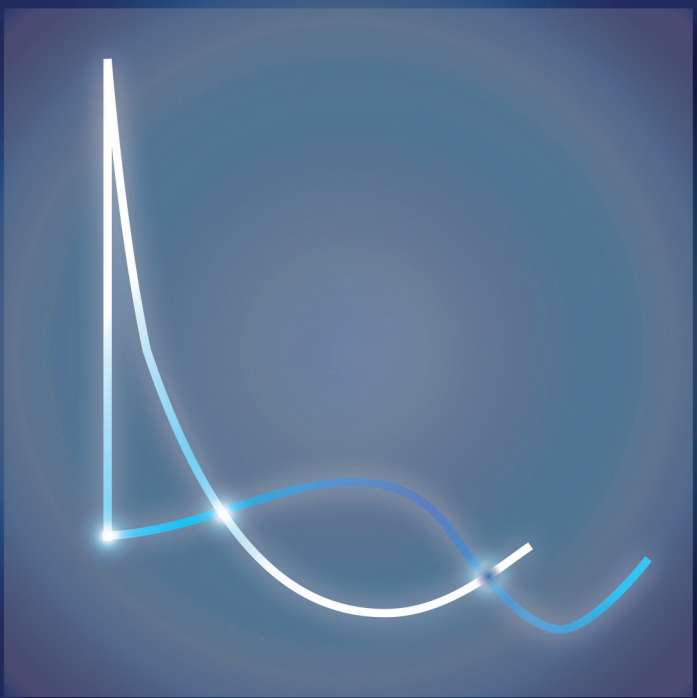
Physical Principles

for the Certification in the Clinical Use of Shock Waves and Radial Pressure Waves

Principios Físicos

para la Certificación en el Uso Clínico de Ondas de Choque y Ondas de Presión Radiales

Achim M. Loske



CENTRO DE FÍSICA APLICADA Y TECNOLOGÍA AVANZADA

Physical Principles for the Certification in the Clinical Use of Shock Waves and Radial Pressure Waves

by: Achim M. Loske

First Edition: August 2026

© 2026, Achim M. Loske
© 2026, Universidad Nacional Autónoma de México

Designed by: Gabriela Trucco

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, distributed, or transmitted in any form or by any means, including photocopying, recording, or other electronic or mechanical methods, without the prior written permission of the publisher, except in the case of brief quotations embodied in critical reviews and certain other noncommercial uses permitted by copyright law.

Groppe Imprenta
Río Alamo 2561, Col. El Rosario 44890. Guadalajara, Jalisco.

Printed in Mexico
ISBN 978-607-647-029-9

Centro de Física Aplicada y Tecnología Avanzada,
Universidad Nacional Autónoma de México
Campus Juriquilla
Santiago de Querétaro, Querétaro, México





CENTRO DE FÍSICA APLICADA Y
TECNOLOGÍA AVANZADA

To my parents, to Cecy, Mario, Mely, Keko, JP,
and to all those who, from near or far,
have been sustaining me with love and faith.

Foreword

Medical shock waves have been part of clinical practice for several decades. Their introduction into urology for the non-invasive disintegration of kidney stones marked a paradigm shift in patient care and demonstrated impressively that focused acoustic energy can be harnessed as a powerful therapeutic tool. Since then, shock wave technology has expanded into numerous fields, including orthopedics, sports medicine, cardiology, wound healing, and beyond. Yet, despite this broad and growing clinical use, the current understanding of how shock waves actually interact with biological tissues remains incomplete. The scientific foundations of many therapeutic applications are still less solid than one might expect after so many years of experience.

The destructive effects of shock waves, as seen in lithotripsy, are comparatively straightforward to observe, quantify, and model. Fragmentation of a calcified target such as a kidney stone can be related relatively directly to physical parameters of the shock wave field: peak pressures, stress distributions, cavitation activity, and the resulting mechanical stresses within the stone.

In contrast, the diverse therapeutic and regenerative effects of shock waves in soft tissues are much harder to pin down. A wide range of biological responses to shock waves has been reported: modulation of inflammation, stimulation of angiogenesis, induction of growth factors, activation of stem and progenitor cells, and changes in neural function and pain perception. However, linking these complex cascades reliably to defined shock wave parameters has proven difficult. The biological effects often depend not only on peak pressures or energy indicators, but also on subtle features of the waveform, repetition rates, tissue composition, and the temporal and spatial pattern of exposure. Furthermore, different technologies for pressure wave generation – such as electrohydraulic, electromagnetic,

piezoelectric, and radial or ballistic systems – produce acoustic fields that differ in focal geometry, pulse shape, frequency content, and the distribution of pressure and energy. These differences cannot be captured adequately by a single parameter such as an "energy level" or a nominal energy flux density. As a result, it remains challenging to define what "dose" of shock waves is actually delivered to a specific tissue region and how this dose translates into a reproducible biological effect.

A central prerequisite for moving toward a more mechanistic understanding is a clear and accurate description of the basic physical properties of the pressure waves used in medicine. One major obstacle is that these physical properties are not easy to measure or describe under clinically relevant conditions. Standard characterization of shock wave sources is typically performed in water baths under well-defined laboratory conditions. In such a setting, pressure fields can be measured with high temporal and spatial resolution using hydrophones, and quantities such as focal pressure, energy flux density, or focal volume can be derived. These measurements have been indispensable for device development, safety assessment, and basic research. At the same time, the multi-parameter nature of the acoustic fields generated by different source technologies means that any attempt to reduce them to a single scalar number is necessarily an oversimplification.

However, the clinical situation differs fundamentally from the idealized water bath. When shock waves propagate through the human body, they encounter heterogeneous tissues with very different acoustic impedances: skin, fat, muscle, tendon, bone, cartilage, lung, and air-filled cavities. At each interface, reflection, refraction, scattering, and mode conversion occur. Frequency-dependent absorption and scattering lead to attenuation and waveform distortion. Nonlinear propagation in tissue can further steepen or reshape the wavefront. The focusing characteristics may shift; the spatial distribution of pressure and energy may change, and cavitation activity may be enhanced or suppressed depending on local conditions. As a consequence, the actual three-dimensional pressure distribution in space and time within the target region in vivo can differ markedly from what is measured in a simple water bath. This discrepancy complicates both experimental research and clinical practice. Experimentalists face the challenge of designing models that are simple enough to be characterized physically, yet realistic enough to reflect the clinical situation. Clinicians, in turn, must rely on device settings and treatment protocols that only indirectly

reflect the true physical exposure of the target tissue. Without a robust bridge between measured water-bath parameters and in vivo conditions, it is difficult to compare studies, to define standardized doses, or to refine treatment strategies based on mechanistic insight.

The aim of this book is to help build that bridge. It brings together contributions from physics and engineering to illuminate the pathways from fundamental pressure wave properties to biological responses and therapeutic outcomes. The chapters address the generation and measurement of medical pressure waves, their propagation and transformation in tissue, and the various mechanisms by which shock waves can give rise to therapeutic effects as well as unintended side effects.

By clarifying the physical basis and the associated uncertainties, this book aims to contribute to making medical shock wave therapy more transparent, predictable, and effective: facilitating a shift from empirical "trial and error" toward parameter sets that are tailored to specific tissues and indications, grounded in a solid understanding of how the waves interact with their targets.

Matias de la Fuente
Helmholtz Institute for Biomedical Engineering
RWTH Aachen
Germany

Preface

Although extracorporeal shock wave therapy has been used clinically for decades and information on almost any subject is now easily accessible, some fundamental questions remain unresolved. The spread of inconsistencies in certain physical concepts increases the risk of injury and reduces the effectiveness of treatments. Incorrect terminology has found its way into scientific articles, user manuals, advertising, and even online sources, slowing clinical progress. This problem has become even more evident with the introduction of radial pressure waves.

Physicians and physiotherapists seeking clear answers often face two difficulties: technical physics texts on one hand, and on the other, the risk of greater confusion when turning to the Internet for unverified explanations. Most demonstration videos and tutorials available on YouTube contain information that is partially inaccurate.

Asking ChatGPT (version 3.5) about radial pressure waves in September 2023, the term "intensity" came up. Upon requesting a definition, the answer was: "The intensity of radial pressure waves is the amount of energy transmitted through the wave over a given area, measured in units such as milliatmospheres (mbar) or megapascals (MPa)." This statement is incorrect. Milliatmospheres (mAtm) are not equal to millibar (mbar), and millibar and MPa are units of pressure, not of energy transmitted per unit area. This example is not meant to diminish the usefulness of artificial intelligence (AI), nor its remarkable potential for development and its growing role in our lives. It simply shows how easily technical terms can be misunderstood. The motivation to write this text did not come from testing AI, but from my own experience in certification courses and scientific meetings.

To pass a certification course on the clinical use of shock waves and radial pressure waves, it is not necessary to master every detail covered in this

book. However, it can serve as a reference guide whenever questions arise during clinical practice or when preparing reports and treatment protocols. The selection of articles and books listed in the references section is intended for readers who wish to explore specific topics in greater depth.

Since extracorporeal pressure wave therapy is also widely used in veterinary medicine, the content of this book is relevant to both medical and veterinary practice.

The value of this book lies in its focus on the concepts that are truly relevant for clinical application, avoiding unnecessary or unrelated information. For instance, the term "energy," which has multiple meanings in physics, is discussed here with a clear and specific focus directly related to extracorporeal pressure wave therapy. This approach allows instructors and participants to concentrate on what matters most, making training more efficient and minimizing the risk of misunderstandings.

Finally, I would like to express my deep respect for the pioneers of extracorporeal pressure wave therapy and my gratitude to the physicians and technicians who allowed me to take part in this fascinating field. Through their collaboration, I learned a great deal and had the privilege of meeting outstanding people.

I hope this reference manual not only helps improve the extracorporeal application of shock waves and radial pressure waves, but also inspires more professionals to explore, refine, and expand the boundaries of these therapies for the benefit of health.

Achim M. Loske
July 2026

Acknowledgements

The writing of this manuscript was carried out during my sabbatical year at the Hospital Ángeles Metropolitano in Mexico City. I therefore wish to express my gratitude to its Director, Dr. Umberto Gallo, and to the hospital authorities for their support.

The essential role played by Francisco J. Lozano, orthopedic surgeon and traumatologist at Hospital Ángeles Metropolitano, as institutional liaison and medical advisor deserves special mention. His enthusiasm and commitment were decisive in the successful completion of this project.

I gratefully acknowledge the support of Dr. José Luis Aragón and Dr. Remy Ávila, who served as Directors of the Center for Applied Physics and Advanced Technology (CFATA) during the preparation of this book. I also thank their respective teams, the CFATA Editorial Committee, and the Dirección General de Asuntos del Personal Académico (DGAPA) of the National Autonomous University of Mexico (UNAM) for their support.

My gratitude is extended to Matías de la Fuente, of the Helmholtz Institute for Biomedical Engineering at RWTH Aachen University, Germany, for writing the foreword.

I am grateful to Othmar Wess, Pavel Novak, and Siegfried Ginter—renowned experts who provided valuable information, and critically reviewed the manuscript. Their friendship and interest were a source of motivation.

From a medical perspective, and as an enthusiastic advocate and advisor in the field of extracorporeal pressure wave therapy, I would like to thank Daniel Moya for his expert advice and for his thorough review of the manuscript.

I admire my colleagues from the International Society for Medical Shockwave Treatment (ISMST) and the International Federation of Shock Wave Treatment (IFSW) for their dedicated contributions to the development

of clinical applications of pressure waves. This book is partially based on the texts, standards, and recommendations issued by the Physics Group of the ISMST, under the chairmanship of Matias de la Fuente.

BTL Industries Ltd. (Hertfordshire, United Kingdom), Storz Medical AG (Tägerwilen, Switzerland), and Richard Wolf GmbH (Knittlingen, Germany) kindly contributed materials for the preparation of this manuscript. In this context, I also wish to thank José A. Vargas, Sales Manager at BTL Laboratorios de Tecnología, S.A. de C.V.

I would further like to express my gratitude to colleagues and friends around the world with whom I have discussed biomedical and biotechnological applications of shock waves during conferences, working sessions, and experiments for more than 35 years. Although the complete list of names would be too extensive to include here, Vinzenz Auersperg, Helmuth Busch†, Christian Chaussy, Miguel de Icaza†, Miriam Estevez, Karin Freitag, Francisco Fernández, Siegfried Ginter, Leonardo Guiloff, Eberhard Häusler†, Ozer Igra, Miguel A. Gómez, Alberto López, Luz M. López, Blanca Millán, Daniel Moya, Pavel Novak, Fernando E. Prieto†, Silvia Ramón†, Wolfgang Schaden, and Othmar Wess are certainly among them.

On behalf of the Shock Wave Laboratory at CFATA, I gratefully acknowledge the donation by Richard Wolf GmbH of the experimental shock wave generator, which is shown in Chapter 3.

Paula Bernardino, Ma. Gabriela Trucco, Francisco Fernández, Guillermo Vázquez, and René Preza, provided valuable technical support that is very much appreciated.

Finally, I thank my wife, Cecy, for her love and support during the months in which this book represented an additional workload.

Table of Contents

Foreword **7**
Preface **11**
Acknowledgements **13**
Table of Contents **15**
Nomenclature **17**

1. Introduction **19**

2. Definitions and Physical Phenomena **25**
2.1 Vectors 25
2.2 Force 26
2.3 Pressure 27
2.4 Density 29
2.5 Energy 29
2.6 Energy Flux Density 31
2.7 Work 34
2.8 Power 34
2.9 Temperature and Heat 35
2.10 Rise Time and Duration 37
2.11 Amplitude and Wavelength 38
2.12 Frequency 39
2.13 Intensity 43
2.14 Momentum and Impulse 45
2.15 Acoustic Impedance 46
2.16 Voltage 47
2.17 Electric Current 48
2.18 Mechanical Waves 49
2.19 Reflection, Refraction and Attenuation 52
2.20 Elasticity, Tension and Compression 56
2.21 Focal Zones 57

3. Pressure Waves for Extracorporeal Therapy **61**
3.1 Shock Waves 61
3.2 Radial Pressure Waves 67

4. Shock Wave Generators **69**
4.1 Electrohydraulic Generators 69
4.2 Piezoelectric Generators 72
4.3 Electromagnetic Generators 74

5. Radial Pressure Wave Generators **76**
5.1 Pneumatic Ballistic Generators 76
5.2 Electromagnetic Ballistic Generators 78

6. Interaction with Matter **79**
6.1 Acoustic Cavitation 79
6.2 Compression, Tension and Hopkinson Effect 83
6.3 Biological Response of Tissue 84

7. Recommendations and Conclusions **86**
7.1 General Advice 86
7.2 Pressure Wave Coupling 88
7.3 Clinical Reports and Protocols 88

References **187**

Nomenclature

A: area
a: acceleration
c: speed of sound
E: energy
EFD: energy flux density
EFD^+*:* energy flux density of the positive pressure pulse
EFD^-*:* energy flux density of the negative pressure pulse
F: force / focus
FWHM: full width at half maximum
f: frequency
I: intensity
J: impulse
ρ*:* density
λ*:* wavelength
m: mass
M: Mach number
P: power
p: pressure
$p+$*:* maximum positive pressure
$p-$*:* magnitude of the peak negative pressure pulse
r: radius
r_0*:* initial radius
r_t*:* radius at the instant *t*
R_E*:* coefficient of reflected energy
R_p*:* reflection coefficient
T: period
T_E*:* coefficient of transmitted energy
t: time
$t_{FWHM} = t_{FWHM}^+$*:* full width at half maximum of the positive pressure pulse

t_{FWHM^-}: full width at half maximum of the negative pressure pulse
T_p: transmission coefficient
t_r: positive pressure rise time
t_T: total duration of the pressure wave
t_{T^+}: total duration of the positive pressure pulse
t_{T^-}:total duration of the negative pressure pulse
v: wave propagation speed / speed of an object
V: volume
W: work
Z: acoustic impedance

1. Introduction

Extracorporeal pressure wave therapy has evolved remarkably since the development of extracorporeal shock wave lithotripsy (ESWL®). What began as a method to disintegrate kidney stones has expanded into a wide range of clinical applications that once seemed unimaginable (Sauerbruch et al. 1986; Sauerbruch et al. 1987; Iro et al. 1989; Sauerbruch & Stern 1989; Delius & Brendel 1990; Haupt 1997; Thiel 2001; Lingeman et al. 2003; Chaussy et al. 2007; Lohrer et al. 2016; Moya et al. 2023).

Investigations started in Munich in the late 1970s under the direction of Christian Chaussy, Walter Brendel, and Egbert Schmiedt, who succeeded in fragmenting kidney stones in vivo without surgery, achieving a medical breakthrough. In 1980 they performed the first clinical treatment (Chaussy et al. 1980; Chaussy et al. 1982) using an electrohydraulic shock wave generator developed by Dornier Medizintechnik GmbH (Germering, Germany). The introduction of the first clinical extracorporeal lithotripter in 1983 triggered the rapid propagation of ESWL, transforming the management of urolithiasis and stimulating extensive research into the physics of shock waves.

These studies not only led to the development of new methods and equipment for ESWL but also laid the groundwork for extending the use of shock waves to orthopedics, sports medicine, and tissue regeneration, giving rise to what is now known as extracorporeal shock wave therapy (ESWT).

At first, shock waves were believed to be useful only for fragmenting and pulverizing dense objects, such as stones embedded in soft tissue, or for use before revision total hip arthroplasty (Karpmann et al. 1987). This view changed when their osteogenic potential became evident (Graff et al. 1988; Yeaman et al. 1989). The first reports describing the treatment of delayed bone healing and pseudarthrosis appeared in the early 1990s (Valchanou

& Michailov 1991; Schleberger & Senge 1992), followed by numerous additional clinical applications (Thiel 2001).

Today, shock waves are used for a wide variety of medical indications, including painful disorders of the musculoskeletal system, degenerative diseases, spasticity, Peyronie's disease, erectile dysfunction, cellulite, skin ulcers, and pseudarthrosis, among others (see Figure 1) (Chung & Preston Wiley 2002; Wang 2003; Schaden et al. 2007; Zimmermann et al. 2008; Assmus et al. 2013; Császár & Schmitz 2013; Schmitz et al. 2013; Lohrer & Gerdesmeyer 2014; Schlaudraff et al. 2014; Speed 2014; Weihs et al. 2014; Cai et al. 2015; Kertzman et al. 2015; Schmitz et al. 2015; Vainer et al. 2016; Moya et al. 2018; Perez-Favila et al. 2019; Auersperg & Trieb 2020; Chuang et al. 2020; Simplicio et al. 2020; Holsapple et al. 2021; Yang et al. 2021; Rola et al. 2022).

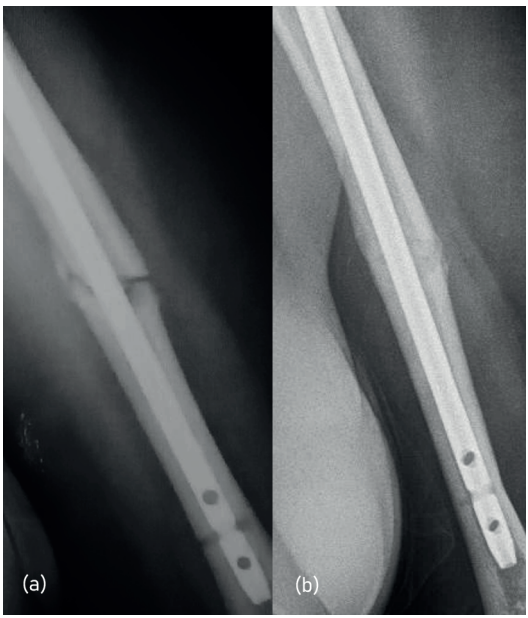


Figure 1. Radiographs of a left humeral fracture: **(a)** after six months, showing no healing, and **(b)** after two sessions of 6000 shock waves (0.55 mJ/mm²) delivered at a frequency of 6 Hz. (Courtesy: Daniel Moya).

Beginning in 1999, extracorporeal radial pressure wave therapy (RPWT) emerged, based on ballistic devices that generate pressure pulses propagating radially from the applicator (Gerdesmeyer et al. 2008; Moya et al. 2018; Wainberg 2022; Moya 2023; Ogbeivor et al. 2025; Saxena et al. 2025). This technology became popular due to its lower cost, ease of operation,

and clinical versatility. It has also been applied successfully in veterinary medicine (McClure et al. 2004a; McClure et al. 2004b; Dahlberg et al. 2005; Dahlberg et al. 2006).

Non-invasive pressure wave therapy has been referred to in various ways, including "extracorporeal shock wave therapy," "acoustic wave therapy," "orthotripsy," "extracorporeal ballistic shock wave therapy," "shock wave biosurgery," "extracorporeal shock wave application," and "radial extracorporeal shock wave therapy." Some of these terms are inappropriate.

The term "radial shock wave therapy" is incorrect, because it is not used to refer to shock waves propagating radially (spherically) but rather to pressure waves that spread out in a radial manner.

Additionally, Storz Medical AG (Tägerwilen, Switzerland) introduced the terms extracorporeal pulse activation therapy (EPAT) and transcranial pulse therapy or transcranial pulse stimulation (TPS) (see Section 6.3).

Over the years, two standard terms became established: extracorporeal shock wave lithotripsy (ESWL®) for the non-invasive disintegration of urinary calculi, and extracorporeal shock wave therapy (ESWT) for extracorporeal treatments using either shock waves or radial pressure waves. Since the acronym ESWL was registered as a trademark by Dornier MedTech GmbH (Weßling, Germany), it is often replaced by SWL.

Shock waves can be focused, meaning that they are concentrated within a volume (the focal zone), or they can be radially propagating. The shape of the shock front depends on several factors. In many cases, such as in piezoelectric generators, shock waves are produced by concentrating (focusing) pressure pulses. Electrohydraulic systems (see Section 4.1) and microexplosive generators (Loske 2017) produce shock waves from the onset, without the need for energy concentration. Focusing is done to achieve a specific goal, such as fragmenting kidney stones or treating a small region of tissue inside the body. On the other hand, as mentioned earlier, referring to radial pressure waves as "radial shock waves" is incorrect. An appropriate way to distinguish the two treatments is to refer to one as "extracorporeal shock wave therapy" and the other as "extracorporeal radial pressure wave therapy."

Unfortunately, the acronym ESWT has been used in many publications, including scientific journals, advertisements, and clinical equipment manuals, to describe both shock wave treatments and radial pressure wave therapies. To avoid encouraging this incorrect practice, the term "extracorporeal pressure wave therapy" (EPWT) will be used to designate the therapy in general, "extracorporeal radial pressure wave therapy" (RPWT) for treatments using ballistic devices, and "extracorporeal shock wave therapy" (ESWT) when shock waves are applied.

Devices such as the one shown in Figure 2, which generate planar pressure waves, can be classified as EPWT systems.



Figure 2. Illustration of a piezoelectric generator model FP4, designed for extracorporeal treatments using planar pressure waves of up to 3 MPa, integrated as part of the PiezoWave2 system manufactured by Richard Wolf GmbH (Knittlingen, Germany).

To fully benefit from EPWT and prevent injuries, it is essential to understand its physical principles and to follow the guidelines issued by recognized scientific societies such as the International Society for Medical Shockwave Treatment (ISMST), the International Federation of Shock Wave Treatment (IFSWT), the Federación Iberoamericana de Sociedades y Asociaciones de Ondas de Choque en Medicina (ONLAT), and the Sociedad Española de Tratamientos con Ondas de Choque (SETOC). Furthermore, clinical experience is also required to determine whether a patient is a suitable candidate for EPWT and, if so, to select the appropriate device and treatment protocol.

In medicine, the terms "invasive" and "non-invasive" are used to classify diagnostic or therapeutic procedures according to the degree to which

they interfere with the integrity of the body. If an invasive procedure is understood as one that requires access to the interior of the body through incisions, punctures, or the introduction of instruments (even when access is through natural orifices), both ESWT and RPWT should be classified as "non-invasive," since the acoustic energy is applied externally, propagating through tissue to reach the target area (Crevenna et al. 2021; Ryskalin et al. 2022; Wuerfel et al. 2022). In this sense, other methods such as radiotherapy or high-intensity focused ultrasound (HIFU) would also fall into this category. However, the term "non-invasive therapy" can be misleading, as it may suggest complete harmlessness. Still, only a few authors and manufacturers of shock wave and radial pressure wave generators have adopted the terms "invasive" or "minimally invasive" (Salihi et al. 2025).

This book may also serve experienced clinicians and researchers as a reference when preparing reports, clinical protocols, or scientific articles. Its purpose is to present the physical principles underlying EPWT in a way that offers a practical and accessible guide. The discussion is confined to the physical phenomena involved in EPWT, emphasizing only those aspects that are directly relevant to clinical application. To facilitate the understanding of the essential aspects required for clinical practice, most concepts are presented in a simplified manner. Mathematical expressions have been reduced to the minimum, and when used, are given in their simplest form. In a few sections, such as the definition of energy density, a higher mathematical level is introduced to clarify the equations that frequently appear in user manuals for shock wave and radial pressure wave systems. These sections may also be of value to company personnel who, though not scientists, act as an important link between technical specialists and medical practitioners.

The devices shown in this book are presented solely as examples and should not be regarded as superior to those not mentioned. They were selected for their representative value in illustrating specific physical principles. This text is not intended to be exhaustive and does not cover every variant of shock wave or radial pressure wave generators. Most systems can yield good therapeutic outcomes provided they comply with the standards established by international organizations such as the ISMST and the IFSW, and are used appropriately, for suitable clinical indications, and under the supervision of a qualified physician.

The chapters are organized in a logical and progressive manner; however, reading all sections is not essential to understand the fundamental concepts. Each reader, depending on prior knowledge, may decide which topics to consult and in what order. Chapter 2 introduces the key definitions, concepts, and physical phenomena that form the foundation for understanding the material that follows. Chapter 3 describes shock waves and radial pressure waves as used in clinical applications. The principles of wave generation are discussed in Chapters 4 and 5, while their interaction with matter, analyzed from a physical standpoint, is presented in Chapter 6. Finally, Chapter 7 offers basic recommendations from a physical perspective. The responsibility for following these suggestions, selecting appropriate cases, adjusting parameters, designing clinical protocols, and choosing equipment, as well as for all other aspects related to patient treatment, lies with the practitioner. Reading this book does not replace comprehensive professional training provided by experts in the field, whether for the treatment of humans or animals.

2. Definitions and Physical Phenomena

This chapter summarizes a few basic notions of physics. Most of these descriptions will likely be familiar to the reader; however, it often happens that the most fundamental terms are also the hardest to define. For instance, we may have an intuitive idea of what concepts like "force" or "energy" mean, yet formulating a rigorous definition is not always easy.

The purpose of this chapter is to facilitate the understanding of essential physical concepts without the need to consult other books or search the Internet. The advantage is that all explanations are presented specifically in the context of EPWT. Readers seeking a more formal treatment are encouraged to consult classic physics textbooks (Tippens 2005; Feynman et al. 2011; Halliday et al. 2013; Young et al. 2014; Walker 2017).

In clinical practice, it is not necessary to memorize every definition or master every detail of the phenomena described in this chapter. What truly matters is using these concepts correctly when preparing articles, reports, or treatment protocols.

2.1 Vectors

Not all physical properties can be adequately described by their magnitude alone. For example, if we say that an object is moving at 60 km/h, we still need to specify the direction of that motion to predict its future position. A graphical way to represent magnitude, direction, and orientation is by means of an arrow called a "vector." The length of the arrow is proportional to the magnitude (in this case, 60 km/h), the angle it makes with a reference axis, usually the horizontal one, indicates the direction, and the tip of the arrow shows its orientation.

In contrast, quantities described only by a numerical value are called scalars Temperature and pressure are two examples. In both cases, there is

no need to specify a direction; giving their magnitudes, for instance 20 °C and 4 atm, is sufficient.

2.2 Force

In classical physics, a force is defined as a vector quantity capable of changing the motion or the shape of a body. Although the familiar equation $F = ma$, meaning force equals mass times acceleration, expresses this relationship mathematically, it does not address whether a force exists as something tangible. Conceptually, a force can be understood as an interaction acting on an object, altering its motion or structure.

Unlike intrinsic properties such as mass, which quantifies the amount of matter in a body, force is not a permanent attribute of an object. It is the manifestation of an interaction and only has meaning when it is applied to, or considered in the context of, the action on a body.

Forces are theoretical constructs that help describe and predict a wide range of phenomena. They can be understood as the outcome of an interaction between objects or systems. For instance, when an object is pushed, a force acts upon it that can alter its motion or deform it. The force itself does not exist independently before the push; it arises from the act of applying it. When the object's mass remains constant, the net applied force is directly proportional to the acceleration it produces. In other words, increasing (or decreasing) the force results in a corresponding increase (or decrease) in the object's acceleration.

According to the International System of Units (SI), established in 1960, the unit of force is the newton (N), named after the renowned English physicist Isaac Newton (1643-1727). Accelerating a mass of one kilogram by one meter per second squared corresponds to a force of one newton ($1\ N = 1\ kg{\cdot}m/s^2$).

Beyond changing an object's state of motion, forces can produce various effects such as keeping a system in equilibrium, deforming a body, or altering its internal pressure. Common examples include the frictional force between two objects, the elastic force generated when a spring is compressed or stretched, and the gravitational force. In other branches of

physics, forces arise from fundamental interactions such as the strong and weak nuclear forces, as well as from electromagnetic interactions.

2.3 Pressure

Pressure is generally defined as the amount of force exerted per unit area, that is, a force divided by the area over which it acts. The force is understood to act perpendicular to the surface on which it is applied. Since 1971, the official SI unit of pressure (p) has been the pascal (Pa), named after the French scientist Blaise Pascal (1623-1662). It can be expressed by the well-known equation

$$P = \frac{F}{A},$$

where A is the area (in m^2) over which the force F (in N) is applied. One pascal (Pa) therefore corresponds to one newton per square meter. It is important to note that, for a given force, the pressure increases as the contact area decreases. This explains why high-heeled shoes with sharp tips can leave marks on a wooden floor, whereas shoes with broader heels do not, even if the person wearing them has the same weight.

Few physical quantities are expressed in as many different units as pressure. The choice of unit depends largely on the field of application. Common examples include the bar, the pound per square inch (psi), and the atmosphere (atm). Another familiar unit is the millimeter of mercury (mmHg), traditionally used to measure blood pressure, that is, the force exerted by the blood on the arterial walls. The unit originates from early manometer designs based on the pressure generated by a column of mercury.

Although conversion between units is straightforward, it is advisable to use the units customary to each discipline. In the context of RPWT, it is important to distinguish between the pressure generated by the devices, typically expressed in megapascals (MPa), and the air pressure that powers pneumatic generators, which is generally given in bars.

In this book, the term “negative pressure” will be used when the pressure value falls below the equilibrium pressure, that is, the pressure that exists before the arrival of the wave. It refers to the rarefaction of the medium

that follows the initial compression produced by both shock waves and radial pressure waves.

Two terms that will appear frequently throughout this text are "pressure profile" and "pressure field." The pressure profile generally describes the variation of pressure recorded by a pressure sensor at a specific point, although it may also refer to the changes in pressure measured along a given path. In the first case, the data are typically represented in a pressure-versus-time graph, and in the second, in a pressure-versus-distance graph. The term pressure field refers to the pressure values (usually the positive peak pressure, p^+) measured within a defined region. For the applications discussed here, pressure profiles and pressure fields are confined to the treatment regions or focal zones (see Section 2.21). Their values are important for comparing devices and assessing biological effects.

Pressure-versus-time graphs provide information only about the pressure profile at a single site, that is, at a specific point in space. The dimensions of that site, typically fractions of a millimeter, depend on the hydrophone used to obtain the profile.

Reporting the air pressure of a pneumatic device using terms such as "intensity" or any expression other than air pressure is not technically correct. Regardless of that, since the pressure field produced by two devices set to the same air pressure may differ, it is essential to specify the model used. In addition, the pressure depends on the applicator, which is another piece of information that must be included.

Over the years, several groups of physicians have gathered valuable clinical evidence that can be put to good use. When the same model of pneumatic generator is employed, knowing the number of pulses delivered and the adjusted air pressure is often enough to treat a given indication with a high likelihood of success. However, before extrapolating such experience to other types of devices, it must be kept in mind that no single parameter, such as impulse (see Section 2.14), energy density (see Section 2.6), peak positive pressure, or pressure pulse duration (see Section 2.10), has been identified as an unequivocal predictor of biological effects. Therefore, transferring treatment protocols from one device to another should be approached with caution.

2.4 Density

In this book, the term "density" will be used in two different contexts: energy flux density, as described in Section 2.6, and the more common meaning referring to the amount of matter contained within a given volume, that is, a measure of mass concentration. The latter is obtained by dividing the mass (m) by the volume (V) it occupies, expressed as $\rho = m/V$. This concept is easy to visualize. For example, it is intuitively clear that a cubic centimeter of cork weighs less than the same volume of lead, since cork has a lower density than lead.

In the SI, mass density is expressed in kilograms per cubic meter (kg/m^3). Other concepts, such as radiological density, defined as a material's opacity to X-rays, will not be discussed in this text.

2.5 Energy

The most common definition of energy describes the energy as the capacity to produce a transformation or to perform "work" (see Section 2.7). In the SI, energy is measured in joules (J), a unit named after the English physicist James Prescott Joule (1818-1889). In a broader sense, energy can be understood as the universal capacity that allows physical, biological, or chemical processes to occur. For living organisms, the ability to store energy is essential for survival. Common forms of energy include thermal energy, associated with the motion of particles within a body; chemical energy, stored in the bonds between atoms and molecules; kinetic energy, arising from the motion of an object; potential energy, related to the configuration of a system; and nuclear energy, released during nuclear reactions or radioactive decay.

A fundamental law of physics, known as the First Law of Thermodynamics or the principle of conservation of energy, states that the total energy of an isolated system, that is, a system through which neither energy nor matter is exchanged, remains constant. Energy can change from one form to another, but its total value does not vary.

For the purposes of this book, it is important to understand that a wave can transport energy. As will be explained in Section 2.18, although mechanical waves displace particles, they do not carry matter itself. It is the motion of

small fluid elements that enables the transfer of energy from one place to another.

Energy should not be confused with power, which, as discussed in Section 2.8, refers to how energy changes over time. Regardless of the generation method, producing a shock wave as used in medical applications requires more energy than can be directly supplied by the electrical power grid in such a short time. For this reason, shock wave generators store energy in one or more capacitors and release it suddenly through an electroacoustic transducer, that is, a component that converts electrical energy into mechanical energy. The efficiency of this conversion depends on the specific system, but in all cases the stored energy is proportional to the energy of the generated wave. Nevertheless, two devices that require or even emit the same amount of energy are not necessarily equivalent, since biological effects depend on how that energy is concentrated.

In the specifications of some clinical devices, the emitted energy is given in millijoules (mJ). It is usually reported as the total energy at 5 MPa and/or the total energy at -6 dB. The terms 5 MPa and -6 dB refer to the focal region (see Section 2.21). For extracorporeal lithotripters, the total effective energy (E_{eff} or $E_{12}mm$), defined in relation to the typical diameter (12 mm) of a kidney stone treated with ESWL, is also used (Granz & Köhler 1992).

The energy of shock waves generated by clinical devices is a fundamental parameter. The manufacturer is responsible for ensuring that the methodology used to determine its value complies with the applicable standards. For the purposes of this text, it is sufficient to note that, as a function of the area (A) over which the pressure is measured, the density of the medium (ρ), and the speed of sound (c), the energy can be expressed as:

$$E = \frac{1}{\rho c} \int\left(\int p^2(t,A)dt\right)dA.$$

If the integral includes only the positive pressure pulse, the energy is usually denoted as E^+. The total energy delivered to the tissue is equal to the number of pulses multiplied by the energy per pulse. For a more detailed discussion of this topic, the publications listed in the references are recommended (Wess et al. 1997; Cleveland & McAteer 2012).

2.6 Energy Flux Density

The energy density, or energy flux density (*EFD*), is defined as the time integral of p^2 at the location where the pressure sensor is placed. Its value is obtained by calculating the energy per unit area:

$$EFD = \frac{E}{A} = \frac{1}{\rho c} \int p^2(t)dt$$

It is an important parameter for establishing thresholds associated with certain biological effects. For medical applications, the *EFD* is generally reported in mJ/mm^2, even though the area covered by some pressure sensors, such as fiber-optic probes, is smaller than 1 mm^2.

As with energy, if the integral is calculated only over the positive or negative part of the pressure pulse, the energy flux density is denoted as EFD^+ or EFD^-, respectively.

Obtaining the *EFD* is the responsibility of physicists, engineers, and device manufacturers. In some texts dealing with the physics of ESWT (Cleveland & McAteer 2012), more elaborate formulations are described, which may be of interest to technicians and researchers.

Although there is a relationship between the *EFD* and the air pressure setting in a pneumatic device, *EFD* values should not be expressed in bar.

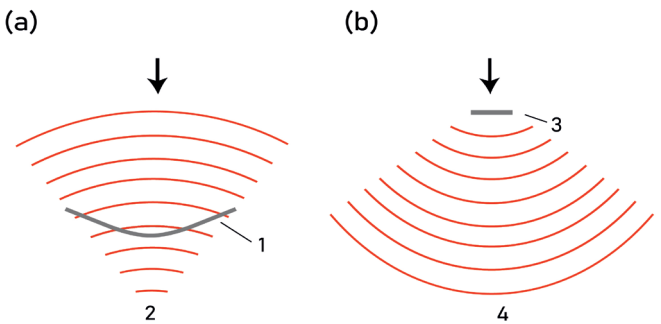


Figure 3. Schematic diagram (not to scale) comparing the pressure field generated by **(a)** a focusing shock wave source and **(b)** a radial pressure wave generator. The arrows indicate the direction of wave propagation. In **(a)**, the energy density is relatively low near the coupling membrane (1) and reaches its maximum at the focal region (2). In contrast, in **(b)**, the energy density is high close to the applicator (3) and decreases with distance (4).

The highest *EFD* is generally found at the focal point. The stronger the focusing, the higher the *EFD* is, as a rule. In the case of radial pressure wave generators, the energy density is high near the source (Figures 3 and 4). The unit shown in Figure 4(a) is equipped with four interchangeable cones of different thicknesses, allowing adjustment of the distance between the patient's skin and the generator's geometric focus from about 15 to 45 mm.

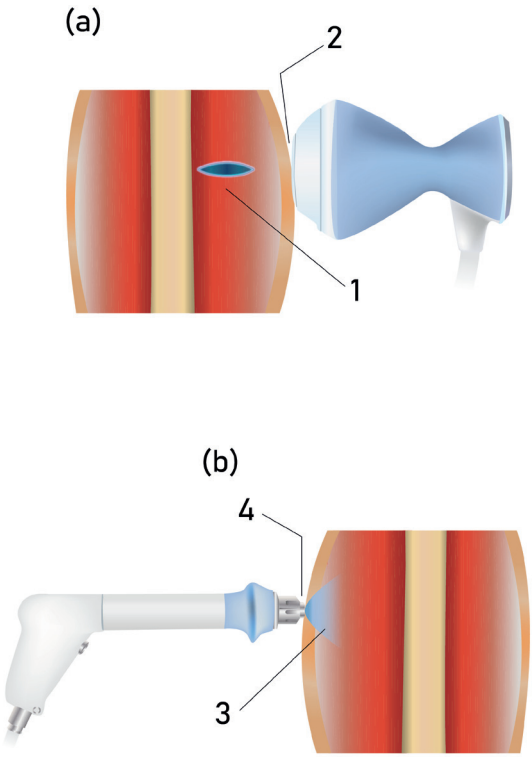


Figure 4. Schematic representation of **(a)** a piezoelectric shock wave generator (BTL 6000 FWT model) showing the focal zone (1) located at a certain distance from the coupling cone (2), and **(b)** a pneumatic ballistic generator (BTL 6000 SWT model) emitting a field of radial pressure waves (3) via the applicator (4). (Courtesy: BTL Industries Ltd., Hertfordshire, United Kingdom).

In ESWL, the maximum *EFD* at the focus usually does not exceed 2.0 mJ/mm^2. Depending on the specific application, energy flux densities ranging from approximately 0.004 to 0.6 mJ/mm^2 are employed in EPWT. Some authors have proposed classifying energy density as low, medium, or high; however, no consensus has been reached (Speed 2004; Lebrun 2005; Cacchio et al. 2006; Albert et al. 2007; Chow & Cheing 2007; Bannuru et al. 2014; Acar 2017; Rola et al. 2022).

Figures 5 and 6 show that the use of shock wave generators with spacer cushions allows the same energy to be applied at varying depths.

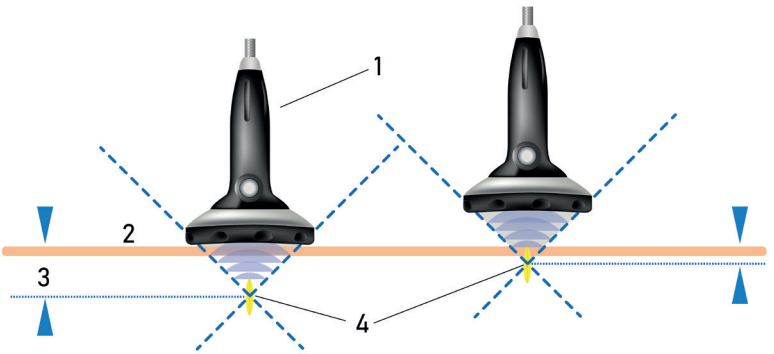


Figure 5. On the left, an F10G4 piezoelectric shock wave source (1) from a PiezoWave^{2T} system is shown in direct contact with the patient's skin (2), resulting in the maximum penetration depth (3). In this configuration, the spot of maximum energy density (4) is located a few centimeters beneath the patient's skin. On the right, a gel cushion separates the shock wave source from the skin, positioning the region of maximum energy density very close to the surface. (Courtesy: Elvation Medical GmbH, Kieselbronn, Germany).

As mentioned before, the influence of *EFD* on biological effects has been overestimated. Although it is often used to compare devices or adjust treatment protocols, *EFD* is not the only parameter of interest. Moreover, since its value refers to a single point, two devices may generate different pressure fields even if they have the same *EFD* at the focus. They may also produce different pressure profiles at the focal point and still exhibit the same *EFD*. This is because *EFD* is obtained by integrating (summing) the pressure profile, that is, the variations of pressure at the focus.

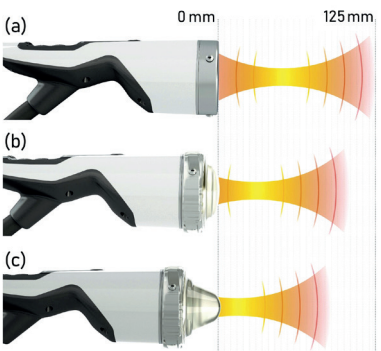


Figure 6. Schematic representation of an electromagnetic shock wave generator, F-SW Duolith SD-1: **(a)** without a spacer cushion, **(b)** with a short spacer cushion, and **(c)** with a long spacer cushion. (Courtesy: Storz Medical AG, Tägerwilen, Switzerland).

2.7 Work

In physics, there are several definitions of the concept "work." In all cases, it refers to the transfer of energy. The most common definition, used in mechanics (classical physics), relates work to the motion of an object and the force required to move it. In other words, work is the product of the displacement (distance) and the force applied in the direction of motion. For example, when lifting an object from the ground, work is performed because a force is applied, and the object moves from one position to another. To calculate work, only the component of the force acting in the direction of displacement is considered. It is positive when the force acts in the direction of motion and negative when it opposes it. Work is expressed in the same units as energy, that is, joules (J).

In thermodynamics, the work performed by a system is defined as the energy transferred from the system to its surroundings, or vice versa. It is important to remember that work is a process done by or on a system. A system does not contain work, although it can store energy. For example, in a pneumatic generator of radial pressure waves (see Section 5.1), work is related to the energy transferred to the projectile.

In electromagnetism and quantum mechanics, specific definitions of work also exist; however, all of them are based on the concept of energy transfer. For this reason, work is often described as "energy in transit."

2.8 Power

A useful concept in many areas of science and engineering is "power," which is defined as the rate at which a system performs work. The general formula is: power (P) equals work (W) divided by the time (t) required to perform that work ($P = W/t$). Its SI unit is the watt (W), named after engineer James Watt (1736-1819). One watt is equal to one joule per second.

Saying that a device is more powerful means that it can perform the same amount of work in less time, or equivalently, more work in the same amount of time. In electricity, power is defined as the amount of work performed by an electrical system per unit of time. In this case, volts (V), units of voltage (electric potential difference), are multiplied by amperes

(A), units of electric current (see Sections 2.16 and 2.17). Other units of power used in various engineering fields include horsepower (HP).

In the case of shock wave and radial pressure wave generators, a more powerful device is not necessarily better than one with lower power. Regardless of that, it is important to distinguish between the electrical power of the equipment and the power of the wave it emits. The relationship between these two values depends on the generator's design.

In the specifications of some clinical devices, data related to electrical power appear, expressed in volt-amperes (VA). These values are useful for verifying whether the electrical installation in the area where the equipment will be used is adequate, but they are not relevant to clinical practice because they do not directly refer to the power of the generated wave. When the system consists of two units, for example, a main module and an air compressor, two electrical power values may appear in the technical specifications or in the user manual.

2.9 Temperature and Heat

Temperature is a physical quantity that indicates thermal equilibrium; two objects are said to be in equilibrium when they share the same temperature. To reach this equilibrium, thermal energy flows from the hotter body to the colder one. At the microscopic level, temperature is related to the average kinetic energy of the molecules.

It can be expressed on the Celsius scale, proposed by the Swedish astronomer Anders Celsius (1701-1744), or on the Fahrenheit scale, developed by the German-Polish physicist Gabriel Daniel Fahrenheit (1686-1736). In the Celsius scale, 0 corresponds to the freezing point of water and 100 to its boiling point, both at a pressure of 1 atm. In the Fahrenheit scale, 0 was set as the temperature of a freezing mixture of water, ice, and salt (ammonium chloride), while 96 was originally taken as an approximation of body temperature. Water freezes at 32 °F, and in the modern scale the freezing and boiling points of water are fixed at 32 °F and 212 °F, leaving 180 equal divisions between them.

