrasonido da origen a la formación de microburbujas o microcavidades en el líquido, que contiene gases, son producto de las compresiones y descompresiones sucesivas generadas por el US. En función de la amplitud de presión de la energía, las burbujas resultantes pueden ser útiles o peligrosas. Las amplitudes de baja presión producen burbujas que vibran produciendo cambios de permeabilidad reversibles en las membranas celulares próximas al fenómeno de cavitación. La cavitación estable se da cuando durante la fase de compresión estas burbujas se reducen o desaparecen, mientras que en la descompresión se expanden. Mientras que ante amplitudes de alta presión pueden producir un fenómeno de cavitación más violento, donde las burbujas se colapsan con tal violencia que genera altas presiones y temperaturas, pudiendo dar lugar a la formación de radicales libres muy reactivos. La cavitación inestable se da cuando existe una expansión progresiva de la burbuja durante varios ciclos y finalmente estas implosionan y colapsan (3) (6)

Las corrientes acústicas, son el resultado de un movimiento unidireccional de un líquido en un campo de ultrasonido. Estas corrientes pueden estimular la actividad celular si se producen en las interfases entre la membrana celular y el líquido circundante. Este estrés puede alterar la permeabilidad de la membrana y la actividad de los segundos mensajeros. Esto podría tener un efecto en la síntesis proteica, incrementando la secreción de los mastocitos, cambios en la movilidad de los fibroblastos, mayor captación de calcio e incremento en la producción de segundos mensajeros y factores de crecimiento. (3)

Las ondas estacionarias es una interacción que se da entre ondas, existe un desfase entre el desplazamiento y la variación de presión de acuerdo a la longitud de onda. por lo tanto, cuando una onda pase por un máximo la otra será nula. Los puntos donde una de las ondas estacionarias no vibra, nodos, corresponde con los puntos de máxima amplitud de vibración, vientres, de la otra onda que interactúa. (2) Cuando la onda ultrasónica se encuentra con diferentes impedancias acústicas, se producirá una reflexión, el porcentaje de onda reflejada interactúa con nuevas ondas incidentes formando un campo de ondas estacionarias. Debido a que estas ondas se forman por dos ondas superpuestas sumadas al componente viajero, la intensidad y presión máxima son mayores que la de la onda incidente. Esto puede generar lesiones por la fuerza ejercida por estas microcorrientes. Es necesario tratar de evitar este fenómeno mediante la utilización de una mínima intensidad y se debe mover el aplicador de forma continua durante el tratamiento. (3)

VII.b.4 Parámetros de dosificación

El efecto terapéutico dependerá de la dosis, si es demasiado baja podría ser ineficaz, de lo contrario, si es muy alta podría generar efectos contraproducentes nocivos. La dosificación en el tratamiento con US se basa en la combinación adecuada de parámetros variables dependientes de cada paciente de manera individual. Esta se define como la cantidad de energía recibida por cada cm² de superficie tratada al final de la sesión, esta se expresará en J/cm²(Flg 1). (3) (5)

Fig. 1. Ejemplo de cálculo de dosificación de US.

1,5 W/cm²

5 cm² del cabezal

150 cm² de zona tratada

8 minutos de sesión (480 sg)

$$\text{Dosis} = \frac{1,5 \text{ W/cm}^2 \cdot 5 \text{ cm}^2 \text{ del cabezal} \cdot 480 \text{ segundos}}{150 \text{ cm}^2 \text{ de superficie}} = 24 \text{ J/cm}^2$$

(5)

VII.b.4.a Frecuencia

Es un parámetro medido en megahertz (MHz) que determina la cantidad de pulsos liberados por minuto, es un parámetro a setear dependiente de la profundidad del tejido a tratar. En cuanto mayor sea la frecuencia (3MHz) más superficial (2.5 cm) será la penetración, ya que la absorción de los tejidos es mayor pero su penetración es menor; y de manera contraria las ondas ultrasónicas de menor frecuencia (1MHz) tiene una tasa de absorción menor y por lo tanto una mayor proporción de la energía alcanza a tejidos más profundos (2-5 cm). (3) (5)

VII.b.4.b Densidad de potencia

La densidad de potencia es medida en Watts/cm², indica la cantidad de energía que recibe el tejido emitida por el cabezal por segundo. Los equipos permiten trabajar potencias de entre 0.1 a 3 W/cm² en caso de los US continuos de 1 MHz y con 3 MHz la potencia máxima se limita a 1 - 1.5 W/cm². El modo pulsado permite alcanzar 3W/cm². El exceso de potencia puede dañar el tejido y la escasez de potencia podría no conseguir la acumulación energética suficiente como para estimular el sistema biológico. En afecciones agudas esta debe estar dentro de un rango de los 0,1 a 0,3 W/cm² sin superar los 0,5 W/cm², mientras que para las afecciones crónicas el rango de intensidad a utilizar debe ser de 0,3

a 0,8 W/cm² sin superar 1 W/cm². Se ha descrito que niveles superiores a 1,5 W/cm² pueden ser nocivos para el tejido. (5) Si se usa un US de 3 MHz la potencia se reduce a una tercera parte el valor que se hubiera aplicado con 1MHz, esta reducción de potencia se debe al hecho de que con 3MHZ se penetra menos, habrá menor volumen de tejido para absorber la energía que se aplica. (6) Es un parámetro importante a determinar, permite que la energía entregada se acumule, se disperse antes de acumularse o sea tan alta que genere daños a los tejidos por saturación de energía. (5)

VII.b.4.c Modalidad

Las modalidades a elegir pueden ser modo pulsado o continuo. En lesiones agudas se deben utilizar relaciones de pulsos mayores (1:4) y en lesiones crónicas utilizar menor relación de pulso (1:1) o modo continuo parece ser la opción más eficaz de tratamiento. (5)

Cuando se utilizan exposiciones de onda continua o ráfaga de tonos, se puede aprovechar el calentamiento del tejido. Sin embargo, cuando se utilizan pulsos cortos de gran amplitud a bajas tasas de repetición, se pueden evitar los efectos térmicos y se promueve la activación de los efectos mecánicos. (8)

La modalidad continua consiste en la aplicación de una vibración constante a una frecuencia determinada, generando energía térmica por roce intermolecular que resultaría eficaz en reducir el espasmo muscular, el dolor, la rigidez articular y la inflamación crónica, y a la vez producir un incremento en la distensibilidad del colágeno y el flujo sanguíneo, y la pulsátil en una vibración interrumpida dando lugar a impulsos formados por pequeñas ráfagas, reduciendo el efecto térmico que se da en el modo mencionado con anterioridad. Al aplicar entre 50 a 100 ráfagas por segundo hay un mayor efecto de roce tisular denominado masaje tisular y en la deformación del colágeno. Esto parece generar efectos positivos sobre la tasa de difusión celular, la permeabilidad de la membrana celular, la conducción nerviosa y en acelerar la síntesis del colágeno. (5) (10)

La aplicación del micromasaje sobre el tejido fibrosado con alto contenido linfa, genera una movilización repetitiva entre las fibras liberando las unas de otras, aumentando su elasticidad del colágeno permitiendo la movilidad y desplazando los líquidos atrapados en la red de colágeno. Sería lógico iniciar la sesión de ultrasonoterapia con modalidad pulsátil para lograr elastificar la fibrosis, y luego pasar a modalidad continua con el fin de fluidificar el ambiente electroquímico y sus efectos metabólicos consiguientes. (5)

Los ultrasonidos continuos producen un movimiento electrolítico que diluye los procesos de gelatinización hasta conseguir un ambiente de disolución, donde se favorecerá el intercambio iónico, el ascenso de la temperatura, la nutrición celular, la mejoría del nivel de polarización de membrana, el metabolismo activo, la liberación de sustancias generadoras de dolor o respuesta inflamatoria e incremento de la circulación linfática. Parte del calor generado se pierde al colocar el gel conductor que por lo general está frío. Este estímulo anula la respuesta neurovegetativa que se podría haber desencadenado por el efecto térmico, se podría intentar estimular las respuestas neurovegetativas de vasodilatación, relajación muscular y alivio de dolor mediante el uso de 5 - 10 min previos de rayos infrarrojos en la zona a tratar. (5)