In physics, particularly in thermodynamics, a scale starting at absolute zero (−273 °C) is used. This is the temperature at which, theoretically, atoms

cease to move because their kinetic energy becomes zero. The units of this scale are called Kelvin degrees (K), named after the British physicist and mathematician William Thomson, known as Lord Kelvin (1824-1907).

Temperature should not be confused with heat. Temperature indicates the average degree of molecular motion in a substance, while heat is the energy transferred from one body to another because of a temperature difference. This transfer may cause an increase in the temperature of the substance or a change of phase, such as melting or evaporation. Heat can be transmitted by conduction, convection, or radiation, and it can also be produced by other processes such as friction.

The joule (J) and the calorie (cal) are the most common units used to express heat values (1 J = 4.186 cal). By definition, 1 cal is the amount of heat required to raise the temperature of one gram of water by 1 °C.

Because the amount of heat required to increase the temperature of a substance depends on the material, specific heat is defined as the amount of heat needed to raise the temperature of a unit mass of that material by one degree. The most used units to measure specific heat are J/(kg·°C) and cal/(g·°C).

In relation to ESWT, it is worth noting that one of the advantages of shock waves is that they consist of nonperiodic pulses of very short duration. This greatly limits the time available for converting mechanical energy into heat, resulting in minimal thermal transfer. Therefore, deep regions of the body can be treated with low risk of temperature-related damage. This has encouraged research into innovative applications, such as TPS (Fernández-Castaño et al. 2023).

In contrast, during therapeutic ultrasound, energy is delivered in a more continuous and prolonged manner, which promotes the conversion of mechanical energy into heat. Heating occurs mainly through absorption in the tissue, a phenomenon related to internal viscosity and molecular relaxation effects. The higher the frequency of the ultrasonic wave, the greater the attenuation, since the particles of the medium oscillate more rapidly, increasing energy dissipation per unit distance. Fluids such as blood heat up less because they have low absorption. The higher the viscosity of the tissue, the greater the fraction of mechanical energy that is converted into heat.

2.10 Rise Time and Pulse Duration

The rise time (t_r) of a pressure pulse is the time required for the pressure to increase from 10% to 90% of its maximum value (p^+). In Figure 7, this corresponds to the time interval between points 1 and 3. Regarding the duration of pressure pulses, two values are generally reported: the total duration of the positive pulse (t_T^+) and the full width at half maximum of the positive pulse (t_{FWHM}^+). The parameter t_T^+ is defined as the time between the moment the pressure reaches 10% of p+ and the moment it decreases again to that same value (time between points 1 and 5 in Figure 7). The t_{FWHM}^+ is the time between the moment the pressure reaches half of p^+ and the moment it drops again to that same level, corresponding to the time between points 2 and 4 in Figure 7. Both the rise time (t_r) and the positive pressure pulse duration (t_{FWHM}^+) are crucial parameters, as they influence biological effects to a certain extent.

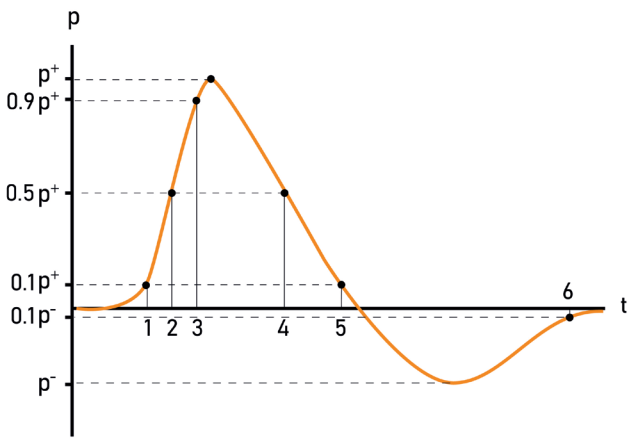


Figure 7. Graph showing the pressure variation of a shock wave as used in extracorporeal therapy. (1)-(3): rise time (t_r), (2)-(4): duration of the positive pulse at half of its maximum value (t_{FWHM}^+), (1)-(5): total duration of the positive pulse (t_T^+), (1)-(6): total duration of the wave (t_T). The rise time has been exaggerated for clarity.

Some authors also report the total duration of the wave (t_T), referring to the time between instants 1 and 6 shown in Figure 7, that is, the time elapsed from when the pressure first reaches 10% of p^+ until it equals 10% of p^- for the second time.

The total duration of the negative pulse (t_T^-) and the duration of the negative pulse at half of its maximum value (t_{FWHM}^-) are defined analogously to the positive case; however, they are rarely reported. This is partly due to the technical challenges involved in accurately measuring negative pressures, especially when cavitation occurs in the medium.

2.11 Amplitude and Wavelength

The amplitude of a harmonic wave is defined as the maximum value reached by an oscillation relative to its equilibrium point (see Figure 8). By convention, it is expressed as a positive value. It can represent the variation over time or space of a physical quantity, such as particle displacement or pressure. Depending on the field of study, different definitions may apply. If a single amplitude cannot be defined, the magnitude is considered for a specific time and/or position in space. In this text, the term maximum positive pressure (p^+) will be used to denote the maximum pressure amplitude of a shock wave or radial pressure wave.

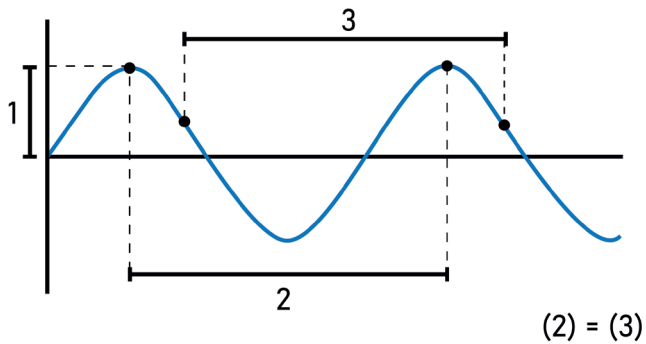


Figure 8. Graph of a harmonic wave showing the amplitude (1) and the wavelength (2), measured either between two consecutive crests or between two consecutive points with the same amplitude (3).

Another fundamental quantity is the wavelength, defined as the distance required for one complete cycle, that is, the distance between two consecutive points that are in the same state of oscillation. This definition can be applied to all types of periodic waves, not only harmonic ones. It is often referred to as "spatial period." For mechanical waves, the wavelength (λ) is expressed in meters. In its simplest form, it is obtained by dividing the propagation speed of the wave by its frequency, that is, $\lambda = v/f$.

2.12 Frequency

Another fundamental concept is frequency, which is widely used across various fields of science. Frequency is generally defined as the number of periodic events that occur within a given time interval. It is calculated by dividing the number of events or cycles by the time, that is, f = cycles/t. The term "cycles" can refer to a variety of periodic phenomena, such as the oscillations of a pendulum, the contractions of the heart, the vibrations of a violin string, or the motion of an object floating on the water's surface as a wave passes. The unit of frequency is the hertz (Hz), named after the German physicist Heinrich Rudolf Hertz (1857-1894).

An event that occurs once per second has a frequency of 1 Hz. In many cases, oscillations take place at much higher frequencies, which is why kilohertz (kHz, one thousand hertz), megahertz (MHz, one million hertz), and gigahertz (GHz, one billion hertz) are commonly used. In some contexts, frequency is expressed in cycles per second (cps), a unit equivalent to the hertz. Another way to determine frequency is by taking the reciprocal of the period (T), that is, $f = 1/T$, where T is the time required to complete one cycle.

Depending on the individual and their age, the human ear can detect frequencies ranging approximately from 20 Hz to 20 kHz. High frequencies are perceived as high-pitched sounds, while low frequencies are heard as deep or low tones. If the amplitude is large enough, waves with frequencies below 20 Hz, although inaudible, can be felt. By convention, mechanical waves with frequencies above 20 kHz are called ultrasound, and those below 20 Hz are referred to as infrasound.

Sinusoidal waves, as shown in Figure 9, illustrate that frequency represents the number of cycles (complete waves), or periods occurring in one second. For the wave with the greater amplitude, the period is 4 seconds, since it takes that long to complete one full cycle. Its frequency is therefore 0.25 Hz. In the same graph, the wave with the smaller amplitude has a period of 2 seconds, corresponding to a frequency of 0.5 Hz, twice as high as the previous one. These amplitudes and frequencies were chosen arbitrarily. A smaller amplitude does not necessarily imply a higher frequency.

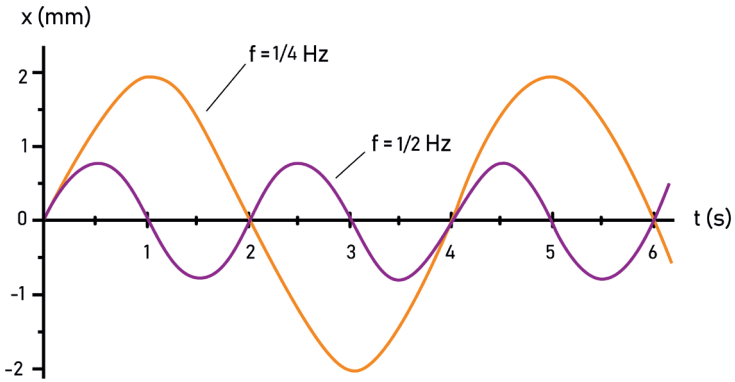


Figure 9. Two sinusoidal waves with different amplitudes and frequencies.

It is often useful to express the frequency of a wave in terms of space rather than time. In such cases, the wavenumber is used, defined as the number of cycles per unit distance, for example, cycles per meter. Similarly, when describing rotational motion, it is common to use the angular velocity, which represents the rate at which an object rotates through an angle over time.

In the context of EPWT, at least four types of frequency can be distinguished: the treatment frequency (sessions per week), the pulse application frequency at which pressure pulses are delivered to the patient, the characteristic frequency of the wave, and the electrical supply frequency that powers the device.

Both the treatment frequency and the pulse application frequency play a decisive role in the therapeutic outcome. Furthermore, not all devices emit the same pressure field regardless of the discharge frequency. In some of them, pressure decreases as the number of pulses per second increases. This depends on the generation principle and the specific device, so the user manual should always be consulted.

The characteristic frequency of a wave is a more complex concept. Unlike harmonic waves, which oscillate at a single frequency, shock waves exhibit a broad spectrum that spans both low and high frequency components. The shorter the pulse in time, the wider its frequency spectrum becomes. In clinical devices, for instance, shock waves typically include components ranging from a few tens of kilohertz up to several tens of megahertz.

Although it may seem counterintuitive to associate a single wave with an entire range of frequencies, this idea can be illustrated using the principle of superposition. According to this principle, any non-harmonic wave can be represented, with the desired level of accuracy, as the sum of sinusoidal waves of different frequencies.

Figure 10(a) provides a simple example by comparing a square wave with a sine wave. A single sine wave differs substantially from a square wave and therefore offers a poor approximation. If two sinusoidal waves with appropriate amplitudes and frequencies are added, the resulting waveform, shown in (b), resembles the square wave a bit more, though still inadequately. As additional harmonic components with suitable amplitudes and frequencies are included, the resulting waveform progressively approaches the shape of the square wave, as illustrated in (c) and (d), corresponding to the superposition of three and four sinusoids, respectively.

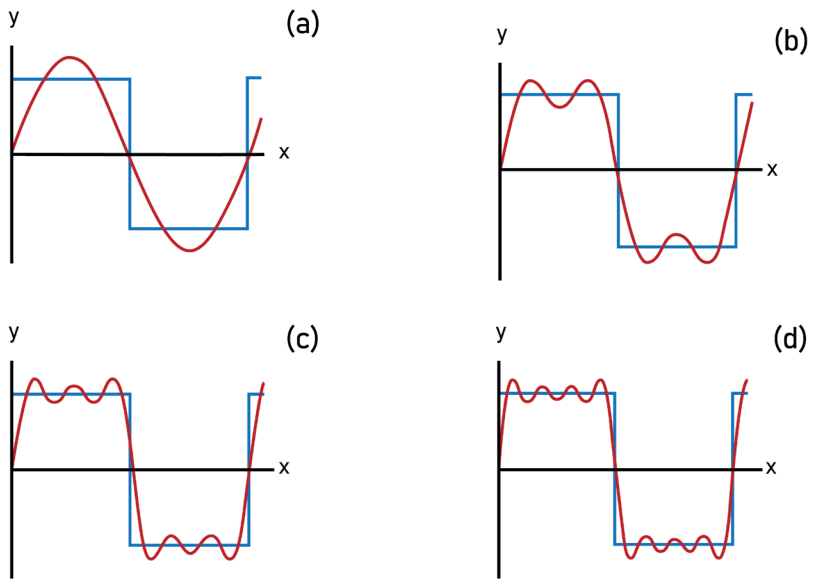


Figure 10. (a) Comparison between a square wave and a single sinusoidal wave, and comparison of the same square wave with the sum of two **(b)**, three **(c)**, and four **(d)** sinusoidal components.

A method developed by the French mathematician and physicist Joseph Fourier (1768-1830) makes it possible to decompose any periodic function into a sum of sinusoidal waves. This approach provides a means to identify the frequencies and amplitudes required to synthesize a non-sinusoidal signal with the desired level of accuracy. Figures 11 and 12 show how a square wave can be approximated by adding multiple sinusoidal components. As the number of components (the spectral content) increases, the resulting waveform progressively converges toward the shape of the square wave.

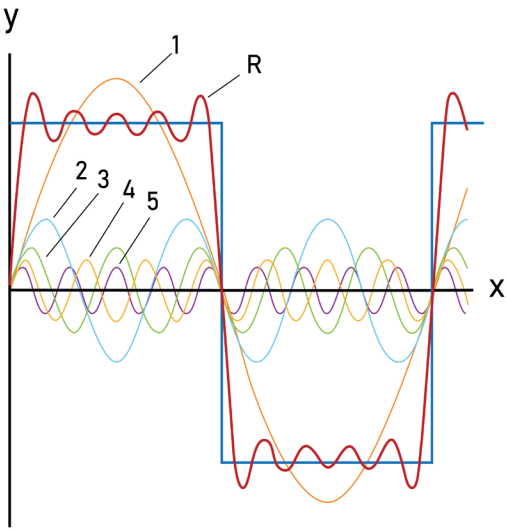


Figure 11. Plot of the approximation (R) to a square wave obtained by adding sinusoidal components (1) through (5), each with the appropriate amplitude and frequency. These components correspond to the so-called first harmonics of the Fourier series, which make it possible to decompose and reconstruct non-sinusoidal periodic functions.

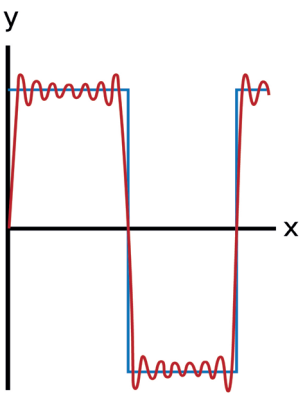


Figure 12. Plot illustrating the approximation of a square wave obtained by superimposing seven sinusoidal functions.

The method can also be applied to non-sinusoidal periodic functions. As an example, the lower part of Figure 13 shows the first (1), second (2), and third (3) harmonics, which together synthesize the function displayed in the upper part.

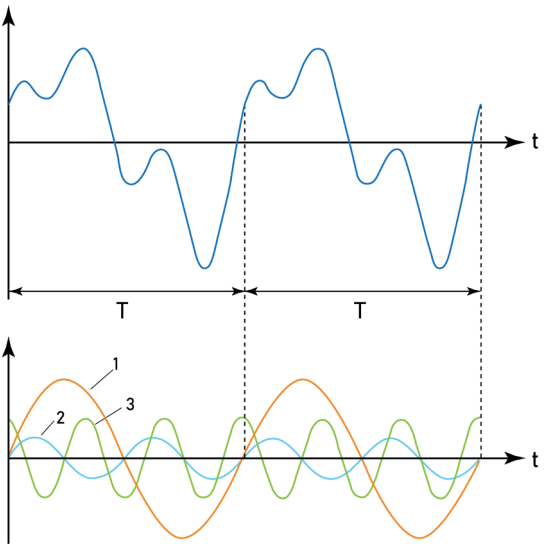


Figure 13. Example of a nonsinusoidal periodic function (top) and the first three harmonics (1, 2, and 3) that compose it (bottom).

Finally, the electrical supply frequency should be mentioned. It is usually listed in the technical specifications of the device and typically has a value of 50 or 60 Hz, depending on the geographic region. It is the manufacturer's responsibility to ensure that the equipment operates correctly under local electrical conditions. This parameter has no relevance for treatment protocols or clinical reports.

2.13 Intensity

Generally, intensity refers to the magnitude of a phenomenon. The term is used in several areas of physics and engineering, with definitions that vary depending on the phenomenon involved. In the applications considered here, and following the convention used in acoustics, intensity is defined as the power P transmitted through an area A perpendicular to the direction of wave propagation:

$$I = P/A.$$

Its units are watts per square meter (W/m^2). The value of I depends on the density of the medium through which the wave travels, the speed of the wave in that medium, and its amplitude.

In specialized literature and in some technical standards, the instantaneous intensity of a pressure field is defined as the power transmitted in the direction of wave propagation, per unit area perpendicular to that direction, at a specific point in space and time. It can be obtained from the following expression:

$$I(t)= \frac{p(t)^2}{Z},$$

where $p(t)$ is the instantaneous pressure and Z is the acoustic impedance of the medium (see Section 2.15).

For clinical use of ESWL or EPWT, it is not necessary to apply or understand this equation, although it can be useful for those involved in research or in the standardization of devices according to international guidelines.

The intensity level displayed on the screen of some ESWT devices is not a universal or standardized physical quantity. It is a scale defined by each manufacturer and should therefore not be confused with acoustic intensity in the strict physical sense.

Users often assume that increasing the intensity level produces a linear rise in the emitted pressure, although this is usually not the case. Furthermore, the term "intensity" is not equivalent to force, pressure, effectiveness, or efficiency. Intensity must be expressed only in units of power per unit area (W/m^2), never in watts, newtons, percentages, or bars.

As with other physical parameters, intensity is often reported relative to a reference level, using the equation:

$$\beta = 10 \cdot log_{10}(\frac{I}{I_0})$$

As mentioned before, in acoustics, the reference level I_0 used is the average human hearing threshold in air (10^{-12} W/m^2), which corresponds to the minimum mean intensity detectable by the human ear under standard conditions. In underwater acoustics, a reference level of $I_0=10^{-18}$ W/m^2 is

adopted. Although β is dimensionless, it is conventionally expressed in decibels (dB), considered "relative units" of measurement.

Logarithmic scales are useful when, as in this case, the range of variation spans several orders of magnitude. When β is used in Section 2.21 to define the -6 dB focal zone, it refers to a relative pressure level rather than to the auditory threshold I_0.

2.14 Momentum and Impulse

In introductory physics courses, linear momentum is defined as the product of an object's mass and its velocity. When a force acts on that object for a certain time, its momentum changes; this change is called impulse. Momentum describes the state of motion of an object, whereas impulse expresses how that motion is altered through the action of a force.

For the applications considered here, namely pressure waves in fluids, the idea is analogous, but the force is not applied at a single point. Instead, it is distributed over a surface, such as the tissue of an organ, and the impulse is determined by considering the magnitude of the pressure, the duration of its action, and the area affected. In this context, pressure impulse does not quantify the change in momentum of a solid object, but rather the force delivered by a pressure wave over a given surface and during a specific time interval.

The concept of "pressure impulse" helps explain how a wave can push on a surface or an interface, and how that action translates into forces that act on biological tissue. Wess and Mayer (2025) used the term "momentum transfer" to describe this process in a general sense, proposing it as a key factor in tissue stimulation during ESWT. Although the two concepts are related, it is important to note that momentum transfer refers to the overall mechanism by which force is transmitted to the tissue, whereas the pressure impulse is the physical quantity that allows this transmission to be quantified in measurable terms.

For ballistic generators, it is intuitive that the generated pressure field depends on the mass and velocity of the projectile. In this context, some authors have proposed using the projectile impulse (the force applied over a given time interval) as a parameter for comparing different radial

pressure-wave generators (Novak 2014). However, it should not be regarded as a fundamental criterion, as there is insufficient evidence of a direct relationship between this quantity and biological effects. In fact, there is no single physical parameter that fulfills this criterion.

Although it would be advisable for all manufacturers of ballistic devices to provide information on the impulse, it is not essential for physicians or physiotherapists to have an in-depth understanding of the underlying physical and mathematical concepts. It is enough to know that the impulse J is an equipment-specific parameter and to bear in mind that it is determined by the mass and the velocity of the projectile. Its magnitude varies according to the air pressure that propels the projectile.

2.15 Acoustic Impedance

Acoustic impedance (Z) is a parameter that describes the opposition a medium presents to the passage of an acoustic wave; in other words, it characterizes how a medium responds to the propagation of such a wave. Its units are rayl, named after the British physicist Lord Rayleigh (1842-1919). For longitudinal mechanical waves, such as shock waves and radial pressure waves, it can be obtained by multiplying the density of the medium (ρ) by the speed of sound within it (c):

$$Z = \rho c.$$

Because there is no standard single-letter symbol used to denote rayl, as is the case for newtons (N) or watts (W), acoustic impedance is typically expressed in kg/m^2s, that is, units of density (kg/m^3) multiplied by units of velocity (m/s).

To account for the phase changes that waves undergo as they travel through a medium, it is often useful to represent acoustic impedance as a complex number. The real part of this number is known as "resistance," and the imaginary part as "reactance." For the purposes of certification training, however, it is not necessary to deal with complex numbers. Recalling the basic equation given above is sufficient.

The properties of the medium through which waves propagate influence their waveform, their propagation speed, and the amount of energy lost

along their path. In particular, the elasticity of the medium, understood as its ability to resist compression and return to its original shape, largely determines the speed of propagation: the stiffer the medium, the faster the wave travels compared with a less rigid one.

Because both the density ρ and the speed of sound c are higher in a denser medium than in a less dense one, the resistance to wave propagation is likewise greater in bone structures than in soft tissue. For example, the acoustic impedance of muscle tissue and cortical bone is approximately 1.7×10^6 and 6.1×10^6 kg/m^2s, respectively. As will be discussed later, particularly in Chapter 6, changes in acoustic impedance may have important consequences.

When a wave passes from one medium to another, part of it is transmitted while another part is reflected. At an interface separating media with similar acoustic impedances, reflection is minimal and most of the energy is transmitted. This is desirable when coupling pressure waves into the body. Because water and soft tissue have similar acoustic impedances, in most clinical devices shock waves are generated in degassed water or in a fluid with comparable properties and are coupled into the body through a membrane whose acoustic characteristics also approximate those of soft tissue. Water additionally offers the advantage of being an easy-to-handle medium.

Since air has an acoustic impedance very different from that of soft tissue, air bubbles must be avoided between the generator membrane (or the applicator in ballistic devices) and the patient's skin. This is achieved by applying a thin layer of coupling gel to the contact area.

Finally, it is worth noting that when looking up the term "impedance" in books or online, it is commonly encountered in the context of electrical circuits. The concept is analogous to that of acoustic impedance, since in both cases it refers to the opposition to the passage of a wave: in electricity, of alternating current; in acoustics, of mechanical waves propagating through a medium.

2.16 Voltage

Voltage is a physical quantity associated with the force that drives electric charges (electrons) to move through a conductor, thereby producing an electric current. It is measured with a voltmeter, and its SI unit is the volt (V), named

after the Italian scientist Alessandro Volta (1745-1827). It is also referred to as the "electric potential difference." This concept should not be confused with electric power, since the latter depends on both voltage and current.

The voltage supplied by electrical power grids varies from one country to another. In most regions of the world, standard voltages of 110-120 V or 220-240 V are used. Both systems have advantages and disadvantages. Lower voltages involve less risk in the event of accidental electric shock, whereas higher-voltage systems allow energy to be transmitted more efficiently and enable higher-power equipment to be supplied using smaller currents.

The supply voltage required for a device to operate is not related to the pressure field it generates. For this reason, it does not need to be included in clinical reports. Whether a device operates at a higher or lower voltage depends on the electrical infrastructure available, but it has no influence on the clinical effects produced by shock waves or radial pressure waves.

2.17 Electric Current

A simple and widely used model describes electric current as the flow of electric charges through a conducting medium. In metals, these charges are primarily electrons. The current is measured in amperes (A), named after the French physicist André-Marie Ampère (1775-1836). For the purposes of this text, measuring electric current can be regarded as quantifying the amount of electric charge that flows through a conductor per second. In physics, electric current is defined as the electric charge passing through the cross-section of a conductor per unit time. This charge is not always carried by electrons; in electrolytes, for example, it may be carried by positive or negative ions.

Because of their low resistance to current flow, electrical energy is typically transmitted through copper wires or aluminum alloys. These conductors are covered with an insulating material. Their diameter is selected according to the current they carry. In specialized applications, the insulation may be surrounded by a conductive mesh (shielding) that is not in contact with the inner conductor and serves to reduce electromagnetic interference.

The amount of current flowing through the wiring depends on the voltage

and the power consumed by the connected devices. In 120-V residential installations, electrical circuits are usually designed to handle currents of 15 to 20 A. For high-demand appliances, such as ovens or air conditioners, lines capable of carrying up to 30 A are needed.

There are two types of electric current: alternating current (AC) and direct current (DC). Alternating current is used in most residential, commercial, and industrial power grids. With alternating current, the polarity of the voltage reverses periodically, causing the direction of electron flow to change during each cycle. Although the underlying phenomenon is much more complex, for the purposes of this book it may be visualized as a back-and-forth motion: during the first half of the cycle the current flows in one direction. During the second half it flows in the opposite direction. A frequency of 50 Hz is used in Europe and much of Asia and Africa, whereas North America and several countries in Central and South America use 60 Hz.

Direct current is easier to visualize because one may imagine electrons flowing continuously from the negative terminal toward the positive terminal. The polarity does not change, and the magnitude of the current remains constant. It is used in many electronic devices and is the type of current supplied by batteries.

Alternating current has the advantage of enabling long-distance power transmission with lower Joule losses (heat generation). It is also simpler and more economical to produce. Direct current, on the other hand, is the most suitable form of energy for most electronic systems because they require a stable supply. For this reason, electronic devices include power supplies that convert the alternating current from the AC supply into direct current.

The explanations presented above are simplified models commonly used in introductory physics and engineering courses. A more realistic and rigorous treatment of these phenomena can be found in the specialized literature (Feynman et al. 2011).

2.18 Mechanical Waves

In physics, a wave is understood as a disturbance that travels through a medium. Unlike electromagnetic waves, which are not discussed in this text,

mechanical waves require a material medium to propagate and therefore cannot exist in a vacuum. They transmit energy by causing particles in a solid, liquid or gas to vibrate. These particles do not move along with the wave; they simply oscillate around their equilibrium positions, so there is no net transport of matter. What travels, and what we call a "wave," is the disturbance itself, which can be described by its amplitude, wavelength, and frequency (see Sections 2.11 and 2.12). As noted earlier, the meaning of "particle" depends on the level of analysis. In this book, the term refers to small elements of fluid.

Mechanical waves appear in a wide range of manifestations. A classic example is sound. Other familiar cases include waves traveling along a string, waves on the surface of water and seismic waves. Less commonly mentioned are sand waves that develop on shallow seabeds, as well as the "stop-and-go" waves that form in traffic when cars in a line brake and then accelerate again, generating a disturbance that travels backward through the flow of vehicles.

Depending on the direction in which the particles vibrate, mechanical waves are usually classified as transverse or longitudinal. In practice, mixed behaviors often appear, as in the waves that propagate through the structure of a building during an earthquake.

When the particles of a medium move perpendicular to the direction in which the wave travels, the resulting disturbances are called transverse waves. They propagate only with difficulty in fluids, because the restoring forces between fluid molecules are weak. Even so, transverse behavior can appear at interfaces between solids and fluids. A special case is that of surface waves in liquids, such as ocean waves.

Longitudinal waves, on the other hand, are those in which the particles oscillate along the same direction as the wave's propagation. Two classic examples are the compressions that travel through a helical spring or "slinky" (see Figure 14) and sound waves. Because gases cannot sustain shear stresses, the mechanical waves that propagate through them are exclusively longitudinal. In contrast, the rigidity of solids allows them to support both longitudinal and transverse waves, including shear waves.

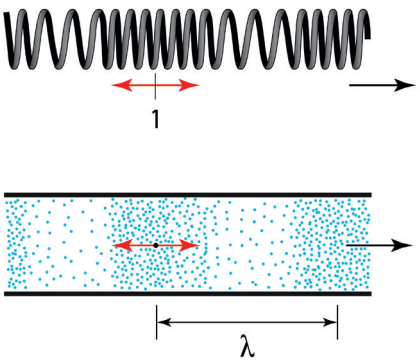


Figure 14. Top: schematic of a helical spring in which compressions travel to the right. Each coil oscillates around an equilibrium position (1). Bottom: representation of a sound wave in air, where the molecules form alternating regions of compression and rarefaction. Each molecule oscillates about its position without being carried along by the wave. The wavelength λ corresponds to the distance between two successive regions of maximum compression or rarefaction (see Section 2.11).

Figure 15 shows that when the source is spherical or "point-like," the compressions spread out radially. As in the previous case, the molecules of the medium do not travel with the wave; they simply oscillate around their equilibrium positions. For clinical applications it is important to remember that, in addition to the attenuation the wave undergoes as it propagates through the medium, the energy density decreases with distance because the same amount of energy is distributed over progressively larger areas (see Figure 16).

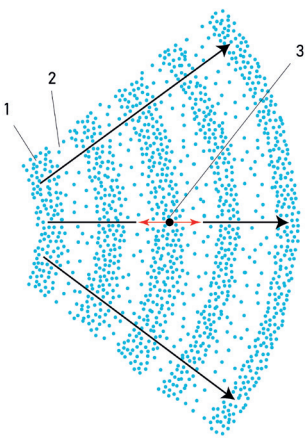


Figure 15. Two-dimensional diagram of a spherical longitudinal (sound) wave propagating through a medium: (1) compression region, (2) rarefaction region and (3) point about which a molecule oscillates around its equilibrium position.

As mentioned earlier, when mechanical waves encounter an interface they may be reflected, refracted, or scattered to varying degrees. These interfaces are precisely where the most significant physical and biological changes tend to occur.

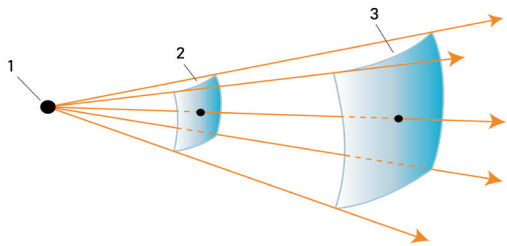


Figure 16. In a divergent acoustic wave emitted by a point source (1), the energy flux density (*EFD*) is higher at (2) than at (3) because of the geometric spreading of the wave.

2.19 Reflection, Refraction and Attenuation

When a mechanical wave reaches an interface separating medium *A* from medium *B*, each with different physical properties (see Figure 17), part of the wave is reflected and part is transmitted into the second medium, where it is refracted. In introductory physics courses it is taught that, for a flat interface, the angle of incidence equals the angle of reflection. However, because the speed of a mechanical wave depends on the characteristics of the medium, the portion that enters medium *B* changes its speed and therefore its direction of propagation as well.

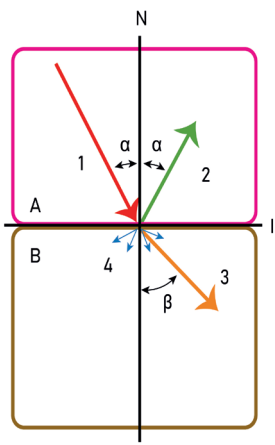


Figure 17. Simplified diagram of the phenomena that occur when a mechanical wave strikes the interface between medium *A* and medium *B*. The incident wave (1) and the reflected wave (2) form the same angle α with respect to a line *N* perpendicular to the interface *I*. The transmitted wave (3) enters medium *B* and propagates with a different speed and a different angle (*β*). Depending on the properties of medium *B*, the transmitted wave may undergo scattering (4) and attenuation.

Human tissues are heterogeneous. Their composition, which includes cells, blood vessels, collagen fibers and interstitial spaces, causes scattering due to structural irregularities, that is, changes in direction produced by inhomogeneities. In addition, because the speed of mechanical waves in tissue depends on their frequency, waves may also undergo material dispersion, meaning that different spectral components (see Section 2.12) travel at different velocities. This is a key aspect of diagnostic ultrasound, where waves pass through tissue layers with varying properties. In ESWT it is important to keep these effects in mind, since both the location and the size of the focal region can differ from the values reported by the manufacturer, which are usually obtained under ideal conditions in purified and degassed water or homogeneous viscous fluids.

Like light, pressure waves also diffract at edges. As a result, part of the energy does not travel strictly in a straight line but is deflected. Diffraction can generate a lobe of negative pressure (rarefaction), whose maximum often appears near the symmetry axis and close to the focal region, thereby increasing cavitation activity. Depending on the application, this effect may be more or less desirable. For this reason, several research groups have proposed design modifications to reduce it in shock wave generators (Zhou 2012; Wess & Mayer 2024).

When a wave travels from a medium with lower acoustic impedance toward one with higher impedance, such as soft tissue to bone, the positive pulse is transmitted and reflected as a positive pulse, and only a relatively small fraction of the total energy is transmitted (see Figure 18). In contrast, when the wave reflects from a medium with higher impedance to one with lower impedance, a situation referred to as "soft reflection", the pressure pulse is inverted, changing from positive pressure (compression) to negative pressure (rarefaction). This increases the risk of cavitation and tearing (see Chapter 6). For this reason, directing pressure waves toward organs that contain air- or gas-filled cavities can cause significant injury

When a wave strikes a flat interface at a right angle ($\alpha = 0$ in Figure 17), the amplitudes of the transmitted and reflected pressure waves depend only on the acoustic impedances of the two media. This is an idealized situation. Although interfaces in clinical practice are usually irregular, some certification courses and textbooks present the equations for calculating the transmission and reflection coefficients under perpendicular incidence. There is no need to memorize these expressions; what matters is understanding the physical phenomena they describe.

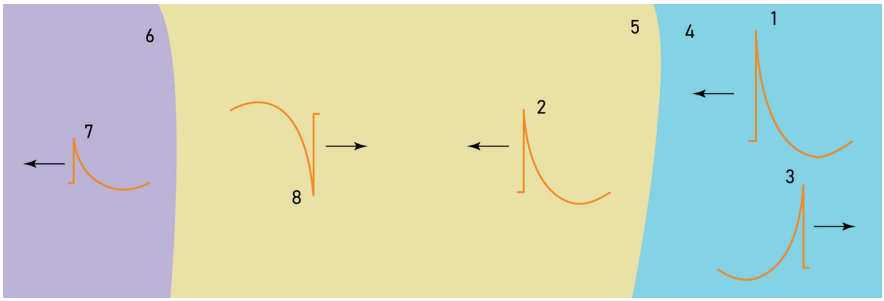


Figure 18. Schematic representation of a compression pulse (1) traveling from right to left, which is transmitted (2) and reflected (3) as a compression pulse when passing from a less dense medium (4) to a denser medium (5). Upon reaching a less dense medium (6), the pulse is transmitted as a compression (7) and reflected as a negative pulse (8).

For pressure under perpendicular incidence, the reflection and transmission coefficients (R_p and T_p) as functions of the acoustic impedances of medium A (Z_A) and medium B (Z_B) are (Cleveland & McAteer 2012):

$$R_p = \frac{(Z_B - Z_A)}{(Z_B + Z_A)},$$

$$T_p = \frac{2 Z_B}{Z_B + Z_A}.$$

When the impedance of medium A is higher than that of medium B, the pressure reflection coefficient becomes negative. As mentioned before, this means that a positive pulse (a compression) is reflected as a negative pulse (a rarefaction). In contrast, the pressure transmission coefficient T_p is always positive, regardless of the values of Z_A and Z_B. The transmitted wave therefore does not invert (see Figure 18).

For perpendicular incidence, the coefficients of reflected and transmitted energy (R_E and T_E) are

$$R_E = \frac{(Z_B - Z_A)^2}{(Z_B + Z_A)^2} = R_p^2$$

and

$$T_E = 1 - R_E,$$

respectively.

As already mentioned, to reduce energy loss through reflection when delivering shock waves into the patient, the waves are not generated in air. Instead, they are produced in a medium with acoustic properties like those of soft tissue. Clinical devices therefore employ gels and coupling membranes whose acoustic impedances are close to that of water, which closely matches the impedance of soft tissue ($Z_A \approx Z_B$). This ensures efficient energy transmission ($R_E \approx 0,\ T_E \approx 1$). In contrast, at a water-air interface almost all the energy is reflected ($R_E \approx 1,\ T_E \approx 0$).

As discussed in Section 2.15, if the waves encounter small air bubbles trapped in the coupling gel between the membrane and the patient's skin, a large fraction of the energy is reflected. This often underestimated phenomenon can significantly reduce therapeutic effectiveness and increase the likelihood of petechiae at the contact region between the generator membrane and the skin.

The higher the frequency, the stronger the attenuation of the wave. As mentioned above, shock waves are pressure pulses and therefore exhibit a broadband frequency spectrum rather than a single characteristic frequency. In medical devices, spectral components are typically recorded between approximately 100 kHz and 20 MHz, depending primarily on the rise time and the overall pulse duration. The vibrations and sound perceived during an ESWT are not generated directly by the shock front, that is, by the abrupt initial rise in pressure. They may instead arise from the complete pulse, which contains low-frequency components, as well as from vibrations and resonances inherent to the device. In electrohydraulic systems, the electrical discharge itself also contributes.

The high-frequency components associated with the shock front are attenuated more rapidly than the low-frequency components. As a result, when a shock wave propagates through tissue, the rise time of the positive pulse increases and its amplitude decreases. Figure 19 illustrates how the pressure profile of a shock wave evolves as it travels through soft tissue. The amplitude of the compression pulse decays more rapidly with distance than that of the rarefaction pulse. The negative portion of the pressure profile, the rarefaction, is almost sinusoidal, with frequencies on the order of several hundred kilohertz, whereas the positive pulse (compression) contains components in the megahertz range.

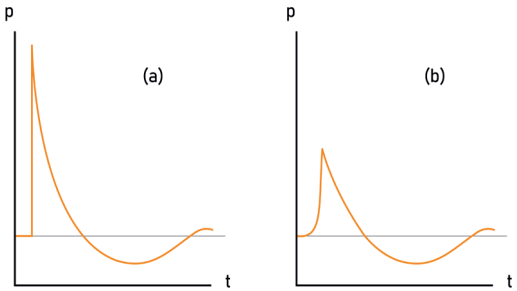


Figure 19. Pressure profile of a shock wave **(a)** as it enters soft tissue and **(b)** after propagating several centimeters through the tissue.

Another mechanism that weakens mechanical waves is the conversion of part of their mechanical energy into heat by tissue structures through processes known as viscoelastic effects. In tissue with pronounced viscoelastic behavior, such as muscle, absorption is greater because of their internal resistance to deformation. Even so, thermal effects are negligible in EPWT.

The distinction between the terms "attenuation" and "absorption" can be a source of confusion. In wave physics, attenuation is a broad concept that includes absorption due to conversion of energy into heat and scattering caused by irregularities in the medium, among other mechanisms that reduce wave amplitude. It does not include geometric attenuation caused by beam divergence.

2.20 Elasticity, Tension, and Compression

Understanding a few basic concepts from materials science is helpful not only for interpreting publications on the physical and biological effects of pressure-wave interactions with the various structures of the human body, but also for applying these waves correctly in clinical practice.

All materials, biological or otherwise, exhibit some degree of elasticity. In physics, elasticity is defined as the ability of a material to return to its original shape after being deformed by an external force. This recovery is driven by internal stresses that oppose the deformation. If the load exceeds the elastic limit, permanent (plastic) deformation or even fracture may occur. In living tissue, the response is predominantly viscoelastic: they tend to recover their shape after being stretched or compressed. This property is essential for functions such as movement, adaptation to the environment, and growth.

A key parameter in materials science that indicates the stiffness of a material is the elastic modulus, or Young's modulus, named after the English scientist Thomas Young (1773-1829). Within the linear elastic range, it is defined as the ratio between the applied stress and the resulting strain. "Stress" is the force per unit area causing the deformation. It may be compressive or tensile. When forces act parallel to a surface, they generate "shear stress." The ratio between shear stress and the resulting deformation is known as the "shear modulus," and the deformation is described by a change in angle. Compression and tension modify the linear dimensions of an object, whereas shear changes its shape without significantly altering its volume.

Up to this point, only linear elastic properties have been discussed. A material's resistance to changes in volume is described by the "bulk modulus," which relates an applied change in pressure to the resulting change in volume.

If the applied stress is not too high, the resulting strain is proportional to that stress. However, if the stress exceeds a certain threshold, the deformation may become permanent or the material may fracture. Although the elastic modulus depends on how the stress is applied and on the intrinsic properties of the material, it can also vary with external conditions such as temperature and humidity.

2.21 Focal Zones

In ESWT the goal generally is to deliver mechanical waves to a relatively small region. When the target lies several centimeters beneath the skin, devices that focus shock waves are needed. To evaluate, compare, and reproduce experimental and clinical studies, it is important to specify the "focal volume" of the generator under consideration. Several definitions inherited from ESWL exist. The most widely used is the -6 dB focal zone or -6 dB volume. For clinical practice, there is no need to master the equation that follows. It is enough to recall that, as shown in Figure 20, the -6 dB focal zone is defined as the volume within which the pressure at every point is equal to or greater than 50 percent of the peak positive pressure p^+, that is, within the focal zone $p \geq p^+/2$.

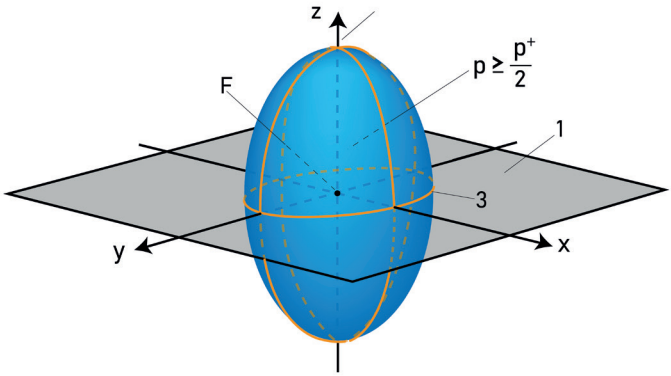


Figure 20. Schematic illustrating the definition of the -6 dB focal zone. The shock wave (not shown) travels from bottom to top. The focal plane (1) is an imaginary surface perpendicular to the axis of symmetry (2) at the height of the focus *F* of the shock wave generator. The -6 dB focal zone is the volume (blue) within which the positive pressure at any point is equal to or greater than half the maximum pressure p^+. The focal area is the surface enclosed by the circle (3).

As mentioned in Section 2.13, decibels (dB) are used to express the ratio between two quantities, in this case pressure. One quantity serves as a reference, meaning a previously specified value, and the other is the measured value. For pressure:

$$\beta = 20 \cdot \log_{10}\left(\frac{p}{p_0}\right),$$

where p is the pressure measured at a given point and p_0 is the reference pressure. A change of 6 dB corresponds to a factor of two in pressure amplitude (-6 dB represents a 50% reduction). The decibel is generally not used to describe shock wave pressure fields, except in defining the focal region. In Section 2.13 the level was expressed as $\beta = 10 \cdot \log_{10}\left(\frac{I}{I_0}\right)$, because the acoustic intensity I is proportional to p^2.

The -6 dB focal zone should not be interpreted as a measure of efficiency or as an indicator of the potential to generate specific effects. It simply describes how the energy is focused, and it usually does not coincide accurately with the size of the region to be treated.

The 5 MPa focal zone was defined assuming that 5 MPa is the minimum pressure required for a shock wave to produce biological effects. In

addition, a limit of 10 MPa was established for ESWL, meaning that the threshold for kidney-stone fracture was assumed to be at or above 10 MPa. The 10 MPa focal zone was defined accordingly (Wess et al. 1997). Societies such as the ISMST and the IFSWT recommend that manufacturers provide information on the focal region of their devices for three energy levels: low, intermediate, and high.

The 5 MPa focal zone should not be confused with the 5 mm focal zone, which is defined as an imaginary sphere with a 5 mm radius centered at the focus. Its size is fixed and does not depend on the device.

The -6 dB focal zone has a relative size (see Figure 21). As noted earlier, it is based on pressure values that exceed 50 percent of p^+. In contrast, the 5 and 10 MPa zones have absolute dimensions because they are defined using fixed pressure thresholds. For this reason, two devices may have identical 5 and 10 MPa focal zones but different -6 dB zones. Consequently, when reporting the dimensions of the -6 dB focal zone, it is important to also include the value of p^+.

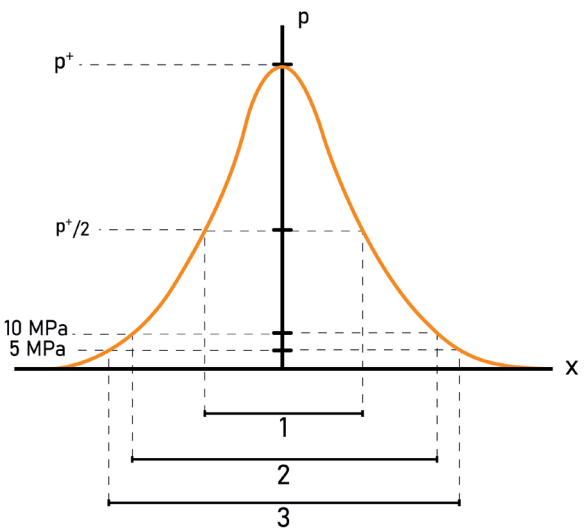


Figure 21. Plot of the maximum positive pressure as a function of the distance x from the axis of symmetry, comparing the sizes of the -6 dB (1), 10 MPa (2), and 5 MPa (3) focal zones.