VII.b.4.d Tiempo e intervalos de tratamiento

La duración del tratamiento depende del área de la lesión, esta deberá dividirse en zonas que tengan aproximadamente el mismo tamaño que el cabezal del tto y cada una de ellas se debe tratar durante un minuto. Se recomienda un tiempo máximo total de tto de 15 min y dedicar al menos un minuto para tratar un área de 1 cm. (6)

El intervalo de tratamiento va a depender también del tiempo de evolución de la lesión. Se considera que las sesiones diarias, o con por lo menos un intervalo de 6 horas entre cada aplicación, son más eficaces en lesiones más agudas. En cuanto a las lesiones menos agudas o lesiones crónicas se aconseja tres veces por semana y dos veces por semana respectivamente bastan para conseguir los resultados terapéuticos buscados. (5)

VII.b.4.e Técnica de aplicación

El transductor que emite la onda ultrasónica tiene un diámetro menor que el del cabezal, por lo que se debe tener en cuenta el área de emisión efectiva (ERA) al momento de realizar la aplicación de la ultrasonoterapia. Esta área se expresa en cm², de acuerdo al equipo que se posea, puede ser de 5 - 6 cm² o incluso 0.8 a 1.5 cm² de acuerdo al tamaño del cabezal. La intensidad de emisión no es uniforme por lo que se generará un haz central en conjunto con una corona de haces a su alrededor, en otras palabras, se producirá una zona caliente y un área de sonación débil. Esta característica nos indica la importancia del movimiento del cabezal durante el tratamiento para lograr una entrega uniforme de ultrasonido. El fabricante debe informar el índice de no uniformidad (BNR),

determinado por la calidad del cristal que posee el transductor. Este índice no debe ser mayor a 6:1. (6)

Para realizar una óptima aplicación de US es necesario que no exista una solución de continuidad entre la piel y el cabezal aplicador, dado que el aire es un muy mal conductor y en el caso de que exista un vacío entre el cabezal y el área a tratar se generará un exceso de concentración de energía en el cabezal pudiendo dañarlo. Por este motivo es necesario aplicar un intermediario adecuado, este puede ser un gel, una bolsa de látex con agua que no contenga burbujas o a través de la inmersión en agua de la región a tratar para generar una técnica de aplicación subacuática. El agente debe poseer ciertas características como; ser un buen conductor de las ondas ultrasónicas, facilitar el deslizamiento, no generar grumos ni resecarse y no debe irritar la piel. (5)

El cabezal tiene que mantenerse siempre en movimiento, a causa de que si se generan zonas paradas se generará una acumulación excesiva de energía dando como resultado dolor neurálgico. El movimiento debe ser lento y regular, manteniendo el contacto y la perpendicularidad con el área tratada, se debe tratar de evitar prominencias óseas. La forma de movimiento tiene que ser de barrido repetitivo en ambas direcciones para así evitar producir algunas zonas de saturación y otras de debilidad energética, de esta manera dará como resultado una aplicación homogénea. (5)

A medida que el haz ultrasónico penetra en el cuerpo va perdiendo intensidad por acción de fenómenos físicos de divergencia, entre ellos la reflexión, que se origina con el rebote o choque de la onda ante un cambio de densidad, en cuanto mayor sea el cambio de densidad, mayor será el fenómeno de reflexión. Por otro lado, existe el fenómeno de refracción caracterizado por el cambio de dirección de la onda cuando hay variación de densidades, una parte rebota y la otra parte sigue y de esta que continúa algo se desvía. Un ultrasonido de 1 MHz, la intensidad emitida quedará reducida al 50% a los 4 cm de profundidad y a un 10% a los 12 cm. Con una frecuencia de 3MHz la reducción del 50% se da a 1.5cm de profundidad a 5 cm la intensidad es mínima. (6) (7)

IX. Indicaciones, precauciones y contraindicaciones

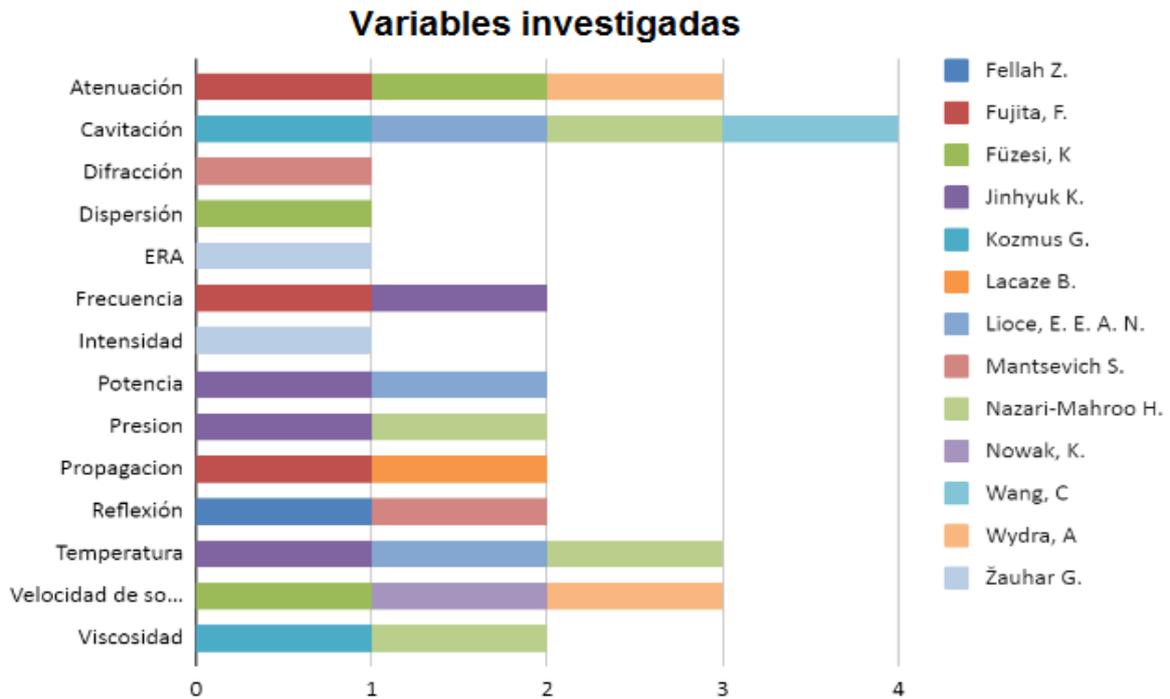
Las principales indicaciones para el uso de US son procesos degenerativos o reumáticos, musculatura contracturada, tenosinovitis, procesos de fibrosis capsulares y ligamentosas, cicatrices fibrosadas o adheridas, derrames articulares, derrames o hematomas derivados de rotura de tejidos blandos (no agudos), celulitis y calcificaciones en tejidos blandos. (3)

Este agente terapéutico se rige bajo el mismo criterio que todos los agentes electrofísicos, en cuanto a contraindicaciones y precauciones a tener al momento de su aplicación. Por lo general está contraindicado el uso de agentes electrofísicos sobre la región fetal en periodos de gestación, pero no se conocen efectos adversos de la aplicación de US en cualquier localización que no sea fetal. En casos de tejido neoplásico está contraindicada la aplicación sobre dicha zona, como así también sobre implantes metálicos, implantes activos (marcapasos) o tejidos especializados como los ojos o genitales. (11)

Se debe tener precaución al colocar el agente físico sobre tejido desvitalizado o con circulación local insuficiente y la aplicación sobre tejido sangrante está contraindicada. (11)

X. Análisis de resultados

De acuerdo a los 13 estudios incluidos en esta revisión se observó que hay una gran pluralidad de variables analizadas por los distintos autores, entre las más analizadas se encuentran temperatura, velocidad de sonido, cavitación y atenuación.



El estudio experimental de Nowak, K. y col. indagaron sobre el método con mayor eficacia para cuantificar la velocidad del sonido generado por un ultrasonido con una frecuencia de 100 MHz, utilizando 5 procedimientos en muestras de tejido muscular porcino de dos espesores distintos 10 y 20 mm \pm 2 mm y a tres temperaturas 5.0–7.5 C°, 19.5–21.5 C°, 36.5–39.5 C°, posterior al almacenamiento, temperatura ambiente y temperatura vital respectivamente. De acuerdo al resultado de este artículo, teniendo en cuenta el método considerado más eficaz hubo una diferencia en la velocidad de sonido, a diferentes temperaturas de tejido, estas fueron, 1557.4 m/s (posterior al almacenamiento), 1598.3m/s (temperatura ambiente) y 1623.6 m/s (temperatura vital). (12)

Wydra A. y col. crearon 21 muestras con propiedades acústicas similares a las de los huesos humanos. De acuerdo con los resultados obtenidos se pudo mostrar que la velocidad del sonido depende de la densidad de la muestra, esta relación es prácticamente exponencial. También se determinó que no existe una correlación significativa entre la velocidad del ultrasonido y la frecuencia. Si se tiene en cuenta la dirección y la densidad, la velocidad del sonido varía de 3300 a 4300 m/s para huesos

humanos y de 3000 a 3300 m/s e incluso hasta 4000 m/s para huesos corticales bovinos que se utilizan para imitar huesos humanos. (13)

Füzesi K. y cols., realizaron una investigación acerca de la velocidad de propagación y atenuación en tejido miocardio porcino sano (n=5) con un rango de frecuencia de 2,5 - 13 MHz. Cada muestra de tejido se mantuvo en un baño de agua a una temperatura de 25 °C, se calentó a 45 °C y se dejó enfriar hasta 25 °C nuevamente. Los resultados revelaron que la velocidad del sonido obtenida a temperatura ambiente, fue de 1568,5 ± 2,85 m/s. Otro de los hallazgos fue que una relación entre la temperatura y la velocidad de sonido, la misma fue de 1,103 m/s/°C. (14)

En el mismo estudio se muestra que la velocidad de dispersión para todas las muestras de tejido y temperatura, se relaciona la velocidad de fase con la temperatura, cuyo resultado fue un gradiente promedio de 0,27 ± 0,04 m/s/MHz. Estableciendo que la velocidad de fase posee una relación proporcional con la temperatura. (16)

De acuerdo con la investigación llevada a cabo por Jinhyuk y col., acerca de la temperatura generada por US, se encuentro que hay un aumento mayormente marcado y en menor tiempo con la modalidad de onda continua, especialmente cuando se aplicó de manera estacionaria y no en forma de masaje, mientras que el aumento térmico cuando se utiliza la modalidad pulsada, en las dos formas de aplicación, el incremento fue menor a costa de una mayor duración de aplicación. Cuando se compara la exposición al ultrasonido del tejido graso junto con el muscular, se observó que el tejido graso elevó aún más su temperatura en contraposición con el músculo, la grasa se derrite por acción de la presión acústica pudiendo generar ebullición si alcanza muy altas temperaturas. (15)

El estudio realizado por Nazari-Mahroo H. y cols. analizaron la dinámica de una burbuja de cavitación originada por un ultrasonido teniendo en cuenta la viscosidad del líquido en la que se está generando. Los resultados arrojan que el valor máximo de temperatura alcanzado durante la oscilación de la burbuja se da al final de la fase de colapso de esta, a medida que incrementa la amplitud ultrasónica aumenta este valor. También se valoró que, en los momentos finales de la fase de colapso, la magnitud y también la tasa de variación de la presión local en la superficie de la burbuja son muy rápidas y aparecen los efectos de la compresibilidad del líquido. La variación de presión muestra que para cada valor de amplitud del US, el valor encontrado al considerar la viscosidad del líquido (λ) es mayor que el que se obtiene al desprenderla. La diferencia relativa entre los valores máximos de temperatura obtenidos con y sin la viscosidad aparente es de 0,41% a una

amplitud de ultrasonido de 1,3 atm, esta diferencia llega a 0,71% al aumentar la amplitud a 1,45 atm. (16)

Lioce y cols. realizaron un análisis cuantitativo de los efectos térmicos y mecánicos originados por US en un fantasma articular creado por tejido con propiedades similares a las del tejido humano, se realizó una comparación entre una articulación superficial y otra profunda, con la utilización de ondas continuas y pulsadas con una frecuencia de 1MHz para el caso de articulación profunda y 3MHz para la superficial, la potencia de salida de la sonda usada operando a 1 MHz fue de 4,8 W y 9,4 W, para el caso de 3 MHz fue de 4,1 W y 8,8 W. Reportaron que, en el caso de la articulación superficial cuando se utilizó la onda continua hubo un aumento de hasta 15 °C al operar en un campo fijo en la posición más profunda (2 cm detrás del hueso). En contraposición cuando se aplicó en forma de masajes el calentamiento de los tejidos se dio a nivel más superficial y fue menos marcado, cerca de los 12°C. Sin embargo, al momento de utilizar la modalidad pulsada, con campo fijo, el aumento de temperatura fue de apenas 3 °C, esta disminución continuó de manera paulatina a medida que se acercaba a la superficie, llegando a ser menos de 1°C cerca de los 1-2 cm de la superficie. Mientras que la técnica de aplicación de masaje se registró un aumento de 2,5°C en la superficialidad del fantasma, y se redujo progresivamente detrás de la articulación. (17)

Cuando se estudió el caso de la articulación profunda, se observó que durante la aplicación de onda continua las temperaturas existentes entre el transductor y el disco óseo aumentaron hasta 6 °C, indicando que la presencia del disco óseo afecta al conjunto generando atenuación, detrás del hueso el aumento fue menos notable (2,5 °C). En cambio, el uso de técnica de masaje muestra una reducción en la temperatura alcanzada en todas las posiciones investigadas. El empleo de onda pulsada, con el transductor fijo muestra un aumento de 2,5 °C, 3,5 °C y 2,5°C para los tejidos que se encuentran a 1cm, 2cm y 4cm de profundidad. La aplicación en forma de masajes indicó un menor aumento de temperatura en todas las posiciones, aunque fue más marcada en la posición más profunda (4 cm). (19)

Wang, C. y cols. hicieron un estudio con el fin de proporcionar información sobre el mecanismo de la dinámica de la cavitación relacionada con cúmulos de burbujas en regiones relativamente débiles de campos de ultrasonido. Se tuvieron en cuenta distintos aspectos de la cavitación, pudiendo concluir que la transmisión acústica se amplifica por las interacciones de las burbujas, en particular para las velocidades tangenciales. Las burbujas impulsadas resonantemente pueden sufrir oscilaciones de

gran amplitud, lo que podría inducir una fuerte respuesta no lineal de las burbujas al campo sonoro, introduciendo mayor incertidumbre en los cálculos. (18)

La amplitud de la velocidad de transmisión tangencial es mayor que la de la velocidad radial fuera de la burbuja. Cuando se contempla el radio de las dos burbujas estudiadas en la influencia sobre la transmisión acústica, se observa que siempre que el radio de la burbuja 2 es menor que el de la 1, la magnitud de transmisión acústica es bajo, pero en el caso que se dé la situación contraria, es decir que el radio de la burbuja 2 excede al radio de la una la transmisión acústica aumenta en especial para los componentes tangenciales de dicha burbuja. Este evento puede deberse al aumento de la sección transversal de dispersión de la burbuja 2. En cambio, si el radio de la burbuja 2 está más cerca del radio resonante, todos los componentes de la transmisión acústica alrededor de la burbuja 1 aumentan enormemente. Si la distancia entre burbujas aumenta la intensidad de la transmisión acústica disminuye, esto ocurre gracias a que las interacciones de las burbujas se debilitan. (18)

Kozmus G. y cols. estudiaron la cavitación con el propósito de encontrar correlación entre las condiciones de operación, las características del líquido en las que se genera y el comportamiento de la cavitación, para así lograr describir las propiedades de la cavitación. Se logró determinar que a diferentes magnitudes de presión ambiental cambia la cantidad de ciclos crecimiento-colapso de cavitación. Las presiones evaluadas fueron 100 kPa, 200 kPa y 300 kPa donde se generaron uno, uno y medio y tres ciclos respectivamente. Además, se notó que a medida que la presión ambiental aumenta disminuye la extensión general del fenómeno cavitacional, dicho aumento de presión también provoca un incremento en la frecuencia de los ciclos de crecimiento-colapso. Otro suceso que ocurre con el aumento de la presión ambiental es que el tamaño de la cavitación se reduce en las direcciones radial y axial. Sin embargo, el tamaño de la cavitación aumenta, al aumentar la amplitud de la bocina en todas las presiones ambientales utilizadas. (19)