When comparing the focal zones of two shock wave generators, it is essential to specify which definition is being used. Although uncommon, values other than 5 or 10 MPa may be chosen; in such cases, focal zones of *n* MPa can be defined.

Because the focal region of a shock wave generator will never match the exact size and shape of the tissue to be treated, there will always be areas exposed unnecessarily. This can be minimized by selecting an appropriate device and parameter settings, and by understanding both the anatomy of the lesion and the characteristics of the pressure field.

Regardless of the type of focal zone, the term focal area refers to the imaginary surface that intersects the focal volume in the *xy*-plane at $z = 0$. Figure 20 illustrates this for the -6 dB region. This definition does not apply to devices with a cylindrical focal zone, such as the one shown in Figure 22.

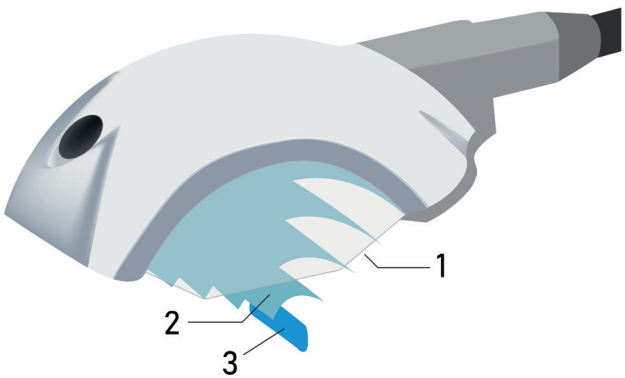


Figure 22. Schematic of a dual-layer piezoelectric crystal transducer, model FBL10x5G2 (Richard Wolf GmbH, Knittlingen, Germany), for the treatment of erectile dysfunction. The illustration shows the gel pad (1) used to couple the cylindrical pressure waves (2) to the patient, as well as the focal zone (3).

3. Pressure Waves for Extracorporeal Therapy

3.1 Shock Waves

Shock waves are pressure discontinuities that travel through a medium. As they pass, the pressure rises and falls abruptly before returning to its original value, following a brief phase of negative pressure or rarefaction. Examples include shock waves generated by lightning in the atmosphere, by a supersonic aircraft, or by an explosion. When originating in air, they are often heard and even felt. In particular, the shock wave produced by a supersonic aircraft flying overhead can break windows or damage structures. Shock waves play an important role in fields as diverse as materials science, geosciences, aerospace engineering, and military technology.

In medical applications, weak shock waves are used. They are termed "weak" because their propagation speed only slightly exceeds the speed of sound in the medium. In physics they are characterized by a Mach number, the ratio between the wave speed and the speed of sound in the medium, close to one. Even so, the peak pressure of the shock waves used in ESWT can reach more than a thousand times atmospheric pressure.

Figure 23 shows the pressure variation produced at a point by the passage of a shock wave of the type used in ESWT. Note that this is an extremely short event, on the order of millionths of a second. At the time scale of Figure 23, the rise time cannot be resolved.

Among the most important parameters for characterizing a shock wave are the peak positive pressure p^+, the peak negative pressure p^-, the rise time of the positive pressure pulse t_r, the total duration of the positive pressure pulse t_{T+}, the full width at half maximum of the positive pulse t_{FWHM}, and the total duration of the wave t_T.

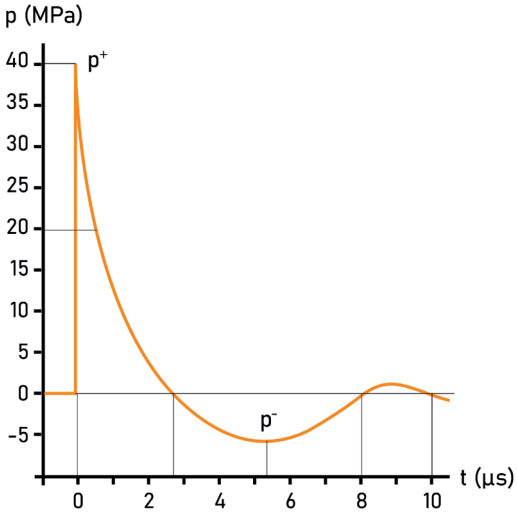


Figure 23. Pressure as a function of time at a given point during the passage of a shock wave.

For certain biotechnological applications, shock waves with a compression pulse p^+ ranging from 10 to 150 MPa, which corresponds to roughly 100 to 1500 times atmospheric pressure, followed by a rarefaction pulse of up to 25 MPa are used. In ESWT, p^+ generally does not exceed 80 MPa, whereas in ESWL it typically ranges from 20 to 100 MPa. The total duration t_T may vary from approximately 2 to 20 microseconds, and the frequency spectrum (see Section 2.12) may extend from about 15 kHz to 20 MHz. Depending on the shock wave generator, t_r ranges from 2 to 500 nanoseconds. Reported values of *EFD* for ESWT range from approximately 0.01 to 1.0 mJ/mm^2 (Speed 2004; Cacchio et al. 2006; Chow & Cheing 2007; Bannuru et al. 2014; Speed 2014).

Because the pressure of a mechanical wave decreases rapidly with distance, acoustic lenses or reflectors are used to focus it into a small region inside the body. In some piezoelectric devices (see Section 4.2), the shape of the transducer provides this concentration of energy without the need for lenses or reflectors. In electrohydraulic generators (see Section 4.1), shock waves are produced directly by an electrical discharge in water. In other systems, such as piezoelectric and electromagnetic generators, the transducer initially emits a high-pressure pulse that, as it propagates and is focused, transforms into a shock wave before reaching the focal zone. In this case, the pressure increases because the propagation speed rises with pressure and the wave crests move faster than the troughs. This effect, known as nonlinearity, causes the wave to acquire a sawtooth-like shape and, in its final stage, a shock front develops.

Figure 24 illustrates how the profile of a pressure wave changes as it propagates. The regions of higher pressure travel at a higher speed, whereas the lower-pressure portions lag behind. As a result, the pressure rise becomes nearly vertical. The slope is never infinite, meaning that tr can never be zero, because the nonlinear distortion is balanced by energy absorption (Wess 2006; Cleveland & McAteer 2012).

Although no standard establishes exact rise times and pressure values at which a high-pressure pulse can be considered a shock wave, it is generally defined as a disturbance that propagates through a fluid or gas with a rise time on the order of a few nanoseconds. In soft tissue the pulse becomes distorted and its thickness increases (Ueberle & Rad 2011).

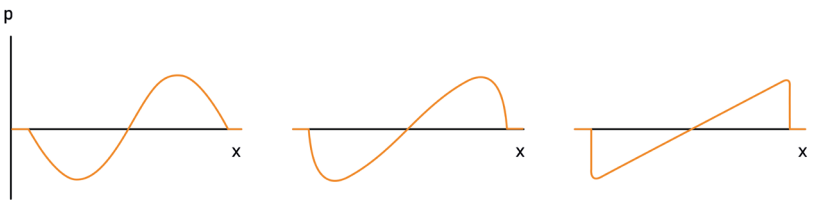


Figure 24. Nonlinear distortion of a pressure wave as it propagates through a medium. Spatial pressure profiles (p as a function of the distance x) are shown at three instances; the temporal sequence runs from left to right. (Pressure amplitudes and wavelengths are not drawn to scale).

Both shock waves and ultrasound are longitudinal mechanical waves (see Section 2.18). However, shock waves are not well described by linear acoustics because they are high-pressure pulses with a shock front at the beginning of the pulse, rather than oscillations with relatively small amplitudes (see Figure 25).

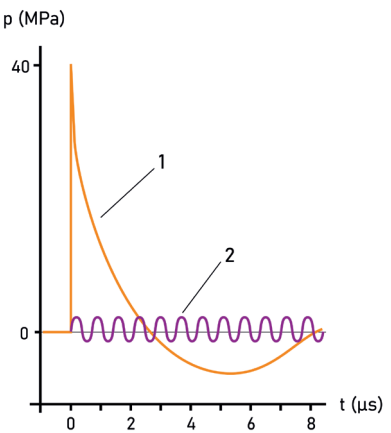


Figure 25. Pressure as a function of time generated at a specific point by a shock wave (1) and by a harmonic ultrasonic wave (2).

Since the early development of ESWL and ESWT, several methods have been proposed to characterize the generated pressure fields. Among the most widely used are hydrophones (pressure sensors) made of polyvinylidene fluoride (PVDF) or optical fibers, and high-speed imaging. Because these measurements are carried out in homogeneous media under controlled experimental conditions, the resulting pressure profiles differ from the pressure variations that propagate within the human body, where heterogeneous structures and tissue interfaces modify wave propagation (Preston et al. 1983; Müller & Platte 1985; Platte 1985; Hunter et al. 1986; Coleman & Saunders 1989; Granz 1989; Schafer 1993; Staudenraus & Eisenmenger 1993; Huber et al. 1994; Delacrétaz et al. 1995; Koch et al. 1997; Wang et al. 1999; Ginter et al. 2002; Granz et al. 2004; Wess 2006; Parsons et al. 2006; Ueberle & Rad 2011; Oshita et al. 2012; Ueberle & Rad 2012; Perez et al. 2013; Kang et al. 2014; Császár et al. 2015; Wan et al. 2015; Yamamoto et al. 2015).

In scientific articles, certification courses, and promotional materials for clinical devices, the pressure profile of a shock wave is often shown as in Figure 23. In practice, the signal obtained experimentally on an oscilloscope in the laboratory is usually less "clean." This depends on several factors, including the experimental setup and the type of hydrophone used. Beyond small fluctuations, there may be substantial differences between signals recorded with transducers that operate on different physical principles. Figure 26 illustrates such variation: signal 1 has a more pronounced negative phase, whereas signal 2 is more attenuated. These differences reflect the intrinsic characteristics of each type of sensor.

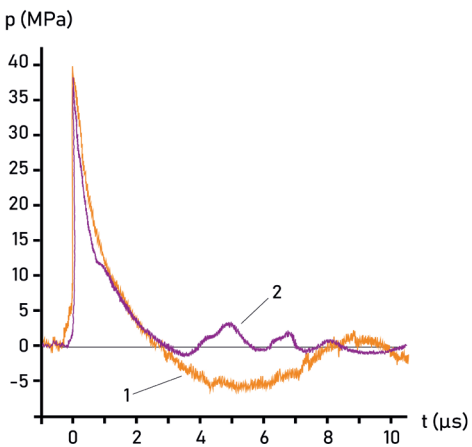


Figure 26. Pressure records obtained with an optical fiber hydrophone (1) and a needle PVDF hydrophone (2) at the focus of a shock wave generator commonly used in ESWT. In the first case, the signal requires digital processing to obtain curves like the one shown.

Obtaining reliable pressure measurements for ESWT and RPWT devices is not an easy task. This responsibility lies primarily with physicists and device manufacturers, who must adhere to the methodologies established by international reference organizations. Figure 27 shows the use of a needle hydrophone to record pressure variations in an experimental shock wave generator.

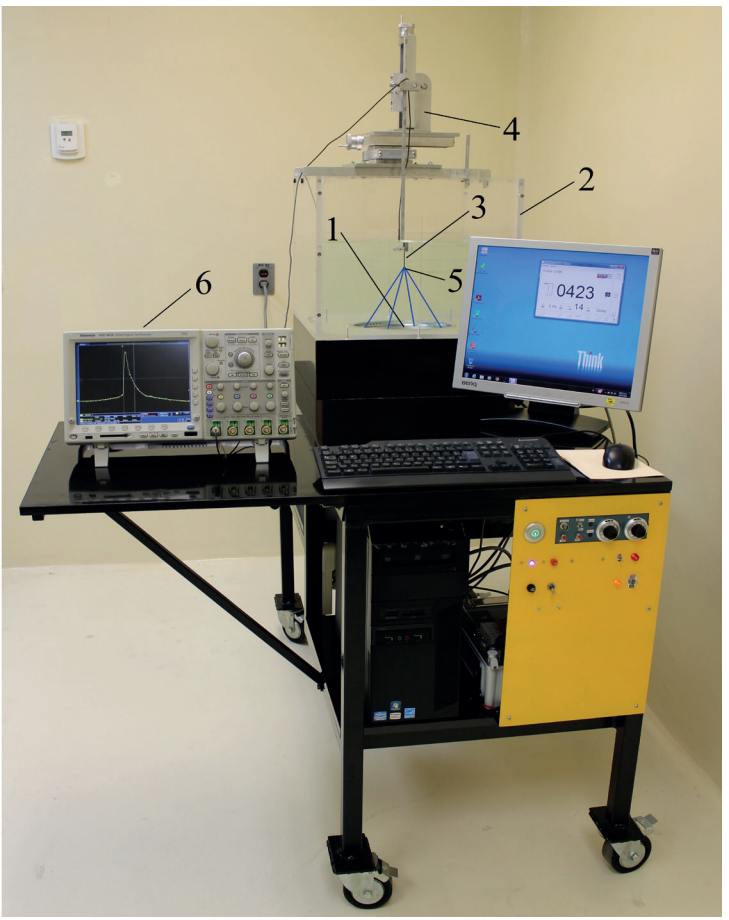


Figure 27. Experimental setup to record the pressure field: (1) Piezolith 3000 shock wave transducer (Richard Wolf GmbH, Knittlingen, Germany), (2) acrylic water tank, (3) PVDF needle hydrophone (Imotec GmbH, Würselen, Germany), (4) *xyz* positioning system, (5) geometric focus, (6) oscilloscope displaying the signal recorded by the hydrophone. (Photograph: Francisco Fernández).

For medical and biotechnological applications, it is common practice to plot the average values of the maximum positive pressure measured at various locations around the geometric focus (Wess 2006). These plots, however, do not reveal the pressure profile at each measurement point. In addition, the location of the highest pressure within the entire field, known as the "dynamic focus" or "acoustic focus," does not necessarily coincide with the geometric focus of the shock wave source. In fact, the point where the maximum positive pressure is recorded and the point corresponding to the minimum negative pressure are often slightly offset from one another. Since these differences are negligible for ESWT, this text will not distinguish between the geometric focus and the dynamic focus.

In most publications, pressure variations produced by shock waves are presented either as time-dependent traces at a specific location (see Figure 26) or as two-dimensional maps showing the peak values measured at different points. This information can be complemented by visualizing pressure gradients with specialized optical setups. Figure 28 illustrates the density changes produced by a shock wave in a region near the focus of an electromagnetic generator. Positive and negative pressure gradients appear in red and green, respectively. Several secondary shock waves, generated by the collapse of cavitation bubbles (see Section 6.1), are also visible.

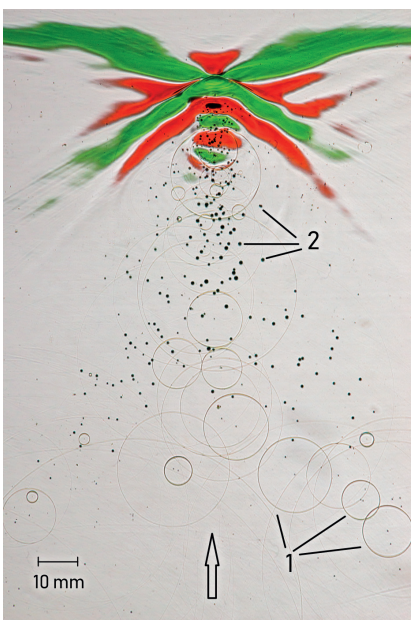


Figure 28. Pressure variations and acoustic cavitation generated in water near the focus of an electromagnetic shock wave source, visualized using color Schlieren optics. Positive pressure gradients appear in red und negative gradients in green. The arrow indicates the direction of shock wave propagation. The circles (1) are secondary shock waves produced by the growth and collapse of cavitation bubbles (2) induced by the passage of the wave. (Courtesy: Othmar Wess and Jürgen Mayer, Storz Medical AG, Tägerwilen, Switzerland).

3.2 Radial Pressure Waves

As noted earlier, it is essential to distinguish shock waves from radial pressure waves (see Figure 29) (Moya et al. 2025). Radial pressure waves exhibit peak compressive pressures (p^+) that can reach up to 30 MPa near the emitting source and rise times on the order of 3 µs (Cleveland et al. 2007; Ueberle & Rad 2012; Chen 2013; Császár et al. 2015; Loske 2017; Loske & Moya 2021).

The differences between these two types of waves are considerable (see Figure 30). This is because the physical principles underlying their generation differ markedly. Nevertheless, terminological confusion persists in the literature, where expressions such as "radial shock wave therapy" are still frequently used.

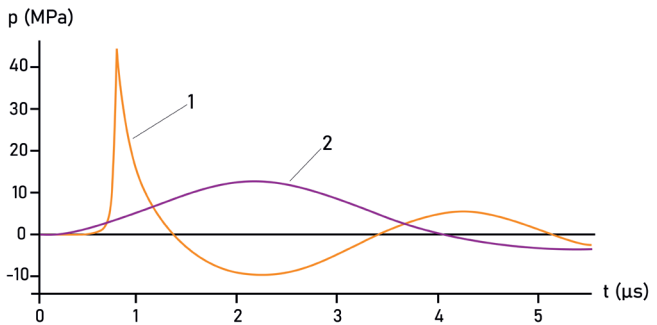


Figure 29. Comparison of the pressure-time profiles of a shock wave (1), recorded at the focus of the source, and a radial pressure wave (2), generated near the applicator of a ballistic device. (Figure adapted from the ISMST Guidelines, 2023).

Unlike shock waves, radial pressure waves can exhibit a negative (rarefaction) pulse that is stronger than the positive (compressive) one. In fact, the absolute value of p^- may exceed that of a shock wave and can induce acoustic cavitation (see Section 6.1). This has important implications that must be considered when using radial pressure wave generators (Császár et al. 2015).

As in the evaluation of fields emitted by shock wave generators, a hydrophone immersed in a water tank can be used to characterize ballistic devices in the ultrasonic range; however, this approach is laborious, and at high repetition rates cavitation may alter the measurements (Cleveland et al. 2007; Jamshidi Rad & Ueberle 2015). As an alternative, a rigid platform

has been proposed, consisting of a hydrophone mount, a pad mimicking soft tissue, and a mechanism to hold the applicator and apply a reproducible contact force (Ueberle & Rad 2012). Other authors combined a dry test bench with a small tank filled with degassed water, coupling the ballistic device to the tank with a latex membrane and gel (Reinhardt et al. 2021).

In most publications, only the ultrasonic component of radial pressure waves, shown in Figure 29, is considered; however, these waves are more complex than shock waves in the sense that they also comprise longitudinal and transverse waves (shear and elastic) in the frequency range from 100 Hz to 10 kHz (see Figure 30). Analysis of all components, particularly the elastic waves, may help to explain the regenerative effects observed (Novak & Verdaasdonk 2017).

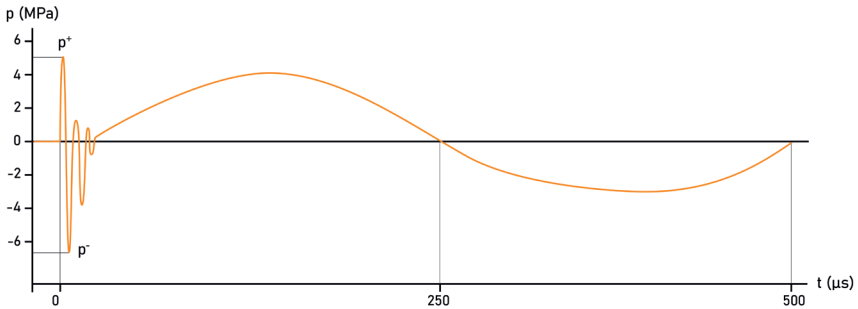


Figure 30. Plot of the high- and low-frequency components of the pressure as a function of time generated by a ballistic device of the type used in extracorporeal therapy. (Courtesy: Pavel Novak, Storz Medical AG, Tägerwilen, Switzerland).

In the ultrasonic range, pressure variations are recorded from measurements performed in water, based on methodologies like those used for shock wave generators in accordance with IEC 61846, which results in the commonly reported *EFD* values of 0.1 to 0.3 mJ/mm^2. However, proper recording of low frequencies requires different types of sensors and a different methodology. Since at low frequencies (below approximately 500 kHz) water does not exhibit elastic behavior and does not behave like biological tissue, it is replaced by gel-based tissue phantoms (Novak & Verdaasdonk 2017).

4. Shock Wave Generators

This chapter provides a simplified description of the operating principles of shock wave generators commonly used in ESWT. In general, there is no evidence that any particular shock wave generation principle is clinically superior to another. Treatment outcomes depend instead on the specific design of the generator and on several factors such as the pressure profile, *EFD*, size of the focal region, number of sessions and pulses delivered, the specific clinical indication, and the experience of the practitioner.

Some generators, such as electrohydraulic systems, act as "point sources," emitting shock waves from a very small region. Others, including piezoelectric and electromagnetic devices, generate pressure pulses from planar, cylindrical, or spherical surfaces. As explained in Chapter 3, in these systems the shock wave develops at a certain distance from the emitter because of nonlinear effects. This is not a drawback in any way.

Shock wave generators based on microexplosives (Kuwahara et al. 1987; Hosseini et al. 2005) or on multichannel electrical discharges (Lukes et al. 2012; Lukes et al. 2016) have been used exclusively in the context of ESWL and not in ESWT. For this reason, they will not be discussed in this book. Likewise, variants that do not constitute new mechanisms, but instead represent engineering adaptations aimed at enlarging the treated area or improving clinical handling, will not be described, since they do not involve fundamental physical differences.

4.1 Electrohydraulic Generators

TThe first shock wave generation principle used in a clinical device was the electrohydraulic one (Chaussy et al. 1980; Chaussy et al. 1982; Coptcoat et al. 1987). It relies on the sudden expansion of a plasma bubble in water and the subsequent focusing of the shock wave by means of a reflector. The plasma is created by a high-voltage electrical discharge (approximately 18 to 30 kV)

between two electrodes separated by about one millimeter and positioned at the first focus (*F1*) of a metallic reflector (brass, stainless steel, or other high-impedance alloys) shaped as a semi-ellipsoid of revolution. The duration of the discharge is extremely short, and the electric current between the electrodes remarkably high (10 to 20 kA); consequently, the plasma bubble expands at supersonic speed. This expansion generates a spherical shock wave that propagates through the water, reflects, and converges at the second focus (*F2*) of the ellipsoid. By modifying the geometry of the reflector, the resulting shock wave can be shaped to be divergent or planar.

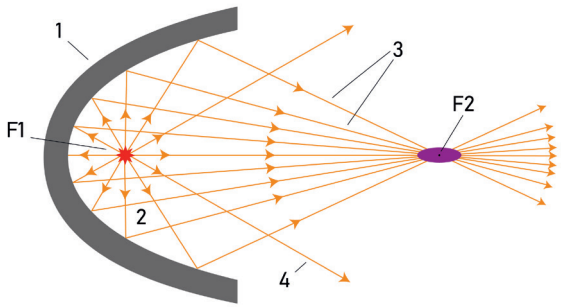


Figure 31. Schematic of an electrohydraulic shock wave generator: (1) semi-ellipsoidal metallic reflector with geometric foci *F1* and *F2*, (2) coupling fluid (for example, degassed water), (3) rays perpendicular to the reflected shock front (not shown), (4) rays perpendicular to the non-reflected shock front. (The diagram is not to scale, and the coupling membrane to the patient is not shown).

Figure 31 is a ray diagram illustrating shock wave focusing. The rays are perpendicular to the shock front (not shown). This type of diagram provides a good approximation for shock waves with a Mach number $M=\frac{v}{c}$ close to one, meaning that the shock wave speed (v) does not differ significantly from the speed of sound (c) in the medium through which it propagates. This is the case for clinically used shock waves.

The energy released at *F1* does not converge to a single point at *F2*, but rather to a finite volume (see Section 2.21). After passing *F2*, the waves diverge and their amplitude decreases. In this type of generator, the rise time t_r is on the order of 1 to 3 ns.

Figure 32 shows a sequence of images capturing the expansion and collapse of a plasma bubble in an experimental electrohydraulic shock

wave generator. The shock wave, which is not visible, is generated at the very onset of the bubble's supersonic expansion and detaches from it once the expansion speed decreases. As in the other shock wave generators described in this book, the electrical energy required within such a short interval is supplied by storing it in one or more capacitors before the discharge is produced.

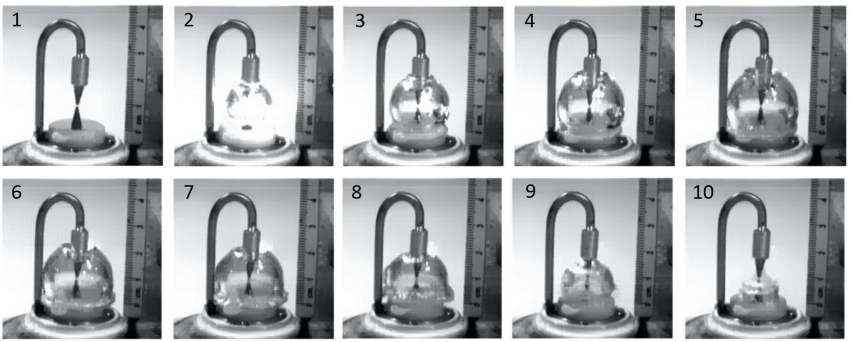


Figure 32. Sequence of images showing the expansion and collapse of a plasma bubble produced by a high-voltage discharge (16 kV) between two electrodes immersed in water and separated by approximately 1 mm. In (1), the spark gap can be seen prior to the discharge. Image (2) corresponds to the onset of bubble expansion following the electrical discharge. From (3) to (5), the bubble continues to expand even though the shock wave (not visible in these images) has already propagated beyond the observation window. Starting in (6), the bubble begins to collapse. (Photograph: Eduardo Fernández. Figure adapted from Loske 2017).

One drawback of the electrohydraulic method is the progressive wear of the spark gaps, which must be replaced or readjusted after a certain number of discharges. Because the rate of wear depends on factors such as the electrode material, geometry, spacing, and fluid properties, it is essential to follow the manufacturer's recommendations. Several strategies have been proposed to extend electrode life and improve discharge stability (Cathignol et al. 1991; Bourlion et al. 1994; Manousakas et al. 2004; Pishchalnikov et al. 2013).

Electrohydraulic systems are noisier than piezoelectric or electromagnetic generators. In addition, the pressure profile exhibits considerable spatial and temporal variability from shot to shot, even when device settings are kept constant. Since hundreds of shock waves are delivered during a typical

clinical session, the effects of this variability average out; however, it becomes relevant when characterizing the pressure field in the laboratory, where multiple discharges must be averaged at each measurement point to obtain reliable values. Electrohydraulic generators are also characterized by having larger focal zones compared with piezoelectric or electromagnetic devices. As a result, the size of the focal zone and the pressure values often do not match the specifications provided by manufacturers; therefore, it is not advisable to transfer clinical protocols from one electrohydraulic device to another.

In addition to classical electrohydraulic generators, several variants have been developed with configurations that produce flatter wave fronts and enlarged focal regions, designed for specific clinical applications in EPWT. One example is described in U.S. Patent 8,257,282 B2 (Schaden et al. 2012).

4.2 Piezoelectric Generators

Piezoelectric crystals have been used to generate ultrasonic waves for medical imaging since the 1940s. Beginning in 1978, the company Richard Wolf GmbH (Knittlingen, Germany) developed piezoelectric shock wave generators that were successfully employed for the noninvasive treatment of renal, biliary, and salivary stones (Külkens et al. 2001; Rabenstein et al. 2005; Ginter et al. 2010; Duarsa et al. 2022).

Several configurations of piezoelectric generators are currently available, with focal regions adapted to specific clinical applications. They typically consist of an array of crystalline or ceramic elements mounted on a rigid metallic base. The array is coated with a protective polymer and brought into contact with a coupling fluid.

Piezoelectric materials can undergo sudden changes in length when a high-voltage pulse is applied, a phenomenon known as the inverse piezoelectric effect. Although the resulting deformation is on the order of only a few micrometers, it is sufficient to produce high-pressure pulses in the fluid. When these elements are mounted on a base with a semispherical shape (see Figure 33), the pressure pulses generated by each element converge toward the center of the sphere, where a shock wave is formed through constructive superposition and the nonlinear effects described in Section 3.1. Since piezoelectric shock wave generators do not require a reflector or a lens to focus the energy, they are described as self-focusing.

In the late 1980s, engineers at Richard Wolf GmbH examined the possibility of using transducers composed of a single piezoelectric element. However, due to the mechanical stresses generated during operation, these elements tended to fracture. For this reason, the decision was made to cover the metallic base of the generators with a mosaic consisting of hundreds of piezoelectric crystals. This design continues to be used successfully. Moreover, owing to the high reproducibility of the emitted pressure field, these transducers are particularly reliable for research purposes.

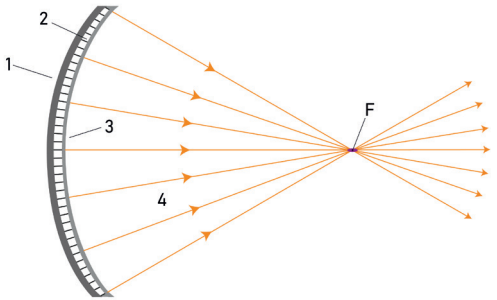


Figure 33. Schematic of a piezoelectric shock wave generator of the type developed by Richard Wolf GmbH: (1) rigid semispherical base, (2) piezoelectric elements, (3) insulating coating, (4) coupling fluid. (The schematic is not to scale, and the membrane used to couple the shock waves to the patient is not shown).

The configuration and size of the piezoelectric elements vary depending on the model and the clinical application. To increase versatility and reduce generator size, shock wave sources incorporating more than one layer of piezoelectric elements have been developed (Dreyer et al. 2003). In all cases, electrical energy is stored in one or more capacitors and then discharged into the piezoelectric element or elements.

Piezoelectric systems stand out for being very quiet, producing highly reproducible pressure profiles and having a long service life. The emitted pressure field depends on several factors, including the shape of the piezoelectric elements, the backing material, the type of insulation and the characteristics of the excitation pulse. Compared with generators that use reflectors or lenses to focus the shock waves, piezoelectric arrays mounted on semispherical surfaces produce small -6 dB focal zones. This is due less to the use of piezoelectric crystals per se than to the configuration of the array and the associated nonlinear effects. As mentioned earlier, there are also cylindrical piezoelectric transducers that generate linear focal zones

(see Figure 22, Section 2.21). With these linear-focusing transducers, it is possible to treat a larger volume; however, the *EFD* is lower compared with systems that concentrate the energy in a small focal region (Gatz et al. 2021).

Although fewer publications report the use of piezoelectric devices compared with those describing electrohydraulic or electromagnetic generators for the treatment of musculoskeletal conditions, piezoelectric systems show promising potential (Moya & Loske 2022).

4.3 Electromagnetic Generators

Figure 34 shows a simplified schematic of the electromagnetic principle used to generate shock waves, patented by F. Eisenmenger (Eisenmenger 1962) and developed in the 1980s at the University of Mainz in Germany in collaboration with Siemens Healthcare GmbH (Erlangen, Germany) (Wilbert et al. 1987; El-Damanhoury et al. 1991). The system consists of a flat circular spiral coil, separated from a conductive metallic membrane by an insulating layer (not shown in the figure). When a high-voltage pulse flows through the coil, a transient magnetic field is generated around its turns. This induces electric currents in the membrane, known as eddy currents, which create a magnetic field that opposes the original one. The interaction between the two magnetic fields produces a rapid repulsion of the metallic membrane, a process that bears some analogy to the operation of an audio speaker.

The sudden displacement of the membrane is transmitted to the adjacent fluid, generating a planar compression wave. This wave propagates toward an acoustic lens, which converts it into a converging spherical wave. Depending on the acoustic properties of the lens material, that is, on the speed of sound within it, concave lenses (for example, those made of polymethylmethacrylate) or convex lenses (such as silicone lenses) are used to achieve focusing.

Similar to what occurs in piezoelectric generators, in electromagnetic systems the shock wave does not form immediately. Instead, it develops progressively because of nonlinear effects as the high-pressure pulse propagates from the lens toward the focus *F*.

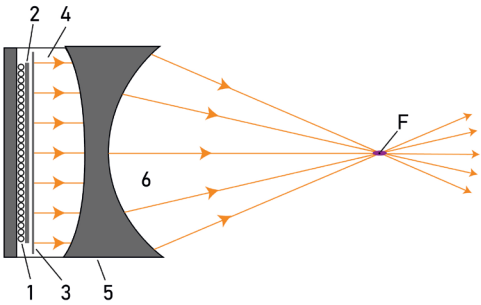


Figure 34. Schematic of an electromagnetic shock wave generator: (1) flat spiral coil, (2) conductive metallic membrane, (3) insulating layer, (4) transmission fluid, (5) acoustic lens, (6) propagation fluid. (The schematic is not to scale, and the membrane used to couple the shock waves to the patient is not shown).

In addition to flat electromagnetic generators, Storz Medical AG (Tägerwilen, Switzerland) developed cylindrical systems (Wess et al. 1990; Köhrmann et al. 1995; Wess 2012). Figure 35 shows a simplified schematic of this type of device. When a current pulse flows through a coil wound around a hollow cylinder, eddy currents are induced in a conductive cylindrical membrane, causing its repulsion and the generation of a pressure pulse. This pulse is transmitted through an insulator and a coupling fluid to a metallic reflector shaped as a paraboloid of revolution. The reflected wave converges at the focus *F* of the reflector, where a shock wave is formed in the surrounding region. One advantage of this design is that it allows ultrasound or X-ray imaging systems to be integrated along the axis of the generator, facilitating localization of the region to be treated. As with piezoelectric transducers, the pressure fields produced by electromagnetic systems are highly reproducible.

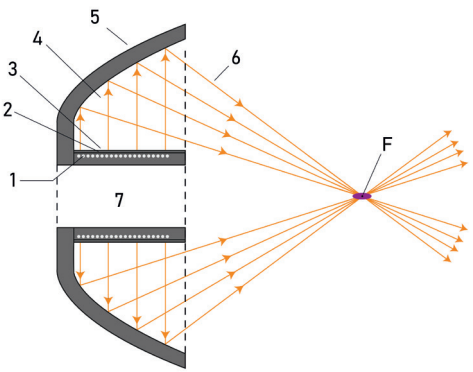


Figure 35. Schematic of a cylindrical electromagnetic shock wave generator: (1) cylindrical coil, (2) conductive metallic membrane, (3) insulating layer, (4) coupling fluid, (5) paraboloidal reflector, (6) rays representing the propagation and focusing of the pressure wave, (7) cylindrical space intended for integrating an imaging system (ultrasound or X-ray). (The schematic is not to scale, and the membrane used to couple the shock waves to the patient is not shown).

5. Radial Pressure Wave Generators

The electrohydraulic shock wave generation method used since the early days of ESWL (see Section 4.1) was originally designed to produce focused shock waves. However, by modifying the shape of the reflector, it is possible to generate radial pressure waves. Similarly, the piezoelectric and electromagnetic systems described in the previous chapter are versatile enough to also generate radial pressure waves. Nevertheless, radial pressure waves used in EPWT are generally produced with "ballistic" devices in which a projectile strikes an applicator, generating pressure waves that propagate divergently into the tissue.

5.1 Pneumatic Ballistic Generators

The most widely used generators for EPWT are pneumatic ballistic devices. These systems have a broad spectrum of clinical applications, although they are not suitable for the treatment of deep tissue. This is because, as explained in Section 2.6, the *EFD* is highest near the patient's skin surface and decreases rapidly with depth (Mittermayr et al. 2012; Ueberle & Rad 2012; Dymarek et al. 2014). Although the term "ballistic shock wave generator" is often used in clinical practice and in some publications, the physically correct designation is "ballistic radial pressure wave generator."

These devices take their name from the fact that a projectile shaped like a bullet or pellet, with a mass of a few grams, is accelerated to velocities of approximately 5 to 25 m/s within a cylinder about 20 cm in length, until it impacts a target located at its distal end. The impact produces a displacement of a fraction of a millimeter in the target, which generates a pressure wave that is transmitted to the patient through an applicator. The pressure profile produced by these systems depends on several factors, such as the mass and velocity of the projectile, as well as the size and shape of the applicator. In general, these devices consist of two main units: the power and control unit, which contains the compressor, and the therapy head or handpiece, which is held by the physician or therapist.

Figure 36 shows a simplified schematic of a pneumatic radial pressure wave generator. Compressed air from the compressor enters the system through a flexible hose. A pressure regulator and a control valve (not shown in the figure) adjust the pressure and, at the appropriate moment, release a precise volume of air to accelerate the projectile to the desired velocity. An internal damping system attenuates the impact of the projectile on its return path, and the remaining compressed air is evacuated through channels and exhaust valves. Most manufacturers provide interchangeable applicators with different diameters and geometries, including convex, flat, and concave; however, regardless of the applicator shape, the generated waves are always radial. This is because the applicator size is on the order of the wavelength of radial pressure waves (approximately 15 mm).

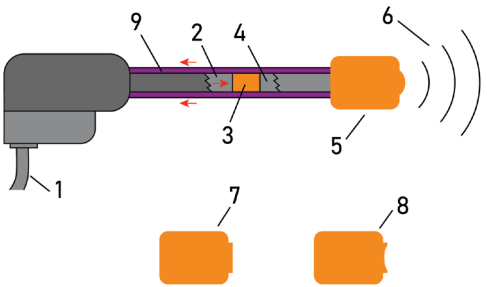


Figure 36. Simplified schematic of a pneumatic handpiece for radial pressure wave therapy: (1) compressed air inlet, (2) high-pressure region, (3) projectile, (4) low-pressure region, (5) convex applicator, (6) radial pressure waves, (7) flat applicator, (8) concave applicator, (9) air return channel. (The schematic is not drawn to scale).

The velocity at which the projectile strikes the applicator increases as the inlet air pressure is raised. However, the relationship between the air pressure (usually expressed in atm) and the pressure of the generated mechanical wave (given in MPa) depends on several factors and can vary significantly from one model to another. For this reason, the air pressure value should not be considered as the sole parameter in a clinical protocol. Regardless of this, ballistic generators equipped with more powerful compressors are not necessarily superior. Furthermore, as mentioned before, the pressure field emitted by a ballistic device can vary with the firing frequency (Ueberle & Rad 2012; Reinhardt et al. 2022).

5.2 Electromagnetic Ballistic Generators

Electromagnetic ballistic radial pressure wave generators do not require an air compressor because the projectile is accelerated by the action of a transient magnetic field generated by one or more coils. The magnetic field interacts with the projectile, which is typically made of a ferromagnetic or conductive material, accelerating it along a guide tube to velocities typically between 5 and 20 m/s. At the distal end, the projectile's kinetic energy is transferred to an applicator like those used in pneumatic systems, where it is converted into a pressure wave that propagates radially into the tissue. The return of the projectile is controlled by springs and/or by the reversal of magnetic fields. Electromagnetic ballistic generators should not be confused with electromagnetic shock wave generators, which operate according to different physical principles.

6. Interaction with Matter

The pressure profile of any mechanical wave becomes distorted as it propagates through the body; however, the most significant changes occur when it crosses interfaces between media with considerably different acoustic impedances. When pressure waves pass through bony structures, they generate deformation waves that may be transverse or longitudinal. This phenomenon is complex because biological tissues are anisotropic, meaning that their mechanical properties vary with direction. It is in these regions that noticeable biological effects originate. The most relevant phenomena include acoustic cavitation, compression, tensile stress, shear, fatigue, and the Hopkinson effect. Their influence depends on the shapes and acoustic impedances of the structures through which they propagate.

Tissue damage and mechanotransduction induced by pressure waves result from a combination of physical and biochemical mechanisms that may act synergistically. Although considerable progress has been made in understanding the processes involved, important questions remain unanswered. This chapter provides a brief description of the physical phenomena that give rise to some biological effects during EPWT.

6.1 Acoustic Cavitation

In general, the term "cavitation" refers to the formation of bubbles in a liquid because of a sudden reduction in pressure, without requiring a significant change in temperature. Cavitation can erode equipment such as turbines, ship propellers, hydraulic systems, fuel injectors, and valves. It is important to distinguish cavitation from boiling, which also involves the formation of bubbles but is caused by an increase in temperature, without substantial changes in the pressure of the liquid.

Acoustic cavitation has been regarded as one of the most important physical phenomena involved in ESWL and EPWT (Crum 1988; Delacrétaz

et al. 1995; Carstensen et al. 2000; Evan et al. 2002; Zhu et al. 2002; Pishchalnikov et al. 2003; Bailey et al. 2005; Arora et al. 2007; Cleveland et al. 2007; Matlaga et al. 2008; Chen et al. 2010; Loske 2010; Ueberle 2011; Perez et al. 2013; Császár et al. 2015; Feng et al. 2015; Wan et al. 2015). It can generate both desired and undesired physical and biological effects. During collapse, bubbles may produce secondary shock waves, liquid microjets and forces that interact with surrounding tissue or with other bubbles. It is a complex phenomenon that will be described here in simplified terms.

A distinction is often made between "true" or "hard cavitation" and "pseudo-" or "soft cavitation". True cavitation occurs when a wave generates negative pressures strong enough to overcome the natural cohesion of the liquid, causing bubbles to appear. The pressure level required for this to occur depends, among other factors, on the wave frequency and the properties of the liquid. In medical practice, pseudocavitation is more common. In this case, bubbles do not appear "out of nowhere" but instead grow from microbubbles already present in fluids and tissue or from small cavitation nuclei, which are tiny cavities or sites where the liquid cannot remain attached due to pressure variations.

Figure 37 is a schematic of the different stages experienced by a bubble as a shock wave passes through. It shows how a microbubble first undergoes a forced collapse in an extremely short time due to the action of the shock front, which causes a drastic increase in its internal pressure. Immediately afterward, the rarefaction phase, together with the elevated internal pressure, leads to a sudden expansion that can increase its initial volume by hundreds of times. Finally, when the internal pressure becomes lower than the external pressure, the bubble enters an inertial collapse. Because the collapse is asymmetric, the bubble fragments, emitting a fluid microjet, and secondary shock waves. Depending on the specific scenario, the time from the arrival of the shock wave to the inertial collapse may range from tens to several hundreds of microseconds.

Figure 38 shows how the size of an air bubble immersed in a fluid changes as a shock wave passes through. Figure 39 presents the phenomenon in three dimensions. Because the pressure at the upper side is higher than at the lower side, the bubble deforms and acquires a toroidal shape. During this process the surrounding fluid is drawn inward at high velocity, generating a fluid microjet that pierces the bubble and exits on the opposite side. The impact of the microjet against the inner wall of the bubble is so intense that a secondary shock wave is produced.

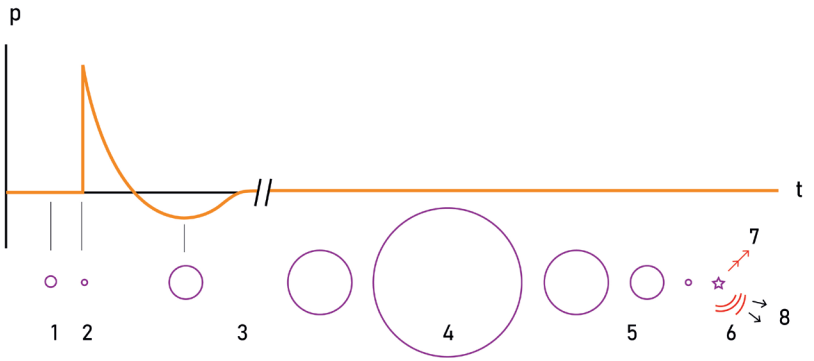


Figure 37. Schematic of the dynamics of an air bubble in a fluid (water) as a shock wave passes through: (1) microbubble before arrival of the shock wave, (2) forced collapse, (3) expansion, (4) maximum volume reached, (5) inertial collapse, (6) bubble disintegration, (7) emission of a microjet, (8) secondary shock wave.

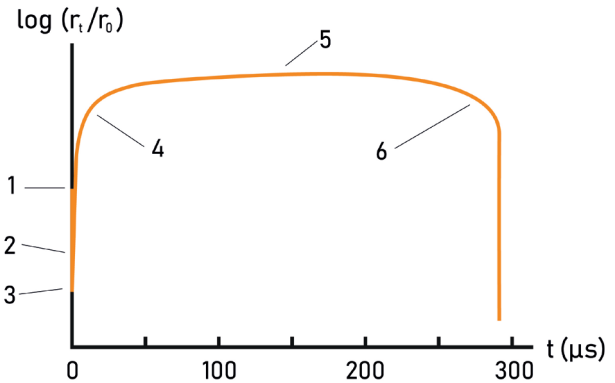


Figure 38. Variation of the radius (base 10 logarithm of the bubble radius r_t normalized by the initial radius r_0) of an air bubble subjected to the passage of a shock wave in a fluid. The initial radius (1) decreases abruptly (2) until reaching a minimum (3). The bubble then expands suddenly, increasing its volume by hundreds of times (4). After reaching its maximum volume (5), it enters an inertial collapse (6), which in most cases ends with bubble fragmentation. A logarithmic scale was used on the vertical axis because the bubble radius changes by several orders of magnitude during the process. (Figure adapted from de Icaza-Herrera et al. 2015).

A microjet that originates during the final stage of inertial bubble collapse has a short range; however, it can reach velocities of several hundred meters per second (Philipp et al. 1993; Ueberle 2011) and play an important role in the comminution of urinary stones during ESWL (Lauterborn & Ohl 1998; Zhong et al. 1993; Eisenmenger 2001; Loske 2017), as well as in various biomedical and biotechnological applications (Bao et al. 1998; Jagadeesh et al. 2004; Divya Prakash et al. 2011; Chettab et al. 2015; Ha et al. 2015; Torres-Ortiz et al. 2023; Martínez-Maldonado et al. 2024). In blood and in biological tissues the phenomenon involved is more accurately described as pseudocavitation.

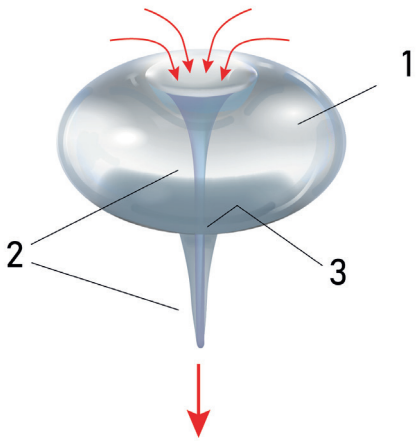


Figure 39. Schematic of the collapse of an air bubble (1) in water, showing the formation of a microjet (2) and its impact against the air-water interface (3). (Figure adapted from Loske 2017).

It is worth noting that tissue contains fewer microbubbles and cavitation nuclei than fluids (Carstensen et al. 2000; Zhong et al. 2001; Freund 2008). Even so, there is evidence of bubble formation and collapse in soft tissue (Coleman et al. 1996; Zhong et al. 1997). The phenomenon depends on the type of tissue, the number of pulses, the application frequency, and the pressure profile. Nevertheless, studies have shown that the likelihood of damage to small blood vessels caused by microjets is relatively low. This is because asymmetric bubble collapse does not occur when the bubble size is very small (Philipp et al. 1993). In these regions, cavitation-related damage is primarily associated with bubble expansion (Zhong & Zhou 2001; Zhong et al. 2001).

According to results reported by other authors, cavitation-induced microjets occur only in so-called hard cavitation bubbles, which are predominantly vapor-filled. Gas-filled microbubbles (soft cavitation) collapse too slowly,

as the gas requires time to redissolve in the surrounding fluid (O'Brien & Frizzell 2000; Nightingale et al. 2015; Vlaisavljevich et al. 2015).

During ESWT, cavitation can contribute to the formation of microtrabecular fractures, interstitial gaps, and the disruption of calcified deposits, as well as stimulate axons, inducing analgesic effects. Moreover, the application of shock waves with appropriate energy can produce tiny fractures and promote vascular regeneration, as well as facilitate the healing of bone fractures.

6.2 Compression, Tension and Hopkinson Effect

When shock waves traverse interfaces between tissue with different properties, such as fat, tendons or ligaments, various mechanical stresses can be generated. An example includes tensile stresses and shear stresses that arise in bony structures (see Section 2.20).

When reflection occurs at a bone-soft tissue interface, small fissures may form due to the conversion of the positive pulse (compression) of the shock wave into a negative pulse (tension). As explained in Section 2.19, if a shock wave encounters an acoustically "soft" interface, that is, when it propagates from a medium with higher impedance (such as bone) into one with lower impedance (fluid or soft tissue), a large portion of the energy is reflected at the interface. As a result, a high-amplitude negative pressure pulse propagates in the direction opposite to that of the incident shock wave (see Figure 18, Section 2.19). The incident and reflected waves may superpose and produce fissures. This phenomenon is known as the Hopkinson effect, named after Bertram Hopkinson (1874-1918), a British engineer recognized for his contributions to impact dynamics. It is also referred to as "spalling." The effect strongly depends on the amplitude of the positive pulse and can occur in cavities within bone (Gama et al. 2004; Sapozhnikov et al. 2007).

In ESWL, the Hopkinson effect can appear on the opposite (distal) face relative to the entry zone of the shock wave into a renal calculus. This occurs because the stone has a higher acoustic impedance than the surrounding medium (for example, the renal parenchyma). When the shock wave reaches the posterior face of the stone, part of the wave inverts and reflects inward, generating tensile stresses that promote fragmentation. However, this mechanism does not act alone: shear waves and cavitation also play

a decisive role in inducing internal stresses sufficient to fracture urinary stones (Loske 2017).

6.3 Biological Response of Tissue

Although a detailed discussion of the biological phenomena involved in EPWT lies beyond the scope of this text, it is appropriate to highlight some general aspects. Two types of actions produced by pressure waves in medicine can be distinguished. On the one hand, they generate fissures in bony structures, pulverize concretions and rupture blood vessels through mechanisms that may be described as "mechanical" or "ablative." On the other hand, pressure waves stimulate tissue and trigger effects at the cellular level. Some biological effects of shock waves were observed from the early years of their use in ESWL (Graff et al. 1988; Yeaman et al. 1989; Brümmer et al. 1990; Valchanou & Michailov 1991; Delius 1994). Despite this, several aspects are still not fully understood. In certain cases, the effects produced by the application of shock waves and radial pressure waves may be similar (Loske & Moya 2021).

Because of their high collagen content, bony structures are quite resistant to the passage of shock waves. Since their acoustic impedance is approximately five times greater than that of soft tissue, the Hopkinson effect can produce microfissures at bone-tissue interfaces (see Section 6.2). In some cases, the repair of these microfissures promotes regenerative processes. Nevertheless, mechanotransduction, that is, the conversion of a mechanical stimulus into a cellular response without producing structural damage, appears to be the predominant biological mechanism (d'Agostino et al. 2015). These effects arise from small displacements generated by mechanical forces that develop during the transmission and reflection of waves at internal interfaces between cellular layers. Such stimuli activate biological processes such as the synthesis of adenosine triphosphate (ATP), angiogenesis, increased cell permeability and the release of nitric oxide, growth hormones and substance P. Stimulation of stem cells and nerve cells has also been documented (Aicher et al. 2006; Chao et al. 2008; Yan et al. 2008; Wess 2008; Mariotto et al. 2009; Schuh et al. 2014; Weihs et al. 2014; Goertz et al. 2015; Hatanaka et al. 2016; Kisch et al. 2016; Priglinger et al. 2017; Beisteiner et al. 2019; Polzl et al. 2021; Rola et al. 2022).

To promote vasodilation, activate metabolism and support healing processes, the expression of molecules such as endothelial nitric oxide synthase (eNOS), vascular endothelial growth factor (VEGF), substance P and bone morphogenetic protein (BMP) is essential. These expressions are triggered by the deformation of cell membranes (through stretching, compression, and shear) caused by the forces that arise from momentum transfer when shock waves are reflected at interfaces between different tissue. This process, described by Wess and Meyer in 2025, appears to be key to the mechanisms of mechanotransduction and mechanosensory transduction.

Although the *EFD* and the number of waves applied are important parameters, the pressure profile and the rate at which the waves are administered to the patient are also critical (Dreisilker 2010). It is noteworthy that momentum transfer accounts for clinical applications as diverse as the ability of shock waves to pulverize kidney stones and the promotion of healing.

The use of shock waves in TPS (see Figure 40) for treating symptoms associated with Alzheimer's disease represents a promising therapeutic approach that has already obtained regulatory clearance in several countries (Beisteiner et al. 2019; Beisteiner & Lozano 2023; Fernández-Castaño et al. 2023; Chen et al. 2024). Its application is particularly noteworthy because shock waves undergo considerable attenuation when passing through the skull (Reinhardt et al. 2024).



Figure 40. Stimulation of brain regions for the treatment of Alzheimer's disease using a Neurolith shock wave generator (Storz Medical AG, Tägerwilen, Switzerland). As the applicator is moved, the visualization of the target regions in the magnetic resonance images previously loaded into the computer adjusts automatically. (Courtesy: Karin Freitag, DFK Clinic, Madrid, Spain).

7. Recommendations and Conclusions

This chapter presents general recommendations, with emphasis on the physical principles that underlie EPWT. The decision to apply them remains the responsibility of each physician, dentist, veterinarian, or therapist.

7.1 General Advice

Because of the nature of the physical phenomena involved, and unlike many other medical therapies, the training offered by some manufacturers may not be sufficient to ensure safe and effective ESWT or RPWT. For this reason, obtaining certification from an accredited institution or an internationally recognized society is strongly recommended. Among these are the International Society for Medical Shock Wave Treatment (ISMST), the International Federation of Shock Wave Treatment (IFSWT), the Sociedad Española de Tratamientos con Ondas de Choque (SETOC), the Federación Ibero-Latinoamericana de Sociedades y Asociaciones de Ondas de Choque en Medicina (ONLAT) and the Sociedade Médica Brasileira de Tratamento por Ondas de Choque (SMBTOC). Users must also review current national regulations governing the clinical operation of shock wave and radial pressure wave generators.

Since technology and clinical protocols evolve quickly, practitioners working with extracorporeal pressure wave devices should maintain ongoing training. This manual is not intended to cover all aspects of the field; it is meant to complement the material included in certification programs, not replace it.

Tissue exposed to pressure waves may experience tensile stress, shear forces, and acoustic cavitation. Without appropriate precautions, these effects can cause injury. It is therefore essential to consider the contraindications issued by scientific societies such as those listed above. Although not intended to be exhaustive or fully up to date, the following contraindications are commonly cited:

- Malignant tumor within the shock wave pressure field (not the tumor itself)
- Fetus within the shock wave pressure field (not the pregnancy itself)
- Large blood vessels within the shock wave pressure field
- Lung tissue within the shock wave pressure field
- Intestines within the shock wave pressure field
- Open growth plate within the shock wave pressure field
- Pacemaker within the shock wave pressure field
- Implanted defibrillator within the shock wave pressure field
- Eyes within the shock wave pressure field
- Spinal cord within the shock wave pressure field
- Polyneuropathy
- Aneurysms
- Acute infections
- Severe coagulopathies

These contraindications, which partially overlap with those established for ESWL (Chaussy et al. 2014), should be reviewed regularly.

Because they differ in both their clinical purpose and operating principles, radial pressure wave devices must not be regarded as massage equipment. Their use should be limited to clinicians and therapists with appropriate training. One of the main reasons is that ballistic generators, unlike massage devices, can produce acoustic cavitation (see Section 6.1).

Some equipment for EPWT include software with predefined protocols for various clinical conditions. Treatment parameters may be adjusted during the session, either because the protocol requires it or to accommodate the patient's tolerance to pain. Nevertheless, it is important to recognize that each protocol is specific to the device model for which it was developed. Applying the same settings to a different model, even from the same manufacturer, in the expectation of achieving comparable results, may be counterproductive.

It is important to note that, in human medicine, the institutions mentioned above recommend that shock wave treatments be performed only by physicians with appropriate training and experience. Because RPWT carries a lower level of risk (see Chapter 6), it may also be administered

by certified therapists. Regardless of who performs the procedure, an accurate diagnosis is essential, as incorrect assessments frequently lead to ineffective treatments.

7.2 Pressure Wave Coupling

As explained above, the greater the difference in acoustic impedance between two media, the larger the fraction of energy that is reflected at their interface. To ensure efficient transmission of waves into the body, it is essential to minimize impedance changes between the applicator or the generator membrane and the patient's skin. Because the acoustic impedance of soft tissue is similar to that of water, shock waves are commonly generated in degassed water or in fluids with comparable properties, and then transferred into the body through appropriate coupling elements such as membranes or gel pads.

Manufacturers' instructions must be followed carefully, applying gel or medical-grade mineral oil to the contact area and preventing the presence of air bubbles. Even tiny bubbles can partially block wave transmission and diminish therapeutic effectiveness. The first commercial extracorporeal lithotripter, which required the patient to be almost entirely immersed in a water bath, is a classic example of optimal coupling (Loske 2017). Poor coupling not only reduces treatment efficacy but may also cause skin injury. In addition, the generator's angle, positioning, and the force applied against the patient's body are critical factors that need to be controlled throughout each session.

7.3 Clinical Reports and Protocols

One of the main challenges in establishing optimal protocols for specific conditions is the limited availability of complete, standardized clinical reports. To draw conclusions that help refine therapies as the number of treated cases increases, it is essential to work with a well-defined set of parameters and reliable measurements. Although many articles have been published on the use of shock waves and radial pressure waves for a wide range of pathologies, the lack of rigor in how results are reported has slowed progress in the field (Moya et al. 2025). This situation is further complicated by the lack of a single parameter associated with the therapeutic effect, together with the subjectivity inherent in many of the methods used to evaluate treatment success.

In ESWL, evaluating efficiency is less complex, because the goal is stone fragmentation, an outcome that can be quantified with relative ease. In this context, the efficiency quotient has been defined as

$$EQ = \frac{\textit{percentage of stone-free patients}}{\textit{100\% + percentage of retreatments + percentage of auxiliary measures)}},$$

where it is essential to specify whether the auxiliary measures refer only to post-treatment interventions or to both pre- and post-ESWL measures (Tolley 1993; Rassweiler et al. 1992; Tailly 1999; Ueberle 2011).

Although efficiency is easier to assess in ESWL than in ESWT, reported *EQ* values still vary widely, even when the same type of lithotripter is used. Much of this variability arises from differences in patient selection criteria, the heterogeneity of the treated populations, and the experience of the physician performing the procedure.

None of the parameters discussed in this book should be viewed as a standalone indicator of therapeutic effect. It is common to give excessive weight to one or two variables, such as the size of the -6 dB focal zone or the *EFD*. Only with a substantial body of reliable clinical data will it be possible to determine the true relevance of these parameters for specific medical conditions.

Accurate evaluation and reproducibility require detailed clinical reports that include the technical specifications provided by device manufacturers and the methods used to obtain those measurements. The international guidelines and standards issued by the ISMST reflect the current state of knowledge and offer practical recommendations for clinicians, therapists, and manufacturers. There is general agreement that a clinical report should include at least the following information:

- Description of the medical indication
- Description of additional treatments not directly related to the therapy
- Definition of therapeutic "success"
- Evaluation method
- Anatomical description of the target area
- Technique used to locate the treatment site
- Number of pulses per session
- Application methodology (fixed or moving transducer)

- Treatment zone
- Pulse repetition frequency
- Number of sessions
- Interval between sessions
- Coupling method and coupling medium
- Characteristics of the gel pads
- Location of the focal zone
- Model and manufacturer of the equipment used
- "Intensity" level or other specific adjustments
- Peak positive pressure
- Energy flux density
- Total applied energy
- Size of the -6 dB focal zone
- Type of applicator (for ballistic devices)
- Air pressure (for pneumatic devices)
- Impulse (for ballistic devices)

These guidelines are not exhaustive and may be updated over time.

Other technologies for generating radial pressure waves or shock waves may eventually be incorporated into EPWT, including multichannel electrical discharge sources and systems based on microelectromechanical systems (MEMS). Diamagnetic shock wave sources equipped with Fresnel lenses (Periso SA, Pazzallo, Switzerland), as well as handheld, battery-powered devices for veterinary applications (Curative Sound, Carmel, IN, USA), are already commercially available.

Principios Físicos para la Certificación en el Uso Clínico de Ondas de Choque y Ondas de Presión Radiales

por: Dr. Achim M. Loske

Primera edición: Agosto 2026

© 2026, Achim M. Loske
© 2026, Universidad Nacional Autónoma de México

Diseñado por: Gabriela Trucco

Todos los derechos reservados. No se permite la reproducción total o parcial de esta obra, ni su incorporación a un sistema informático, ni su transmisión en cualquier forma o por cualquier medio (electrónico, mecánico, fotocopia, grabación u otros) sin autorización previa y por escrito de los titulares del copyright. La infracción de dichos derechos puede constituir un delito contra la propiedad intelectual.

Groppe Imprenta
Río Alamo 2561, Col. El Rosario 44890. Guadalajara, Jalisco.

Impreso en México
ISBN 978-607-647-029-9

Centro de Física Aplicada y Tecnología Avanzada,
Universidad Nacional Autónoma de México
Campus Juriquilla
Santiago de Querétaro, Querétaro, México

CENTRO DE FÍSICA APLICADA Y TECNOLOGÍA AVANZADA

A mis papás, a Cecy, Mario, Mely, Keko, JP
y a todos los que, desde la cercanía o la distancia,
me han estado sosteniendo con amor y fe.

Prólogo

Las ondas de choque médicas forman parte de la práctica clínica desde hace varias décadas. Su introducción en urología para la desintegración no invasiva de cálculos renales marcó un cambio de paradigma en la atención de los pacientes y demostró de manera impresionante que la energía acústica focalizada puede aprovecharse como una poderosa herramienta terapéutica. Desde entonces, la tecnología de ondas de choque se ha expandido a numerosos campos, entre ellos la ortopedia, la medicina deportiva, la cardiología, la cicatrización de heridas y otros más. Sin embargo, a pesar de este uso clínico amplio y en constante crecimiento, la comprensión actual de cómo interactúan las ondas de choque con los tejidos biológicos sigue siendo incompleta. Los fundamentos científicos de muchas aplicaciones terapéuticas aún son menos sólidos de lo que cabría esperar después de tantos años de experiencia.

Los efectos destructivos de las ondas de choque, como los observados en la litotricia, son comparativamente más fáciles de observar, cuantificar y modelar. La fragmentación de un objeto calcificado, como un cálculo renal, puede relacionarse de manera relativamente directa con parámetros físicos del campo de ondas de choque: presiones máximas, distribuciones de esfuerzo, actividad de cavitación y los esfuerzos mecánicos resultantes dentro del cálculo.

En contraste, los diversos efectos terapéuticos y regenerativos de las ondas de choque en tejidos blandos son mucho más difíciles de precisar. Se ha descrito una amplia variedad de respuestas biológicas a las ondas de choque: modulación de la inflamación, estimulación de la angiogénesis, inducción de factores de crecimiento, activación de células madre y progenitoras, así como cambios en la función neuronal y en la percepción del dolor. Sin embargo, establecer una relación fiable entre estas complejas cascadas biológicas y parámetros definidos de las ondas de choque ha

resultado difícil. Los efectos biológicos a menudo dependen no solo de las presiones máximas o de indicadores de energía, sino también de características sutiles de la forma de onda, de la frecuencia de aplicación, de la composición del tejido y del patrón temporal y espacial de exposición. Además, las distintas tecnologías para la generación de ondas de presión —como los sistemas electrohidráulicos, electromagnéticos, piezoeléctricos y los dispositivos radiales o balísticos— producen campos acústicos que difieren en la geometría de focalización, la forma del pulso, el contenido espectral y la distribución de presión y energía. Estas diferencias no pueden describirse adecuadamente mediante un único parámetro, como un "nivel de energía" o una densidad de flujo de energía nominal. En consecuencia, sigue siendo difícil definir qué "dosis" de ondas de choque se administra realmente a una región específica del tejido y cómo esa dosis se traduce en un efecto biológico reproducible.

Un requisito fundamental para avanzar hacia una comprensión más mecanicista es una descripción clara y precisa de las propiedades físicas básicas de las ondas de presión utilizadas en medicina. Uno de los principales obstáculos es que estas propiedades físicas no son fáciles de medir ni de describir en condiciones clínicamente relevantes. La caracterización estándar de las fuentes de ondas de choque suele realizarse en tanques de agua bajo condiciones de laboratorio bien definidas. En ese entorno, los campos de presión pueden medirse con alta resolución temporal y espacial mediante hidrófonos, y pueden derivarse magnitudes como la presión focal, la densidad de flujo de energía o el volumen focal. Estas mediciones han sido indispensables para el desarrollo de dispositivos, la evaluación de seguridad y la investigación básica. Al mismo tiempo, la naturaleza multiparamétrica de los campos acústicos generados por equipos con distintas tecnologías implica que cualquier intento de reducirlos a un único número escalar constituye necesariamente una simplificación excesiva.

Sin embargo, la situación clínica difiere fundamentalmente de la del baño de agua idealizado. Cuando las ondas de choque se propagan a través del cuerpo humano, encuentran tejidos heterogéneos con impedancias acústicas muy diferentes: piel, grasa, músculo, tendón, hueso, cartílago, pulmón y cavidades llenas de aire. En cada interfaz pueden producirse fenómenos de reflexión, refracción, dispersión y conversión de modo. La absorción y la dispersión dependen de la frecuencia, originando atenuación y distorsión de la forma de onda. La propagación no lineal

en el tejido puede empinar el frente de onda o modificar su forma. La focalización puede presentar un corrimiento; la distribución espacial de la presión y de la energía se vuelve irregular, y la actividad de cavitación puede intensificarse o reducirse según las condiciones locales. Como consecuencia, in vivo, la distribución tridimensional real de la presión en el espacio y en el tiempo dentro de la zona de tratamiento puede diferir notablemente de la que se mide en un simple baño de agua. Esta discrepancia complica tanto la investigación experimental como la práctica clínica. Los investigadores se enfrentan al desafío de diseñar modelos que sean lo suficientemente simples para poder caracterizarse físicamente, pero lo bastante realistas para reflejar la situación clínica. Los médicos, por su parte, deben confiar en las configuraciones de los dispositivos y en protocolos que solo reflejan de manera indirecta la exposición física real del tejido a tratar. Sin un puente sólido entre los parámetros medidos y las condiciones in vivo, resulta difícil comparar estudios, definir dosis estandarizadas o perfeccionar las estrategias terapéuticas basándose en una comprensión mecanicista.

El objetivo de este libro es contribuir a construir ese puente. Reúne aportaciones de la física y de la ingeniería para esclarecer las vías que conducen desde las propiedades fundamentales de las ondas de presión hasta las respuestas biológicas y los resultados terapéuticos. Los capítulos abordan la generación y la medición de ondas de presión médicas, su propagación y transformación en los tejidos, así como los diversos mecanismos mediante los cuales estas perturbaciones pueden dar lugar tanto a efectos terapéuticos como a efectos secundarios no deseados.

Al aclarar la base física y las incertidumbres asociadas, este libro pretende contribuir a que la terapia médica con ondas de presión sea más transparente, predecible y eficaz, facilitando la transición desde un enfoque empírico de "prueba y error" hacia conjuntos de parámetros ajustados a tejidos e indicaciones específicas, fundamentados en una comprensión sólida de cómo interactúan las ondas con sus objetivos.

Dr. Matias de la Fuente
Helmholtz Institute for
Biomedical Engineering
RWTH Aachen
Alemania

Prefacio

A pesar de que la terapia extracorpórea con ondas de choque se ha utilizado clínicamente desde hace décadas y de que hoy en día es fácil acceder a información sobre prácticamente cualquier tema, aún persisten varias dudas fundamentales. La proliferación de inconsistencias relacionadas con ciertos conceptos físicos aumenta el riesgo de lesiones y disminuye la eficacia de las terapias. Algunos términos incorrectos se han difundido en artículos, manuales de usuario, publicidad e incluso en Internet, aletargando los avances clínicos. Esto se ha vuelto más evidente con el surgimiento de las ondas de presión radiales.

El personal médico o de fisioterapia interesado en aclarar sus dudas se enfrenta, con frecuencia, a textos de física complejos o al riesgo de confundirse aún más al consultar Internet y encontrar respuestas no verificadas. La mayoría de los videos demostrativos y tutoriales disponibles en YouTube contienen información errónea.

Consultando a ChatGPT en septiembre de 2023 sobre las ondas de presión radiales, surgió el término "intensidad". Al solicitar una definición, la respuesta fue: "La intensidad de las ondas de presión radiales es la cantidad de energía que se transmite a través de la onda en un área determinada, y se mide en unidades como miliatmósferas (mbar) o megapascales (MPa)." Esta afirmación es incorrecta. Una miliatmósfera (mAtm) no es igual a un milibar (mbar). Además, mbar y MPa son unidades de presión, no de cantidad de energía transmitida por área. Este ejemplo no pretende restar valor a la utilidad de la inteligencia artificial (IA) y, mucho menos a su impresionante potencial de evolución y al papel que juega y jugará en nuestras vidas. Simplemente ilustra la facilidad con la que algunos términos técnicos pueden ser malinterpretados. La motivación para escribir este texto no surgió poniendo a prueba un software de IA, sino a partir de mi experiencia en cursos de certificación y congresos científicos.

Para aprobar un curso de certificación en el uso clínico de ondas de choque y ondas de presión radiales no es imprescindible conocer a fondo todo el contenido de este libro. Sin embargo, puede ser una guía de consulta cuando surjan dudas durante la práctica clínica o al redactar reportes y protocolos. La selección de artículos y libros incluida en la sección de referencias está pensada para quienes deseen profundizar en algún tema específico.

Dado que la terapia extracorpórea con ondas de presión también se utiliza ampliamente en medicina veterinaria, el contenido de este libro es relevante tanto para la práctica médica como para la práctica veterinaria.

La utilidad de este texto radica en que presenta únicamente los conceptos relevantes para su aplicación clínica, evitando información excesiva o ajena al propósito del curso. Por ejemplo, el término "energía", que en física tiene múltiples significados, aquí se aborda con un enfoque específico y directamente relacionado con la terapia extracorpórea con ondas de presión. Así, quienes participan en el curso pueden concentrarse en lo esencial, optimizando el tiempo de capacitación y reduciendo el riesgo de confusiones.

Finalmente, deseo expresar mi admiración a los pioneros en la terapia extracorpórea con ondas de presión y mi agradecimiento al personal médico y técnico que me permitió participar en este apasionante desarrollo, durante el cual aprendí mucho y tuve el privilegio de conocer a personas ejemplares.

Espero que este manual de consulta no solo contribuya a optimizar la aplicación extracorpórea de las ondas de choque y ondas de presión radiales, sino que también inspire a más profesionales a explorar, perfeccionar y ampliar las fronteras de estas terapias en beneficio de la salud.

Dr. Achim M. Loske
Julio de 2026

Agradecimientos

La redacción de este manuscrito se llevó a cabo durante mi año sabático en el Hospital Ángeles Metropolitano de la Ciudad de México. Por ello, deseo expresar mi agradecimiento a las autoridades del hospital y, en particular, a su Director, el Dr. Umberto Gallo, por el apoyo brindado.

El Dr. Francisco J. Lozano, ortopedista y traumatólogo del Hospital Ángeles Metropolitano, merece una mención especial por su labor como enlace institucional y asesor médico. Su entusiasmo y compromiso fueron decisivos para la culminación de este proyecto.

Agradezco el apoyo brindado por los doctores José Luis Aragón y Remy Ávila, quienes se desempeñaron como directores del Centro de Física Aplicada y Tecnología Avanzada (CFATA) durante las distintas etapas de preparación de este libro. Hago extensivo mi agradecimiento a sus respectivos equipos de trabajo, al Comité Editorial del CFATA y a la Dirección General de Asuntos del Personal Académico (DGAPA) de la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM).

Expreso mi gratitud al Dr. Matías de la Fuente, del Helmholtz Institute for Biomedical Engineering de la RWTH Aachen University, Alemania, por redactar el prólogo.

Me siento agradecido con los Dres. Othmar Wess, Pavel Novak y Siegfried Ginter, reconocidos expertos, por aportar información valiosa y realizar una revisión crítica del manuscrito. Su amistad e interés fueron una fuente de motivación.

Desde una perspectiva médica, deseo agradecer al Dr. Daniel Moya, entusiasta promotor y asesor en el campo de la terapia extracorpórea con ondas de presión, por su valiosa asesoría y la exhaustiva revisión del manuscrito.

Admiro a mis colegas de la International Society for Medical Shockwave Treatment (ISMST) y de la International Federation of Shock Wave

Treatment (IFSW) por sus aportaciones al desarrollo de las aplicaciones clínicas de las ondas de presión. Este libro se basa parcialmente en los textos, normas y recomendaciones emitidos por el Grupo de Física de la ISMST, bajo la dirección del Dr. Matías de la Fuente.

Las empresas BTL Industries Ltd. (Hertfordshire, Reino Unido), Storz Medical AG (Tägerwilen, Suiza) y Richard Wolf GmbH (Knittlingen, Alemania) contribuyeron con materiales para la elaboración de este manuscrito. En este contexto, también deseo agradecer al Sr. José A. Vargas, gerente de ventas de BTL Laboratorios de Tecnología, S.A. de C.V.

Asimismo, deseo expresar mi agradecimiento a colegas y amigos de diferentes partes del mundo con quienes, durante más de 35 años, he discutido aplicaciones biomédicas y biotecnológicas de las ondas de choque en congresos, sesiones de trabajo y experimentos. Aunque la lista completa sería demasiado extensa para incluirla aquí, entre ellos se encuentran con toda certeza el Dr. Vinzenz Auersperg, el Ing. Helmuth Busch†, el Dr. Christian Chaussy, el Dr. Miguel de Icaza†, la Dra. Miriam Estevez, la Dra. Karin Freitag, el M. en C. Francisco Fernández, el Dr. Siegfried Ginter, el Dr. Leonardo Guiloff, el Dr. Eberhard Häusler†, el Dr. Ozer Igra, el Dr. Miguel A. Gómez, el Dr. Alberto López, la Dra. Luz M. López, la Dra. Blanca Millán, el Dr. Daniel Moya, el Dr. Pavel Novak, el Dr. Fernando E. Prieto†, la Dra. Silvia Ramón†, el Dr. Wolfgang Schaden y el Dr. Othmar Wess.

En nombre del Laboratorio de Ondas de Choque del CFATA, agradezco a la empresa Richard Wolf GmbH la donación del generador experimental de ondas de choque, diseñado específicamente para nuestro grupo de investigación, mostrado en la Figura 27.

La laboratorista Paula Bernardino, la D.G. Gabriela Trucco, el M. en C. Francisco Fernández, el M. en C. Guillermo Vázquez y el Sr. René Preza brindaron apoyo técnico valioso, que es muy apreciado.

Finalmente, agradezco a mi esposa, Cecy, por su amor y apoyo durante los meses en los que la elaboración de este libro representó una carga de trabajo adicional.

Índice

Prólogo **97**
Prefacio **101**
Agradecimientos **103**
Índice **105**
Nomenclatura **107**

1. Introducción **109**

2. Definiciones y fenómenos físicos **115**
2.1 Vectores 115
2.2 Fuerza 116
2.3 Presión 117
2.4 Densidad 119
2.5 Energía 119
2.6 Densidad de flujo de energía 121
2.7 Trabajo 124
2.8 Potencia 125
2.9 Temperatura y calor 125
2.10 Tiempo de ascenso y duración del pulso 127
2.11 Amplitud y longitud de onda 128
2.12 Frecuencia 129
2.13 Intensidad 134
2.14 Momento e impulso 136
2.15 Impedancia acústica 137
2.16 Voltaje 139
2.17 Corriente eléctrica 139
2.18 Ondas mecánicas 141
2.19 Reflexión, refracción y atenuación 143
2.20 Elasticidad, tensión y compresión 148
2.21 Zonas focales 149

3. Ondas de presión para terapia extracorpórea **153**
3.1 Ondas de choque 153
3.2 Ondas de presión radiales 159

4. Generadores de ondas de choque **162**
4.1 Generadores electrohidráulicos 162
4.2 Generadores piezoeléctricos 165
4.3 Generadores electromagnéticos 167

5. Generadores de ondas de presión radiales **170**
5.1 Generadores balísticos neumáticos 170
5.2 Generadores balísticos electromagnéticos 172

6. Interacción con la materia **173**
6.1 Cavitación acústica 173
6.2 Compresión, tensión y efecto Hopkinson 177
6.3 Respuesta biológica del tejido 178

7. Recomendaciones y conclusiones **181**
7.1 Consejos generales 181
7.2 Acoplamiento de las ondas de presión 183
7.3 Reportes clínicos y protocolos 184

Referencias **187**

Nomenclatura

A: área
a: aceleración
c: velocidad del sonido en el medio de propagación en cuestión
E: energía
EFD: densidad de flujo de energía
EFD^{+}*:* densidad de flujo de energía del pulso de presión positiva
EFD^{-}*:* densidad de flujo de energía del pulso de presión negativa
F: fuerza / foco
FWHM: ancho del pulso de presión a la mitad de su valor máximo (full width at half maximum)
f: frecuencia
I: intensidad
J: impulso
ρ*:* densidad
λ*:* longitud de onda
m: masa
M: número de Mach
P: potencia
p: presión
p^{+}*:* máxima presión positiva
p^{-}*:* magnitud del pulso de máxima presión negativa
r: radio
r_0*:* radio inicial
r_t*:* radio en el instante *t*
R_E*:* coeficiente de la energía reflejada
R_p*:* coeficiente de reflexión de la presión
T: período
T_E*:* coeficiente de la energía transmitida
t: tiempo

$t_{FWHM} = t_{FWHM^+}$: duración del pulso de presión positiva a la mitad de su valor máximo

t_{FWHM^-}: duración del pulso de presión negativa a la mitad de su valor absoluto máximo

T_p: coeficiente de transmisión de la presión

t_r: tiempo de ascenso del pulso de presión positiva

t_T: duración total de la onda de presión

t_{T^+}: duración total del pulso de presión positiva

t_{T^-}: duración total del pulso de presión negativa

v: velocidad de propagación de la onda o velocidad de un objeto

V: volumen

W: trabajo

Z: impedancia acústica

1. Introducción

La terapia con ondas de presión generadas extracorpóreamente ha experimentado una evolución notable desde el desarrollo de la litotricia extracorpórea por ondas de choque (ESWL®, por sus siglas en inglés), extendiéndose a una amplia gama de aplicaciones clínicas anteriormente inimaginables (Sauerbruch et al. 1986; Sauerbruch et al. 1987; Iro et al. 1989; Sauerbruch & Stern 1989; Delius & Brendel 1990; Haupt 1997; Thiel 2001; Lingeman et al. 2003; Chaussy et al. 2007; Lohrer et al. 2016; Moya et al. 2023).

Los ensayos comenzaron en Múnich a finales de la década de 1970 con los trabajos pioneros de Christian Chaussy, Walter Brendel y Egbert Schmiedt, quienes lograron fragmentar cálculos renales in vivo sin cirugía por primera vez y llevaron a cabo el primer tratamiento clínico en 1980 (Chaussy et al. 1980; Chaussy et al. 1982), utilizando un generador electrohidráulico fabricado por Dornier Medizintechnik GmbH (Germering, Alemania). La comercialización del primer litotritor clínico extracorpóreo en 1983, impulsó la rápida expansión de la ESWL por todo el mundo, revolucionando el tratamiento de la urolitiasis y generando una intensa investigación sobre la física de las ondas de choque.

Estas investigaciones no únicamente contribuyeron al desarrollo de metodologías y equipos novedosos para ESWL, sino que sentaron las bases para ampliar el uso de las ondas de choque a la ortopedia, la medicina deportiva y la regeneración tisular, originando la denominada terapia extracorpórea con ondas de choque (ESWT, por sus siglas en inglés).

Inicialmente se pensaba que las ondas de choque tenían aplicación únicamente para fracturar y pulverizar objetos densos (cálculos) inmersos en tejidos blandos, así como para su empleo previo a una revisión de artroplastía total de cadera (Karpmann et al. 1987). Sin embargo, el panorama cambió al observarse su potencial osteogénico (Graff et al.

1988; Yeaman et al. 1989). Los primeros reportes sobre su uso para tratar el retardo de consolidación y la pseudoartrosis se publicaron a principios de los años noventa (Valchanou & Michailov 1991; Schleberger & Senge 1992), tras lo cual aparecieron numerosas aplicaciones adicionales (Thiel 2001).

Actualmente, las ondas de choque se emplean en múltiples indicaciones, entre ellas trastornos dolorosos del aparato locomotor, enfermedades degenerativas, espasticidad, enfermedad de Peyronie, disfunción eréctil, celulitis, úlceras cutáneas y pseudoartrosis (véase la Figura 1), entre otras (Chung & Preston Wiley 2002; Wang 2003; Schaden et al. 2007; Zimmermann et al. 2008; Assmus et al. 2013; Császár & Schmitz 2013; Schmitz et al. 2013; Lohrer & Gerdesmeyer 2014; Schlaudraff et al. 2014; Speed 2014; Weihs et al. 2014; Cai et al. 2015; Kertzman et al. 2015; Schmitz et al. 2015; Vainer et al. 2016; Moya et al. 2018; Perez-Favila et al. 2019; Auersperg & Trieb 2020; Chuang et al. 2020; Simplicio et al. 2020; Holsapple et al. 2021; Yang et al. 2021; Rola et al. 2022).

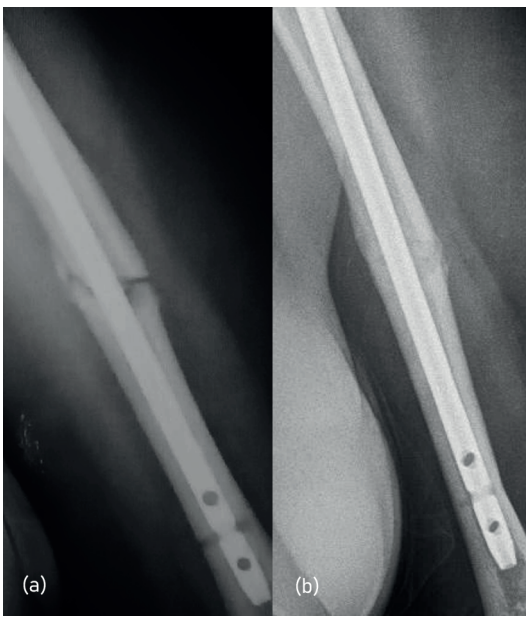


Figura 1. Radiografías que muestran una fractura de húmero izquierdo: **(a)** después de 6 meses de evolución, sin signos de cicatrización y **(b)** después de dos sesiones de 6000 ondas de choque (0.55 mJ/mm^2) aplicadas a una frecuencia de 6 Hz. **(Cortesía: Dr. Daniel Moya).**

A partir de 1999 surgió la terapia extracorpórea con ondas de presión radiales (RPWT, por sus siglas en inglés), basada en dispositivos balísticos que generan pulsos de presión propagados radialmente desde el aplicador (Gerdesmeyer et al. 2008; Moya et al. 2018; Wainberg 2022; Moya 2023;

Ogbeivor et al. 2025; Saxena et al. 2025). Esta tecnología se popularizó por su costo menor, facilidad de uso y versatilidad clínica, aplicándose también en medicina veterinaria (McClure et al. 2004a; McClure et al. 2004b; Dahlberg et al. 2005; Dahlberg et al. 2006).

En inglés, la terapia no invasiva con ondas de presión se ha denominado de varias maneras, entre ellas: "extracorporeal shock wave therapy", "acoustic wave therapy", "orthotripsy", "extracorporeal ballistic shock wave therapy", "shock wave biosurgery", "extracorporeal shock wave application" y "radial extracorporeal shock wave therapy". Algunos de estos términos son inapropiados.

El término "radial shock wave therapy" no es correcto, ya que no se usa con referencia a la propagación radial (esférica) de ondas de choque, sino a ondas de presión que se propagan radialmente.

Adicionalmente, la empresa Storz Medical AG (Tägerwilen, Suiza) introdujo los términos "extracorporal pulse activation therapy" (EPAT) y "transcranial pulse therapy" o "transcranial pulse stimulation" (TPS) (véase la Sección 6.3).

Con el paso de los años, se establecieron los términos "litotricia extracorpórea por ondas de choque" (en inglés, extracorporeal shock wave lithotripsy, ESWL®) para la pulverización no invasiva de cálculos urinarios, y "terapia extracorpórea por ondas de choque" (en inglés, extracorporeal shock wave therapy, ESWT) para el tratamiento con ondas de choque y ondas de presión radiales. Dado que el acrónimo ESWL fue registrado por la empresa Dornier MedTech GmbH (Weßling, Alemania), frecuentemente se sustituye por SWL.

Las ondas de choque pueden ser focalizadas, es decir, concentrarse en un volumen (zona focal), o propagarse radialmente. La forma del frente de choque depende de varios factores. En muchos casos, como en los generadores piezoeléctricos, las ondas de choque se producen concentrando (enfocando) pulsos de presión. Los generadores electrohidráulicos (véase la Sección 4.1) o de microexplosivos (Loske 2017) producen ondas de choque desde un inicio, es decir, sin concentrar la energía. En estos sistemas las ondas de choque se enfocan para lograr un objetivo específico como, por ejemplo, pulverizar cálculos renales o tratar una región de tejido

relativamente pequeña en el interior del cuerpo. Por otro lado, como ya se mencionó, llamarle "ondas de choque radiales", no es correcto. Una forma adecuada es denominar un tratamiento "terapia extracorpórea con ondas de choque" y el otro "terapia extracorpórea con ondas de presión radiales".

Desafortunadamente, el acrónimo ESWT se ha utilizado en un gran número de publicaciones, incluidas revistas científicas, publicidad y manuales de equipos clínicos, para referirse tanto a tratamientos con ondas de choque como a terapias con ondas de presión radiales. Con la finalidad de no seguir fomentando el uso incorrecto de ESWT, en este libro se empleará el término terapia extracorpórea con ondas de presión (extracorporeal pressure wave therapy, EPWT) para la terapia en general, terapia extracorpórea con ondas de presión radiales (extracorporeal radial pressure wave therapy, RPWT) para los tratamientos con equipos balísticos y terapia extracorpórea con ondas de choque (extracorporeal shock wave therapy, ESWT) cuando se usen ondas de choque. Para estos términos no se utilizarán acrónimos en español.

Equipos como el mostrado en la Figura 2, que generan ondas de presión planas, pueden clasificarse como sistemas para EPWT.



Figura 2. Esquema de un generador piezoeléctrico para tratamientos extracorpóreos con ondas de presión planas de hasta 3 MPa, modelo FP4, integrado en el equipo PiezoWave2, fabricado por la empresa Richard Wolf GmbH (Knittlingen, Alemania).

Para aprovechar el potencial de la terapia extracorpórea con ondas de presión y evitar lesiones, es fundamental conocer sus bases físicas y respetar las normas publicadas por sociedades científicas reconocidas, como la *International Society for Medical Shockwave Treatment* (ISMST), la

International Federation of Shock Wave Treatment (IFSWT), la Federación Iberoamericana de Sociedades y Asociaciones de Ondas de Choque en Medicina (ONLAT) y la Sociedad Española de Tratamientos con Ondas de Choque (SETOC). Asimismo, se requiere experiencia clínica para decidir si un paciente es candidato a EPWT y, de ser así, qué tipo de equipo y protocolo utilizar.

En medicina, los términos "invasivo" y "no invasivo" se emplean para clasificar los procedimientos diagnósticos o terapéuticos según el grado en que interfieren con la integridad corporal. Si entendemos por procedimiento invasivo aquel que requiere acceder al interior del cuerpo mediante incisiones, punciones o la introducción de instrumentos (incluso si el acceso se hace por orificios naturales), la ESWT y la RPWT deben clasificarse como "no invasivas", dado que la energía acústica se aplica desde el exterior del cuerpo y se propaga a través de los tejidos para alcanzar la zona que se desea tratar (Crevenna et al. 2021; Ryskalin et al 2022; Wuerfel et al. 2022). En ese mismo sentido, otros métodos como la radioterapia o el ultrasonido focalizado de alta intensidad (HIFU, por sus siglas en inglés) también entrarían en esta categoría. No obstante, el término "terapia no invasiva" puede dar una falsa sensación de inocuidad. Sin embargo, son pocos los autores y fabricantes de generadores de ondas de choque y ondas de presión radiales que han adoptado los términos "invasivo" o "mínimamente invasivo" (Salihi et al. 2025).

Este libro también puede resultar útil para quienes elaboran reportes, protocolos o artículos científicos en el ámbito médico o de la investigación. Su objetivo es describir los conceptos físicos relacionados con la terapia extracorpórea con ondas de presión de manera que el personal médico disponga de una guía de consulta práctica y accesible. El contenido se centra exclusivamente en los fenómenos implicados en la terapia extracorpórea con ondas de presión desde el punto de vista de la física. Para facilitar la comprensión de los aspectos esenciales que requiere la práctica clínica, la mayoría de los conceptos se describen de manera muy simplificada. En general, se ha procurado emplear el mínimo número de ecuaciones en su versión más sencilla. En algunos casos, como en la definición de la densidad de energía, se recurre a un nivel matemático más elevado con el fin de explicar las ecuaciones que suelen aparecer en manuales para usuarios de equipos de ondas de choque y ondas de presión radiales. Estas secciones pueden servir de

apoyo a empleados de empresas que, sin pertenecer al área científica, actúan como enlace importante entre técnicos y médicos.

Los equipos mostrados en este libro se incluyen únicamente como ejemplos y no deben considerarse superiores a aquellos que no se mencionan. La selección obedece a su carácter representativo para ilustrar ciertos principios físicos. Este texto no es exhaustivo ni describe todas las variantes de generadores de ondas de choque u ondas de presión radiales. Con la mayoría de ellos es posible obtener buenos resultados, siempre y cuando cumplan con las normas establecidas por sociedades internacionales como la ISMST o la IFSW, y se utilicen de manera correcta, en las indicaciones clínicas adecuadas y bajo la supervisión de un médico capacitado.

Los capítulos están organizados de manera lógica y progresiva; no obstante, no es indispensable leer todas las secciones para comprender los conceptos fundamentales. Cada lector, de acuerdo con sus conocimientos, podrá elegir qué apartados consultar y en qué orden hacerlo. El Capítulo 2 presenta definiciones, conceptos y fenómenos fundamentales que sirven de base para la comprensión del contenido posterior. En el Capítulo 3 se aborda el estudio de las ondas de choque y de las ondas de presión radiales utilizadas en aplicaciones clínicas. La generación de estas ondas se desarrolla en los Capítulos 4 y 5, mientras que su interacción con la materia, analizada desde la perspectiva de la física, se expone en el Capítulo 6. Finalmente, en el Capítulo 7, se dan algunas recomendaciones básicas de carácter físico. La responsabilidad de seguir estas sugerencias, seleccionar los casos a tratar, ajustar parámetros, diseñar protocolos clínicos y el tipo de equipo, así como cualquier otro aspecto relacionado con el tratamiento de pacientes, recae en quien lo aplique. La lectura de este libro no sustituye una capacitación profesional y exhaustiva impartida por expertos en el campo, ya sea para la atención de humanos o animales.