En el mismo estudio se comprobó que el tamaño de la nube de cavitación disminuye rápidamente con el aumento de la presión ambiental en un ajuste de amplitud del 40 %, dicha disminución es menor con un ajuste de amplitud del 30 % y mínima al 20 %. Otro factor influyente en el tamaño de la nube es la concentración de NaCl en el agua, este aumenta con una salinidad del 35%, pese a que después se reduce con 360% de salinidad, debido a que hay presencia de cúmulos de microburbujas en la solución, que actúan como núcleos de cavitación cuando las ondas de choque atraviesan el líquido. Cuando la salinidad aumenta a 35 %, estos cúmulos parecen más grandes y densos,

pero aparentemente desaparecen por completo a 360 %. Cuando la salinidad aumenta aún más, se observa un aumento pronunciado en el tamaño de la nube de cavitación. Después de eso, el tamaño de la nube de cavitación disminuye con el aumento de la salinidad y alcanza un tamaño similar al de agua destilada en solución saturada. (21)

Parte de la energía acústica se disipa en la fase líquida, que tiene una impedancia acústica mucho mayor comparada con la nube de cavitación vaporosa; esto genera consumo de energía adicional a altas presiones ambientales y dificulta el desarrollo de la nube de cavitación. La frecuencia de oscilación de la nube de cavitación principal generalmente aumenta al aumentar la presión ambiental, mientras que disminuye al aumentar la amplitud de la bocina. A medida que aumenta el tamaño de la cavitación, la frecuencia principal de la cavitación disminuye, debido a que la burbuja crece en mayor tiempo y en consecuencia, el colapso tarda más. La frecuencia de oscilación característica de la nube de cavitación está fuertemente correlacionada con el tamaño promedio de la nube de cavitación. Las ondas de choque de las burbujas que colapsan ocurren con frecuencias de unos pocos MHz. La frecuencia característica disminuye al aumentar la amplitud pero aumenta al aumentar la presión ambiental. La nube de cavitación bajo una punta más ancha tiene una frecuencia de oscilación más baja bajo las mismas condiciones de operación (misma presión y amplitud), las nubes más grandes requieren más tiempo para colapsar. Cuando la viscosidad aumenta y la presión de vapor disminuye junto con el aumento de la salinidad, la tensión superficial, que aumenta debido a la salinidad, encoge aún más las burbujas y las estabiliza en un diámetro promedio más pequeño. (19)

El tamaño medio de la cavitación aumenta con la amplitud de la bocina, independientemente del diámetro de la punta de la bocina, a medida que se incrementa la presión ambiental, el tamaño promedio de las nubes disminuye. El comportamiento de la cavitación no cambia con la profundidad de inmersión, solo cuando la distancia entre la punta y la superficie libre del líquido se minimiza - debido a la turbulencia en la vecindad de la punta, el aire se mezcla con el líquido. (21)

Nazari-Mahroo H. y cols. realizaron una investigación acerca de la dinámica de una única burbuja de cavitación teniendo en cuenta la viscosidad del líquido huésped; bajo diversas condiciones, presión de 1 atm, temperatura de 20°C, velocidad de sonido de 1483 m/s, densidad del líquido 998 kg/m³, tensión superficial 0.07 N/m y una frecuencia de 30 kHz. Los resultados indicaron que la viscosidad puede cambiar ligeramente la dinámica de la burbuja en fase de colapso solo cuando esta es más alta. Además, cuando disminuye el radio ambiental de la burbuja y la frecuencia ultrasónica, se puede

observar que cuanto más fuerte sea el colapso de la burbuja, más significativo será el efecto de la viscosidad del líquido. Lioce E. y cols. revelan que no hay diferencia en el diámetro de las nanoburbujas antes y después de la aplicación de US. (18)

En el artículo de Wydra A. y col. mencionado anteriormente también observaron que la atenuación se midió en la muestra a 1 MHz y 2,25 MHz. No se demostró una relación entre la atenuación y la densidad. Sin embargo, se predice que la atenuación es mayor para las frecuencias más altas de la onda ultrasónica. La muestra con semillas de amapola, permite ver que la atenuación ultrasónica y la velocidad del sonido dependen de la porosidad y la frecuencia. Los valores obtenidos de atenuación aumentan de manera proporcional con la porosidad de la muestra, esto ocurre sólo hasta un cierto nivel de porosidad, alrededor del 70 %, este hecho se repitió con tres frecuencias (0,5 MHz, 1 MHz y 2,25 MHz.) (13)

Por otra parte, Fujita F. y cols. en el análisis de ondas separadas mostraron que los coeficientes de atenuación a una frecuencia fija fueron constantes durante la propagación de la onda. Hubo una pequeña disminución en la atenuación de onda lenta con espesor inferior a 2,5 mm, esto posiblemente provenga de los efectos de superposición con las ondas rápidas. La onda rápida se atenúa fuertemente en la etapa inicial de la propagación, este evento fue muy marcado cuando el espesor de la muestra era menor de 4 mm. (20)

Füzesi K. y cols. en su estudio indican que el coeficiente de atenuación aumenta de forma no lineal con la frecuencia. También, calcularon el coeficiente de atenuación para cada temperatura sobre todas las muestras, a partir del cual se calculó el coeficiente de atenuación, se encontró que el valor fue de $1,434 \pm 0,025$ y no hubo una relación con la temperatura. Sin embargo, con un rango de temperaturas de entre 20 y 37 °C, se observó una disminución de 1 dB/cm a 10 MHz. (14)

Fellah Z. y cols. realizaron una investigación con el fin de estudiar la sensibilidad del coeficiente de reflexión y las ondas reflejadas por la primera interfaz del material poroso sobre las superficies viscosa y térmica. Existen dos tipos de materiales, los absorbentes que son los que mejor reflejan la señal incidente, y la reflexión es proporcional a su resistividad, y por otro lado los materiales poco absorbentes, los primeros son más sensibles a las superficies viscosas y térmicas, es por esto que es fundamental tenerlas en cuenta para la atenuación de las ondas reflejadas por la primera interfaz del material poroso, ya que desprestigiar estos dos parámetros significaría eventualmente sobrestimar o subestimar la porosidad, la tortuosidad y las longitudes características. Tanto la

porosidad como la tortuosidad son los parámetros más influyentes que afectan la onda reflejada por la primera interfase del material. (21)

Mantsevich S.N indagó sobre el proceso de reflexión del haz acústico sobre el cristal de molibdato de calcio, pudo observar que la reflectancia del haz acústico influye considerablemente en la estructura del haz acústico, es decir que la reflexión afecta significativamente la estructura del campo acústico, provocando la redistribución de la energía acústica en el haz y la inclinación de los frentes de onda del campo ultrasónico. Por otro lado, el haz difractado está formado por la suma de ondas parciales generadas a lo largo de toda la longitud de la celda, generando así falta de homogeneidad en el campo acústico. La estructura no homogénea del campo acústico influye en la colinealidad del haz ultrasónico. (22)

De acuerdo al estudio realizado por Jinhyuk K. y cols. se indica que la frecuencia de resonancia (f_r) simulada, fue de 30 kHz con una impedancia mínima de 137,19 Ω , mientras que la frecuencia de antiresonancia (f_a), fue de 30,52 kHz con una impedancia máxima de 12,30 k Ω , mientras que en los resultados experimentales, f_r y f_a fueron 30,90 kHz y 31,26 kHz y las impedancias correspondientes fueron 130,74 Ω y 13,59 k Ω , se llegó a la conclusión que la pequeña diferencia entre los resultados podría ser debido a los diferentes materiales utilizados en la simulación y su configuración física. Por otro lado, Fujita F. encontró una relación entre la disminución de la frecuencia (aparente) de la onda rápida con la modificación del espesor de la muestra, mientras que la frecuencia de onda lenta no parece mostrar variaciones. (15) (20)

En la investigación de Jinhyuk K. y cols. la potencia radiada por el transductor con modalidad de onda continua con 100 VPP (voltaje pico a pico) con un factor de trabajo del 70 % produjo 4,80 W promediada en el tiempo (P_{temp}) durante 180 s y mientras que en el caso de la modalidad pulsada fue de 6,46 W en las mismas condiciones. En el caso de utilizar 200 VPP, onda continua y onda pulsada, produjeron una P_{temp} de 9,73 W y 9,03 W, respectivamente. Por otro lado, se encontró que, el transductor activado por onda continua con 100 VPP emitieron presiones máximas positivas y negativas de 5,10 kPa y -8,49 kPa, respectivamente, con una presión de pico a pico de 13,59 kPa, mientras que para la modalidad pulsada con 100 VPP, los valores correspondientes fueron 3,39 kPa, -3,8 kPa y 7,19 kPa, se determinó que a medida que aumentaba la amplitud eléctrica aplicada, también aumentaban las presiones positiva y negativa, pudiéndose observar un valor máximo de 24,84 kPa en onda continua con 200 VPP, mientras que el valor más pequeño de 7,55 kPa se obtuvo con onda pulsada a 100 VPP. (15)

Fujita F. y cols. observaron que la propagación de la onda ultrasónica varía de acuerdo con el espesor de las distintas muestras. Se vieron dos ondas más gruesas que se superpusieron gradualmente en las muestras más delgadas. Durante la propagación, la amplitud de la onda en el dominio del tiempo disminuyó rápidamente en el estado inicial de propagación de la onda, junto con un aumento en el período de la onda. A medida que avanza la propagación de la onda, la frecuencia nominal de la onda del pulso se vuelve más baja, además de que la propagación aparente parece disminuir debido a que el coeficiente de atenuación se vuelve más pequeño. (20)

Žauhar G. y cols. indagaron sobre un nuevo método para poder verificar el ERA de los cabezales usados para aplicar ultrasonido en fisioterapia. Para llevarlo a cabo, se expusieron los transductores a una loseta absorbente acústica, parte de la cual contiene un pigmento termocrómico al haz ultrasónico, formando así una imagen bidimensional del perfil de intensidad del transductor. Se analizaron 9 cabezales. También se midieron los perfiles de haz para diferentes intensidades para explorar la influencia del cambio de intensidad en el perfil del haz y cálculo del ERA. Se encontró que las diferencias entre los ERA informados y los valores obtenidos experimentalmente variaron entre +2.8% y 24%, lo que indica que, por lo general el método termocrómico tiende a subestimar el valor de ERA, motivo por el cual se deben hacer interpretaciones con cautela. Asimismo, se debe tener en cuenta que el calor del ERA se mantuvo constante solo en los primeros dos minutos, después de ese período, las variaciones en los valores obtenidos se vuelven más pronunciados. (23)

También se observó que los transductores elegidos tienen patrones de intensidad de haz muy diferentes, algunos poseen una naturaleza relativamente uniforme de la distribución de intensidad, mientras otros no, siendo estos potenciales transductores de "punto caliente". Las diferencias encontradas en los valores de ERA calculados para dos intensidades diferentes estuvieron dentro del 5%. La presencia de un efecto no lineal es evidente particularmente en el perfil de haz para intensidades más altas. (23)

La propagación de las ondas ultrasónicas fue investigada por Lacaze B., quien estudió la propagación aleatoria en tres líquidos distintos con una atenuación en teoría idéntica. Se identificó que los tiempos de propagación aleatorios pueden modelar la propagación de ondas, usando leyes de probabilidad estables, particularmente en ultrasonidos de altas frecuencias. En los tres casos, los resultados dependen conjuntamente del ajuste de la atenuación y de la variación de velocidad. (24)

Autor	Título	Año	Diseño	Objetivo	Variables	Métodos	Resultados
Fujita, F.	<i>An experimental study on the ultrasonic wave propagation in cancellous bone: waveform changes during propagation</i>	2013	Experimental	Investigar el mecanismo de propagación de la onda rápida en la etapa inicial. Mediante mediciones ultrasónicas precisas utilizando una técnica de inmersión de pulsos	Atenuación Propagación de onda Frecuencia	Se utilizaron muestras rectangulares de hueso esponjoso equino, expuestas a US con frecuencias de 0,7 a 1,5 MHz, dentro de un tubo acústico. Se realizaron 441 mediciones. Se seleccionaron intervalos de tiempo y picos donde la superposición de ondas fue menor para estimar la frecuencia y amplitud aparentes. Para obtener la atenuación se usaron los datos medidos por el transductor. Para evitar los efectos de superposición, se adoptaron las amplitudes de los primeros picos pequeños para estimar las atenuaciones de las ondas rápidas. Para la onda lenta, se adoptó la última amplitud máxima positiva.	La propagación fue estudiada de acuerdo a la variación del espesor de la muestra y se encontró que las dos ondas estaban claramente separadas en las muestras con espesores superiores a 5 mm. La disminución característica en la atenuación aparente de la onda rápida fue evidente en la etapa inicial de la propagación de la onda.
Nowak, K.	<i>Comparison of methods for the determination of sound velocity in biological materials: A case study</i>	2013	In vitro	Identificar los más simples y los el más preciso de cinco métodos para la determinación de la velocidad del sonido en la carne, y comparar los resultados obtenidos por esos métodos.	Velocidad del sonido	Se utilizaron cortes del musculo longisimo dorsal porcino de dos espesores 20 y 10 mm ± 2mm. Se utilizó US con frecuencia de 100 MHz. Se evaluaron cinco métodos distintos (M1, M2, M3, M4, M5) a tres temperaturas, (post-almacenamiento 5,0 a 7,5 °C / ambiente 19,5–21,5°C / vital 36,5–39,5°C)	Los métodos probados sugieren que M3 y M4 son los más adecuados para Determinación de la velocidad del sonido en tejido muscular de cerdo. Las temperaturas de post-almacenamiento, sala y vital alcanzaron 1555 m/s, 1599 y 1623 m/s, respectivamente.

Autor	Título	Año	Diseño	Objetivo	Variables	Métodos	Resultados
Wang, C.	<i>Cavitation microstreaming generated by a bubble pair in an ultrasound field</i>	2013	Experimental	Proporcionar información sobre el mecanismo de la dinámica de la cavitación relacionada con cúmulos de burbujas en regiones relativamente débiles de campos de ultrasonido	Velocidad de transmisión acústica radial y tangencial	Se desarrolló una teoría analítica para calcular la velocidad de transmisión acústica dentro y fuera de las burbujas para el caso de un par de burbujas suspendidas en un líquido viscoso ilimitado, teniendo en cuenta el volumen y los modos de traslación.	La interacción entre burbujas puede afectar la magnitud y dirección de la transmisión acústica, especialmente para los componentes tangenciales fuera de las burbujas. La transmisión acústica se intensifica a medida que aumenta el radio de la burbuja vecina y se debilita a medida que aumenta la distancia entre las burbujas.
					Distancia entre burbujas		
Wydra, A.	<i>A novel composite material specifically developed for ultrasound bone phantoms: cortical, trabecular and skull</i>	2013	Experimental	Presentar las propiedades de nuevos materiales diseñados para desarrollar maniqués para la investigación ultrasónica. Fabricar maniqués óseos trabeculares con propiedades acústicas satisfactorias	Velocidad del sonido	Se crearon distintos fantasmas óseos con material epoxi que imita las propiedades acústicas de los huesos humanos con diferentes composiciones para estimar la relación entre las propiedades ultrasónicas y la densidad del material. La velocidad del sonido y la atenuación del ultrasonido se midieron utilizando dos conjuntos de un par de transductores a dos frecuencias para cada uno: 1 MHz y 2,25 MHz.	La atenuación en los huesos depende de dos factores: la absorción y dispersión. El primero es el principal determinante de la atenuación en los huesos corticales. El segundo, dependiendo de la porosidad, pasa a ser un principal determinante de la atenuación en los huesos trabeculares. En el caso de los maniqués investigados y fabricados, se puede suponer que la atenuación medida en los maniqués de hueso cortical (con casi 0% de porosidad) se debe principalmente a su absorción.
					Atenuación		