2. Definiciones y fenómenos físicos

En este capítulo se resumen algunas nociones elementales de física. Probablemente la mayoría de las descripciones le sean familiares al lector; sin embargo, suele suceder que justamente los términos básicos son los más difíciles de definir. Por ejemplo, podemos tener una idea intuitiva de lo que significan concetos como "fuerza" o "energía", pero al intentar formular una definición rigurosa, notamos que no es tan sencillo.

El objetivo de este capítulo es facilitar la comprensión de conceptos fundamentales de física, sin necesidad de consultar otros libros o acudir a la Internet, con la ventaja de que las explicaciones están específicamente enfocadas en el contexto de la terapia extracorpórea con ondas de presión. Para quienes deseen una visión más formal, se recomiendan libros clásicos de física (Tippens 2005; Feynman et al. 2011; Halliday et al. 2013; Young et al. 2014; Walker 2017).

Para la práctica clínica no es indispensable memorizar todas las definiciones y conocer los detalles de los fenómenos descritos aquí, sin embargo, al redactar artículos, reportes o protocolos, deben emplearse los conceptos correctamente.

2.1 Vectores

No todas las propiedades físicas pueden describirse adecuadamente solo por su magnitud. Por ejemplo, si hablamos de un objeto que se mueve a 60 km/h, aún queda por especificar la dirección y el sentido de dicho movimiento para poder predecir su posición futura. Una manera gráfica de representar la magnitud, dirección y sentido es mediante una flecha, denominada "vector". La longitud de la flecha es proporcional a la magnitud (en este caso, 60 km/h), el ángulo que forma la flecha con respecto a un eje de referencia, generalmente el horizontal, indica la dirección, y la punta de la flecha señala el sentido.

Por otro lado, las propiedades que se describen únicamente por su valor numérico se denominan escalares. Dos ejemplos son la temperatura y la presión. En ambos casos no es necesario especificar dirección y sentido. Dar las magnitudes, por ejemplo, 20°C y 4 atm, es suficiente.

2.2 Fuerza

En física clásica, la fuerza se define como una entidad vectorial que puede modificar el movimiento o la forma de un cuerpo. Aunque la fórmula *F=ma*, es decir, fuerza es igual a masa multiplicada por aceleración, resulta familiar, no aclara la cuestión de si la fuerza existe como algo tangible. Desde un punto de vista conceptual, puede entenderse como una interacción que actúa sobre un objeto, alterando su movimiento o su estructura.

A diferencia de propiedades intrínsecas como la masa, que cuantifica la cantidad de materia de un cuerpo, la fuerza no es una característica del objeto. Es la manifestación de una interacción y solo tiene sentido cuando se aplica o se considera en un contexto de acción sobre un cuerpo.

Las fuerzas son conceptos teóricos que permiten describir y predecir una amplia variedad de fenómenos y pueden entenderse como el resultado de una interacción entre objetos o sistemas. Por ejemplo, al empujar un objeto, se ejerce una fuerza sobre él que puede cambiar su estado de movimiento o deformarlo. Esta fuerza no existe de manera independiente antes de que se aplique; es la acción de empujar lo que genera la fuerza. Cuando la masa del objeto se mantiene constante, la fuerza neta aplicada es directamente proporcional a la aceleración que produce, es decir, al aumentar (disminuir) la fuerza, aumenta (disminuye) la aceleración que experimenta la masa.

En el Sistema Internacional de Unidades (SI), establecido en 1960, las unidades de la fuerza son los newtons (N), nombradas en honor al famoso físico inglés Isaac Newton (1643-1727). Acelerar una masa de un kilogramo, un metro por segundo al cuadrado, equivale a una fuerza de un newton ($1\ N = 1\ kg/ms^2$).

Además de cambiar el estado de movimiento de los objetos, las fuerzas pueden causar diversos efectos, como mantener un sistema en equilibrio,

deformar un cuerpo o cambiar su presión interna. Ejemplos comunes incluyen la fuerza de fricción entre dos objetos, la fuerza elástica generada cuando un resorte se comprime o estira y la fuerza gravitatoria. En otras áreas de la física se trata con fuerzas derivadas de interacciones fundamentales, como la nuclear fuerte y la nuclear débil, así como manifestaciones de la interacción electromagnética.

2.3 Presión

La presión generalmente se describe como una magnitud que equivale a fuerza por unidad de área, es decir, dividida por área. Además, se aclara que dicha fuerza es perpendicular a la superficie sobre la cual se aplica. Desde 1971, el pascal (Pa) es la unidad oficial de la presión (p). El nombre se le dio en honor al científico francés Blaise Pascal (1623-1662). Puede calcularse con la conocida fórmula

$$P = \frac{F}{A},$$

donde A es el área (en m^2) de la superficie sobre la que se aplica la fuerza F (en N), de manera que un pascal (Pa) equivale a un newton por metro cuadrado. Nótese que, para una misma fuerza, la presión aumenta al disminuir el área sobre la que actúa. Por eso, los tacones con puntas afiladas pueden dejar huellas en un piso de madera, mientras que los menos puntiagudos no lo hacen, aunque las personas que los portan pesen lo mismo.

Para pocas propiedades físicas se usan tantas unidades como para la presión. Su elección varía dependiendo de la aplicación. El bar, la libra por pulgada cuadrada (psi, por sus siglas en inglés) y la atmósfera (atm), son unidades comunes. Otro ejemplo son las unidades para medir la presión arterial, es decir, la fuerza que ejerce la sangre sobre las paredes de las arterias. Se da en milímetros de mercurio (mmHg) debido a que antiguamente el principio de funcionamiento de los manómetros se basaba en la presión ejercida por una columna de mercurio.

Aunque puede hacerse la conversión de una unidad a otra, es recomendable usar las unidades acostumbradas para cada área. Al referirnos a la terapia extracorpórea con ondas de presión radiales, habrá que distinguir entre la presión generada por los equipos, dada en millones de pascal (MPa) y la presión del aire que acciona los

generadores neumáticos, generalmente dada en bares.

En este libro se hablará de presión negativa cuando su valor está por debajo de la presión de equilibrio, es decir, menor a la presión que prevalece antes de la llegada de la onda. Se refiere a la rarefacción del medio que le sigue a la compresión inicial que producen, tanto las ondas de choque, como las ondas de presión radiales.

Dos términos que se usarán frecuentemente en este texto son "perfil de presión" y "campo de presión". El perfil de presión generalmente se relaciona con la variación de presión registrada por un sensor de presión en un punto específico, aunque también puede referirse a los cambios de presión medidos a lo largo de una trayectoria determinada. En el primer caso, los datos suelen plasmarse en una gráfica de presión vs tiempo y en el segundo, en una gráfica de presión vs distancia. La expresión campo de presión se refiere a los valores de la presión (generalmente p^+) medidos en una zona definida. Para las aplicaciones mencionadas aquí, los perfiles y campos de presión se limitan a las regiones de tratamiento o zonas focales (véase la Sección 2.21). Sus valores son importantes para comparar equipos y efectos biológicos.

Las gráficas de presión vs tiempo únicamente dan información del perfil de presión en un sitio, es decir, un "punto" específico. Las dimensiones de ese sitio (generalmente fracciones de milímetro) dependen del hidrófono con el cual se obtuvo el perfil.

Reportar la presión de aire de un equipo neumático utilizando términos como "intensidad" u otros diferentes de presión de aire no es técnicamente correcto. Independientemente de eso, como el campo de presión generado por dos equipos ajustados a la misma presión de aire puede diferir, es imprescindible especificar el modelo utilizado. Además, la presión depende del tipo de aplicador, siendo este otro dato relevante que debe incluirse.

Algunos grupos de médicos han reunido, a lo largo de varios años, evidencias clínicas de gran valor. Esta experiencia puede aprovecharse. Cuando se utiliza el mismo modelo de generador neumático, es suficiente conocer el número de pulsos aplicados y la presión de aire ajustada, para tratar una indicación específica con alta probabilidad de éxito. No obstante, antes de extrapolar dicha experiencia a equipos distintos, debe considerarse que

no se conoce un parámetro único como, por ejemplo, el impulso (véase la Sección 2.14), la densidad de energía (véase la Sección 2.6), la máxima presión positiva o la duración del pulso de presión (véase la Sección 2.10), que pueda relacionarse de forma inequívoca con los efectos biológicos. La transferencia de protocolos entre equipos debe hacerse con cautela.

2.4 Densidad

En este libro se hará referencia a dos acepciones del término "densidad": la densidad de flujo de energía, descrita en la Sección 2.6, y aquella entendida como la cantidad de materia contenida en cierto volumen, es decir, una medida de la concentración de la masa. Esta última se obtiene dividiendo la masa (m) entre el volumen (V) que ocupa dicha masa, es decir, $\rho=m/V$. Es un concepto fácil de visualizar. Por ejemplo, resulta intuitivo que un centímetro cúbico de corcho pesa menos que el mismo volumen de plomo, ya que la densidad del corcho es menor que la del plomo.

En el SI, la densidad de masa se expresa en kilogramos por metro cúbico (kg/m^3). Otros conceptos, como la densidad radiológica, entendida como la opacidad de un material al paso de los rayos X, no se tratarán en este texto.

2.5 Energía

La definición de energía más común describe la energía como la capacidad para realizar una transformación o un "trabajo" (véase la Sección 2.7). En el SI, la energía se mide en julios o joules (J), unidad que recibió su nombre en honor al físico inglés James Prescott Joule (1818-1889). En un sentido amplio, puede entenderse como la capacidad universal para que ocurran procesos físicos, biológicos o químicos. Para los seres vivos, la facultad de almacenar energía es esencial para su supervivencia. Algunas formas de energía son: la térmica, asociada al movimiento de las partículas de un cuerpo, la química, almacenada en los enlaces entre átomos y moléculas, la cinética, debida al movimiento de un objeto, la potencial, asociada a la configuración de un sistema, y la nuclear, liberada en reacciones nucleares o en la desintegración radiactiva.

Una ley fundamental de la física, conocida como Primera Ley de la Termodinámica o principio de conservación de la energía, establece que la energía total de un sistema aislado, es decir, un sistema a través del cual

no hay intercambio de energía ni materia, permanece constante. Puede transformarse de una forma a otra, pero su valor total no varía.

Para los propósitos de este libro, es importante entender que una onda puede transportar energía. Como se explicará en la Sección 2.18, aunque las ondas mecánicas desplazan partículas, no transportan materia como tal. Es el movimiento de pequeños elementos de fluido lo que facilita la transferencia de energía de un lugar a otro.

Energía no debe confundirse con potencia que, como se verá en la Sección 2.8, se refiere a cómo cambia la energía con el tiempo. Independientemente del método de generación, para producir una onda de choque del tipo usado en aplicaciones médicas, se requiere de una cantidad de energía mayor a la que puede entregar la red de suministro eléctrico en un tiempo tan corto. Por ese motivo, los generadores de ondas de choque almacenan energía en uno o varios capacitores y la descargan súbitamente a través de un transductor electroacústico, es decir, un elemento que convierte la energía eléctrica en energía mecánica. La eficiencia de dicha conversión depende de cada sistema, sin embargo, en todos los casos la energía almacenada es proporcional a la energía de la onda generada. Independientemente de ello, dos equipos que requieren o incluso que emiten la misma energía, no necesariamente son equivalentes, ya que los efectos biológicos están relacionados con la manera en la que se concentra la energía.

En las especificaciones de algunos equipos clínicos aparece la energía emitida (en mJ). Generalmente se reporta como energía total de 5 MPa y/o energía total de -6 dB. Los términos 5 MPa y -6 dB se refieren a la región focal (véase la Sección 2.21). Para litotritores extracorpóreos también se usa la energía total efectiva (E_{eff} o E_{12mm}), definida en función del diámetro típico (12 mm) de un cálculo renal tratado con ESWL (Granz & Köhler 1992).

La energía de las ondas de choque generadas por equipos clínicos es un parámetro fundamental. El fabricante es responsable de garantizar que la metodología empleada para determinar su valor cumpla con las normativas vigentes. Para los fines de este texto, basta con señalar que, en función del área (A) sobre la cual se midió la presión, la densidad del medio (ρ) y la velocidad (c), la energía puede expresarse como:

$$E = \frac{1}{\rho c} \int\left(\int p^2(t,A)dt\right)dA.$$

Si la integral únicamente abarca el pulso positivo, se acostumbra a designar a la energía como E^+. La energía total transmitida al tejido es igual al número de pulsos multiplicado por la energía por pulso. Para profundizar en el tema, se recomienda consultar las publicaciones citadas en el listado de referencias (Wess et al. 1997; Cleveland & McAteer 2012).

2.6 Densidad de flujo de energía

La densidad de energía o densidad del flujo de energía (*EFD*, por sus siglas en inglés), se define como la integral con respecto al tiempo de p^2 en el sitio de colocación del sensor de presión. Su valor se obtiene calculando la energía por área:

$$EFD = \frac{E}{A} = \frac{1}{\rho c} \int p^2(t)dt$$

Es un parámetro importante para fijar umbrales relacionados con algunos efectos biológicos. Para aplicaciones médicas, la *EFD* generalmente se reporta en mJ/mm^2, aunque el área que cubren algunos sensores de presión, como los de fibra óptica, es menor a 1 mm^2.

Análogamente a lo que se acostumbra para la energía, si la integral se realiza solo sobre la parte positiva o negativa, la densidad de energía se denota como EFD^+ o EFD^-, respectivamente.

La determinación de la *EFD* corresponde a profesionales de la física y la ingeniería, así como a los fabricantes de equipos. En algunos textos sobre física relacionada con la ESWT (Cleveland & McAteer 2012) se describen expresiones más elaboradas que pueden resultar de interés para personal técnico o para quienes realizan investigación.

Aunque existe una relación entre la densidad del flujo de energía y la presión de aire ajustada en un equipo neumático, la *EFD* no debe darse en bares.

La *EFD* más alta se encuentra generalmente en el punto focal. Cuanto más intensa es la focalización, mayor es, por regla general, la *EFD*. En el caso de generadores de ondas de presión radiales, la densidad de energía es alta cerca de la fuente (Figuras 3 y 4). El equipo mostrado en la Figura 4(a) cuenta con cuatro conos intercambiables con espesor diferente, para modificar la distancia entre la piel del paciente y el foco geométrico del generador entre aproximadamente 15 y 45 mm.

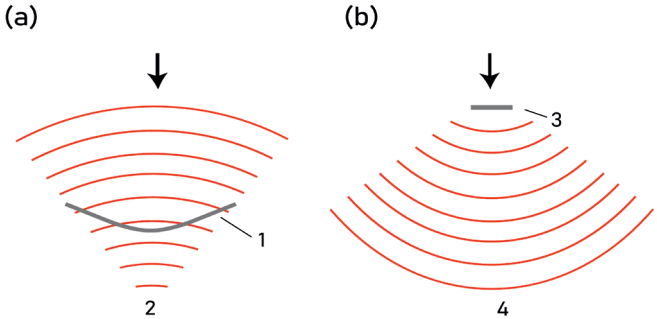


Figura 3. Esquema (no a escala) que compara el campo de presión generado por **(a)** una fuente de ondas de choque focalizante y **(b)** un generador de ondas de presión radiales. Las flechas indican la dirección de propagación de las ondas. En el caso de la fuente de ondas de choque, la densidad de energía es relativamente baja cerca de la membrana de acoplamiento (1) y máxima en la región focal (2). En cambio, en una fuente de ondas de presión radiales, la densidad de energía es alta cerca del aplicador (3) y baja a cierta distancia (4).

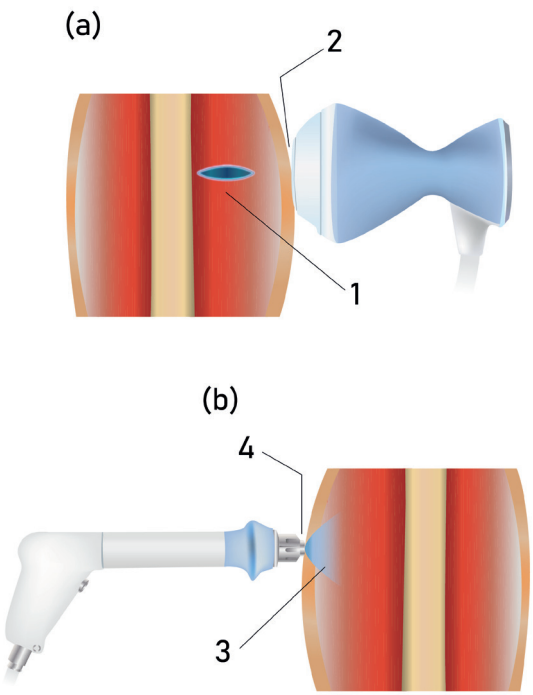


Figura 4. Esquema de **(a)** un generador de ondas de choque piezoeléctrico modelo BTL 6000 FWT, mostrando la zona focal (1) a cierta distancia del cono de acoplamiento (2) y **(b)** un generador balístico neumático modelo BTL 6000 SWT, emitiendo un campo de ondas de presión radiales (3) a través del aplicador (4). (Cortesía: BTL Industries Ltd., Hertfordshire, Reino Unido).

En ESWL, la *EFD* máxima en el foco generalmente no supera los 2.0 mJ/mm^2. Dependiendo de la aplicación específica, para terapia extracorpórea con ondas de presión se usan densidades de energía desde aproximadamente 0.004 hasta 0.6 mJ/mm^2. Algunos autores han propuesto clasificar la densidad de energía en baja, media y alta; sin embargo, no hay un consenso al respecto (Speed 2004; Lebrun 2005; Cacchio et al. 2006; Albert et al. 2007; Chow & Cheing 2007; Bannuru et al. 2014; Acar 2017; Rola et al. 2022).

En las Figuras 5 y 6 se muestra cómo el uso de generadores de ondas de choque con cojines distanciadores permite aplicar la misma energía a profundidades diferentes.

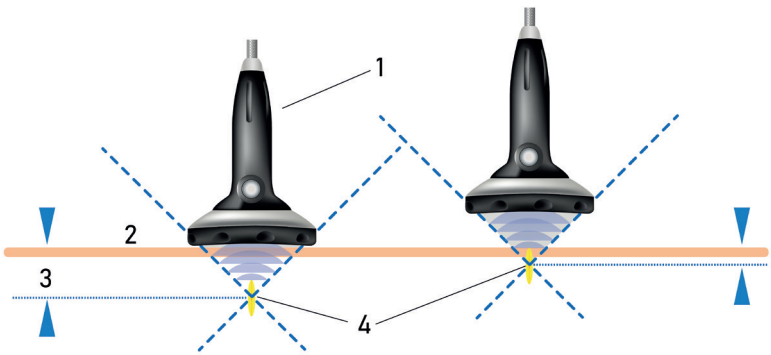


Figura 5. Del lado izquierdo se muestra una fuente de ondas de choque piezoeléctrica modelo F10G4 (1) de un equipo PiezoWave^{2T}, directamente en contacto con la piel del paciente (2), de manera que la distancia de penetración (3) es máxima. Con ello, el sitio de densidad de energía máxima (4) se encuentra algunos centímetros debajo de la piel del paciente. Del lado derecho, un cojín de gel separa a la fuente de ondas de choque de la piel, posicionando la zona de máxima densidad de energía a una distancia muy pequeña de la piel. (Cortesía: Elvation Medical GmbH, Kieselbronn, Alemania).

Como se mencionó anteriormente, la influencia de la *EFD* en los efectos biológicos se ha sobrevaluado. Aunque frecuentemente se usa para comparar equipos o adaptar protocolos de tratamiento, la *EFD* no es el único parámetro de interés. Además, como su valor solo se refiere a un punto, dos equipos pueden generar campos de presión diferentes, aunque tengan la misma *EFD* en el foco. Incluso pueden generar perfiles de presión diferentes en el foco y tener la misma *EFD*. Esto se debe a que la *EFD* se obtiene integrando (sumando) el perfil de presión, es decir, las variaciones de presión en el foco.

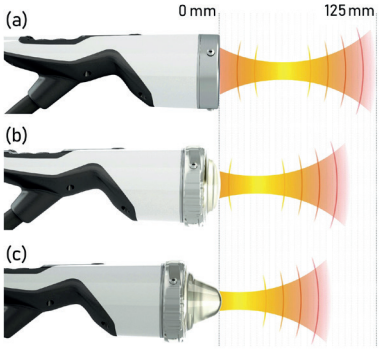


Figura 6. Esquema de un generador de ondas de choque electromagnético F-SW Duolith SD-1 (**a**) sin cojín distanciador, (**b**) con un cojín distanciador corto y (**c**) con un cojín distanciador largo. (Cortesía: Storz Medical AG, Tägerwilen, Suiza).

2.7 Trabajo

En física existen varias definiciones del concepto "trabajo". En todos los casos se refiere a la transferencia de energía. La más popular es la definición usada en mecánica (física clásica) que define al trabajo en función del movimiento de un objeto y la fuerza que se requiere para moverlo, es decir, el trabajo es el producto del desplazamiento (distancia) y la fuerza ejercida en la dirección del movimiento. Así, por ejemplo, al levantar un objeto del suelo, se realiza un trabajo, ya que se aplica una fuerza y el objeto se desplaza de una posición a otra. Para calcular el trabajo, únicamente se toma en cuenta la fuerza ejercida en la dirección del desplazamiento. Se considera positivo si la fuerza se aplica en la dirección del movimiento y negativo si se opone al movimiento. El trabajo se da en las mismas unidades como la energía, es decir, joules (J).

En termodinámica, el trabajo realizado por un sistema se define como la energía transferida desde el sistema hacia su entorno o viceversa. Es importante recordar que el trabajo es un proceso realizado por o sobre un sistema. El sistema no contiene trabajo, aunque sí puede almacenar energía. Por ejemplo, en el caso de un generador neumático de ondas de presión radiales (véase la Sección 5.1), el trabajo está relacionado con la energía que se transfiere al proyectil.

En electromagnetismo o mecánica cuántica existen definiciones particulares del concepto de trabajo, sin embargo, todas se basan en la transferencia de energía. Por ello se dice que el trabajo es "energía en tránsito".

2.8 Potencia

Un concepto útil en varios campos de la ciencia e ingeniería es la potencia, que se define como la rapidez con la que un sistema realiza un trabajo. La fórmula general para obtenerla es: potencia (*P*) igual al trabajo (*W*) dividido entre el tiempo (*t*) requerido para realizar dicho trabajo ($P=W/t$). Sus unidades en el SI son los vatios o watts (*W*), en honor al ingeniero James Watt (1736-1819). Un watt equivale a un joule dividido entre un segundo.

Decir que un equipo es más potente significa que es capaz de realizar la misma cantidad de trabajo en menos tiempo o, de manera equivalente, más trabajo en el mismo tiempo. En electricidad, la potencia se define como la cantidad de trabajo realizado por un sistema eléctrico por unidad de tiempo. En ese caso se multiplican volts (V), unidades de voltaje (diferencia de potencial eléctrico), por amperes (A) que son unidades de corriente eléctrica (véanse las Secciones 2.16 y 2.17). Otras unidades de potencia, utilizadas en varios campos de ingeniería, son los caballos de potencia (HP, por sus siglas en inglés).

En el caso de los generadores de ondas de choque y los generadores de ondas de presión radiales, un equipo de mayor potencia no necesariamente es mejor que uno de menor potencia. Independientemente de ello, debe distinguirse entre la potencia eléctrica del equipo y la potencia de la onda que emite el equipo. La relación entre los dos valores depende del diseño del generador.

En las especificaciones de algunos aparatos clínicos aparecen datos relacionados con la potencia eléctrica, expresada en volt-amperes (VA). Estos valores son útiles para verificar si la instalación eléctrica del espacio donde se utilizará el equipo es adecuada, pero no son relevantes para la práctica clínica, ya que no se refieren de manera directa a la potencia de la onda generada. Cuando el sistema consta de dos unidades, por ejemplo, un módulo principal y un compresor de aire, en las especificaciones técnicas o en el manual de usuario pueden aparecer dos valores de potencia eléctrica.

2.9 Temperatura y calor

La temperatura es una magnitud física que indica si dos objetos están en equilibrio térmico; es decir, dos objetos se encuentran en equilibrio térmico si tienen la misma temperatura. Para llegar a ese equilibrio, fluye energía

térmica del cuerpo más caliente al más frío. A nivel microscópico, la temperatura se relaciona con la energía cinética promedio de las moléculas.

Se puede expresar en la escala Celsius, propuesta por el astrónomo sueco Anders Celsius (1701-1744), o en la escala Fahrenheit, desarrollada por el físico germano-polaco Gabriel Daniel Fahrenheit (1686-1736). En la primera, el 0 corresponde al punto de congelación del agua y el 100 al de ebullición, ambos a una presión atmosférica de 1 atm. En la escala Fahrenheit, el valor de 0 se fijó como la temperatura de una mezcla de agua, hielo y sal (cloruro de amonio), mientras que 96 se tomó originalmente como una aproximación de la temperatura corporal. El agua se congela a 32 °F y, en la forma moderna de la escala, los puntos de congelación y ebullición del agua se fijan en 32 °F y 212 °F, respectivamente, lo que deja 180 divisiones iguales entre ambos.

En física, especialmente en termodinámica, se utiliza una escala que comienza en el cero absoluto (-273 °C), que es la temperatura a la cual, en teoría, los átomos no se mueven porque su energía cinética es cero. Las unidades de esta escala se llaman grados Kelvin, en honor al físico y matemático británico William Thomson, alias Lord Kelvin (1824-1907).

La temperatura no debe confundirse con el calor. La temperatura mide el grado de agitación promedio de las moléculas en una sustancia, mientras que el calor es la energía que se transfiere de un cuerpo a otro debido a una diferencia de temperatura. Esta transferencia puede producir un aumento en la temperatura de la sustancia o un cambio de fase, como la fusión o la evaporación. El calor puede transmitirse por conducción, convección o radiación. También puede generarse a partir de otros procesos, como la fricción.

El joule y la caloría (cal) son las unidades más comunes para reportar valores de calor (1 J = 4.186 cal). Por definición, 1 cal es la cantidad de calor necesaria para elevar la temperatura de un gramo de agua 1 °C.

Debido a que la cantidad de calor requerida para aumentar la temperatura de una sustancia varía según el material, se define el calor específico como la cantidad de calor necesaria para elevar la temperatura de una unidad de masa de dicho material en un grado. Las unidades más comúnmente usadas para medir el calor específico son J/(kg·°C) y cal/(g·°C).

En relación con la ESWT, cabe destacar que una de las ventajas de las ondas de choque es que se trata de pulsos no periódicos y de muy corta duración. Esto reduce considerablemente el tiempo disponible para la conversión de energía mecánica en calor, por lo que la transferencia térmica es mínima. Gracias a ello, es posible tratar regiones profundas del cuerpo con un riesgo bajo de daño por aumento de temperatura. Este hecho ha impulsado la investigación de aplicaciones innovadoras, como la TPS (Fernández-Castaño et al. 2023).

Por otro lado, al aplicar ultrasonido terapéutico, la entrega de energía es más prolongada y continua, lo que favorece la conversión de energía mecánica en calor. Este calentamiento se produce principalmente por absorción en los tejidos, un fenómeno relacionado con la viscosidad interna y los efectos de relajación molecular. A mayor frecuencia de la onda ultrasónica, mayor es la atenuación, ya que las partículas del medio oscilan con mayor rapidez, incrementando la disipación de energía por unidad de distancia. Los fluidos como la sangre se calientan menos, ya que tienen una baja absorción. Cuanto mayor es la viscosidad del tejido, mayor es la fracción de energía mecánica que se convierte en calor.

2.10 Tiempo de ascenso y duración del pulso

El tiempo de ascenso (t_r) de un pulso de presión, es el tiempo que requiere la presión en aumentar del 10% al 90% de su valor máximo (p^+). En la Figura 7, equivale al tiempo entre el punto 1 y el punto 3. Con respecto a la duración de los pulsos de presión, generalmente se reportan dos valores: la duración total del pulso positivo (t_{T^+}) y la duración del pulso positivo a la mitad de su valor máximo (t_{FWHM^+}). Se considera que t_{T^+} es el intervalo de tiempo entre el instante en que la presión adquiere el 10% de p^+, hasta que decae nuevamente a dicho valor (tiempo entre 1 y 5 en la Figura 7). El tiempo t_{FWHM^+} se define como el tiempo que transcurre entre el instante en que la presión adquiere la mitad de p^+, hasta que desciende nuevamente al mismo valor. Equivale al tiempo entre los puntos 2 y 4 mostrados en la Figura 7 y lleva el acrónimo FWHM (por sus siglas en inglés). El tiempo de ascenso t_r y la duración del pulso de presión positivo t_{FWHM^+} son valores cruciales, debido a que, hasta cierto punto, influyen en los efectos biológicos.

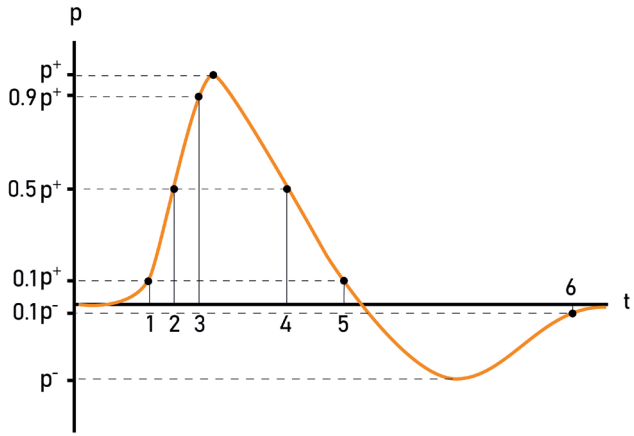


Figura 7. Gráfica que muestra la variación de presión de una onda de choque del tipo usado en terapia extracorpórea. (1)-(3): tiempo de ascenso (t_r), (2)-(4): duración del pulso positivo a la mitad de su valor máximo (t_{FWHM}^+), (1)-(5): duración total del pulso positivo (t_T^+),(1)-(6): duración total de la onda (t_T). El tiempo de ascenso se exageró por claridad.

Algunos autores también reportan la duración total de la onda (t_T), refiriéndose al tiempo entre los instantes 1 y 6 mostrados en la Figura 7, es decir, el tiempo requerido desde que la presión adquiere por primera vez el 10% de p^+, hasta que su valor equivale al 10% de p^- por segunda vez.

La duración total del pulso negativo (t_T^-) y la duración del pulso negativo a la mitad de su valor máximo (t_{FWHM}^-) se definen de manera análoga al caso positivo; sin embargo, rara vez se reportan. Esto se debe, en parte, a las dificultades técnicas para medir presiones negativas con precisión, especialmente si se genera cavitación en el medio.

2.11 Amplitud y longitud de onda

La amplitud de una onda armónica se define como el valor máximo que adquiere una oscilación a partir de su punto de equilibrio (véase la Figura 8). Por convención, se expresa como un valor positivo. Puede representar la variación en el tiempo o en el espacio de una magnitud física, como el desplazamiento de una partícula o la presión. Dependiendo del área de

estudio, se usan diferentes definiciones. Si no puede definirse una amplitud única, la magnitud se toma en cuenta para cierto tiempo y/o posición en el espacio. En este texto, se usará el término máxima presión positiva (p^+) para denotar la máxima amplitud de presión de una onda de choque u onda de presión radial.

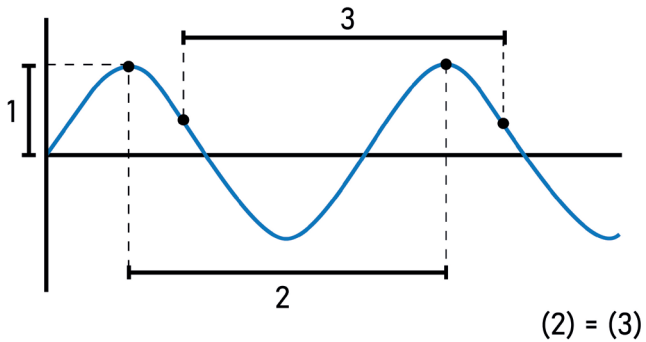


Figura 8. Gráfica de una onda armónica, mostrando la amplitud (1) y la longitud de onda (2) medida entre dos crestas consecutivas o entre dos puntos consecutivos, cuya amplitud es la misma (3).

Otra medida fundamental es la longitud de onda. Se define como la distancia requerida para un ciclo completo, es decir, la distancia entre dos puntos consecutivos que se encuentran en el mismo estado de oscilación. Esta definición puede extenderse a todo tipo de ondas periódicas, no únicamente armónicas. Frecuentemente también se le denomina período espacial. Para ondas mecánicas, la longitud de onda (λ) se da en metros. En su versión más sencilla, se obtiene dividiendo la velocidad de propagación de la onda entre la frecuencia, es decir, $\lambda=v/f$.

2.12 Frecuencia

Otro concepto fundamental es la frecuencia, ampliamente utilizado en diversos campos de la ciencia. Generalmente se define como la cantidad de eventos periódicos que ocurren en un intervalo tiempo determinado. Se obtiene dividiendo el número de eventos o ciclos entre el tiempo, es decir, $f=ciclos/t$. El término "ciclos" puede referirse a una gran variedad de eventos periódicos, como las oscilaciones de un péndulo, las contracciones del corazón, las vibraciones de una cuerda de violín o el movimiento de un objeto flotando en la superficie del agua al pasar una ola. La unidad de

medida de la frecuencia es el hercio o hertz (Hz), en honor al físico alemán Heinrich Rudolf Hertz (1857-1894).

Un evento que se repite una vez por segundo tiene una frecuencia de 1 Hz. Frecuentemente las oscilaciones ocurren a frecuencias mucho más elevadas. Por ello, el kHz (mil Hz), el MHz (un millón de Hz) y el GHz (mil millones de Hz) son comunes. En ciertos contextos, la frecuencia se expresa en ciclos por segundo (cps), unidad que es equivalente al hertzio. Otra forma de calcular la frecuencia es como el recíproco del período (T), es decir, $f=1/T$, donde T representa el tiempo requerido para completar un ciclo.

Dependiendo de la persona y su edad, el oído humano puede percibir frecuencias que van aproximadamente de 20 Hz a 20 kHz. Las frecuencias altas se escuchan como sonidos agudos, mientras que las bajas se perciben como graves. Si la amplitud es suficientemente grande, aunque inaudibles, es posible sentir ondas con frecuencias menores a 20 Hz. Por convención, se denomina ultrasonido a las ondas mecánicas cuya frecuencia supera los 20 kHz, e *infrasonido* a las que están por debajo de los 20 Hz.

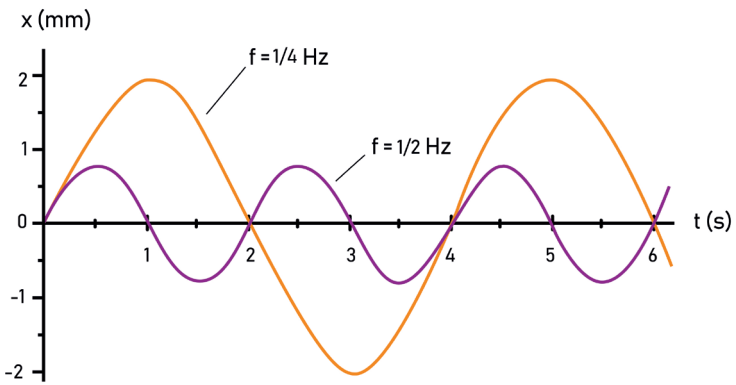


Figura 9. Dos ondas sinusoidales con amplitud y frecuencia diferente.

En el caso de ondas sinusoidales como las mostradas en la Figura 9, es fácil comprender que la frecuencia es una medida de la cantidad de ciclos (ondas completas) o períodos que ocurren en un segundo. Para la onda de mayor amplitud, el período es de 4 s, ya que en ese intervalo se completa un ciclo. Por lo tanto, su frecuencia es de 0.25 Hz. En la misma gráfica, la

onda de menor amplitud tiene un período de 2 s, lo que corresponde a una frecuencia de 0.5 Hz, es decir, el doble de la anterior. Estas amplitudes y frecuencias se seleccionaron de manera arbitraria. Una onda con menor amplitud no necesariamente tiene una frecuencia mayor.

Frecuentemente conviene expresar la frecuencia de una onda en función del espacio y no del tiempo. En ese caso se utiliza el número de onda, definido como la cantidad de ciclos por unidad de distancia, por ejemplo, ciclos por metro. De manera análoga, para describir movimientos rotacionales suele emplearse la velocidad angular, que corresponde al ángulo recorrido por un objeto en función del tiempo.

En el contexto de la EPWT pueden distinguirse al menos cuatro tipos de frecuencia: la frecuencia de los tratamientos (sesiones por semana), la frecuencia con la que se administran los pulsos de presión al paciente, la frecuencia propia de la onda y la frecuencia de la alimentación eléctrica con la que opera el equipo.

Resulta evidente que tanto la frecuencia de los tratamientos como la frecuencia de aplicación de los pulsos son determinantes para el efecto terapéutico. Además, no todos los equipos emiten el mismo campo de presión independientemente de la frecuencia de descarga. En algunos casos, la presión disminuye al aumentar el número de pulsos por segundo. Eso depende del principio de generación y del modelo de equipo, por lo que siempre debe consultarse el manual del usuario.

La frecuencia propia o característica de una onda es un concepto más complejo. A diferencia de las ondas armónicas, que poseen una frecuencia única, las ondas de choque presentan un espectro amplio que incluye componentes de baja y alta frecuencia. Cuanto más breve es un pulso, más extenso resulta su espectro de frecuencias. Por ejemplo, las ondas de choque utilizadas en aplicaciones clínicas contienen componentes que van desde decenas de kilohertz hasta varias decenas de megahertz. Aunque no resulta intuitivo asociar un rango de frecuencias a una sola onda, la idea puede mostrarse gráficamente mediante el principio de superposición, según el cual toda onda no armónica puede representarse, con la precisión deseada, como la suma de ondas sinusoidales de distintas frecuencias.

Como ejemplo, en la Figura 10(a) se comparan una onda cuadrada y una

onda sinusoidal. La onda sinusoidal difiere considerablemente de la onda cuadrada, por lo que no es una buena representación de ella. Al sumar dos ondas sinusoidales con las amplitudes y frecuencias adecuadas, se obtiene la forma mostrada en (b), que se aproxima un poco más, aunque sigue siendo una representación deficiente. A medida que se añaden más ondas armónicas con las amplitudes y frecuencias adecuadas, la forma de la onda resultante se aproxima progresivamente a la onda cuadrada, como se muestra en (c) y (d), correspondientes a la superposición de tres y cuatro sinusoides, respectivamente.

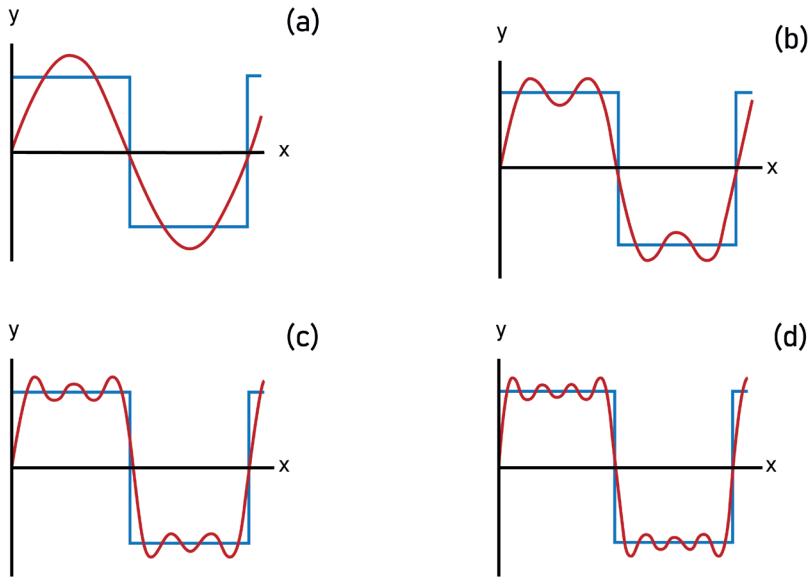


Figura 10. (a) Comparación de una señal cuadrada con una onda sinusoidal y comparación de la señal cuadrada con la suma de dos (b), tres (c) y cuatro (d) ondas sinusoidales.

Un método desarrollado por el matemático y físico francés Joseph Fourier (1768-1830) permite descomponer cualquier función periódica en una suma de ondas sinusoidales, y así determinar las frecuencias y amplitudes necesarias para sintetizar una señal no sinusoidal con la precisión deseada. Las Figuras 11 y 12 ilustran cómo puede aproximarse una onda cuadrada mediante la suma de varias ondas. Al aumentar el número de ondas (componentes espectrales), más cercana resulta la representación de la onda cuadrada.

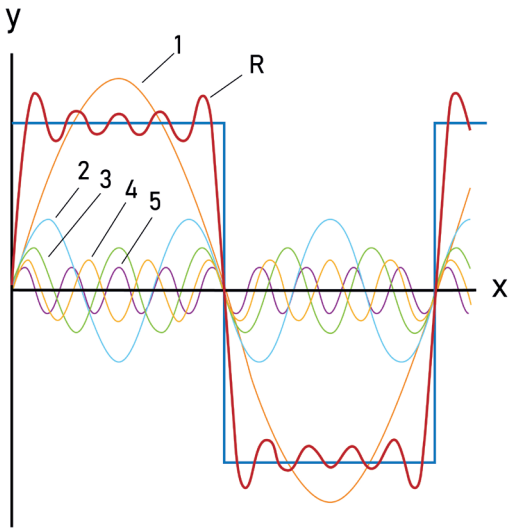


Figura 11. Gráfica de la aproximación (R) a una onda cuadrada obtenida al sumar las ondas sinusoidales (1) a (5), cada una con la amplitud y la frecuencia adecuadas. Estas corresponden a los llamados primeros armónicos de la serie de Fourier, que permiten descomponer y reconstruir funciones periódicas no sinusoidales.

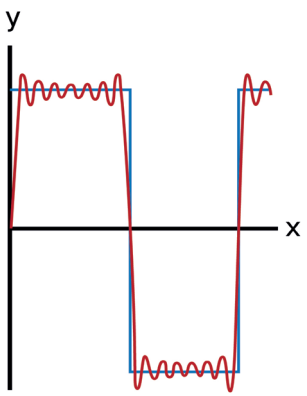


Figura 12. Gráfica que muestra la aproximación a una onda cuadrada al superponer siete funciones sinusoidales.

El método también puede aplicarse a funciones periódicas no sinusoidales. Como ejemplo, en la parte inferior de la Figura 13 se representan el primer (1), segundo (2) y tercer (3) armónico que en conjunto permiten sintetizar la función mostrada en la parte superior.

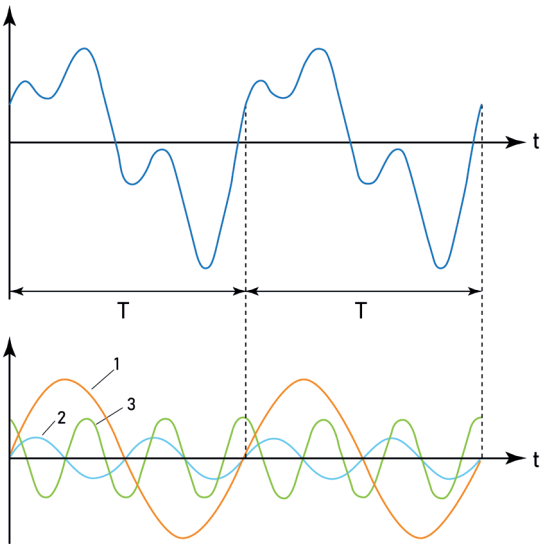


Figura 13. Ejemplo de una función periódica no sinusoidal (arriba) y los tres primeros armónicos (1, 2 y 3) que la componen (abajo).

Finalmente, debe mencionarse la frecuencia de la alimentación eléctrica, la cual suele especificarse en la ficha técnica del equipo. Por lo general, este valor es de 50 o 60 Hz, según la región geográfica. Corresponde al fabricante garantizar que el equipo funcione adecuadamente bajo las condiciones eléctricas locales. Este dato no es relevante para los protocolos ni para los informes clínicos.

2.13 Intensidad

En términos generales, la intensidad se entiende como la magnitud con la que aparece un fenómeno. El concepto es utilizado en varias ramas de la física e ingeniería, con formulaciones específicas según el fenómeno considerado. En el caso de las aplicaciones descritas en este texto, y de manera análoga a la acústica, la intensidad se define como la potencia P transmitida a través de un área A perpendicular a la dirección de propagación de la onda, es decir,

$$I = P/A.$$

Sus unidades son watts por metro cuadrado (W/m^2). I depende de la densidad del medio por el que se propaga la onda, la velocidad de la onda en ese medio y su amplitud.

En textos especializados, o en algunas normas técnicas, la intensidad instantánea de un campo de presión se define como la potencia transmitida en la dirección de propagación de la onda, por unidad de área perpendicular a dicha dirección, en un instante y lugar determinados. Puede obtenerse a través de la siguiente expresión:

$$I(t) = \frac{p(t)^2}{Z},$$

donde $p(t)$ es la presión instantánea y Z la impedancia acústica del medio (véase la Sección 2.15).

Para dar tratamientos de ESWL o EPWT no es necesario aplicar esta ecuación, aunque resulta útil para quienes se dedican a la investigación o a la estandarización de equipos conforme a normas internacionales.

El nivel de intensidad mostrado en la pantalla de algunos equipos de ESWT no constituye una medida física universal ni estandarizada, sino una escala definida por cada fabricante. Por ello, no debe confundirse con la intensidad acústica en el sentido físico estricto.

Es común que el usuario suponga que, al incrementar el nivel de intensidad, la presión emitida aumenta linealmente. Por lo general esto no ocurre. Además, desde el punto de vista técnico, el término "intensidad" no es equivalente a fuerza, presión, efectividad o eficiencia. La intensidad debe expresarse únicamente en unidades de potencia por unidad de área (W/m^2), nunca en watts, newtons, porcentajes o bares.

Al igual que otros parámetros físicos, el nivel de intensidad acústica suele expresarse de forma relativa respecto a un nivel de referencia, mediante la ecuación:

$$\beta = 10 \cdot \log_{10}\left(\frac{I}{I_0}\right)$$

Como se mencionó anteriormente, en acústica, el nivel de referencia I_0 utilizado corresponde al umbral auditivo promedio del ser humano en aire (10^{-12} W/m^2), es decir, la intensidad mínima promedio detectable por el oído humano bajo condiciones estándar. En acústica subacuática, se adopta un nivel de referencia de $I_0 = 10^{-18}$ W/m^2. Aunque β es adimensional, por convención se expresa en decibeles (dB), considerados "unidades relativas" de medida.

Las escalas logarítmicas son útiles cuando, como en este caso, se deben manejar intervalos de variación muy amplios. Cuando en la Sección 2.21 se use β en la definición de zona focal de -6 dB, se trata de un nivel relativo de presión, no del umbral auditivo I_0.

2.14 Momento e impulso

En cursos básicos de física se define elmomento lineal" como el producto de la masa de un objeto por su velocidad. Cuando una fuerza actúa sobre él durante cierto tiempo, el momento cambia; a esa variación se le llama impulso. El momento describe el estado de movimiento de un objeto, mientras que el impulso expresa cómo cambia ese movimiento debido a la acción de una fuerza.

En el caso que nos interesa aquí, es decir, las ondas de presión en fluidos, el concepto es similar, pero la fuerza no se concentra en un punto, sino que se distribuye sobre una superficie (por ejemplo, el tejido de un órgano) y el impulso se determina considerando la magnitud de la presión, el tiempo de aplicación y el área afectada. De esta manera, el impulso de presión no mide la variación del momento de un objeto sólido, sino la fuerza que una onda de presión transmite durante un tiempo determinado sobre una superficie.

El concepto de impulso de presión ayuda a comprender cómo una onda puede empujar una superficie o una interfase y cómo esa acción se traduce en fuerzas que influyen en los tejidos. Wess y Mayer (2025) utilizaron el término transferencia de momento para describir este proceso de manera general, proponiéndolo como un factor clave en la estimulación de tejido durante la ESWT. Aunque ambos conceptos están relacionados, conviene aclarar que la transferencia de momento se refiere al mecanismo global de transmisión de fuerza al tejido, mientras que el impulso de presión es la magnitud física que permite cuantificar esa transmisión en términos medibles.

En el caso de los generadores balísticos resulta intuitivo que el campo de presión generado dependa de la masa y la velocidad del proyectil. En este contexto, algunos autores han propuesto emplear el impulso del proyectil (fuerza aplicada durante un intervalo de tiempo) como parámetro para comparar distintos generadores de ondas de presión radiales (Novak

2014). Sin embargo, no debe considerarse un criterio fundamental, ya que no existe suficiente evidencia sobre su relación directa con los efectos biológicos. De hecho, no existe un parámetro físico único que cumpla este criterio.

Aunque sería recomendable que los todos fabricantes de equipos balísticos proporcionen información sobre el impulso, no es indispensable que el médico o fisioterapeuta comprenda a fondo el concepto fisicomatemático. Basta con saber que el valor del impulso *J* es una característica del equipo, y tener presente que este parámetro se relaciona con la masa y la velocidad del proyectil. Su magnitud varía según la presión del aire que impulsa al proyectil.

2.15 Impedancia acústica

La impedancia acústica (*Z*) es un parámetro relacionado con la resistencia que opone el medio al paso de una onda acústica, es decir, describe cómo responde un medio a la propagación de una onda acústica. Sus unidades son rayl, nombradas así en honor al físico británico Lord Rayleigh (1842-1919). Para ondas mecánicas longitudinales, como lo son las ondas de choque y las ondas de presión radiales, puede obtenerse multiplicando la densidad del medio (ρ) y la velocidad del sonido en él (c):

$$Z = \rho c.$$

Dado que no se acostumbra a usar una letra para denotar rayl como ocurre, por ejemplo, con los newtons (N) o los watts (W), la impedancia acústica suele expresarse en kg/m^2s, es decir, unidades de densidad (kg/m^3) multiplicadas por unidades de velocidad (m/s).

Con la finalidad de tomar en cuenta los cambios de fase que sufren las ondas al viajar por un medio, es útil representar la impedancia acústica como un número complejo. La parte real de dicho número se llama "resistencia" y la parte imaginaria "reactancia". Para aprobar un curso de certificación no es necesario tener nociones sobre números complejos. Recordar la ecuación básica dada anteriormente es suficiente.

Las propiedades del medio por el que se propagan las ondas influyen en su perfil, en la velocidad de propagación y en la cantidad de energía que se

pierde durante el trayecto. En particular, la elasticidad del medio, entendida como su capacidad para oponerse a la compresión y recuperar su forma original, determina en gran medida la rapidez de propagación: cuanto más rígido es el medio, mayor será la velocidad de la onda en comparación con uno menos rígido.

Dado que tanto la densidad ρ como la velocidad c del sonido son mayores en un medio más denso que en uno menos denso, la resistencia al paso de las ondas también es más elevada en estructuras óseas que en tejidos blandos. Por ejemplo, la impedancia acústica del tejido muscular y del hueso cortical es de aproximadamente 1.7×10^6 y 6.1×10^6 kg/m^2s, respectivamente. Como se mencionará más adelante, en particular en el Capítulo 6, los cambios de impedancia acústica pueden tener consecuencias importantes.

Al pasar de un medio a otro, parte de la onda se transmite y parte se refleja. En una interfase que divide medios con impedancias acústicas similares, las ondas prácticamente no se reflejan y la mayor parte de la energía se transmite. Esto es deseable para acoplar ondas de presión al interior del cuerpo. Como el agua y el tejido blando tienen impedancias acústicas similares, en la mayoría de los equipos clínicos las ondas de choque se generan en agua desgasificada, o en un fluido con propiedades comparables, y se acoplan al interior del cuerpo a través de una membrana cuyas características acústicas también son similares a las de los tejidos blandos. El agua, además, tiene la ventaja de ser un líquido fácil de manejar.

Dado que el aire tiene una impedancia acústica muy diferente de la de los tejidos blandos, debe evitarse la presencia de burbujas de aire entre la membrana del generador (o, en el caso de los dispositivos balísticos, el aplicador) y la piel del paciente. Esto se logra aplicando una fina capa de gel de acoplamiento en la zona de contacto.

Finalmente conviene mencionar que al consultar el término "impedancia" en libros o en Internet, suele encontrarse con mayor frecuencia en el contexto de los circuitos eléctricos. El concepto es análogo al de la impedancia acústica, ya que en ambos casos describe la oposición al paso de una onda: en electricidad, al flujo de corriente alterna; y en acústica, a la propagación de ondas mecánicas en un medio.

2.16 Voltaje

El voltaje es una magnitud física relacionada con la fuerza que impulsa a las cargas eléctricas (electrones) a moverse a través de un conductor generando así una corriente eléctrica. Se puede medir con un voltímetro, y su unidad en el SI es el voltio o volt (V), en honor al científico italiano Alessandro Volta (1745-1827). También se le llama "tensión" y, de manera más formal, "diferencia de potencial eléctrico", que no debe confundirse con la potencia eléctrica, ya que esta última depende tanto del voltaje como de la corriente.

El voltaje que suministran las redes eléctricas varía de un país a otro. En la mayoría de las regiones del mundo se usan voltajes de 110-120 V o 220-240 V. Ambos sistemas tienen ventajas y desventajas. Los voltajes bajos implican menor riesgo en caso de una descarga eléctrica accidental, mientras que los sistemas de mayor voltaje permiten transmitir energía de forma más eficiente y alimentar equipos de mayor potencia usando corrientes más pequeñas.

El voltaje de alimentación que requieren los equipos para su funcionamiento no está relacionado con el campo de presión que emiten. Por esta razón, no es necesario incluirlo en los reportes clínicos. Que un dispositivo opere con un voltaje de red más alto o bajo depende de la infraestructura eléctrica del lugar, pero no influye en los efectos clínicos producidos por las ondas de choque o de presión radiales.

2.17 Corriente eléctrica

Un modelo sencillo y ampliamente utilizado describe la corriente eléctrica como el flujo de cargas eléctricas a través de un material conductor. En los metales estas cargas corresponden principalmente a electrones. Su magnitud de mide en amperios (A), en honor al físico francés André-Marie Ampère (1775-1836). Para los fines de este texto, puede considerarse que, al medir la corriente eléctrica, se cuantifica la cantidad de cargas eléctricas que fluyen a través de un conductor por segundo. En física la corriente eléctrica se define como la carga eléctrica que atraviesa una sección transversal de un conductor por unidad de tiempo. No necesariamente como electrones en todos los casos. En electrolitos, por ejemplo, pueden ser iones positivos o negativos.

Debido a su baja resistencia al paso de la corriente, generalmente se utilizan cables de cobre o aleaciones de aluminio para la transmisión de energía eléctrica. Dichos cables están recubiertos con un material aislante. Su diámetro o calibre se selecciona de acuerdo con la corriente que fluye a través de ellos. En aplicaciones especiales, el aislamiento puede recubrirse con una malla conductora (blindaje), la cual no está en contacto con el conductor interno y sirve para reducir interferencias electromagnéticas.

La cantidad de corriente eléctrica que pasa por los cables depende del voltaje de la red y de la potencia de los equipos conectados. En instalaciones domésticas de 120 V, los circuitos eléctricos suelen estar diseñados para soportar corrientes de 15 a 20 A. Para aparatos de mayor consumo, como hornos o equipos de aire acondicionado, se emplean líneas que pueden soportar hasta 30 A.

Existen dos tipos de corriente eléctrica: la alterna (CA) y la directa o continua (CC). La primera es la que se utiliza en la mayoría de las redes eléctricas domésticas, comerciales e industriales. En la corriente alterna, la polaridad de la tensión se invierte periódicamente, lo que provoca que el flujo de electrones cambie de dirección durante cada ciclo. Aunque el fenómeno es mucho más complejo, para los fines de este libro puede imaginarse como un movimiento de ida y vuelta: en la primera mitad del ciclo la corriente circula en un sentido, y en la segunda mitad en el contrario. En Europa y gran parte de Asia y África se usa una frecuencia de 50 Hz, mientras que en América del Norte y en varios países de América Central y del Sur es de 60 Hz.

La corriente continua es más fácil de imaginar, ya que se puede suponer que los electrones continuamente fluyen del polo negativo hacia el positivo. La polaridad no cambia y la magnitud de la corriente permanece constante. Se aplica en muchos equipos electrónicos. Es el tipo de corriente con el que operan los dispositivos que poseen baterías.

La corriente alterna tiene la ventaja de que permite transmitir energía a grandes distancias con menos pérdidas por efecto Joule (producción de calor). Además, su generación es más sencilla y económica. Por su parte, la corriente continua es la forma de energía más adecuada para la mayoría de los sistemas electrónicos, ya que estos requieren una alimentación estable. Por esta razón, los aparatos electrónicos incorporan fuentes de

alimentación que convierten la corriente alterna de la red en corriente continua.

Las explicaciones expuestas anteriormente constituyen modelos simplificados empleados habitualmente en cursos introductorios de física e ingeniería. Un tratamiento más riguroso y realista de estos fenómenos puede encontrarse en la literatura especializada (Feynman et al. 2011).

2.18 Ondas mecánicas

En física, una onda se entiende como una perturbación que se propaga en un medio. A diferencia de las ondas electromagnéticas, que no se tratarán en este texto, las ondas mecánicas requieren de un medio de propagación, por lo que no existen en el vacío. Se caracterizan por transmitir energía mediante la vibración de las partículas de un sólido, un líquido o un gas. Las partículas del medio no se trasladan junto con la onda, sino que únicamente oscilan alrededor de sus posiciones de equilibrio, sin que exista un transporte neto de materia. Lo que se propaga, y se denomina "onda", es la perturbación, la cual puede caracterizarse por su amplitud, longitud de onda y frecuencia (véanse las Secciones 2.11 y 2.12). Como se mencionó anteriormente, dependiendo del nivel de análisis, el término "partícula" puede referirse a átomos o moléculas. No obstante, en el contexto de este libro, se entenderá como pequeños elementos de fluido.

Existe una gran variedad de ondas mecánicas. Un ejemplo clásico son las ondas sonoras. También lo son las ondas que viajan a lo largo de una cuerda, las que se propagan por la superficie del agua y las ondas sísmicas. Menos conocidas son las ondas de arena que se forman en los lechos marinos poco profundos, así como las llamadas "ondas de cola" que se producen en el tráfico, cuando un grupo de vehículos se detiene y posteriormente acelera nuevamente, generando una perturbación que se propaga hacia atrás, en sentido opuesto al movimiento de los automóviles.

Con base en la dirección de vibración de las partículas, las ondas mecánicas se clasifican en transversales y longitudinales; sin embargo, en muchas situaciones se dan comportamientos combinados, como ocurre en las ondas que se propagan a través de las estructuras de un edificio durante un sismo.

Cuando el movimiento de las partículas del medio es perpendicular a

la dirección de propagación de la onda se llaman ondas transversales. Difícilmente se transmiten a través de los fluidos, ya que las fuerzas de restitución entre sus moléculas son débiles. Un caso especial son las ondas superficiales en líquidos como, por ejemplo, las olas en el mar.

Se denominan ondas longitudinales aquellas en las que las partículas del medio oscilan en la misma dirección de propagación de la onda. Dos ejemplos clásicos son las compresiones en un resorte helicoidal (véase la Figura 14) y el sonido. Como los gases no pueden soportar tensiones de corte, las ondas mecánicas que se propagan en ellos son exclusivamente longitudinales. En cambio, gracias a su rigidez, los sólidos pueden transmitir tanto ondas longitudinales como transversales, incluyendo las ondas de corte.

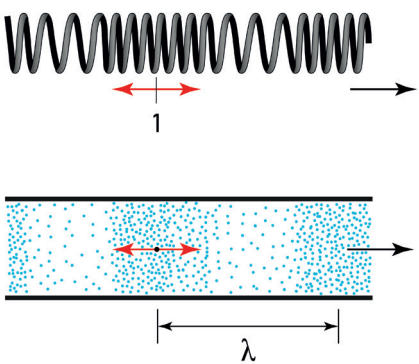


Figura 14. Arriba: esquema de un resorte helicoidal en el que las compresiones se propagan hacia la derecha. Cada espira oscila alrededor de una posición de equilibrio (1). Abajo: representación de una onda sonora en el aire, donde las moléculas forman zonas alternas de compresión y rarefacción. Cada molécula oscila en torno a su posición sin desplazarse con la onda. La longitud de onda λ corresponde a la distancia entre dos regiones sucesivas de máxima compresión o rarefacción (véase la Sección 2.11).

Como puede apreciarse en la Figura 15, cuando la fuente de emisión es esférica o "puntual", las compresiones se propagan radialmente. Al igual que en el caso anterior, las moléculas del medio no viajan con la onda, sino que únicamente oscilan alrededor de su posición de equilibrio. Para aplicaciones clínicas conviene recordar que, además de las atenuaciones que la onda experimenta al propagarse en el medio, la densidad de energía disminuye con la distancia, ya que la energía se distribuye sobre áreas cada vez mayores (véase la Figura 16).

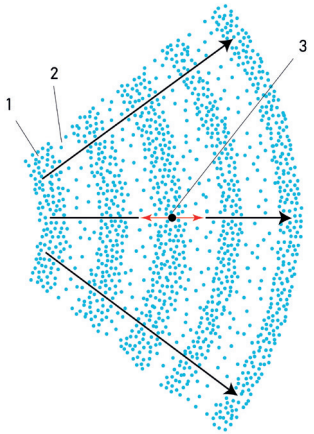


Figura 15. Esquema bidimensional de una onda longitudinal esférica (sonora) propagándose en un medio: (1) zona de compresión, (2) zona de rarefacción y (3) punto alrededor del cual una molécula oscila en torno a su posición de equilibrio.

Como se mencionó anteriormente, al atravesar una interfase las ondas mecánicas pueden ser reflejadas, refractadas o dispersadas en mayor o menor grado. Es precisamente en estas interfases donde suelen producirse los cambios físicos y biológicos más relevantes.

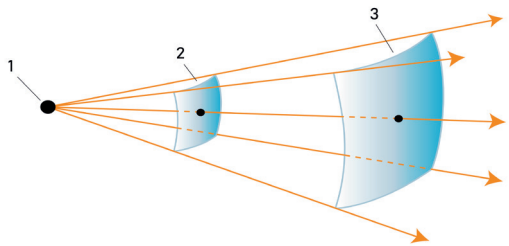


Figura 16. En una onda acústica divergente emitida por una fuente puntual (1), la densidad del flujo de energía (*EFD*) es mayor en (2) que en (3), como consecuencia de la dispersión geométrica de la onda.

2.19 Reflexión, refracción y atenuación

Cuando una onda mecánica incide sobre una interfase que separa un medio *A* y un medio *B* con diferentes propiedades físicas (véase la Figura 17), una parte de ella es reflejada y otra se transmite (es refractada). En cursos básicos de física se enseña que, si la interfase es plana, el ángulo de incidencia de la onda es igual al ángulo de reflexión. Sin embargo, como la velocidad de una onda mecánica depende de las características del medio, la parte de la onda que penetra en el medio *B* cambia su velocidad y, en consecuencia, también su dirección de propagación.

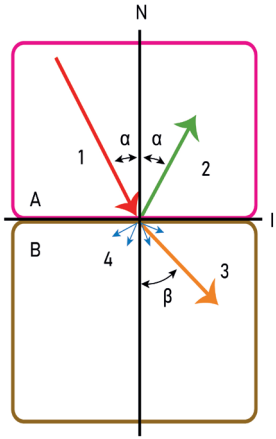


Figura 17. Esquema simplificado de los fenómenos que ocurren cuando una onda mecánica incide en la interfase entre un medio *A* y un medio *B*. La onda incidente (1) y la onda reflejada (2) forman el mismo ángulo α con respecto a una línea *N* perpendicular a la interfase *I*. La onda transmitida (3) penetra al medio *B*, propagándose con una velocidad y un ángulo (*β*) diferente. Dependiendo de las propiedades del medio *B*, la onda transmitida puede experimentar dispersión (4) y atenuación.

Los tejidos del cuerpo humano son heterogéneos. Su composición (células, vasos sanguíneos, fibras de colágeno y espacios intersticiales) provoca dispersión por irregularidades (scattering), es decir, cambios de dirección debidos a inhomogeneidades. Además, la velocidad de propagación de las ondas en los tejidos depende de su frecuencia, por lo que también pueden experimentar dispersión material, es decir, los diferentes componentes espectrales (véase la Sección 2.12) viajan a velocidades distintas. Esto es fundamental en el ultrasonido diagnóstico, donde las ondas atraviesan capas tisulares con propiedades variadas. Para ESWT es importante tener en cuenta estos fenómenos, ya que la ubicación y el tamaño de la zona focal pueden diferir de los valores reportados por el fabricante, los cuales suelen obtenerse en condiciones ideales en agua purificada y desaereada o en fluidos viscosos homogéneos.

Al igual que la luz, las ondas de presión se difractan en los bordes. Por ello parte de la energía no se propaga en línea recta, sino que se desvía. Esta difracción puede generar un lóbulo de presión negativa (rarefacción) cuyo máximo aparece cerca del eje de simetría y de la región focal, incrementando la cavitación. Según la aplicación específica, el efecto puede resultar más o menos deseable, motivo por el cual algunos grupos de investigación han propuesto modificaciones en los generadores de ondas de choque para atenuarlo (Zhou 2012; Wess & Mayer 2024).

Cuando la onda se dirige hacia una interfase de menor a mayor impedancia como, por ejemplo, tejido blando-hueso, el pulso positivo se transmite y refleja

como pulso positivo y solo se transmite un porcentaje relativamente pequeño de la energía total (véase la Figura 18). En cambio, al reflejarse en una interfase de mayor a menor impedancia acústica, denominada "reflexión suave", el pulso de presión se invierte, pasando de presión positiva (compresión) a negativa (rarefacción). Esto aumenta el riesgo de daño por cavitación y desgarre (véase el Capítulo 6). Por ello, dirigir ondas de presión hacia órganos con cavidades que contienen aire o gas puede causar daños significativos.

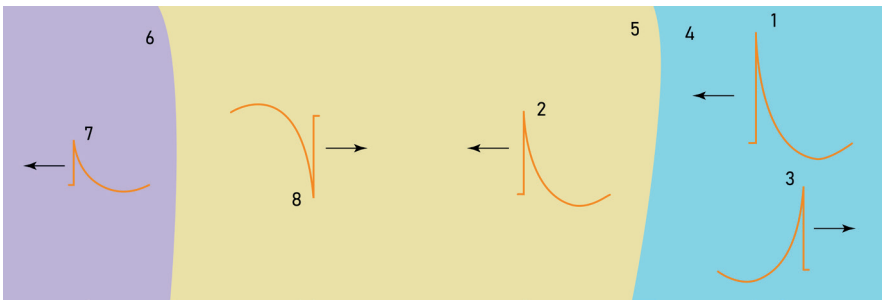


Figura 18. **Esquema de un pulso de compresión (1), que viaja de derecha a izquierda y es transmitido (2) y reflejado (3) como pulso de compresión, al pasar de un medio menos denso (4) a uno más denso (5). Al llegar a un medio menos denso (6), el pulso es transmitido como una compresión (7) y reflejado como un pulso negativo (8).**

Cuando una onda incide perpendicularmente sobre una interfase plana (α = 0 en la Figura 17), las amplitudes de la presión de las ondas transmitida y reflejada dependen únicamente de las impedancias acústicas de los dos medios. Se trata de un caso ideal y, aunque en la práctica clínica las interfases suelen ser irregulares, en algunos cursos de certificación y textos se presentan las ecuaciones para calcular los coeficientes de transmisión y reflexión para incidencia perpendicular. No es necesario memorizar dichas ecuaciones; lo importante es comprender los fenómenos que describen.

Para la presión, en incidencia perpendicular, los coeficientes de reflexión (R_p) y transmisión (T_p) en función de las impedancias acústicas del medio A (Z_A) y del medio B (Z_B) son (Cleveland & McAteer 2012):

$$R_p = \frac{(Z_B - Z_A)}{(Z_B + Z_A)},$$

$$T_p = \frac{2 Z_B}{Z_B + Z_A}.$$

Si la impedancia del medio *A* es mayor que la del medio *B*, el coeficiente de reflexión de presión es negativo. Como se mencionó anteriormente, esto significa que un pulso positivo (una compresión) se refleja como un pulso negativo (una rarefacción). En contraste, el coeficiente de transmisión de presión T_p siempre es positivo, independientemente de los valores de Z_A y Z_B. Por ello, la onda transmitida no se invierte (véase la Figura 18).

Para incidencia perpendicular, los coeficientes de la energía reflejada (R_E) y transmitida (T_E) son:

$$R_E = \frac{(Z_B - Z_A)^2}{(Z_B + Z_A)^2} = R_p^2$$

y

$$T_E = 1 - R_E ,$$

respectivamente.

Como ya se mencionó, para minimizar la pérdida de energía por reflexión al transmitir las ondas de choque al interior del paciente, estas no se generan en aire, sino en un medio cuyas propiedades acústicas son similares a las del tejido blando. En los equipos clínicos se emplean geles y membranas con impedancias acústicas similares a las del agua para acoplar las ondas al tejido blando, dado que su impedancia acústica es similar ($Z_A \approx Z_B$). Con ello se garantiza una buena transmisión de energía ($R_E \approx 0$, $T_E \approx 1$). En cambio, en una interfase agua-aire, prácticamente toda la energía se refleja ($R_E \approx 1$, $T_E \approx 0$).

Como se explicó en la Sección 2.15, si las ondas inciden sobre burbujas de aire presentes en el gel de acoplamiento entre la membrana y la piel del paciente, gran parte de la energía se refleja. Este fenómeno, a menudo subestimado, puede reducir la eficacia del tratamiento y favorecer la aparición de petequias en la zona de contacto entre la membrana del generador y la piel.

Cuanto mayor es la frecuencia, mayor es la atenuación de la onda. Como se mencionó anteriormente, las ondas de choque son pulsos de presión y, por lo tanto, presentan un espectro de frecuencias amplio, en lugar de una frecuencia característica única. En los dispositivos médicos suelen

registrarse componentes espectrales entre aproximadamente 100 kHz y 20 MHz, dependiendo principalmente del tiempo de ascenso y de la duración total del pulso. Las vibraciones y el sonido que se perciben durante un tratamiento de ESWT no son generados directamente por el frente de choque, es decir, por el abrupto incremento inicial de presión. Pueden deberse al pulso completo, que contiene componentes de baja frecuencia, así como a vibraciones y resonancias propias del equipo. En los sistemas electrohidráulicos, además, contribuye la descarga eléctrica misma.

Los componentes de alta frecuencia, asociados al frente de choque, son atenuados más rápido que los de baja frecuencia. Por ello, al propagarse en el tejido aumenta el tiempo de ascenso del pulso positivo y disminuye su amplitud. En la Figura 19 se muestra cómo cambia el perfil de presión de una onda de choque que viaja por tejido blando. La amplitud del pulso de compresión decae más rápido con la distancia que la del pulso de rarefacción. La parte negativa del perfil de presión, es decir la rarefacción, es casi senoidal, con frecuencias del orden de cientos de kilohertz, mientras que las del pulso positivo (compresión) incluye componentes de varios megahertz.

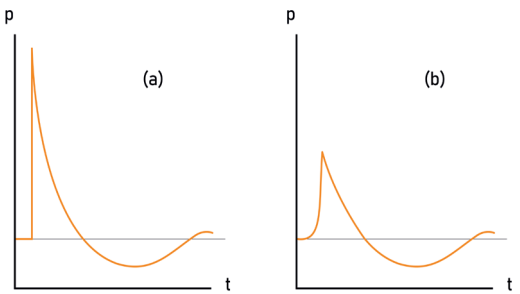


Figura 19. Gráfica que muestra el perfil de presión de una onda de choque **(a)** al penetrar en tejido blando y **(b)** después de haber viajado unos cuantos centímetros a través del tejido.

Otra forma de atenuación de las ondas mecánicas se debe a que las estructuras del tejido convierten parte de la energía mecánica de la onda en calor debido a procesos denominados viscoelásticos. En tejidos con comportamiento viscoelástico marcado, como el músculo, la absorción es mayor por la resistencia interna al movimiento. Aun así, en EPWT los efectos térmicos son despreciables.

El uso de los términos “atenuación” y “absorción” puede generar confusión. En física de ondas, atenuación es un concepto general que abarca la absorción por conversión de energía en calor y la dispersión

por irregularidades del medio (scattering), entre otros mecanismos que reducen la amplitud de la onda. No incluye atenuación (geométrica) por divergencia del haz.

2.20 Elasticidad, tensión y compresión

Conocer algunos conceptos básicos de ciencia de materiales ayuda, no solo a comprender publicaciones sobre los efectos físicos y biológicos de la interacción de ondas de presión con las distintas estructuras del cuerpo humano, sino también a aplicarlas adecuadamente.

Todos los materiales, biológicos o no, poseen en mayor o menor medida elasticidad. En física, la elasticidad se define como la capacidad de un material para recuperar su forma original después de haber sido deformado por una fuerza. Esta recuperación se debe a tensiones internas que se oponen a la deformación. Si la carga supera el límite elástico, aparece deformación permanente (plástica) o incluso fractura. En los tejidos vivos la respuesta es predominantemente viscoelástica: tienden a recuperar su forma tras ser estirados o comprimidos, lo cual es esencial para funciones como el movimiento y la adaptación al entorno y el crecimiento.

Un parámetro fundamental en ciencia de los materiales, que indica cuán rígido es un material, es el módulo de elasticidad o módulo de Young, nombrado en honor al científico inglés Thomas Young (1773-1829). En el rango elástico lineal, es la relación entre el esfuerzo aplicado y la deformación que produce. El esfuerzo es la fuerza por unidad de área que causa la deformación. Puede ser de compresión o de tensión. Cuando las fuerzas actúan paralelas a la superficie se generan esfuerzos cortantes. La relación entre ese esfuerzo y su deformación se llama módulo de cizalla o de corte, y la deformación se describe por un cambio de ángulo. La compresión y la tensión cambian las dimensiones lineales del objeto, mientras que el esfuerzo cortante modifica su forma sin variar apreciablemente su volumen.

Hasta este punto solo se han mencionado las propiedades elásticas lineales. La resistencia de un material a cambios en su volumen se determina mediante el denominado módulo volumétrico, es decir, la relación entre el cambio de presión aplicada y la variación resultante en el volumen.

Si el esfuerzo aplicado no es demasiado grande, la deformación resultante es proporcional al esfuerzo; sin embargo, si el esfuerzo excede cierto umbral, la deformación puede ser permanente o el objeto se fractura. Aunque el módulo de elasticidad depende del modo en que se aplica el esfuerzo y de las propiedades de cada material, también puede variar por condiciones como la temperatura y la humedad.

2.21 Zonas focales

En la ESWT generalmente se desea aplicar ondas mecánicas a una región relativamente pequeña. Si la zona a tratar está algunos centímetros debajo de la piel, se requieren equipos que focalizan las ondas de choque. Para evaluar, comparar y reproducir ensayos experimentales y clínicos, es importante especificar el volumen focal del generador de ondas usado. Existen diferentes definiciones, heredadas de la ESWL. La más popular es la zona focal de -6 dB o volumen de -6 dB. Para la práctica clínica no es indispensable comprender la ecuación que aparece a continuación. Es suficiente recordar que, como se muestra en la Figura 20, la zona focal de -6 dB se refiere al volumen dentro del cual la presión, en cada punto, es igual o mayor al 50% de la presión positiva máxima p^+, es decir, dentro de la zona focal $p \geq p^+/2$.

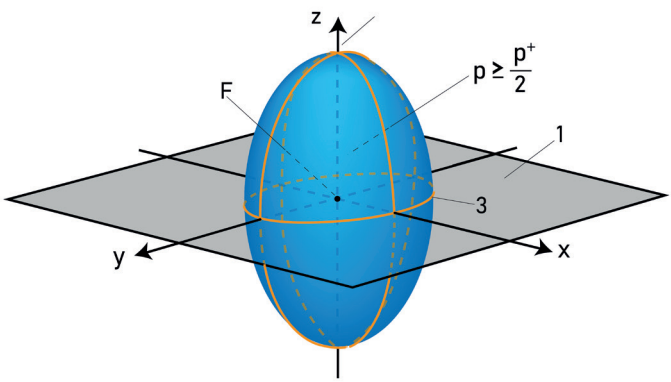


Figura 20. Esquema para describir la definición de zona focal de -6 dB. La onda de choque (no mostrada) viaja de abajo hacia arriba. El plano focal (1) es una superficie imaginaria, perpendicular al eje de simetría (2), a la altura del foco *F* del generador de ondas de choque. La zona focal de -6 dB es el volumen (color azul) dentro del cual, en cualquier punto, la presión positiva es igual o mayor que la mitad de la presión máxima p^+. El área focal es la superficie delimitada por la circunferencia (3).

Como se mencionó en la Sección 2.13, los decibeles o decibelios (dB) se utilizan para expresar la relación entre dos magnitudes como, en este caso, la presión. Una es una referencia, es decir, un valor previamente determinado, y la otra es el valor medido. Para la presión:

$$\beta = 20 \cdot log_{10}\left(\frac{p}{p_0}\right),$$

donde p es la presión medida en cierto punto y p_0 es la presión de referencia. Un cambio de 6 dB equivale a un factor de dos en la amplitud de la presión (-6 dB significa una reducción del 50%). El decibel generalmente no se usa para describir campos de presión de ondas de choque, salvo en la definición de la región focal. En la Sección 2.13 el nivel se expresó con $\beta = 10 \cdot log_{10}\left(\frac{I}{I_0}\right)$, ya que la intensidad acústica I es proporcional a p^2.

La zona focal de -6 dB no debe considerarse como medida de eficiencia o del potencial para generar ciertos efectos. Únicamente proporciona información sobre cómo se enfoca la energía. Además, generalmente no coincide con el tamaño de la región a tratar.

Partiendo de la hipótesis de que 5 MPa es la presión mínima necesaria para que una onda de choque genere efectos biológicos, se definió la zona focal de 5 MPa. Además, para ESWL se fijó un límite de 10 MPa, es decir, se supuso que el umbral para la fractura de cálculos renales es igual o mayor a 10 MPa y se definió la zona focal de 10 MPa (Wess et al. 1997). Sociedades como la ISMST y la IFSWT recomiendan que los fabricantes proporcionen información sobre la región focal de sus equipos para tres niveles de energía (baja, intermedia y alta).

La zona focal de 5 MPa no debe confundirse con la zona focal de 5 mm, que se define como una esfera imaginaria de 5 mm de radio con centro en el foco. Su tamaño es fijo y no depende del equipo usado.

La zona focal de -6 dB tiene un tamaño relativo (véase la Figura 21). Como se mencionó anteriormente, se basa en los valores de presión que exceden el 50% de p^+ . En cambio, las zonas de 5 y 10 MPa tienen dimensiones absolutas, pues se basan en umbrales fijos de presión. Dos equipos pueden tener zonas focales de 5 y 10 MPa iguales y zonas de -6 dB diferentes. Por ello, al especificar las dimensiones de la zona focal de -6 dB, es importante incluir el valor de p^+.

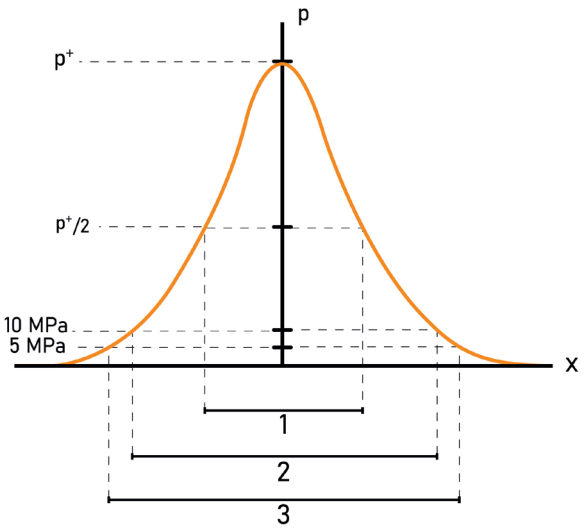


Figura 21. Gráfica de la presión positiva máxima al variar la distancia x a partir del eje de simetría, que compara el tamaño de las zonas focales de -6 dB (1), 10 MPa (2) y 5 MPa (3).

Al comparar las zonas focales de dos generadores de ondas de choque, es fundamental especificar la definición usada. Aunque no es común, en lugar de 5 o 10 MPa, pueden usarse otros valores de presión (n) y definirse zonas focales de n MPa.

Debido a que la región focal de un generador de ondas de choque nunca tendrá la forma y el tamaño del tejido a tratar, siempre habrá zonas expuestas innecesariamente. Esto puede minimizarse usando el equipo y los ajustes adecuados, además de conocer la anatomía de la lesión y las características del campo de presión.

Independientemente del tipo de zona focal, se le denomina área focal a la superficie imaginaria que corta al volumen focal en el plano *xy,* a la altura de $z = 0$. En la Figura 20 se muestra para la región de -6 dB. Esto no es válido para equipos con zona focal cilíndrica, como el que se muestra en la Figura 22.

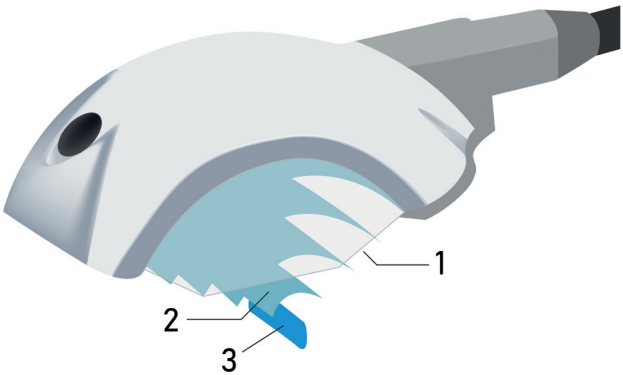


Figura 22. Esquema de un transductor de doble capa de cristales piezoeléctricos, modelo FBL10x5G2 (Richard Wolf GmbH, Knittlingen, Alemania), para el tratamiento de la disfunción eréctil, en el que se muestra la almohadilla de gel (1) para acoplar las ondas de presión cilíndricas (2) al paciente, así como la zona focal (3).

3. Ondas de presión para terapia extracorpórea

3.1 Ondas de choque

Las ondas de choque son discontinuidades de presión que se propagan a través de un medio. A su paso, la presión aumenta y disminuye súbitamente hasta recuperar su valor original, tras una breve etapa de presión negativa o de rarefacción. Se generan, por ejemplo, por un rayo en la atmósfera, el paso de una aeronave supersónica o la explosión de una bomba. Cuando se originan en el aire, suelen escucharse e incluso sentirse. En particular, la onda de choque producida por una aeronave supersónica al sobrevolar una zona es capaz de romper ventanas o dañar estructuras. Las ondas de choque desempeñan un papel importante en campos tan diversos como la ciencia de materiales, las geociencias, la industria aeroespacial y la industria militar.

Para terapias médicas se utilizan ondas de choque débiles. Se les denomina "débiles" porque su velocidad de propagación solo supera ligeramente la velocidad del sonido en el medio. En física se caracterizan por un número de Mach (la relación de su velocidad con la velocidad del sonido en el medio) cercano a uno. A pesar de esto, la presión máxima de las ondas de choque utilizadas en la ESWT puede alcanzar más de mil veces la presión atmosférica.

La Figura 23 muestra la variación de presión en un punto, producida por el paso de una onda de choque del tipo usado en ESWT. Nótese que se trata de un evento sumamente corto (millonésimas de segundo). En la escala de la Figura 23, el tiempo de ascenso no se distingue.

Entre los parámetros más importantes para caracterizar una onda de choque están la magnitud del pulso de presión positiva (p^+), la magnitud del pulso de presión negativa (p^-), el tiempo de ascenso del pulso de presión positivo (t_r), la duración total del pulso de presión positiva (t_{T+}), la duración del pulso de presión positiva a la mitad de su valor máximo (t_{FWHM}) y la duración total de la onda (t_T).

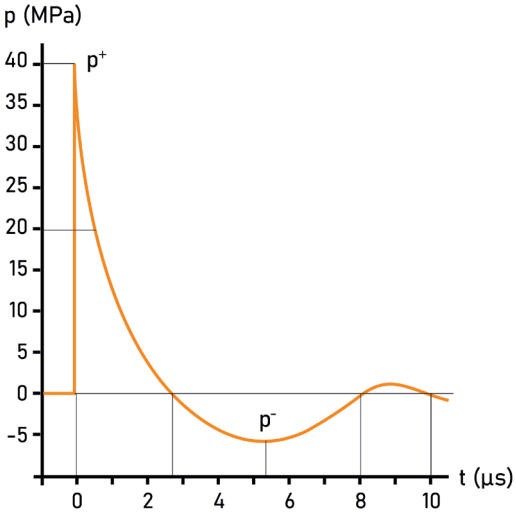


Figura 23. Variación de la presión en función del tiempo provocada por el paso de una onda de choque por un punto determinado.

Para ciertas aplicaciones biotecnológicas se usan ondas de choque con un pulso de compresión p^+ de 10 a 150 MPa (aproximadamente 100 a 1500 veces la presión atmosférica), seguido de una rarefacción de hasta 25 MPa. Para ESWT p^+ generalmente no supera 80 MPa, en cambio para ESWL p^+ oscila entre 20 y 100 MPa. La duración total t_T puede variar entre aproximadamente 2 y 20 µs y el espectro de frecuencia (véase la Sección 2.12) abarcar desde 15 kHz hasta 20 MHz. Dependiendo del generador de ondas de choque, t_r varía entre 2 y 500 ns. La densidad de energía reportada para la ESWT va desde aproximadamente 0.01 hasta 1.0 mJ/mm^2 (Speed 2004; Cacchio et al. 2006; Chow & Cheing 2007; Bannuru et al. 2014; Speed 2014).

Debido a que la presión de una onda mecánica decae rápidamente con la distancia, se emplean lentes acústicos o reflectores para enfocarla en una zona pequeña dentro del cuerpo. En algunos equipos piezoeléctricos (véase la Sección 4.2), la forma del transductor permite esa concentración de energía sin lentes o reflectores. En los generadores electrohidráulicos (véase la Sección 4.1), las ondas de choque se generan directamente por la acción de una descarga eléctrica en agua y en otros, como los piezoeléctricos y electromagnéticos, el transductor emite inicialmente un pulso de alta presión que, al propagarse y ser enfocado, se transforma en una onda de choque antes de alcanzar la zona focal. En este caso, el aumento de la presión ocurre porque la velocidad de propagación incrementa con la presión y las crestas avanzan más rápido que los valles. Por este efecto,

conocido como no lineal, la onda adquiere una forma de diente de sierra, formándose un frente de choque en su fase final.

La Figura 24 ilustra cómo cambia el perfil de una onda de presión al propagarse. Mientras las regiones de presión más alta viajan a una velocidad mayor, las de presión menor se quedan rezagadas, de manera que el aumento de presión es casi vertical. La pendiente nunca será infinita, es decir, t_r nunca será igual a cero, debido al equiibrio entre la distorsión no lineal y la absorción de energía (Wess 2006; Cleveland & McAteer 2012).

Aunque no existe una norma que establezca tiempos de ascenso y valores de presión exactos a partir de los cuales un pulso de alta presión pueda considerarse una onda de choque, generalmente se define como una perturbación que se propaga a través de un fluido o gas con un tiempo de ascenso del orden de unos pocos nanosegundos. En el tejido blando el pulso se distorsiona y su espesor aumenta (Ueberle & Rad 2011).

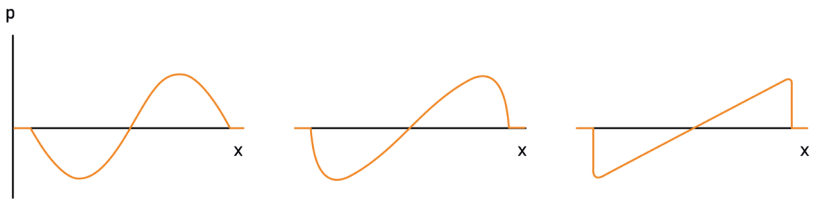


Figura 24. Distorsión no lineal de una onda de presión durante su propagación en un medio. Se muestran perfiles espaciales de presión (p en función de la distancia x) en tres instantes; la secuencia temporal es de izquierda a derecha. (Las amplitudes y longitudes de onda no están a escala).

Las ondas de choque, al igual que el ultrasonido, son ondas mecánicas longitudinales (véase la Sección 2.18); sin embargo, las ondas de choque no se describen adecuadamente con la acústica lineal, por tratarse de pulsos de alta presión con un frente de choque al inicio del pulso y no de oscilaciones con amplitudes relativamente pequeñas (véase la Figura 25).

Desde el surgimiento de la ESWL y la ESWT se han propuesto diversos métodos para caracterizar los campos de presión generados. Entre ellos destacan el uso de hidrófonos (sensores de presión) tanto de fluoruro de polivinilideno (PVDF), como de fibra óptica, y grabaciones de alta velocidad. Debido a que estas evaluaciones se realizan en medios homogéneos, bajo condiciones experimentales controladas, los perfiles de presión obtenidos

difieren de las variaciones de presión que se propagan dentro del cuerpo humano, donde las estructuras heterogéneas y las interfases tisulares modifican la propagación de la onda (Preston et al. 1983; Müller & Platte 1985; Platte 1985; Hunter et al. 1986; Coleman & Saunders 1989; Granz 1989; Schafer 1993; Staudenraus & Eisenmenger 1993; Huber et al. 1994; Delacrétaz et al. 1995; Koch et al. 1997; Wang et al. 1999; Ginter et al. 2002; Granz et al. 2004; Wess 2006; Parsons et al. 2006; Ueberle & Rad 2011; Oshita et al. 2012; Ueberle & Rad 2012; Perez et al. 2013; Kang et al. 2014; Császár et al. 2015; Wan et al. 2015; Yamamoto et al. 2015).

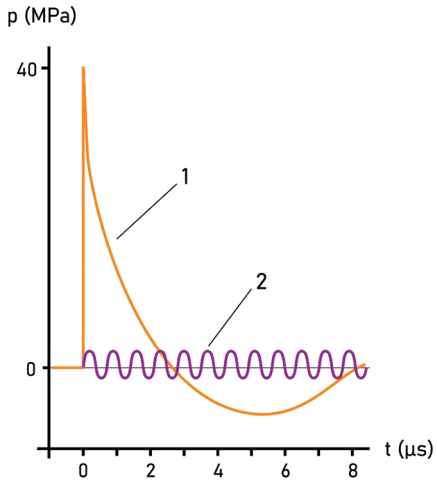


Figura 25. Variación de la presión en función del tiempo generada en un punto específico por una onda de choque (1) y una onda ultrasónica armónica (2).

En artículos científicos, cursos de certificación y materiales promocionales de equipos clínicos, el perfil de presión de una onda de choque suele representarse como aparece en la Figura 23. En realidad, la señal que se obtiene experimentalmente en el laboratorio en un osciloscopio suele ser menos "limpia". Esto depende de diversos factores, como el arreglo experimental y el tipo de hidrófono utilizado. Más allá de pequeñas fluctuaciones, pueden existir discrepancias significativas entre las señales obtenidas con transductores basados en principios físicos diferentes. La Figura 26 muestra un ejemplo de esta variación: la señal 1 posee una fase negativa más pronunciada, mientras que la señal 2 exhibe una forma más atenuada. Estas diferencias reflejan las limitaciones propias de cada tipo de sensor.