Autor	Titulo	Año	Diseño	Objetivo	Variables	Métodos	Resultados
Lioce, E. E. A. N.	<i>Therapeutic ultrasound in physical medicine and rehabilitation: characterization and assessment of its physical effects on joint-mimicking phantoms</i>	2014	Experimental	Evaluar cuantitativamente los efectos térmicos y mecánicos del ultrasonido terapéutico (US) en un fantasma que simula una articulación, hecho de material equivalente al músculo, utilizando equipo clínico de US.	Temperatura Potencia de salida Cavitación	Se creó un fantasma que imita una articulación que fue expuesto a sonación, los materiales utilizados son similares al tejido muscular. El fantasma contiene dos discos óseos que simulan una articulación profunda (tratada a 1 MHz) y una articulación superficial (tratada con 3 MHz). Se insertaron sondas térmicas en posiciones fijas, para probar los efectos mecánicos (cavitacionales), se utilizó un globo de látex lleno de nanoburbujas cargadas de oxígeno.	Se detectaron aumentos significativos de temperatura (hasta 17 °C) con campo fijo utilizando ondas continuas tanto delante como detrás de los huesos, este aumento se verá acentuado o atenuado de acuerdo al tipo de onda (pulsada o continua) y al modo de aplicación (campo fijo o de masaje). No se encontraron diferencias significativas en los efectos mecánicos.
Lacaze B.	<i>Behavior of ultrasounds crossing perfluorocarbon liquids and random propagation times</i>	2015	Experimental	Verificar si la propagación aleatoria se pueden usar para modelar los datos donde la atenuación es idéntica en tres tipos de líquidos supuestamente, y se estima a partir de un conjunto de datos.	Propagación de onda	Se aplicó un el método para estudiar el comportamiento de tres líquidos de perfluorocarbono aquí denotados como P1, P2 y P3. Los tiempos de propagación aleatorios pueden modelar la propagación de ondas, usando leyes de probabilidad estables, particularmente en ultrasonidos de altas frecuencias, superior a 100 MHz.	En los tres casos, los resultados dependen conjuntamente del ajuste de la atenuación y de las medidas de las variaciones de velocidad .

Autor	Titulo	Año	Diseño	Objetivo	Variables	Métodos	Resultados
Žauhar G.	<i>Quantitative testing of physiotherapy ultrasound beam patterns within a clinical environment using a thermochromic tile</i>	2015	Experimental	Investigar la posibilidad de emplear un nuevo método dentro de un entorno clínico para la verificación de ERA de cabezales de tratamiento de ultrasonidos de fisioterapia.	ERA Intensidad	El método consiste en exponer una loseta absorbente acústica, parte de la cual contiene un pigmento termocrómico, al haz ultrasónico, formando así una imagen de la intensidad del transductor. Se estudiaron nueve cabezales de tratamiento de ultrasonido de fisioterapia diferentes, utilizados actualmente. Se compararon los resultados experimentales con los valores de ERA especificados por el fabricante.	Las diferencias en los valores de ERA calculados para dos intensidades diferentes estuvieron dentro del 5%. La presencia de un efecto no lineal es evidente particularmente en el perfiles de haz para intensidades más altas.
Mantsevich S.	<i>Investigation of acoustic beam reflection influence on the collinear acousto-optic interaction characteristics</i>	2016	Experimental	Analizar el proceso de reflexión del haz acústico sobre el cristal de molibdato de calcio.	Reflexión Difracción Amplitud Campo acústico	Se examina la influencia del proceso de reflexión del haz acústico en la estructura del campo de ultrasonido en la celda acusto-óptica y las características de difracción acústico-óptica colineal. La investigación se lleva a cabo utilizando el ejemplo del filtro acústico-óptico colineal fabricado a base de cristal de molibdato de calcio. La frecuencia utilizada fue de 46 MHz.	La reflexión afecta significativamente la estructura del campo acústico, provocando la redistribución de la energía acústica en el haz y la inclinación de los frentes de onda del campo ultrasónico. La estructura no homogénea del campo acústico influye en la colinealidad.

Autor	Título	Año	Diseño	Objetivo	Variables	Métodos	Resultados
Füzesi, K.	<i>Temperature dependence of speed of sound and attenuation of porcine left ventricular myocardium</i>	2018	In vitro	Calcular los coeficientes de temperatura de la velocidad del sonido y el coeficiente de atenuación en tejido miocárdico porcino y compararlos con los valores existentes.	Dispersión Velocidad de sonido Atenuación	Se investigó la velocidad de propagación y la atenuación del miocardio ventricular izquierdo porcino sano (N=5) en un rango de frecuencia de 2,5-13,0 MHz.	Las diferencias en la velocidad del sonido se pueden atribuir a una variedad de causas, que incluyen diferentes composiciones del tejido, diferente frecuencia de referencia, uso de agua destilada versus solución salina, muerte celular, edad de los animales.
Nazari-Mahroo H.	<i>How important is the liquid bulk viscosity effect on the dynamics of a single cavitation bubble?</i>	2018	Experimental	Investigar la influencia de la viscosidad del líquido en la dinámica de una única burbuja de cavitación se estudia numéricamente mediante el modelo de Gilmore, teniendo en cuenta la viscosidad del líquido huésped.	Radio de la burbuja Temperatura Presión Viscosidad Amplitud Dinámica de la burbuja	Las características de cavitación de una sola burbuja esférica de argón en agua se estudiaron numéricamente bajo diversas condiciones, para capturar los efectos de la viscosidad del líquido. Estas fueron, presión de 1 atm, temperatura 20C°, velocidad del sonido de 1483m/s, densidad del líquido 998 kg/m ³ , tensión superficial 0.07 N/m/, frecuencia de 30kHz, n=7.15 y B=3049.31 atm (n y B constantes de isentrópica)	La viscosidad aparente del líquido afecta ligeramente la dinámica de la burbuja en la fase de colapso. Este efecto se vuelve significativo sólo con amplitudes ultrasónicas elevadas y viscosidades elevadas. La viscosidad aparente tiene claramente mucha más influencia sobre la presión que sobre la temperatura. Estas observaciones llevan a considerar que en los sistemas estudiados, la viscosidad aparente juega un papel no despreciable solo a amplitudes y velocidades ultrasónicas más altas.

Autor	Título	Año	Diseño	Objetivo	Variables	Métodos	Resultados
Fellah Z.	<i>Influence of Higher Order Viscous and Thermal Effects on an Ultrasonic Wave Reflected from the First Interface of a Porous Material</i>	2022	Experimental	Estudiar la sensibilidad del coeficiente de reflexión y las ondas reflejadas por la primera interfaz del material poroso sobre las superficies viscosa y térmica.	Reflexión	Se usaron frecuencias de 190 kHz. Se utilizó una placa de metal rígida que sirvió como espejo acústico para medir la onda emitida por el transductor. Las señales recibidas se amplificaron a 90 dB y se filtraron por encima de 1 MHz para evitar el ruido de alta frecuencia	Parece que la porosidad y la tortuosidad son los parámetros más influyentes que afectan la onda reflejada por la primera interfase del material poroso. Se observa variación del coeficiente de reflexión en función de la frecuencia cuando se tienen en cuenta o no las superficies viscosa y térmica en las expresiones de la tortuosidad dinámica y compresibilidad.
					Amplitud		
Jinhyuk K.	<i>Acoustic and Thermal Characterization of Therapeutic Ultrasonic Langevin Transducers under Continuous- and Pulsed Wave Excitations</i>	2022	In vitro	Investigó la influencia de las condiciones de excitación eléctrica en el funcionamiento de un transductor Langevin	Presión	Se colocó un sensor del hidrófono a 2 mm de la punta para evaluar la presión acústica. La punta del transductor se insertó en dos muestras biológicas: grasa porcina y tejido muscular bovino. Además, se implantó un termopar tipo T en esos tejidos para cuantificar el aumento de temperatura inducido por la energía acústica. Se empleó un medidor de potencia ultrasónico para evaluar la potencia acústica. La frecuencia usada fue de 30 kHz.	Transductores impulsados por impulsos podrían ser adecuados para procedimientos con tratamientos de tejidos sensibles, logrando una menor generación de calor cerca del transductor debido a una mejor eficiencia de conversión.
					Temperatura		
					Potencia de salida		
					Frecuencia		

Autor	Titulo	Año	Diseño	Objetivo	Variables	Métodos	Resultados
Kozmus G.	<i>Characterization of cavitation under ultrasonic horn tip – Proposition of an acoustic cavitation parameter</i>	2022	Experimental	Encontrar la correlación entre las condiciones de operación, las propiedades del líquido y el comportamiento de la cavitación para describir las propiedades de la cavitación con un parámetro que implica una representación básica del tamaño o volumen de la cavitación debajo de la punta del cuerno.	Presión generada por cavitación Tamaño de burbuja, nube Energía acústica Frecuencia de cavitación	Los fenómenos de cavitación se estudiaron utilizando un homogeneizador ultrasónico con una frecuencia de conducción de 20 kHz y dos diámetros de punta, la temperatura del líquido, se mantuvo a $25^{\circ} \text{C} \pm 0,5^{\circ} \text{C}$, la profundidad de inmersión fue de 4 cm.	Los resultados muestran que el tamaño de la cavitación depende en gran medida de la presión ambiental y del ajuste de amplitud. La frecuencia de colapso de la nube de cavitación principal depende en gran medida del tamaño de la nube de cavitación, ya que una nube de cavitación más grande tarda más en crecer y colapsar, lo que da como resultado frecuencias más bajas. La adición de sal tiene efecto sobre la tensión superficial, la viscosidad y la presión de vapor de la solución, esto incluso en pequeñas cantidades, puede cambiar significativamente el tamaño y la apariencia de la cavitación.

XI. Discusión

Dentro de los estudios analizados, se puede observar que no hay uniformidad en las variables investigadas por los distintos autores. Es decir que no hay un consenso acerca de cuáles son los parámetros físicos que influyen en la aplicación de US terapéutico. Por lo que los artículos encontrados podrían considerarse insuficientes a la hora de trasladarlos a la práctica clínica. Indicando de la necesidad de un mayor número de estudios de para poder obtener resultados estadísticamente significativos.

El método con mayor eficacia para cuantificar la velocidad de sonido de acuerdo con Nowak, K. y col. desestima el impacto de los distintos espesores en las muestras para dicho fin. Sin embargo, los otros métodos evaluados, considerados menos eficaces, lo contemplan y reflejan una adición de 16-17 m/s para los ejemplares de 20 mm de espesor.

De acuerdo con Wydra A. y cols. no existe una correlación significativa entre la velocidad del ultrasonido y la frecuencia, lo que coincide con la literatura consultada por los autores. A pesar de que, conforme a la bibliografía consultada, la velocidad de conducción del ultrasonido es el producto de la longitud de onda y la frecuencia.

En concordancia con los hallazgos de Füzési K. y cols., encuentran relación entre la temperatura y la velocidad de sonido, la misma fue de 1,103 m/s/°C, este hallazgo fue ligeramente inferior a los resultados informados por los estudios consultados por los autores. Estas diferencias en la velocidad del sonido halladas se pueden atribuir a distintas causas, como las diversas composiciones del tejido incluyendo el porcentaje de contenido de grasa, la utilización de diferentes frecuencias, uso de agua destilada o solución salina, muerte celular, edad de los animales. En general, la velocidad obtenida para temperaturas decrecientes parece ser consistente con los datos obtenidos previamente.

En cuanto a la temperatura generada por el US, tanto Lioce E. y cols. y Jinhyuk K y cols. concuerdan que hay una relación entre la técnica de aplicación y la modalidad del US, la modalidad de onda continua generó un incremento en la variable mayor que la pulsada, mientras que la forma de aplicación estacionaria también aumentó más la temperatura que la de masaje. Lo expresado anteriormente concuerda con lo mencionado en la literatura consultada.

Al momento de analizar los artículos seleccionados cuyo objetivo era indagar sobre la cavitación, se puede observar que no hubo consenso al momento de su estudio, es decir se tuvieron en cuenta distintos aspectos de dicha variable como, tamaño de la nube,

radio de la burbuja, distancia entre burbujas; esto conduce a que el análisis no pueda ser concluyente.

Tanto Wydra A. y cols. como Fűzesi K. y cols. encontraron una relación entre la atenuación de la onda ultrasónica y la frecuencia. Es decir que a mayor frecuencia mayor será la atenuación. Sin embargo, Wydra indica que esta relación es proporcional y Fűzesi lo contrario, este último también tuvo en cuenta la porosidad de la muestra como un factor importante en la atenuación de la onda. Por otra parte, el estudio realizado por Fujita F. y cols., en concordancia con lo expuesto por Wydra A. y cols., indica que la atenuación fue constante mientras la frecuencia se mantuvo fija.

Wydra A y cols. obtienen valores de atenuación similares en huesos corticales bovinos ($2 \text{ dB MHz}^{-1} \text{ cm}^{-1}$ a la densidad de $2,1 \text{ g cm}^{-3}$) y en sus muestras creadas con semillas de amapola ($18,9\text{--}54,1 \text{ dB cm}^{-1}$ a 1 MHz y $33,5\text{--}58,0 \text{ dB cm}^{-1}$ a $2,25 \text{ MHz}$), lo cual coincide con los datos consultados por el autor previamente.

Fűzesi K. y cols. concuerdan con la bibliografía consultada donde notaron que la pendiente de atenuación versus temperatura para el hígado bovino variaba sustancialmente y se encontraba fuertemente influenciada por el contenido de grasa del tejido, pero se encontró que en su mayoría estaba en el rango de $-0,03$ a $-0,10 \text{ dB/cm/}^{\circ}\text{C}$ a 7 MHz mientras que el estudio analizado encuentra una pendiente de $-0,11 \text{ dB/cm/}^{\circ}\text{C}$ a 10 MHz para temperaturas decrecientes. Sin embargo, no se debe perder de vista que las frecuencias utilizadas se encuentran fuera del rango terapéutico habitual.

Así también, los estudios realizados por Fűzesi K. ($2,5 - 13 \text{ MHz}$), Jinhyuk K. (30kHz), Nazari-Mahroo H. (30 kHz), Mantsevich S. (46 MHz), Kozmus G. (20 kHz), Lacaze B. (100MHz), Fellah Z. (190 kHz) y Nowak, K. (100 MHz) junto con sus respectivos colaboradores, utilizan frecuencias que se encuentran fuera del rango utilizado con fines terapéuticos, sin informar qué tipo de ultrasonido utilizan. Por lo que resulta dificultoso extrapolar a la práctica clínica.

Según Fujita F. y cols. la propagación de la onda ultrasónica varía de acuerdo con el espesor de la muestra. También indica que hay una relación lineal con la frecuencia, es decir que a medida que disminuye la propagación la frecuencia se reduce. Además, el autor tiene en cuenta la relación existente entre la atenuación y la propagación. En concordancia con Lacaze B. la propagación de la onda depende tanto de la atenuación, punto que coincide con el autor antes mencionado, como de la variación de velocidad.

Žauhar G. y cols. halló una discrepancia del $2,8 -24\%$ entre el ERA calculado con método termocrómico y los reportados con anterioridad y este se mantuvo constante solo por

dos primeros minutos. Por lo que es posible que los valores obtenidos en este estudio se encuentren subestimados, por lo que es necesario una mejor calidad de estudios para realizar interpretaciones.

XII. Conclusión

De acuerdo con los resultados obtenidos a partir de los estudios científicos analizados, se puede concluir que, la absorción está determinada por la frecuencia, la cual estaría influenciada por la profundidad de hemireducción que se vería afectada por los fenómenos de difracción y refracción originadas por el tejido sobre el que se aplica. Por otra parte, la propagación se vería afectada por el espesor del tejido en cuestión y por la atenuación generada por el mismo.

El espesor del tejido se encontraría relacionado con la velocidad del sonido, la conformación del tejido sobre el que se incide es importante, el porcentaje graso, proteico y porosidad impactarían en la velocidad del sonido ya que estos poseerán mayores concentraciones, de líquido y aire. Otro factor que influiría en la velocidad del sonido es la temperatura del tejido sobre el que se actúa, cuando haya un aumento en la temperatura la velocidad de sonido aumentará. Los factores mencionados con anterioridad se relacionarían directamente con la transmisión y dispersión del ultrasonido.