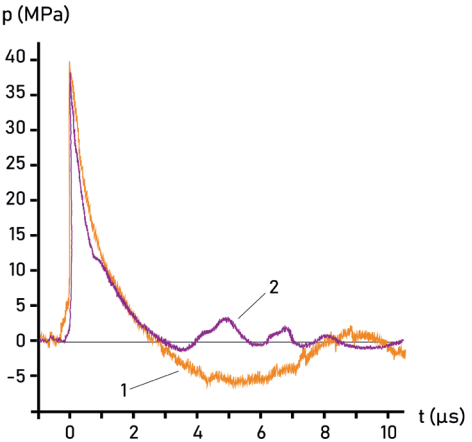


Figura 26. Registros obtenidos en el foco de un generador de ondas de choque del tipo usado en terapia extracorpórea con un hidrófono de fibra óptica (1) y un hidrófono de PVDF de aguja (2). En el primer caso, la señal requiere procesamiento digital para generar curvas como la mostrada.

Obtener mediciones de presión confiables en equipos de ESWT y RPWT no es una tarea sencilla. Esta responsabilidad recae principalmente en físicos y en los fabricantes de los equipos, quienes deben apegarse a las metodologías establecidas por los organismos internacionales de referencia. En la Figura 27 se muestra el uso de un hidrófono de aguja para registrar variaciones de presión en un generador de ondas de choque experimental.

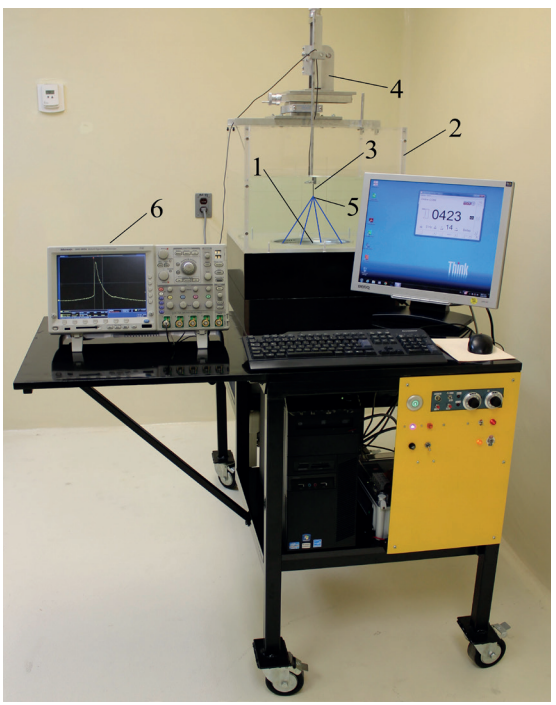


Figura 27. Arreglo experimental para el registro del campo de presión: (1) Transductor de ondas de choque Piezolith 3000 (Richard Wolf GmbH, Knittlingen, Alemania), (2) tina de acrílico con agua, (3) hidrófono de aguja de PVDF (Imotec GmbH, Würselen, Alemania), (4) posicionador *xyz*, (5) foco geométrico, (6) osciloscopio mostrando la señal captada por el hidrófono. (Fotografía: M. en C. Francisco Fernández).

Para aplicaciones médicas y biotecnológicas, es común graficar los promedios de los valores de presión positiva máxima registrados en diferentes puntos en torno al foco geométrico (Wess 2006); sin embargo, estas gráficas no proporcionan información sobre el perfil temporal de presión en cada uno de estos sitios. Además, el punto de máxima presión en todo el campo, denominado "foco dinámico" o "foco acústico", no necesariamente coincide con el foco geométrico de la fuente de ondas de choque. Incluso, el sitio donde se registra la presión positiva máxima y aquel correspondiente a la presión negativa mínima suelen estar ligeramente desplazados entre sí. Dado que estas diferencias son insignificantes para la ESWT, en este texto no se hará distinción entre el foco geométrico y el foco dinámico.

En la mayoría de las publicaciones, las variaciones de presión generadas por las ondas de choque se representan como funciones del tiempo en un punto específico (véase la Figura 26), o bien como gráficas bidimensionales que muestran los valores máximos registrados en distintos sitios. Esta información puede complementarse mediante la visualización de gradientes de presión utilizando arreglos ópticos especiales. La Figura 28 muestra los cambios de densidad producidos por una onda de choque en una región cercana al foco de un generador electromagnético. Los gradientes de presión positivos y negativos aparecen en rojo y verde, respectivamente. Además, se distinguen varias ondas de choque secundarias (véase la Sección 6.1), originadas por el colapso de burbujas de cavitación.

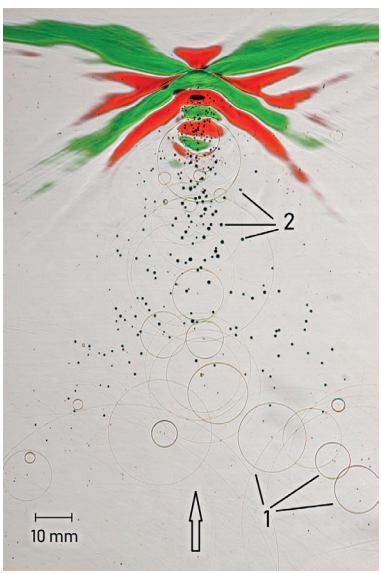


Figura 28. Variaciones de presión y cavitación acústica generadas en agua cerca del foco de una fuente electromagnética de ondas de choque, visualizadas mediante óptica Schlieren en color. Los gradientes de presión positivos aparecen en rojo y los gradientes negativos en verde. La flecha indica la dirección de propagación de la onda de choque. Los círculos (1) corresponden a ondas de choque secundarias producidas por el crecimiento y colapso de las burbujas de cavitación (2) inducidas por el paso de la onda. (Cortesía: Dr. Othmar Wess y Dr. Jürgen Mayer, Storz Medical AG, Tägerwilen, Suiza).

3.2 Ondas de presión radiales

Como se mencionó anteriormente, es fundamental distinguir entre las ondas de choque y las ondas de presión radiales (véase la Figura 29) (Moya et al. 2025). Las ondas de presión radiales presentan presiones máximas de compresión (p^+) que pueden alcanzar hasta 30 MPa cerca de la fuente emisora y tiempos de ascenso del orden de 3 µs (Cleveland et al. 2007; Ueberle & Rad 2012; Chen 2013; Császár et al. 2015; Loske 2017; Loske & Moya 2021).

Las diferencias entre ambos tipos de onda son notables (véase la Figura 30). Esto se debe a que los principios físicos involucrados en su generación son distintos. A pesar de ello, persiste la confusión terminológica en la literatura, donde aún es común encontrar expresiones como "terapia con ondas de choque radiales".

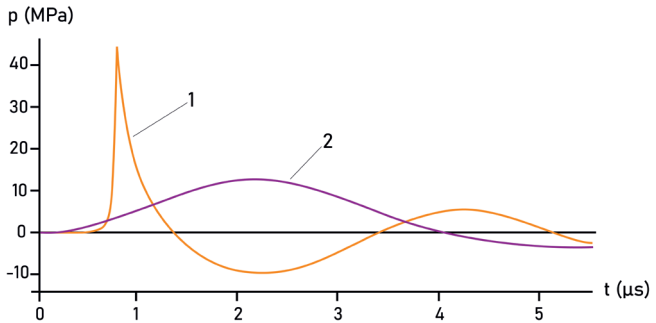


Figura 29. Comparación de las gráficas de presión vs tiempo de una onda de choque (1), registrada en el foco de la fuente, y de una onda de presión radial (2), generada en las proximidades del aplicador de un dispositivo balístico. (Figura adaptada de ISMST Guidelines, 2023).

A diferencia de las ondas de choque, en las ondas de presión radiales el pulso negativo (rarefacción) puede ser más intenso que el positivo (compresión). De hecho, el valor absoluto de p^- puede superar al de una onda de choque e inducir cavitación acústica (véase la Sección 6.1). Esto tiene repercusiones importantes, que deben tenerse en mente al utilizar generadores de ondas de presión radiales (Császár et al. 2015).

De manera similar a como se acostumbra para la evaluación de campos emitidos por generadores de ondas de choque, para la caracterización de

equipos balísticos en el rango ultrasónico puede utilizarse un hidrófono sumergido en una tina con agua; sin embargo, el procedimiento resulta laborioso y, a altas tasas de repetición, es probable que la cavitación altere las mediciones (Cleveland et al. 2007; Jamshidi Rad & Ueberle 2015). Como alternativa, se ha propuesto reemplazar la tina de pruebas por una plataforma rígida con un soporte para el hidrófono, una almohadilla que simula el tejido blando y un mecanismo para fijar el aplicador y ejercer una fuerza de contacto reproducible (Ueberle & Rad 2012). Otros autores combinaron un banco de pruebas en seco con una pequeña tina llena de agua desgasificada, acoplando el dispositivo balístico a la tina mediante una membrana de látex y gel (Reinhardt et al. 2021).

En la mayoría de las publicaciones, solo se toma en cuenta la componente ultrasónica de las ondas de presión radiales, mostrada en la Figura 29; sin embargo, estas ondas son más complejas que las ondas de choque, en el sentido de que también comprenden ondas longitudinales y transversales (de corte y elásticas) en el rango entre de 100 Hz a 10 kHz (véase la Figura 30). El análisis de todas las componentes, en particular las ondas elásticas, puede contribuir a explicar los efectos regenerativos observados (Novak & Verdaasdonk 2017).

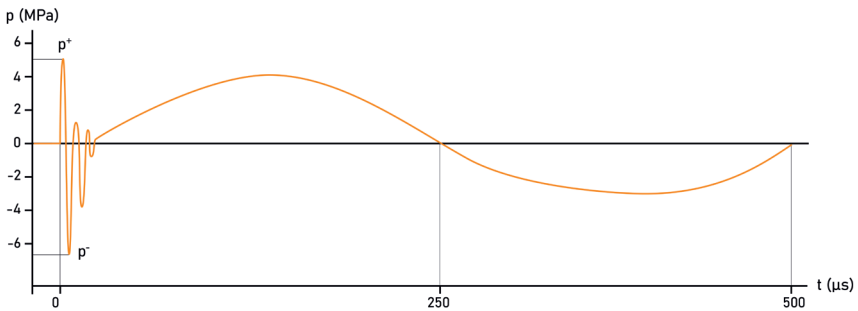


Figura 30. Gráfica de la componente de alta y baja frecuencia de la presión en función del tiempo generada por un equipo balístico del tipo utilizado en terapia extracorpórea. (Cortesía: Dr. Pavel Novak, Storz Medical AG, Tägerwilen, Suiza).

En el rango ultrasónico, las variaciones de presión se registran a partir de mediciones realizadas en agua, basadas en metodologías similares a las empleadas para generadores de ondas de choque, de acuerdo con

la norma IEC 61846, lo que da lugar a los valores de *EFD* de 0.1 a 0.3 mJ/mm^2 comúnmente reportados. No obstante, para el registro adecuado de frecuencias bajas se requiere de otro tipo sensores y una metodología diferente. Dado que, a frecuencias bajas (inferiores a aproximadamente 500 kHz), el agua no presenta un comportamiento elástico y no se comporta como el tejido biológico, esta se sustituye por fantomas de tejido fabricados con gel (Novak & Verdaasdonk 2017).

4. Generadores de ondas de choque

En este capítulo se describirá, de manera simplificada, el principio de funcionamiento de los generadores de ondas de choque comúnmente usados en ESWT. En general, no hay evidencia de que un principio de generación de ondas de choque sea clínicamente superior a otro. Los resultados de los tratamientos dependen, más bien, del diseño particular del generador y de diversos factores como el perfil de presión, la densidad de energía, el tamaño de la región focal, el número de sesiones y de pulsos aplicados, la indicación clínica específica y la experiencia del usuario.

Existen generadores "puntuales", como los electrohidráulicos, que emiten ondas de choque desde una región muy pequeña, mientras que otros, como los piezoeléctricos y los electromagnéticos, producen pulsos de presión a partir de superficies planas, cilíndricas o esféricas. Tal como se detalla en el Capítulo 3, en estos últimos, las ondas de choque se forman a cierta distancia del emisor debido a efectos no lineales. Esto no representa de ninguna manera una desventaja.

Los generadores de ondas de choque basados en microexplosivos (Kuwahara et al. 1987; Hosseini et al. 2005) y en descargas eléctricas multicanal (Lukes et al. 2012; Lukes et al., 2016) se han empleado únicamente en el ámbito de la litotricia y no en la ESWT. Por esta razón, no se tratarán en este libro. De igual modo, las variantes de diseño que no representan mecanismos nuevos sino adaptaciones encaminadas a ampliar la zona tratada o a optimizar el uso clínico, tampoco se describirán, ya que no implican diferencias físicas fundamentales.

4.1 Generadores electrohidráulicos

El primer principio de generación de ondas de choque que se usó en un equipo clínico fue el electrohidráulico (Chaussy et al. 1980; Chaussy

et al. 1982; Coptcoat et al. 1987). Se basa en la expansión súbita de una burbuja de plasma en agua y la concentración de la onda de choque con un reflector. El plasma se produce con una descarga eléctrica de alto voltaje (aproximadamente 18 a 30 kV) entre dos electrodos con separación del orden de un milímetro, ubicados en el primer foco (*F1*) de un reflector metálico (latón, acero inoxidable o aleaciones con impedancia acústica elevada) con forma de semielipsoide de revolución. La duración de este evento es tan corta y la corriente eléctrica entre los electrodos tan grande (10 a 20 kA), que la burbuja de plasma generada se expande a velocidades supersónicas. Dicha expansión produce una onda de choque esférica, que se propaga a través del agua hasta ser reflejada y enfocada en el segundo foco (*F2*) del elipsoide. Si se modifica la forma del reflector, la onda de choque resultante puede ser divergente o plana.

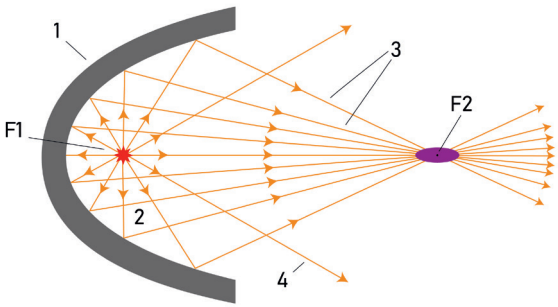


Figura 31. Esquema de un generador electrohidráulico de ondas de choque: (1) reflector metálico semielipsoidal con focos geométricos *F1* y *F2*, (2) fluido de acoplamiento (por ejemplo, agua desgasificada), (3) rayos perpendiculares al frente de choque reflejado (no mostrado), (4) rayos perpendiculares al frente de choque no reflejado. (El esquema no está a escala y no se muestra la membrana de acoplamiento al paciente).

La Figura 31 es un diagrama de rayos de la concentración de una onda de choque. Los rayos son perpendiculares al frente de choque (no mostrado). Este tipo de diagrama es una buena aproximación para ondas de choque cuyo número de Mach $M=\frac{v}{c}$ es cercano a uno, es decir, cuando la velocidad de la onda de choque (v) no difiere mucho de la velocidad del sonido (c) en el medio por el que se propaga. Este es el caso para las ondas de choque usadas clínicamente.

La energía liberada en *F1* no se concentra en un punto (*F2*), sino en un

volumen (véase la Sección 2.21). Después de pasar *F2*, las ondas divergen disminuyendo su amplitud. En este tipo de generadores, el tiempo de ascenso tr es de 1 a 3 ns.

En la Figura 32 se muestra una secuencia de imágenes de la expansión y el colapso de una burbuja de plasma en un generador de ondas de choque electrohidráulico experimental. La onda de choque, que no es visible se produce en el instante inicial de la expansión supersónica de la burbuja y se desprende de ella una vez que su velocidad de expansión disminuye. Al igual que en los demás generadores de ondas de choque descritos en este libro, la energía eléctrica requerida en un instante tan corto se obtiene acumulándola previamente en uno o varios capacitores antes de que se genera la descarga eléctrica.

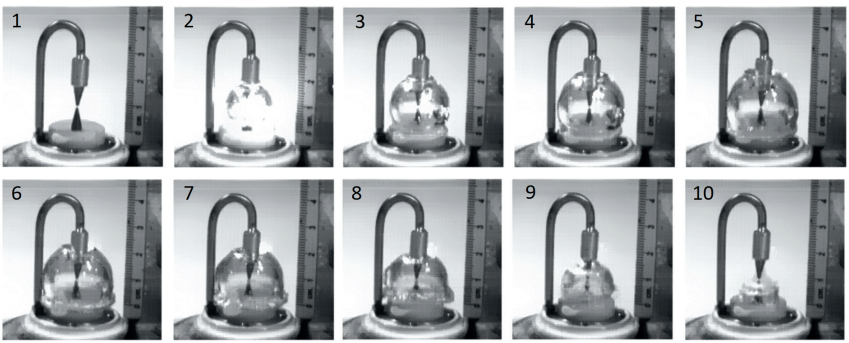


Figura 32. Secuencia de imágenes que muestran la expansión y el colapso de una burbuja de plasma producida por una descarga de alto voltaje (16 kV) entre dos electrodos inmersos en agua, separados aproximadamente 1 mm. En (1) puede apreciarse la bujía antes de la descarga. La imagen (2) corresponde al inicio de la expansión de la burbuja tras la descarga eléctrica. De (3) a (5) la burbuja continúa expandiéndose, aun cuando la onda de choque (no visible en estas imágenes) ya se ha propagado fuera de la zona de observación. A partir de (6), la burbuja inicia su colapso. (Fotografía: M. en C. Eduardo Fernández. Figura adaptada de Loske 2017).

Una desventaja del método electrohidráulico es el desgaste progresivo de las bujías, lo que obliga a reemplazarlas o reajustarlas después de cierto número de descargas. Debido a que el desgaste depende del material de los electrodos, su forma, la separación entre ellos y las propiedades del fluido, es importante seguir las recomendaciones del fabricante. Para prolongar la vida útil de los electrodos y mejorar la estabilidad de las descargas, se han

propuesto diversas estrategias (Cathignol et al. 1991; Bourlion et al. 1994; Manousakas et al. 2004; Pishchalnikov et al. 2013).

Los sistemas electrohidráulicos son más ruidosos que los piezoeléctricos y electromagnéticos. Además, el perfil de presión muestra una variabilidad espacial y temporal significativa entre disparos, incluso cuando se mantienen constantes los ajustes del equipo. Dado que en la práctica clínica se aplican centenares de ondas de choque por sesión, las consecuencias de ello se promedian; sin embargo, dicha variabilidad cobra relevancia al caracterizar el campo de presión en el laboratorio, siendo necesario promediar múltiples descargas por punto de medida para obtener valores confiables. Los generadores electrohidráulicos se caracterizan por tener zonas focales más grandes en comparación con equipos piezoeléctricos o electromagnéticos. Una consecuencia de lo anterior es que el tamaño de la zona focal y los valores de presión suelen no coincidir con las especificaciones proporcionadas por los fabricantes; por ello, no es recomendable transferir protocolos clínicos de un equipo electrohidráulico a otro.

Además de los generadores electrohidráulicos clásicos, se han desarrollado variantes con configuraciones que permiten obtener frentes de onda más planos y regiones focales ampliadas, diseñadas para aplicaciones clínicas específicas en EPWT. Un ejemplo se describe en la patente estadounidense US 8,257,282 B2 (Schaden et al. 2012).

4.2 Generadores piezoeléctricos

Los cristales piezoeléctricos se utilizan en la generación de ondas ultrasónicas para imagenología médica desde la década de 1940. A partir de 1978, la empresa Richard Wolf GmbH (Knittlingen, Alemania) desarrolló generadores de ondas de choque piezoeléctricos, que se emplearon exitosamente para el tratamiento no invasivo de cálculos renales, biliares y salivales (Külkens et al. 2001; Rabenstein et al. 2005; Ginter et al. 2010; Duarsa et al. 2022).

Actualmente existen diversas configuraciones de generadores piezoeléctricos, con regiones focales adaptadas a aplicaciones clínicas específicas. Generalmente están compuestos por una serie de elementos cristalinos o cerámicos montados sobre una base rígida metálica. El arreglo se recubre con un polímero protector y se pone en contacto con un fluido transmisor.

Los materiales piezoeléctricos tienen la propiedad de cambiar súbitamente su longitud al aplicárseles un pulso de alto voltaje, fenómeno conocido como efecto piezoeléctrico inverso. Aunque la deformación generada es del orden de unas pocas micras, es suficiente para producir pulsos de alta presión en el fluido. Cuando estos elementos se montan sobre una base con forma semiesférica (véase la Figura 33), los pulsos de presión generados por cada uno convergen hacia el centro de la esfera, en cuya vecindad se forma una onda de choque por la superposición constructiva y los efectos no lineales descritos en la Sección 3.1. Como los generadores de ondas de choque piezoeléctricos no requieren de un reflector ni una lente para concentrar la energía, se dice que son de autoenfoque.

A finales de los años ochenta, los técnicos de Richard Wolf GmbH analizaron la posibilidad de utilizar transductores compuestos por un único elemento piezoeléctrico. Sin embargo, debido a los esfuerzos mecánicos generados durante su operación, estos elementos tendían a fracturarse. Por esta razón, se optó por cubrir la base metálica de los generadores con un mosaico formado por cientos de cristales piezoeléctricos. Este diseño continúa usándose exitosamente y, gracias a la alta reproducibilidad del campo de presión emitido, estos transductores resultan especialmente fiables para fines de investigación.

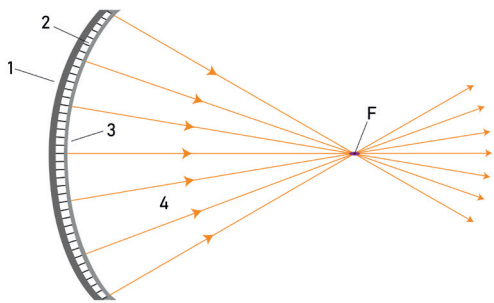


Figura 33. Esquema de un generador piezoeléctrico de ondas de choque del tipo desarrollado por la empresa Richard Wolf GmbH: (1) base rígida con forma semiesférica, (2) elementos piezoeléctricos, (3) recubrimiento aislante, (4) fluido de acoplamiento. (El esquema no está a escala y no se muestra la membrana utilizada para el acoplamiento de las ondas de choque al paciente).

La configuración y el tamaño de los elementos piezoeléctricos varían según el modelo y la aplicación clínica. Para aumentar la versatilidad y reducir el tamaño de los generadores, se han desarrollado fuentes de ondas de choque

que incorporan más de una capa de elementos piezoeléctricos (Dreyer et al. 2003). En todos los casos, la energía eléctrica se almacena en uno o varios capacitores y se descarga hacia el o los elementos piezoeléctricos.

Los sistemas piezoeléctricos destacan por ser muy silenciosos, generar perfiles de presión altamente reproducibles y poseer una vida útil larga. El campo de presión emitido depende de varios factores, como la forma de los elementos piezoeléctricos, el material del respaldo, el tipo de aislamiento y el pulso eléctrico de excitación. En comparación con los generadores que emplean reflectores o lentes para enfocar las ondas de choque, los arreglos piezoeléctricos montados sobre superficies semiesféricas producen zonas focales de -6 dB pequeñas. Esto se debe, más que al uso de cristales piezoeléctricos *per se*, a la configuración del arreglo y a efectos no lineales asociados. Como se mencionó anteriormente, también existen transductores piezoeléctricos de forma cilíndrica, los cuales generan zonas focales lineales (véase la Figura 22, Sección 2.21). Con estos transductores de enfoque lineal es posible tratar un volumen mayor; sin embargo, la *EFD* es menor en comparación con los equipos que concentran la energía en una región focal pequeña (Gatz et al. 2021).

Aunque para el tratamiento de patologías musculoesqueléticas el número de publicaciones que reportan el uso de dispositivos piezoeléctricos es menor en comparación con las que describen la aplicación de generadores electrohidráulicos o electromagnéticos, los sistemas piezoeléctricos muestran un futuro prometedor (Moya & Loske 2022).

4.3 Generadores electromagnéticos

La Figura 34 muestra un esquema simplificado del principio de generación electromagnética de ondas de choque, el cual fue patentado por F. Eisenmenger (Eisenmenger 1962) y desarrollado en la década de 1980 por la Universidad de Mainz en Alemania, en colaboración con Siemens Healthcare GmbH (Erlangen, Alemania) (Wilbert et al. 1987; El-Damanhoury et al. 1991). El sistema consta de una bobina espiral circular plana, separada de una membrana metálica conductora mediante una capa aislante (no mostrada en la figura). Al circular un pulso de alto voltaje por la bobina, se genera un campo magnético transitorio alrededor de sus espiras. Esto induce corrientes parásitas en la membrana, las cuales generan un campo magnético opuesto al inicial. La interacción entre

ambos campos magnéticos produce una repulsión rápida de la membrana metálica, en un proceso que guarda cierta analogía con el funcionamiento de una bocina de audio.

El desplazamiento súbito de la membrana se transmite al fluido adyacente, generando una onda de compresión plana. Esta onda se propaga hacia una lente acústica, que la convierte en una onda esférica convergente. Dependiendo de las propiedades acústicas del material de la lente, es decir, de la velocidad de propagación del sonido en su interior, se emplean lentes cóncavas (por ejemplo, de polimetilmetacrilato) o convexas (como las de silicón) para lograr el enfoque.

De manera similar a lo que ocurre en los generadores piezoeléctricos, en los sistemas electromagnéticos la onda de choque no se forma de inmediato, sino que ocurre progresivamente, como resultado de la acción de efectos no lineales conforme los pulsos de alta presión se propagan desde la lente hacia el foco *F*.

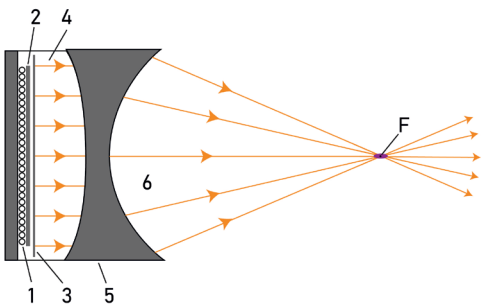


Figura 34. Esquema de un generador electromagnético de ondas de choque: (1) bobina espiral plana, (2) membrana metálica conductora, (3) capa aislante, (4) fluido de transmisión, (5) lente acústica, (6) fluido de propagación. (El esquema no está a escala y no se muestra la membrana de acoplamiento de las ondas de choque al paciente).

Además de los generadores electromagnéticos planos, existen generadores cilíndricos desarrollados por la empresa Storz Medical AG (Tägerwilen, Suiza) (Wess et al. 1990; Köhrmann et al. 1995; Wess 2012). La Figura 35 muestra un esquema simplificado de este tipo de dispositivo. Al hacer circular un pulso de corriente por una bobina enrollada alrededor de un cilindro hueco, se inducen corrientes parásitas en una membrana cilíndrica conductora, lo que provoca su repulsión y generación de un pulso de presión. Este pulso se transmite a través de un aislante y un fluido de acoplamiento hasta un reflector metálico con forma de paraboloide.

La onda reflejada converge en el foco *F* del reflector, en cuya vecindad se forma una onda de choque. Una ventaja de este diseño es que permite la integración de sistemas de imagen de ultrasonido o rayos X en el eje del generador, facilitando la localización de la región a tratar. Al igual que ocurre con los transductores piezoeléctricos, los campos de presión generados por los sistemas electromagnéticos son altamente reproducibles.

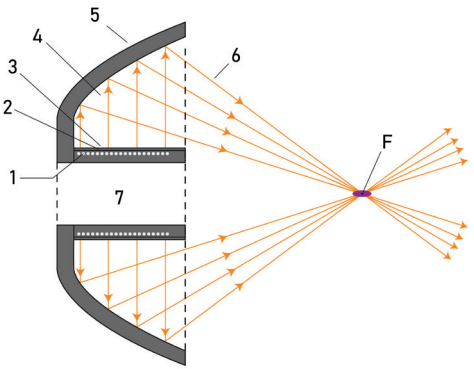


Figura 35. Esquema de un generador electromagnético cilíndrico de ondas de choque: (1) bobina cilíndrica, (2) membrana metálica conductora, (3) capa de aislamiento, (4) fluido de acoplamiento, (5) reflector con forma de paraboloide, (6) rayos que representan la propagación y concentración de la onda de presión, (7) espacio cilíndrico destinado a la integración de un sistema de imagenología (ultrasonido o rayos X). (El esquema no está a escala y no se muestra la membrana de acoplamiento al paciente).

5. Generadores de ondas de presión radiales

El método de generación de ondas de choque electrohidráulico, utilizado desde los inicios de la ESWL (véase la Sección 4.1), fue diseñado para producir ondas de choque focalizadas. No obstante, modificando la forma del reflector, es posible generar ondas de presión radiales. De forma análoga, los sistemas piezoeléctricos y electromagnéticos descritos en el capítulo anterior son lo suficientemente versátiles como para producir también ondas de presión radiales. Sin embargo, generalmente las ondas de presión radiales utilizadas en EPWT se generan con dispositivos balísticos, en los que un proyectil impacta contra un aplicador, produciendo ondas de presión que se propagan de manera divergente en el tejido.

5.1 Generadores balísticos neumáticos

Los generadores de mayor uso para EPWT son los balísticos neumáticos. Estos dispositivos tienen un amplio espectro de aplicaciones clínicas, aunque no son adecuados para el tratamiento de tejidos profundos. Esto se debe a que, como se explicó en la Sección 2.6, la densidad de energía es máxima cerca de la superficie cutánea del paciente y decrece rápidamente con la profundidad (Mittermayr et al. 2012; Ueberle & Rad 2012; Dymarek et al. 2014). Aunque en la práctica clínica y en algunos textos se emplea la denominación "generador balístico de ondas de choque", el término correcto desde el punto de vista físico es "generador balístico de ondas de presión radiales".

El nombre de esos equipos se debe a que un proyectil con forma de bala o balín, con una masa de unos cuantos gramos, es acelerado a velocidades de entre aproximadamente 5 y 25 m/s dentro de un cilindro de unos 20 cm de largo, hasta impactar contra un blanco ubicado en su extremo distal. El impacto provoca un desplazamiento de fracciones de milímetro en el blanco, lo cual genera una onda de presión que se transmite al paciente a través de un aplicador. El perfil de presión generado por estos sistemas

depende de varios factores, como la masa, la velocidad del proyectil, el tamaño y la forma del aplicador. En general, los equipos constan de dos unidades principales: la unidad de potencia y control, que, en el caso de los sistemas neumáticos, alberga al compresor, y el cabezal de terapia o mango, que se sostiene con la mano.

En la Figura 36 se muestra un esquema simplificado de un generador de ondas de presión radiales de tipo neumático. El aire comprimido, proveniente del compresor entra al sistema a través de una manguera flexible. Un regulador de presión y una válvula de control (no mostrados en la figura) ajustan la presión y, en el momento oportuno, liberan un volumen de aire preciso para acelerar al proyectil a la velocidad deseada. Un sistema de amortiguación interno atenúa el impacto del proyectil en su trayecto de regreso, y el aire comprimido remanente es evacuado a través de canales y válvulas de escape. La mayoría de los fabricantes ofrecen aplicadores intercambiables con diferentes diámetros y geometrías: convexas, planas y cóncavas; sin embargo, independientemente de la forma del aplicador, siempre se generarán ondas radiales. Esto se debe a que el tamaño del aplicador es del orden de la longitud de onda de las ondas de presión radiales (aproximadamente 15 mm).

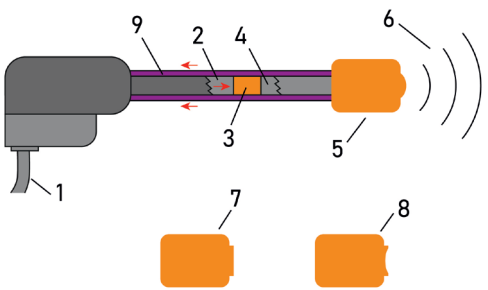


Figura 36. Esquema simplificado de un cabezal neumático para terapia con ondas de presión radiales: (1) entrada de aire comprimido, (2) región de alta presión, (3) proyectil, (4) región de baja presión, (5) aplicador convexo, (6) ondas de presión radiales, (7) aplicador plano, (8) aplicador cóncavo, (9) conducto de retorno de aire. (El esquema no está a escala).

La velocidad con la que el proyectil impacta el aplicador aumenta al incrementar la presión de entrada de aire. Sin embargo, la relación entre la presión de aire (generalmente expresada en atm) y la presión de la onda

mecánica generada (dada en MPa) depende de varios factores y puede variar significativamente de un modelo a otro. Por ello, el valor de la presión de aire no debe considerarse como parámetro único en un protocolo clínico. Independientemente de ello, los generadores balísticos que cuentan con compresores más potentes no necesariamente son mejores. Además, como se mencionó anteriormente, el campo de presión emitido por un equipo balístico puede variar con la frecuencia de disparo (Ueberle & Rad 2012; Reinhardt et al. 2022).

5.2 Generadores balísticos electromagnéticos

Los generadores de ondas de presión radiales electromagnéticos no requieren de un compresor de aire, ya que el proyectil es acelerado mediante la acción de un campo magnético transitorio generado por una o varias bobinas. El campo magnético interactúa con el proyectil, generalmente de material ferromagnético o conductor, acelerándolo a lo largo de un tubo guía a velocidades típicamente entre 5 y 20 m/s. En su extremo, la energía cinética del proyectil se transmite a un aplicador similar al de los equipos neumáticos, donde se convierte en una onda de presión que se propaga de forma radial en el tejido. El retorno del proyectil se controla mediante resortes y/o mediante la inversión de campos magnéticos. Los generadores balísticos electromagnéticos no deben confundirse con los generadores electromagnéticos de ondas de choque, cuyos principios de funcionamiento son diferentes.

6. Interacción con la materia

El perfil de presión de cualquier onda mecánica es distorsionado al propagarse a través del cuerpo; sin embargo, los mayores cambios se dan al atravesar interfases entre medios con impedancias acústicas considerablemente diferentes. En particular, el paso de ondas de presión a través de estructuras óseas genera ondas de deformación que pueden ser tanto transversales como longitudinales. Este fenómeno es complejo, ya que los tejidos biológicos son anisotrópicos, es decir, sus propiedades mecánicas varían dependiendo de la dirección. Es aquí donde se originan efectos biológicos notorios. Los fenómenos más relevantes son: la cavitación acústica, la compresión, el estrés de tensión, el cizallamiento, la fatiga y el efecto Hopkinson. Su influencia depende de las formas y de las impedancias acústicas de las estructuras por las que se propagan las ondas.

El daño tisular y la mecanotransducción inducidos por ondas de presión resultan de una combinación de mecanismos físicos y bioquímicos que pueden actuar en sinergia. Aunque se ha progresado considerablemente en la comprensión de los procesos involucrados, aún persisten interrogantes. En este capítulo se presenta una descripción breve de algunos fenómenos físicos que originan efectos biológicos durante la EPWT.

6.1 Cavitación acústica

En general, el término "cavitación" se refiere a la formación de burbujas en un líquido como resultado de una reducción súbita de presión, sin que se requiera un cambio significativo de temperatura de este. La cavitación es capaz de erosionar equipos como turbinas, hélices de embarcaciones, sistemas hidráulicos, inyectores de combustible y válvulas. Es importante diferenciar la cavitación de la ebullición, la cual también implica la formación de burbujas, pero ocasionada por un aumento de temperatura, sin que se produzcan variaciones importantes en la presión del líquido.

La cavitación acústica se ha considerado como uno de los fenómenos físicos más importantes involucrados en la ESWL y EPWT (Crum 1988; Delacrétaz et al. 1995; Carstensen et al. 2000; Evan et al. 2002; Zhu et al. 2002; Pishchalnikov et al. 2003; Bailey et al. 2005; Arora et al. 2007; Cleveland et al. 2007; Matlaga et al. 2008; Chen et al. 2010; Loske 2010; Ueberle 2011; Perez et al. 2013; Császár et al. 2015; Feng et al. 2015; Wan et al. 2015). Puede generar efectos físicos y biológicos deseados y no deseados. Durante el colapso, las burbujas pueden generar ondas de choque secundarias, microchorros de líquido (microjets) y fuerzas que interaccionan con el tejido circundante u otras burbujas. Se trata de un fenómeno complejo que se describirá aquí de manera simplificada.

Se suele hablar de "cavitación real", que en inglés se denomina "hard cavitation", y "pseudocavitación" ("soft cavitation"). La primera ocurre cuando una onda genera presiones negativas tan fuertes que vencen la cohesión natural del líquido, lo que hace que aparezcan burbujas. El nivel de presión necesario para que esto suceda depende, entre otros factores, de la frecuencia de la onda y de las propiedades del líquido. En la práctica médica lo que más se observa es la pseudocavitación. En este caso, las burbujas no aparecen "de la nada", sino que crecen a partir de microburbujas ya presentes en los líquidos y tejidos, o desde pequeños núcleos de cavitación: cavidades o sitios diminutos donde el líquido no logra mantenerse adherido debido a las variaciones de presión.

La Figura 37 es un esquema simplificado de las distintas etapas que experimenta una burbuja al paso de una onda de choque. Puede apreciarse cómo una microburbuja sufre primero un colapso forzado en un tiempo extremadamente corto por la acción del frente de choque, lo que provoca un aumento drástico de la presión interna. Inmediatamente después, la fase de rarefacción, junto con la elevada presión interna, ocasiona una expansión súbita, que puede multiplicar su volumen inicial hasta cientos de veces. Finalmente, al quedar la presión interna menor que la externa, la burbuja inicia un colapso inercial. Como el colapso no es simétrico, la burbuja se fragmenta emitiendo un microjet de fluido y ondas de choque secundarias. Según el caso, el tiempo desde la llegada de la onda de choque hasta el colapso inercial puede variar entre decenas y varios cientos de microsegundos.

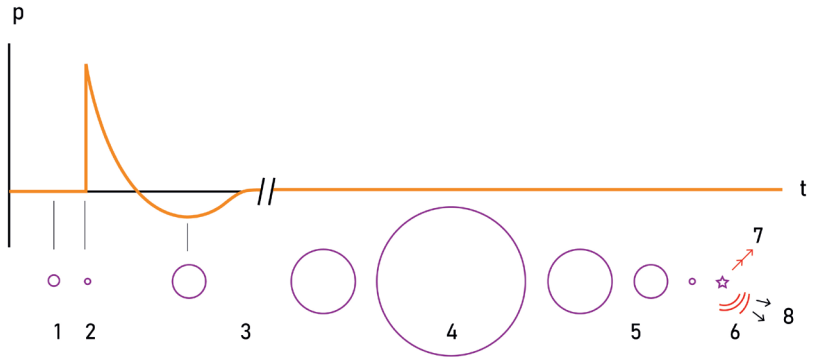


Figura 37. Esquema de la dinámica de una burbuja de aire en un fluido (agua) al paso de una onda de choque: (1) microburbuja antes de la llegada de la onda de choque, (2) colapso forzado, (3) expansión, (4) volumen máximo alcanzado, (5) colapso inercial, (6) desintegración de la burbuja, (7) emisión de un microchorro, (8) onda de choque secundaria.

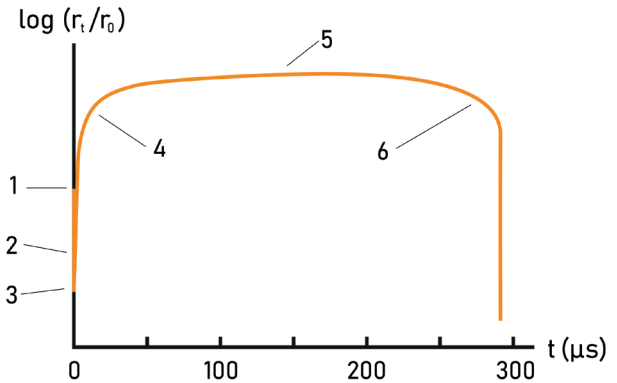


Figura 38. Variación del radio (logaritmo base 10 del radio de la burbuja r_t normalizado por el radio inicial r_0) de una burbuja de aire sometida al paso de una onda de choque en un fluido. El radio inicial (1) disminuye abruptamente (2) hasta alcanzar un mínimo (3). Posteriormente, la burbuja se expande de manera súbita, aumentando su volumen hasta cientos de veces (4). Después de adquirir su volumen máximo (5), inicia un colapso inercial (6), que en la mayoría de los casos termina con la fragmentación de la burbuja. En el eje vertical se utilizó una escala logarítmica porque el radio de la burbuja cambia en varios órdenes de magnitud durante el proceso. (Figura adaptada de de Icaza-Herrera et al. 2015).

En la Figura 38 se muestra cómo cambia el tamaño de una burbuja de aire inmersa en un fluido al paso de una onda de choque. La Figura 39 presenta el fenómeno en tres dimensiones. Como la presión en la parte superior es mayor que en la inferior, la burbuja se deforma adquiriendo la forma de un toroide. En ese proceso el fluido es succionado a gran velocidad, generando un microjet de fluido que atraviesa la burbuja y sale por el lado opuesto. El impacto del microjet contra la pared interna de la burbuja es tan fuerte que genera una onda de choque secundaria.

El microjet que se origina en la fase final del colapso inercial de una burbuja tiene un alcance corto, sin embargo, puede alcanzar velocidades de varios cientos de metros por segundo (Philipp et al. 1993; Ueberle 2011). Desempeña un papel importante en la pulverización de cálculos urinarios durante la litotricia extracorpórea (Lauterborn & Ohl 1998; Zhong et al. 1993; Eisenmenger 2001; Loske 2017), así como en varias aplicaciones biomédicas y biotecnológicas (Bao et al. 1998; Jagadeesh et al. 2004; Divya Prakash et al. 2011; Chettab et al. 2015; Ha et al. 2015; Torres-Ortiz et al. 2023; Martínez-Maldonado et al. 2024). En la sangre y en los tejidos biológicos, el fenómeno involucrado se describe con mayor precisión como pseudocavitación.

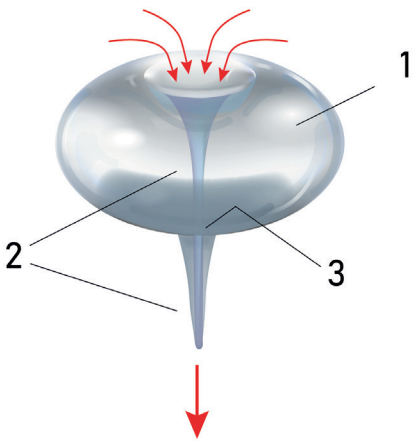


Figura 39. Esquema del colapso de una burbuja de aire (1) en agua, con la formación de un microjet (2) y su impacto contra la interfase aire-agua (3). (Figura adaptada de Loske 2017).

Es pertinente mencionar que los tejidos contienen menos microburbujas y núcleos de cavitación que los fluidos (Carstensen et al. 2000; Zhong et al. 2001; Freund 2008). Aun así, existe evidencia de formación y colapso de burbujas en tejido blando (Coleman et al. 1996; Zhong et al. 1997). El

fenómeno depende del tipo de tejido, del número de pulsos, de la frecuencia de aplicación y del perfil de presión; sin embargo, diversos estudios han mostrado que la probabilidad de daño a pequeños vasos sanguíneos por microjets es relativamente baja. Esto se debe a que el colapso asimétrico de microburbujas no ocurre cuando su tamaño es muy pequeño (Philipp et al. 1993). En estas zonas, el daño por cavitación se asocia principalmente con la expansión de las burbujas (Zhong & Zhou 2001; Zhong et al. 2001).

De acuerdo con resultados publicados por otros autores, los microjets inducidos por cavitación solo se presentan en burbujas de cavitación real, las cuales predominantemente contienen vapor. Las microburbujas llenas de gas (pseudocavitación) colapsan demasiado lento, ya que el gas requiere tiempo para redisolverse en el fluido circundante (O'Brien & Frizzell 2000; Nightingale et al. 2015; Vlaisavljevich et al. 2015).

Durante la ESWT, la cavitación puede contribuir a originar microfracturas trabeculares, brechas intersticiales, la ruptura de depósitos calcáreos y estimular axones, induciendo efectos analgésicos. Además, la aplicación de ondas de choque con la energía adecuada puede producir fracturas diminutas y regeneración vascular, así como cicatrización de fracturas óseas.

6.2 Compresión, tensión y efecto Hopkinson

Cuando las ondas de choque atraviesan interfases entre tejidos con distintas propiedades, como grasa, tendones o ligamentos, pueden generarse diversos esfuerzos mecánicos. Un ejemplo son los esfuerzos de tensión y los esfuerzos cortantes que aparecen en estructuras óseas (véase la Sección 2.20).

Al darse una reflexión en una interfase hueso-tejido blando, pueden formarse pequeñas fisuras debido a la conversión del pulso positivo (compresión) de una onda de choque en un pulso negativo (tensión). Como se explicó en la Sección 2.19, si una onda de choque incide sobre una interfase acústicamente "blanda", es decir, al propagarse desde un medio con mayor impedancia (como el hueso) hacia otro con menor impedancia (fluido o tejido blando), gran parte de la energía se refleja en la interfase. Como resultado, un pulso de presión negativa de alta amplitud se propaga en dirección opuesta a la onda de choque incidente (véase la Figura 18). Las ondas incidentes y reflejadas pueden superponerse y producir fisuras. Este fenómeno se conoce como efecto Hopkinson, en honor a Bertram Hopkinson (1874-1918), ingeniero

británico reconocido por sus contribuciones en la dinámica de impactos. El efecto depende en gran medida de la amplitud del pulso positivo y puede presentarse en cavidades dentro del hueso (Gama et al. 2004; Sapozhnikov et al. 2007).

En ESWL, el efecto Hopkinson puede manifestarse en un cálculo renal en la cara opuesta (distal) respecto a la zona de entrada de la onda de choque. Esto sucede debido a que el cálculo posee una impedancia acústica mayor que el medio circundante (por ejemplo, el parénquima renal), de modo que, al llegar la onda a la cara posterior, parte de ella se invierte y se refleja hacia el interior del cálculo, generando tensiones de tracción que favorecen la fragmentación. No obstante, este mecanismo no actúa de forma aislada: ondas de corte y fenómenos de cavitación también juegan un rol determinante en inducir tensiones internas suficientes para fracturar cálculos urinarios (Loske 2017).