Los parámetros a considerar al aplicar ultrasonido serían, la frecuencia se debe tener en cuenta que la magnitud de esta se vincula con la profundidad, ya que al aumentar la frecuencia disminuye la profundidad como se expone en la bibliografía consultada con anterioridad. Si se desearía disminuir la superficialidad en este caso se debería aumentar la intensidad, este factor se vería influenciado por la absorción y atenuación del ultrasonido generada por los tejidos.

Además, sería necesario tener en cuenta la temperatura de la piel y los tejidos al momento de aplicar el ultrasonido, esto se debería a que cuando hay menor temperatura la velocidad se vería reducida. También sería necesario contemplar la modalidad del ultrasonido y la técnica de aplicación que se utilizaría, ya que si la modalidad seleccionada es continua habría un efecto térmico más marcado en comparación a la utilización de la modalidad pulsada. En cuanto a la técnica de aplicación se observó que al aplicarla de manera estacionaria podría generarse un incremento mayor de temperatura que con la de masaje.

Se debería contemplar que tanto la utilización de intensidades muy elevadas y la técnica de aplicación estacionaria en podría ser potencialmente perjudicial en tejidos

superficiales, ya que es probable que se generen lesiones del mismo por el aumento de efectos térmicos. Además, el uso de onda continúa también aumentaría el efecto térmico del ultrasonido por lo que se debería tener precaución. La técnica de aplicación antes mencionada podría, además, generar dolor perióístico debido a la gran magnitud de onda reflejada.

XIII. Referencias bibliográficas

1. Cromer AH. Ondas. En: Física para las ciencias de la vida. 2ª ed. Barcelona: Reverté; 2009. p. 284-324
2. Kane JW, Sternheim MM. El sonido. En: Física. 2ª ed. Barcelona: Reverté; 2010. p. 491-514
3. Watson T. Terapia con ultrasonidos. En: Electroterapia - Práctica basada en la evidencia. Young SR y Watson T. 12ª ed. Barcelona: Elsevier; 2009. p.179 - 200
4. Almirón M. A brief review on therapeutic ultrasound. Med.clín.soc. [Internet]. 2019 [citado el 10 de Mayo de 2023]; 3 (2):62- 67. Disponible en: <https://medicinaclinicaysocial.org/index.php/MCS/article/view/89/140>
5. Rodríguez Martín JM. Ultrasonidos. En: Electroterapia en fisioterapia. 2ª ed. Madrid: Médica panamericana; 2004. p. 515- 552
6. Plaja J. Ultrasonido, vibración y ondas de choque. En: Analgesia por medios físicos. 1ª ed. Madrid: Mc Graw-Hill/Interamericana; 2003. p.115-154
7. Wickler M. Física en Kinesiología. Modelo Didáctico basado en competencias [tesis doctoral]. Rosario (Argentina): IUNIR; 2018
8. Haar G. Ultrasound: The versatile energy source. International Journal of Hyperthermia. [Internet] 2015 [citado el 18 de julio de 2023]; 31(2), 75-76. Disponible en: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/02656736.2015.1011716>
9. da Silva A.N.G., de Oliveira J.R.S., Madureira Á.N.M., Lima W.A., Lima V.L.M. Biochemical and Physiological Events Involved in Responses to the Ultrasound Used in Physiotherapy: A Review. Ultrasound Med Biol. [Internet] 2022 [citado el 18 de julio de 2023] 48(12):2417-2429. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36115728/>
10. Draper D.O. Facts and misfits in ultrasound therapy: steps to improve your treatment outcomes. EUR J PHYS REHABIL MED. [Internet] 2014 [citado el 18 de julio de 2023]; 50, 209-216 Disponible en: <https://www.minervamedica.it/en/journals/europa-medicophysica/article.php?cod=R33Y2014N02A0209>
11. Watson T, Young SR. Contraindicaciones, riesgos y precauciones. En: Electroterapia, práctica basada en la evidencia. 12°. Elsevier; 2009. p. 363–388.
12. Nowak K.W., y Markowski M. A comparison of methods for the determination of sound velocity in biological materials: A case study. Ultrasonics. [Internet] 2013 [citado el 18 de julio de 2023]; 53(5), 923–927. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350417722002553>

13. Wydra A., y Maev R.G. A novel composite material specifically developed for ultrasound bone phantoms: cortical, trabecular and skull. *Physics in Medicine and Biology*. [Internet] 2013 [citado el 18 de julio de 2023]; 58(22), 303–319. Disponible en: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/58/22/N303>

14. Füzési K., Ilyina N., Verboven E., Van Den Abeele K., Gyöngy M., y D'hooge J. Temperature dependence of speed of sound and attenuation of porcine left ventricular myocardium. *Ultrasonics*. [Internet] 2018 [citado el 18 de julio de 2023]; 82, 246–251. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0041624X17301415>

15. Jinhyuk K. y Jungwoo L. Acoustic and Thermal Characterization of Therapeutic Ultrasonic Langevin Transducers under Continuous- and Pulsed Wave Excitations. *Sensors*. [Internet] 2022 [citado el 18 de julio de 2023]; 22, 9006. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/365651071_Acoustic_and_Thermal_Characterization_of_Therapeutic_Ultrasonic_Langevin_Transducers_under_Continuous-_and_Pulsed_Wave_Excitations

16. Nazari-Mahroo H.K., Pasandideh H.A., Navid R., Sadighi-Bonabi. How important is the liquid bulk viscosity effect on the dynamics of a single cavitation bubble?. *Ultrasonics Sonochemistry*. [Internet] 2018 [citado el 18 de julio de 2023]; 49, 47-52. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1350417718304863>

17. Lioce E.E.A.N., Novello M., Durando G., Bistolfi A., Actis, M. V., Massazza, G., et al. Therapeutic Ultrasound in Physical Medicine and Rehabilitation: Characterization and Assessment of Its Physical Effects on Joint-Mimicking Phantoms. *Ultrasound in Medicine & Biology*. [Internet] 2014 [citado el 18 de julio de 2023]; 40(11), 2743–2748. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25220275/>

18. Wang C., y Cheng J. Cavitation microstreaming generated by a bubble pair in an ultrasound field. *The Journal of the Acoustical Society of America*. [Internet]. 2013 [citado el 18 de julio de 2023]; 134(2), 1675–1682. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23927208/>

19. Kozmus G., Zevnik J., Hočevár M., Dular M., Petkovšek M. Characterization of cavitation under ultrasonic horn tip – Proposition of an acoustic cavitation parameter. *Ultrasonics Sonochemistry*. [Internet]. 2022 [citado el 18 de julio de 2023]; 134(2), 1675–1682. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23927208/>

- 2023]; 89, 106-159. Disponible en:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350417722002553>
- 20.** Fujita F., Mizuno K., y Matsukawa M. An experimental study on the ultrasonic wave propagation in cancellous bone: Waveform changes during propagation. *The Journal of the Acoustical Society of America*. [Internet]. 2013 [citado el 18 de julio de 2023]; 134(6), 4775–4781. Disponible en:
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25669289/>
- 21.** Fellah Z. E. A., Roncen R, Ongwen N.O., Ogam E, Fellah M, Depollier C. Influence of Higher Order Viscous and Thermal Effects on an Ultrasonic Wave Reflected from the First Interface of a Porous Material. *Materials (Basel)* [Internet]. 2022 [citado el 18 de julio de 2023]; 15(3): 798-822. Disponible en:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8836579/>
- 22.** Mantsevich S. N. Investigation of acoustic beam reflection influence on the collinear acousto-optic interaction characteristics. *Ultrasonics* [Internet]. 2016 [citado el 18 de julio de 2023]; 70: 92–97. Disponible en:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0041624X16300300#!>
- 23.** Žauhar G., Radojčić Đ.S., Dobravac D., y Jurković S. Quantitative testing of physiotherapy ultrasound beam patterns within a clinical environment using a thermochromic tile. *Ultrasonics* [Internet]. 2015 [citado el 18 de julio de 2023]; 58: 6–10. Disponible en:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0041624X15000086?via%3Dihub>
- 24.** Lacaze, B. Behavior of ultrasounds crossing perfluorocarbon liquids and random propagation times. *Ultrasonics* [Internet]. 2015 [citado el 18 de julio de 2023]; 63: 130–134. Disponible en:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0041624X15001675?via%3Dihub>