6.3 Respuesta biológica del tejido

Aunque el tratado de los fenómenos biológicos involucrados en la terapia extracorpórea con ondas de presión está fuera del objetivo de este texto, es pertinente mencionar algunos aspectos generales. Puede distinguirse entre dos tipos de acción de las ondas de presión utilizadas en medicina. Por un lado, producen fisuras en estructuras óseas, pulverizan concreciones y rompen vasos sanguíneos mediante mecanismos que pueden denominarse "mecánicos" o de "ablación" y, por el otro, estimulan el tejido y desencadenan efectos a nivel celular. Algunos efectos biológicos de las ondas de choque se observaron desde los inicios de su uso en ESWL (Graff et al. 1988; Yeaman et al. 1989; Brümmer et al. 1990; Valchanou & Michailov 1991; Delius 1994). A pesar de ello, varios aspectos aún no se comprenden completamente. En ciertos casos, los efectos generados por la aplicación de ondas de choque y ondas de presión radiales pueden ser similares (Loske & Moya 2021).

Por su alto contenido en colágeno, las estructuras óseas son bastante resistentes al paso de ondas de choque. Como su impedancia acústica es aproximadamente cinco veces mayor que la del tejido blando, por efecto Hopkinson, pueden formarse microfisuras en las interfases hueso-tejido (véase la Sección 6.2). En ciertos casos, la reparación de estas microfisuras promueve procesos de regeneración. No obstante, la mecanotransducción, es decir, la conversión de un estímulo mecánico

en una respuesta celular sin provocar daño estructural, parece ser el mecanismo biológico predominante (d'Agostino et al. 2015). Estos efectos se deben a pequeños desplazamientos generados por fuerzas mecánicas que surgen durante la transmisión y reflexión de las ondas en interfases internas entre capas celulares. Dichos estímulos activan procesos biológicos como la síntesis de adenosín trifosfato (ATP), la angiogénesis, el aumento de la permeabilidad celular, y la liberación de óxido nítrico, hormonas de crecimiento y sustancia P. También se ha documentado la estimulación de células madre y células nerviosas (Aicher et al. 2006; Chao et al. 2008; Yan et al. 2008; Wess 2008; Mariotto et al. 2009; Schuh et al. 2014; Weihs et al. 2014; Goertz et al. 2015; Hatanaka et al. 2016; Kisch et al. 2016; Priglinger et al. 2017; Beisteiner et al. 2019; Polzl et al. 2021; Rola et al. 2022).

Para fomentar la vasodilatación, activar el metabolismo y favorecer los procesos de cicatrización, resulta esencial la expresión de moléculas como la óxido nítrico sintasa endotelial (eNOS), el factor de crecimiento endotelial vascular (VEGF), la sustancia P y la proteína morfogenética ósea (BMP). Estas expresiones se desencadenan por la deformación de las membranas celulares (mediante el estiramiento, la compresión y el cizallamiento) causada por las fuerzas originadas en la transferencia de momento cuando las ondas de choque se reflejan en las interfases entre distintos tejidos. Este proceso, descrito por Wess y Meyer en 2025, parece ser clave para los mecanismos de mecanotransducción y transducción mecanosensorial.

A pesar de que la *EFD* y la cantidad de ondas aplicadas son parámetros importantes, también lo son el perfil de presión y la frecuencia con la cual se administran las ondas al paciente (Dreisilker 2010). Es interesante que la transferencia de momento explica aplicaciones clínicas tan diferentes como la capacidad de las ondas de choque de pulverizar cálculos renales y la promoción de la cicatrización.

El uso de ondas de choque en TPS (véase la Figura 40) para tratar síntomas asociados con la enfermedad de Alzheimer constituye un enfoque terapéutico prometedor que ya cuenta con aprobación regulatoria en diversos países (Beisteiner et al. 2019; Beisteiner & Lozano 2020; Fernández-Castaño et al. 2023; Chen et al. 2024). Su aplicación es particularmente notable debido a que las ondas de choque sufren una atenuación considerable al atravesar el cráneo (Reinhardt et al. 2024).



Figura 40. Estimulación de regiones cerebrales para el tratamiento de la enfermedad de Alzheimer mediante un generador de ondas de choque Neurolith (Stroz Medical AG, Tägerwilen, Suiza). Al mover el aplicador, la visualización de las regiones blanco en las imágenes de resonancia magnética previamente cargadas en la computadora se ajusta automáticamente. (Cortesía: Dra. Karin Freitag, Clínica DFK, Madrid, España).

7. Recomendaciones y conclusiones

En este capítulo se darán algunas recomendaciones generales, principalmente desde el punto de vista de la física asociada a las terapias extracorpóreas de ondas de presión. La decisión de seguir estas recomendaciones es responsabilidad de cada médico, odontólogo, veterinario o terapeuta.

7.1 Consejos generales

Debido a la naturaleza de los fenómenos involucrados, y a diferencia de lo que sucede con otros equipos clínicos, la capacitación proporcionada por algunos fabricantes puede no ser suficiente para garantizar tratamientos eficaces y seguros con ondas de choque u ondas de presión radiales. Por ello, es altamente recomendable obtener una certificación emitida por una institución debidamente acreditada o por una sociedad reconocida a nivel internacional, como la International Society for Medical Shock Wave Treatment (ISMST), la International Federation of Shock Wave Treatment (IFSWT), la Sociedad Española de Tratamientos con Ondas de Choque (SETOC), la Federación Ibero-Latinoamericana de Sociedades y Asociaciones de Ondas de Choque en Medicina (ONLAT) o la Sociedad Médica Brasileña de Tratamiento por Ondas de Choque (SMBTOC). Además, deben consultarse las normas vigentes en cada país para el uso clínico de generadores de ondas de choque y ondas de presión radiales.

Dado que la tecnología y los protocolos clínicos evolucionan rápidamente, todo usuario de un equipo para terapia extracorpórea con ondas de presión debe actualizar sus conocimientos de forma continua. Cabe mencionar que este manual no es exhaustivo. Su propósito es complementar ciertos temas tratados en los cursos de certificación, no sustituirlos.

Durante la terapia extracorpórea con ondas de presión, los tejidos pueden verse afectados por tensiones, esfuerzos cortantes y cavitación acústica, lo

que puede ocasionar lesiones si no se toman las precauciones adecuadas. Por esta razón, es fundamental considerar las contraindicaciones publicadas por sociedades científicas como las mencionadas anteriormente. Sin pretender ser una lista exhaustiva ni actualizada en su totalidad, las siguientes contraindicaciones se citan con frecuencia:

- Presencia de un tumor maligno en el campo de presión de la onda de choque (no el tumor en sí)
- Feto en el campo de presión de la onda de choque (no el embarazo en sí)
- Vasos sanguíneos grandes en el campo de presión de la onda de choque
- Tejido pulmonar en el campo de presión de la onda de choque
- Intestinos en el campo de presión de la onda de choque
- Placa epifisaria en el campo de presión de la onda de choque
- Marcapasos en el campo de presión de la onda de choque
- Desfibriladores implantados en el campo de presión de la onda de choque
- Ojos en el campo de presión de la onda de choque
- Médula espinal en el campo de presión de la onda de choque
- Polineuropatía
- Aneurismas
- Infecciones agudas
- Coagulopatías severas

Estas contraindicaciones, que coinciden parcialmente con las establecidas para la ESWL (Chaussy et al. 2014), deben revisarse periódicamente.

Debido a sus distintas indicaciones clínicas y principios de funcionamiento, los dispositivos para terapia extracorpórea con ondas de presión radiales no deben equipararse con equipos de masaje y su uso debe restringirse exclusivamente a médicos y terapeutas debidamente capacitados. Una de las razones principales es que, a diferencia de los equipos para masaje, los generadores balísticos pueden producir cavitación acústica (véase la Sección 6.1).

Algunos equipos para EPWT cuentan con software que incorpora protocolos específicos para el tratamiento de diversas condiciones clínicas. Los parámetros pueden modificarse durante la sesión, ya sea porque así lo establece el protocolo o para ajustarse al nivel de tolerancia del paciente

ante el dolor. No obstante, debe tenerse presente que cada protocolo fue diseñado exclusivamente para el modelo de equipo correspondiente. Ajustar los mismos parámetros en otro modelo, incluso del mismo fabricante, con la expectativa de obtener resultados equivalentes, puede ser contraproducente.

Es importante señalar que, en el ámbito humano, las instituciones mencionadas recomiendan que las ondas de choque sean aplicadas exclusivamente por médicos con la experiencia y la capacitación adecuadas. Debido a su menor nivel de riesgo (véase el Capítulo 6), la RPWT también puede ser realizada por terapeutas certificados. En cualquier caso, todo procedimiento debe basarse en un diagnóstico preciso. Los diagnósticos incorrectos son una causa frecuente de tratamientos ineficaces.

7.2 Acoplamiento de las ondas de presión

Como se explicó anteriormente, cuanto mayor sea la diferencia entre la impedancia acústica de dos medios, mayor será el porcentaje de energía reflejada en su interfaz. Para lograr una adecuada transmisión de las ondas hacia el interior del cuerpo, es crucial minimizar los cambios de impedancia acústica entre el aplicador o la membrana del generador y la piel del paciente. Dado que la impedancia acústica de los tejidos blandos es similar a la del agua, las ondas de choque suelen generarse en agua desgasificada (o en fluidos con propiedades similares) y se transfieren al cuerpo a través de medios de contacto adecuados, como membranas o cojines de gel.

Es importante seguir las recomendaciones del fabricante, aplicando gel o aceite mineral en la zona de contacto y evitando la presencia de burbujas de aire. Incluso burbujas diminutas pueden bloquear parcialmente el paso de las ondas, disminuyendo su eficiencia terapéutica. Un ejemplo de acoplamiento óptimo lo proporciona el primer litotritor extracorpóreo comercial, que requería que el paciente estuviera casi completamente sumergido en una tina con agua (Loske 2017). Un mal acoplamiento no solo compromete la eficacia del tratamiento, sino que también puede causar lesiones en la piel. Además, el ángulo del generador, su posición y la fuerza con que se sostiene contra el cuerpo del paciente son factores clave que deben controlarse cuidadosamente durante cada sesión.

7.3 Reportes clínicos y protocolos

Uno de los principales obstáculos para establecer protocolos óptimos en el tratamiento de ciertos padecimientos es la escasez de reportes clínicos completos y estandarizados. Para obtener conclusiones que permitan optimizar las terapias conforme aumenta el número de casos tratados, es indispensable contar con un conjunto bien definido de parámetros y valores confiables. A pesar de la abundancia de artículos publicados sobre el uso de ondas de choque y ondas de presión radiales para tratar una amplia variedad de patologías, la falta de rigor en la presentación de los resultados ha limitado el avance en el campo (Moya et al. 2025). Esta situación se agrava aún más por la ausencia de un parámetro único relacionado con el efecto terapéutico, así como por la subjetividad inherente a muchos de los métodos utilizados para evaluar el éxito del tratamiento.

En la ESWL, la evaluación de la eficiencia es menos compleja, ya que se basa en la pulverización de cálculos urinarios, un resultado que puede cuantificarse con relativa facilidad. En ese contexto, se ha definido el coeficiente de eficiencia

$$EQ = \frac{\textit{porcentaje de pacientes libres de cálculos}}{\textit{100\% + porcentaje de retratamientos + porcentaje de medidas auxiliares}},$$

en donde es indispensable especificar si las medidas auxiliares corresponden únicamente a medidas post tratamiento o a medidas pre y post ESWL (Tolley 1993; Rassweiler et al. 1992; Tailly 1999; Ueberle 2011).

Aunque la evaluación de la eficiencia es más sencilla en la ESWL que en la ESWT, existen discrepancias significativas entre los valores de EQ reportados, incluso al utilizar el mismo tipo de litotritor. Esto puede atribuirse, en gran medida, a diferencias en los criterios de inclusión de los pacientes, a la heterogeneidad de las poblaciones tratadas y a la experiencia del médico responsable del procedimiento.

Ninguno de los parámetros mencionados en este libro debe considerarse como una medida exclusiva de algún efecto terapéutico. Con frecuencia, se comete el error de asignar una importancia excesiva a uno o dos parámetros, como el tamaño de la zona de -6 dB o la densidad del flujo de energía. Solo con la acumulación de resultados clínicos confiables será posible evaluar con mayor precisión el papel que desempeñan estos parámetros en el tratamiento de condiciones médicas específicas.

Para evaluar y reproducir terapias, es fundamental contar con reportes detallados, incluyendo una serie de datos técnicos proporcionados por los fabricantes de los equipos, así como la metodología empleada para su medición. Los lineamientos y estándares internacionales publicados por la ISMST contemplan el estado actual del conocimiento y ofrecen guías tanto para médicos y terapeutas como para fabricantes. Actualmente, existe consenso en que un reporte debe incluir, al menos, la siguiente información:

- Descripción de la indicación médica
- Descripción de tratamientos adicionales no directamente relacionados con la terapia
- Definición de "éxito" terapéutico
- Método de evaluación
- Descripción anatómica de la zona a tratar
- Técnica de localización de la zona a tratar
- Número de pulsos por sesión
- Metodología de aplicación (transductor fijo o en movimiento)
- Zona de tratamiento
- Frecuencia de aplicación de los pulsos
- Número de sesiones
- Intervalo entre sesiones
- Método y medio de acoplamiento
- Características de las almohadillas de gel
- Ubicación de la zona focal
- Modelo y fabricante del equipo utilizado
- Niveles de "intensidad" u otros ajustes específicos
- Tipo de aplicador (para equipos balísticos)
- Presión de aire (para equipos neumáticos)
- Valor pico de la presión positiva
- Densidad de flujo de energía
- Energía total aplicada
- Tamaño de la zona focal de -6 dB
- Impulso (para equipos balísticos)

Estos lineamientos no son exhaustivos y pueden ser actualizados con el tiempo.

Otras tecnologías para generar ondas de presión radiales u ondas de choque podrían eventualmente incorporarse a la EPWT, incluyendo fuentes basadas en descargas eléctricas multicanal y sistemas basados en sistemas microelectromecánicos (MEMS). Generadores diamagnéticos equipados con lentes de Fresnel (Periso SA, Pazzallo, Suiza), así como dispositivos portátiles alimentados por batería para aplicaciones veterinarias (Curative Sound, Carmel, IN, EE. UU.), ya se encuentran disponibles comercialmente.

References / Referencias

Acar N (2017) Low-energy versus middle-energy extracorporeal shockwave therapy for the treatment of snapping scapula bursitis. Pak J Med Sci 33:335-340. https://doi.org/10.12669/pjms.332.12262

Aicher A, Heeschen C, Sasaki K, Urbich C, Zeiher AM, Dimmeler S (2006) Low-energy shock wave for enhancing recruitment of endothelial progenitor cells: a new modality to increase efficacy of cell therapy in chronic hind limb ischemia. Circulation 114:2823-2830. https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.106.628623

Albert JD, Meadeb J, Guggenbuhl P, Marin F, Benkalfate T, Thomazeau H, et al. (2007) High-energy extracorporeal shockwave therapy for calcifying tendinitis of the rotator cuff: a randomized trial. J Bone Joint Surg Br 89:335-341. https://doi.org/10.1302/0301-620x.89b3.18249

Arora M, Ohl CD, Lohse D (2007) Effect of nuclei concentration on cavitation cluster dynamics. J Acoust Soc Am 121:3432-3436. https://doi.org/10.1121/1.2722045

Assmus B, Walter DH, Seeger FH, Leistner D, Steiner J, Ziegler I, et al. (2013) Effect of shock wave–facilitated intracoronary cell therapy on LVEF in patients with chronic heart failure: the CELLWAVE randomized clinical trail. JAMA 309:1622-1631. https://doi.org/10.1001/jama.2013.3527

Auersperg V, Trieb K (2020) Extracorporeal shock wave therapy: an update. EFORT Open Rev 5(10): 584-592. https://doi:10.1302/2058-5241.5.190067

Bao S, Thrall BD, Gies RA, Miller DL (1998) In vivo transfection of melanoma cells by lithotripter shock waves. Cancer Res 58:219-221.

Bannuru RR, Flavin NE, Vaysbrot E, Harvey W, McAlindon T (2014) High-energy extracorporeal shock-wave therapy for treating chronic calcific tendinitis of the shoulder: a systematic review. Ann Intern Med 160:542-549. https://doi.org/10.7326/M13-1982

Bailey MR, Pishchalnikov YA, Sapozhnikov OA, Cleveland RO, McAteer JA, Miller NA, et al. (2005) Cavitation detection during shock wave lithotripsy. Ultrasound Med Biol 31:1245-1256. https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2005.02.017

Beisteiner R, Lozano AM (2020) Transcranial ultrasound innovations ready for broad clinical application. Adv Sci 7:2002026. https://doi.org/10.1002/advs.202002026

Beisteiner R, Matt E, Fan C, Baldysiak H, Schönfeld M, Novak TP, et al. (2019) Transcranial Pulse Stimulation with Ultrasound in Alzheimer's Disease – A New Navigated Focal Brain Therapy. Adv Sci 7(3):1902583. https://doi:10.1002/advs.201902583

Bourlion M, Dancer P, Lacoste F, Mestas JL, Cathignol D (1994) Design and characterization of a shock wave generator using canalized electrical discharge: application to lithotripsy. Rev Sci Instrum 65:2356-2363. https://doi.org/10.1063/1.1144688

Brümmer F, Bräuner T, Hülser DF (1990) Biological effects of shock waves. World J Urol 8:224-232. https://doi.org/10.1007/BF01580025

Cacchio A, Paoloni M, Barile A, Don R, de Paulis F, Calvisi V, et al. (2006) Effectiveness of radial shock-wave therapy for calcific tendinitis of the shoulder: single-blind, randomized clinical study. Phys Ther 86:672-682.

Cai H-Y, Li L, Guo T, Wang Y, Ma T-K, Xiao J-M, et al. (2015) Cardiac shockwave therapy improves myocardial function in patients with refractory coronary artery disease by promoting VEGF and IL-8 secretion to mediate the proliferation of endothelial progenitor cells. Exp Ther Med. 10:2410-2416. https://doi.org/10.3892/etm.2015.2820

Carstensen EL, Gracewski S, Dalecki D (2000) The search for cavitation in vivo. Ultrasound Med Biol 26:1377-1385. https://doi.org/10.1016/s0301-5629(00)00271-4

Cathignol D, Mestas JL, Gomez F, Lenz P (1991) Influence of water conductivity on the efficiency and reproducibility of electrohydraulic shock wave generation. Ultrasound Med Biol 17:819-828. https://doi.org/10.1016/0301-5629(91)90165-S

Chao YH, Tsuang YH, Sun JS, Chen LT, Chiang YF, Wang CC, et al. (2008) Effects of shock waves on tenocyte proliferation and extracellular matrix metabolism. Ultrasound Med Biol 34(5):841-852. https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2007.11.002

Chaussy C, Brendel W, Schmiedt E (1980) Extracoporeally induced destruction of kidney stones by shock waves. Lancet 2:1265-1268. https://doi.org/10.1016/s0140-6736(80)92335-1

Chaussy C, Eisenberger F, Forssmann B (2007) Epochs in endourology; extracorporeal shockwave lithotripsy (ESWL): A chronology. J Endourol 21(11):1249-1253. https://doi.org/10.1089/end.2007.9880

Chaussy C, Schmiedt E, Jocham D, Brendel W, Forssmann B, Walther V (1982) First clinical experience with extracorporeally induced destruction of kidney stones by shock waves. J Urol 127:417-420. https://doi.org/10.1016/s0022-5347(17)53841-0

Chaussy C, Tailly G, Forssmann B, Bohris C, Lutz A, Tailly-Cusse M, et al. (2014) Extracorporeal shock wave lithotripsy in a nutshell, 2nd edn. Dornier MedTech Europe GmbH, Munich.

Chen H, Brayman AA, Bailey MR, Matula TJ (2010) Blood vessel rupture by cavitation. Urol Res 38:321-326. https://doi.org/10.1007/s00240-010-0302-5

Chen MR (2013) Light refractive tomography for noninvasive ultrasound measurements in various media [dissertation]. Technische Fakultät der Universität Erlangen-Nürnberg, 101 p.

Chen X, You J, Ma H, Zhou M, Huang C (2024) Transcranial pulse stimulation in Alzheimer's disease. CNS Neurosci Ther 30:e14372. https://doi.org/10.1111/cns.14372

Chettab K, Roux S, Mathé D, Cros-Perrial E, Lafond M, Lafon C, et al. (2015) Spatial and temporal control of cavitation allows high in vitro transfection efficiency in the absence of transfection reagents or contrast agents. PLoS One 10(8): e0134247. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0134247

Chow IHW, Cheing GLY (2007) Comparison of different energy densities of extracorporeal shock wave therapy (ESWT) for the management of chronic heel pain. Clin Rehabil 21:131-141. https://doi.org/10.1177/0269215506069244

Chuang Y, Meng E, Chancellor M, Kuo H (2020) Pain reduction realized with extracorporeal shock wave therapy for the treatment of symptoms associated with interstitial cystitis/bladder pain syndrome—A prospective, multicenter, randomized, double-blind, placebo-controlled study. Neurourol Urodyn 39:1505-1514. https://doi.org/10.1002/nau.24382

Chung B, Preston WJ (2002) Extracorporeal shockwave therapy. Sports Med 32(13):851-865. https://doi:10.2165/00007256-200232130-00004

Cleveland RO, Chitnis PV, McClure SR (2007) Acoustic field of a ballistic shock wave therapy device. Ultrasound Med Biol 33:1327-1335. https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2007.02.014

Cleveland RO, McAteer JA (2012) Physics of shock wave lithotripsy. In: Smith AD, Badlani GH, Preminger GM, Kavoussi LR (eds) Smith's Textbook of Endourology, 3rd edn. Wiley- Blackwell, Cichester, pp 529-558. https://doi.org/10.1002/9781444345148.ch49

Coleman AJ, Choi MJ, Saunders JE (1996) Detection of acoustic emission from cavitation in tissue during clinical extracorporeal lithotripsy. Ultrasound Med Biol 22(8):1079-1087.
https://doi.org/10.1016/s0301-5629(96)00118-4

Coleman AJ, Saunders JE (1989) A survey of the acoustic output of commercial extracorporeal shock wave lithotripters. Ultrasound Med Biol 15(3):213-227. https://doi.org/10.1016/0301-5629(89)90066-5

Coptcoat MJ, Miller RA, Wickham JEA (1987) The End of the Stone Age. BDI Publishing, London.

Crevenna R, Mickel M, Schuhfried O, Gesslbauer C, Zdravkovic A, Keilani M (2021) Focused extracorporeal shockwave therapy in physical medicine and rehabilitation. Curr Phys Med Rehabil Rep 9(1):1-10. https://doi.org/10.1007/s40141-020-00306-z

Crum LA (1988) Cavitation microjets as a contributory mechanism for renal calculi disintegration in ESWL. J Urol 140:1587-1590. https://doi.org/10.1016/S0022-5347(17)42132-X

Császár NBM, Angstman NB, Milz S, Sprecher CM, Kobel P, Farhat M, et al. (2015) Radial shock wave devices generate cavitation. PLoS One 10(10):e014054. https://doi:10.1371/journal.pone.0140541

Császár NB, Schmitz C (2013) Extracorporeal shock wave therapy in musculoskeletal disorders. J Orthop Surg Res 8:22. https://doi.org/10.1186/1749-799X-8-22

d'Agostino MC, Craig K, Tibalt E, Respizzi S (2015) Shock wave as biological therapeutic tool: from mechanical stimulation to recovery and healing, through mechanotransduction. Int J Surg 24:147-153. https://doi.org/10.1016/j.ijsu.2015.11.030

Dahlberg JA, Fitch G, Evans RB, McClure SR, Conzemius M (2005) The evaluation of extracorporeal shockwave therapy in naturally occurring osteoarthritis of the stifle joint in dogs. Vet Comp Orthop Traumatol 18(3):147-152.

Dahlberg JA, McClure SR, Evans RB, Reinertson EL (2006) Force platform evaluation of lameness severity following extracorporeal shock wave therapy in horses with unilateral forelimb lameness. J Am Vet Med Assoc 229(1):100-103. https://doi.org/10.2460/javma.229.1.100

de Icaza-Herrera M, Fernández F, Loske AM (2015) Combined short and long-delay tandem shock waves to improve shock wave lithotripsy according to the Gilmore-Akulichev theory. Ultrasonics 58:53-59. https://doi.org/10.1016/j.ultras.2014.12.002

Delacrétaz G, Rink K, Pittomvils G, Lafaut JP, Vandeursen H, Boving R (1995) Importance of the implosion of ESWL-induced cavitation bubbles.

Ultrasound Med Biol 21(1):97-103.
https://doi.org/10.1016/0301-5629(94)00091-3

Delius M (1994) Medical applications and biological effects of extracorporeal shock waves. Shock Waves 4:55-72. https://doi.org/10.1007/BF01418569

Delius M, Brendel W (1990) Historical roots of lithotripsy. J Lithotr Stone Dis 2:161-163.

Divya Prakash G, Anish RV, Jagadeesh G, Chakravortty D (2011) Bacterial transformation using micro-shock waves. Anal Biochem 419(2):292-301. https://doi.org/10.1016/j.ab.2011.08.038

Dreisilker U (2010) Mechanisms of action of shock waves. In: Dreisilker U (ed) Enthesiopathies. pp. 47-53. Heilbronn, Germany: Level 10 Buchverlag.

Dreyer T, Liebler M, Riedlinger RE, Ginter S (2003) Design of compact piezoelectric transducers for shock wave applications. J Acoust Soc Am 114:2466. https://doi.org/10.1121/1.4779871

Duarsa GW, Tirtayasa PM, Duarsa GW, Pribadi F (2022) The efficacy and safety of several types of ESWL lithotripters on patient with kidney stone below 2 cm: A meta-analysis and literature review. Teikyo Med J 45:5613-5624.

Dymarek R, Halski T, Ptaszkowski K, Slupska L, Rosinczuk J, Taradaj J (2014) Extracorporeal shock wave therapy as an adjunct wound treatment: a systematic review of the literature. Ostomy Wound Manage 60:26-39.

Eisenmenger W (1962) Elektromagnetische Erzeugung von ebenen Druckstössen in Flüssigkeiten. Acust Akustis Beih 1:185-202

Eisenmenger W (2001) The mechanism of stone fragmentation in ESWL. Ultrasound Med Biol 27(5):683-693. https://doi.org/10.1016/s0301-5629(01)00345-3

El-Damanhoury H, Schärfe T, Rüth J, Roos S, Hohenfellner R (1991) Extracorporeal shock wave lithotripsy of urinary calculi: experience in treatment of 3,278 patients using the Siemens Lithostar and Lithostar Plus. J Urol 145:484-488. https://doi.org/10.1016/S0022-5347(17)38375-1

Evan AP, Willis LR, McAteer JA, Bailey MR, Connors BA, Shao Y, et al. (2002) Kidney damage and renal functional changes are minimized by waveform control that suppresses cavitation in SWL. J Urol 168:1556-1562. https://doi.org/10.1016/S0022-5347(05)64520-X

Feng Y, Zhao L, Ter Har G, Wan M (2015) Cavitation mechanobiology and applications. In: Wan M, Feng Y, ter Haar G (eds) Cavitation in biomedicine: principles and techniques. Springer Science and Business Media Dordrecht, Heidelberg, New York, London, pp 457-503. https://doi.org/10.1007/978-94-017-7255-6_9

Fernández-Castaño R, Fernández-Blázquez MA, Echevarría Fernández I, Cabrera-Freitag M, Freitag K (2023) Effect of transcranial pulse stimulation for the treatment of Alzheimer´s disease and its related symptoms. Curr Alzheimer Res 20(4):244-249.
https://doi:10.2174/1567205020666230727102025

Feynman RP, Leighton RB, Sands M (2011) The Feynman Lectures on Physics, Volume II: Mainly Electromagnetism and Matter. Basic Books, New York, USA. ISBN-13: 978-0465024940.

Freund JB (2008) Suppression of shocked-bubble expansion due to tissue confinement with application to shock-wave lithotripsy. J Acoust Soc Am 123:2867-2874. https://doi.org/10.1121/1.2902171

Gama BA, Lopatnikov SL, Gillespie JW Jr (2004) Hopkinson bar experimental technique: a critical review. Appl Mech Rev 57:223-250. https://doi.org/10.1115/1.1704626

Gatz M, Schweda S, Betsch M, Dirrichs T, de la Fuente M, Reinhardt N, Quack V (2021) Line- and point-focused extracorporeal shock wave therapy for Achilles tendinopathy: A placebo-controlled RCT study. Sports Health 13(5):511-518. https://doi.org/10.1177/1941738121991791

Gerdesmeyer L, Frey C, Vester J, Maier M, Weil L Jr, Russlies M, et al. (2008) Radial extracorporeal shock wave therapy is safe and effective in the treatment of chronic recalcitrant plantar fasciitis: Results of a confirmatory randomized placebo-controlled multicenter study. Am J Sports Med 36(11):2100-2109. https://doi.org/10.1177/0363546508324176

Ginter S, Burkhardt M, Vallon P (2010) Richard Wolf: the piezoelectric ESWL—more than 20 years of clinical success worldwide. In: Chaussy C, Haupt G, Jocham D, Köhrmann KU (eds) Therapeutic energy: applications in urology II: standards and recent developments. Stuttgart, New York:Thieme; pp 87-92.

Ginter S, Liebler M, Steiger E, Dreyer T, Riedlinger RE (2002) Full-wave modeling of therapeutic ultrasound: nonlinear ultrasound propagation in ideal fluids. J Acoust Soc Am 111:2049-2059. https://doi.org/10.1121/1.1468876

Goertz O, Hauser J, Hirsch T, von der Lohe L, Kolbenschlag J, Stricker I, et al. (2015) Short-term effects of extracorporeal shock waves on microcirculation. J Surg Res 194(1), 304-311. https://doi.org/10.1016/j.jss.2014.10.018

Graff J, Richter KD, Pastor J (1988) Effect of high energy shock waves on bony tissue. In: Walker VR, Sutton RAL, Cameron ECB, Pak CYC, Robertson WG (eds) Urolithiasis. Springer, Boston; pp 997-998. https://doi.org/10.1007/978-1-4899-0873-5_315

Granz B (1989) PVDF hydrophone for the measurement of shock waves. IEEE Trans Electr Insul 24(3):499-502. doi: 10.1109/14.30896

Granz B, Köhler D (1992) What makes shock waves efficient in lithotripsy? J Stone Dis 4:123-128.

Granz B, Nanke R, Fehre J, Pfister T, Engelbrecht R (2004) Light spot hydrophone, innovation in lithotripsy. Med Solut 6:86-87.

Ha CH, Lee SC, Kim S, Chung J, Bae H, Kwon K (2015) Novel mechanism of gene transfection by low-energy shock wave. Sci Rep 5:12843. https://doi.org/10.1038/srep12843

Halliday D, Resnick R, Walker J (2013) Fundamentals of Physics. John Wiley & Sons, New Jersey, USA. ISBN: 111823071X

Hatanaka K, Ito K, Shindo T, Kagaya Y, Ogata T, Eguchi K, et al. (2016) Molecular mechanisms of the angiogenic effects of low-energy shock wave therapy: roles of mechanotransduction. Am J Physiol Cell Physiol 311:C378-385. https://doi.org/10.1152/ajpcell.00152.2016

Haupt G (1997) Use of extracorporeal shock waves in the treatment of pseudoarthrosis, tendinopathy and other orthopaedic diseases. J Urol 158(1):4-11. https://doi.org/10.1097/00005392-199707000-00003

Holsapple JS, Cooper B, Berry SH, Staniszewska A, Dickson BM, Taylor JA, et al. (2021) Low intensity shockwave treatment modulates macrophage functions beneficial to healing chronic wounds. Int J Mol Sci 22(15):7844. https://doi.org/10.3390/ijms22157844

Hosseini SHR, Kohno Y, Takayama K (2005) Micro-explosives induced underwater shock waves for medical applications. Sci Technol Energetic Mater 6:411-415.

Huber P, Debus J, Peschke P, Hahn EW, Lorenz WJ (1994) In vivo detection of ultrasonically induced cavitation by a fibre-optic technique. Ultrasound Med Biol 20:811-825. https://doi.org/10.1016/0301-5629(94)90038-8

Hunter PT, Finlayson B, Hirko RJ, Voreck WC, Walker R, Walck S, et al. (1986) Measurement of shock wave pressures used for lithotripsy. J Urol 136(3):733-738. https://doi.org/10.1016/s0022-5347(17)45038-5

International Society for Shockwave Treatment (ISMST) (2023) ESWT Guidelines. www.ismst.com

Iro H, Nitsche N, Schneider TH, Ell C (1989) Extracorporeal shockwave lithotripsy of salivary gland stones. Lancet 2(8654):115. https://doi.org/10.1016/s0140-6736(89)90365-6

Jagadeesh G, Nataraja KN, Udayakumar M (2004) Shock waves can enhance bacterial transformation with plasmid DNA. Curr Sci 87:734-735. https://www.jstor.org/stable/24109347

Jamshidi Rad A, Ueberle F (2015) Field mapping of ballistic pressure pulse sources. Curr Dir Biomed Eng 1:26-29. https://doi.org/10.1515/cdbme-2015-0007

Kang G, Cho SC, Coleman AJ, Choi MJ (2014) Characterization of the shock pulse-induced cavitation bubble activities recorded by an optical fiber hydrophone. J Acoust Soc Am 135:1139-1148. https://doi.org/10.1121/1.4863199

Karpmann RR, Magee FP, Gruen TWS, Mobley T (1987) The lithotriptor and its potential use in the revision of total hip arthroplasty. Orthop Rev 16:38-42.

Kertzman P, Lenza M, Pedrinelli A, Ejnisman B (2015) Shockwave treatment for musculoskeletal diseases and bone consolidation: qualitative analysis of the literature. Rev Bras Ortop 50(1):3-8. https://doi.org/10.1016/j.rboe.2015.01.003

Kisch T, Wuerfel W, Forstmeier V, Liodaki E, Stang FH, Knobloch K, et al. (2016) Repetitive shock wave therapy improves muscular microcirculation. J Surg Res 201(2):440-445. https://doi.org/10.1016/j.jss.2015.11.049

Koch C, Molkenstruck W, Reibold R (1997) Shock-wave measurement using a calibrated interferometric fiber-tip sensor. Ultrasound Med Biol 23(8):1259-1266. https://doi.org/10.1016/s0301-5629(97)00127-0

Köhrmann KU, Rassweiller JJ, Manning M, Mohr G, Henkel TO, Jünemann KL, et al. (1995) The clinical introduction of a third-generation lithotripter: Modulith SL 20. J Urol 153:1379-1383.

Külkens C, Quetz JU, Lippert BM, Folz BJ, Werner JA (2001) Ultrasound guided piezoelectric extracorporeal shock wave lithotripsy of parotid gland calculi. J Clin Ultrasound 29:389-394. https://doi.org/10.1002/jcu.1054

Kuwahara M, Kambe K, Kurosu S, Kageyama S, Ioritani N, Orikasa S, et al. (1987) Clinical application of extracorporeal shock wave lithotripsy using microexplosions. J Urol 137:837-840. https://doi.org/10.1016/s0022-5347(17)44268-6

Lauterborn W, Ohl CD (1998) The peculiar dynamics of cavitation bubbles. In: Biesheuvel A., van Heijst GF (eds) In Fascination of Fluid Dynamics. Fluid Mechanics and its Applications, vol 45. Springer, Dordrecht. https://doi.org/10.1007/978-94-011-4986-0_5

Lebrun CM (2005) Low-dose extracorporeal shock wave therapy for previously untreated lateral epicondylitis. Clin J Sport Med 15(5):401-402. https://doi.org/10.1097/01.jsm.0000180017.37265.ae

Lingeman JE, Kim SC, Kuo RL, McAteer JA, Evan AP (2003) Shockwave lithotripsy. anecdotes and insights. J Endourol 17:687-693. https://doi.org/10.1089/089277903770802191

Lohrer H, Gerdesmeyer L (eds) 2014. Shock wave therapy in practice. In: Multidisciplinary Medical Applications. Heilbronn: Buchverlag. pp. 50-69.

Lohrer H, Nauck T, Korakakis V, Malliaropoulos N (2016) Historical ESWT paradigms are overcome: A narrative review. Biomed Res Int 2016:3850461. https://doi.org/10.1155/2016/3850461

Loske AM (2010) The role of energy density and acoustic cavitation in shock wave lithotripsy. Ultrasonics 50:300-305. https://doi.org/10.1016/j.ultras.2009.09.012

Loske AM (2017) Medical and Biomedical Applications of Shock Waves. Springer International Publishing, Cham, Switzerland. https://doi:10.1007/978-3-319-47570-7_1

Loske AM, Moya D (2021) Shock waves and radial pressure waves: Time to put a clear nomenclature into practice. J Regen Sci 1(1):4-8. doi:10.13107/jrs.2021.v01.i01.005

Lukes P, Fernández F, Gutiérrez-Aceves J, Fernández E, Alvarez UM, Sunka P, et al. (2016) Tandem shock waves in medicine and biology: a review of potential applications and successes. Shock Waves 26:1-23. https://doi.org/10.1007/s00193-015-0577-0

Lukes P, Sunka P, Hoffer P, Stelmashuk V, Benes J, Poucková P, et al. (2012) Generation of focused shock waves in water for biomedical applications. In: Machala Z, Hensel K, Akishev Y (eds) Plasma for bio-decontamination, medicine and food security, NATO science for peace and security series A: chemistry and biology. Springer, Rotterdam, pp 403–416. http://doi:10.1007/978-94-007-2852-3_31

Manousakas I, Liang S-M, Wan L-R, Wang C-H (2004) Development of a system of automatic gap-adjusted electrodes for shock wave generators. Rev Sci Instrum 75: 4811-4819. https://doi.org/10.1063/1.1809298

Mariotto S, de Prati AC, Cavalieri E, Amelio E, Marlinghaus E, Suzuki H (2009) Extracorporeal shock wave therapy in inflammatory diseases: molecular mechanism that triggers anti-inflammatory action. Curr Med Chem 16:2366-2372. https://doi.org/10.2174/092986709788682119

Martínez-Maldonado MA, Millán-Chiu BE, Fernández F, Larrañaga D, Gómez-Lim MA, Loske AM (2024) Underwater shock wave-enhanced cavitation to induce morphological changes and cell permeabilization in microscopic fungi. Fluids 9(4):81. https://doi.org/10.3390/fluids9040081

Matlaga BR, McAteer JA, Connors BA, Handa RK, Evan AP, Williams JC, et al. (2008) Potential for cavitation-mediated tissue damage in shockwave lithotripsy. J Endourol 22:121-126. https://doi.org/10.1089/end.2007.9852

McClure SR, VanSickle D, Evans R, Reinertson EL, Moran L (2004a) The effects of extracorporeal shock-wave therapy on the ultrasonographic and histologic appearance of collagenase induced equine forelimb suspensory ligament desmitis. Ultrasound Med Biol 30:461-467. https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2003.12.005

McClure SR, VanSickle D, White MR (2004b) Effects of extracorporeal shock wave therapy on bone. Vet Surg 33:40-48. https://doi.org/10.1111/j.1532-950x.2004.04013.x

Mittermayr R, Antonic V, Hartinger J, Kaufmann H, Redl H, Téot L, et al. (2012) Extracorporeal shock wave therapy (ESWT) for wound healing: technology, mechanisms, and clinical efficacy. Wound Repair Regen 20:456-465. https://doi.org/10.1111/j.1524-475X.2012.00796.x

Moya D (2023) Myths, truths, doubts and confusions about shockwave therapy and its role in musculoskeletal pathology. Rev Asoc Argent Ortop Traumatol 89(2):199-209. https://doi.org/10.15417/issn.1852-7434.2024.89.2.1835

Moya D, Loske AM (2022) Piezoelectric shock wave sources: Are they still the Cinderella to treat musculoskeletal disorders? J Regen Sci 2(2):3-6. doi:10.13107/jrs.2022.v02.i02.051

Moya D, Loske AM, Hobrough P, Moya C (2023) History of shock waves and radial pressure waves from Newton to our times. J Regen Sci 3(1):9-14. doi:10.13107/jrs.2023.v03.i01.70

Moya D, Ramon S, Schaden W, Wang C-J, Guiloff L, Cheng J-H (2018) The Role of Extracorporeal Shockwave Treatment in Musculoskeletal Disorders. J Bone Joint Surg Am 100(3). https://doi.org/10.2106/JBJS.17.00661

Moya D, Singh M, Schledorn de Camargo L (2025) How to read radial pressure wave and shock wave scientific literature without perishing in the attempt. J Regen Sci 5(2):50-54. https://doi.org/10.13107/jrs.2025.v05.i02.183

Müller M, Platte M (1985) Einsatz einer breitbandigen Drucksonde auf PVDF-Basis zur Untersuchung konvergierender Stosswellen in Wasser. Acustica 58:215-222.

Nightingale KR, Church CC, Harris G, Wear KA, Bailey MR, Carson PL, et al. (2015) Conditionally increased acoustic pressures in nonfetal diagnostic ultrasound examinations without contrast agents: A preliminary assessment. J Ultrasound Med 34(7):1-41. https://doi.org/10.7863/ultra.34.7.15.13.0001

Novak P (2014) Physics: F-SW and R-SW. Basic information on focused and radial shock wave physics. In: Lohrer H, Gerdesmeyer L (eds) Multidisciplinary medical applications. Level10 Buchverlag, Heilbronn, pp 28-49.

Novak P, Verdaasdonk R (2017) Radial ESWT update – New observations explain positive treatment results in sports medicine. In: Lohrer H, Nauck T (eds) Shock wave therapy in practice: Shock waves in sports medicine. Level10 Buchverlag, Heilbronn, pp 126-157. ISBN: 9-783945-106099

O'Brien WD, Frizzell LA (2000) Ultrasound-induced lung hemorrhage is not caused by inertial cavitation. J Acoust Soc Am 108(3 Pt 1):1290-1297. https://doi.org/10.1121/1.1287706

Ogbeivor C, AlMubarak H, Akomolafe T, Alkahtani H, AlMugizel H, Marin I, et al. (2025) The effectiveness of radial shockwave therapy on myofascial pain syndrome: a two-armed, randomized double-blind placebo-controlled trial. BMC Musculoskelet Disord 26:413. https://doi.org/10.1186/s12891-025-08659-z

Oshita D, Hosseini SHR, Okuda Y, Miyamoto Y, Sakugawa T, Katsuki S, et al. (2012) Time-resolved high-speed visualization and analysis of underwater shock wave focusing generated by a magnetic pulse compression unit. IEEE Trans Plasma Sci 40:2395-2400. doi:10.1109/TPS.2012.2187541

Parsons JE, Cain CA, Fowlkes JB (2006) Cost-effective assembly of a basic fiberoptic hydrophone for measurement of high amplitude therapeutic ultrasound fields. J Acoust Soc Am 119:1432-1440. https://doi.org/10.1121/1.2166708

Perez C, Chen H, Matula TJ, Karzova M, Khokhlova VA (2013) Acoustic field characterization of the Duolith: measurements and modeling of a clinical shock wave therapy device. J Acoust Soc Am 134:1663-1674. https://doi.org/10.1121/1.4812885

Perez-Favila A, Martinez-Fierro ML, Rodriguez-Lazalde JG, Cid-Baez MA, Zamudio-Osuna MDJ, Martinez-Blanco MDR, et al. (2019) Current therapeutic strategies in diabetic foot ulcers. Medicina (Kaunas). 55(11):714. https://doi.org/10.3390/medicina55110714

Philipp A, Delius M, Scheffczyk C, Vogel A, Lauterborn W (1993) Interaction of lithotripter generated shock waves with air bubbles. J Acoust Soc Am 93:2496-2509. https://doi.org/10.1121/1.406853

Pishchalnikov YA, McAteer JM, Williams JC, Connors BA, Handa RK, Lingeman JA, et al. (2013) Evaluation of the LitoGold LG- 380 lithotripter: In vitro acoustic characterization and assessment of renal injury in the pig model. J Endourol 27(5):631-639. https://doi.org/10.1089/end.2012.0611

Pishchalnikov YA, Sapozhnikov OA, Bailey MR, Williams JC, Cleveland RO, Colonius T, et al. (2003) Cavitation bubble cluster activity in the breakage of kidney stones by lithotripter shockwaves. J Endourol 17:435-446. https://doi.org/10.1089/089277903769013568

Platte M (1985) A polyvinylidene fluoride needle hydrophone for ultrasonic applications. Ultrasonics 23:113-118. https://doi.org/10.1016/0041-624X(85)90059-9

Polzl L, Nagele F, Hirsch J, Graber M, Lobenwein D, Kirchmair E, et al. (2021) Defining a therapeutic range for regeneration of ischemic myocardium via shock waves. Sci Rep 11:409. https://doi.org/10.1038/s41598-020-79776-z

Preston RC, Bacon DR, Livett AJ, Rajendran K (1983) PVDF membrane hydrophone performance properties and their relevance to the measurement of the acoustic output of medical ultrasonic equipment. J Phys E Sci Instrum 16:786-796. https://doi.org/10.1088/0022-3735/16/8/019

Priglinger E, Schuh C, Steffenhagen C, Wurzer C, Maier J, Nuernberger S, et al. (2017) Improvement of adipose tissue-derived cells by low-energy extracorporeal shock wave therapy. Cytotherapy 19:1079-1095. https://doi.org/10.1016/j.jcyt.2017.05.010

Rabenstein T, Radespiel-Tröger M, Höpfner L, Benninger J, Farnbacher M, Greess H, et al. (2005) Ten years' experience with piezoelectric extracorporeal shockwave lithotripsy of gallbladder stones. Eur J Gastroenterol Hepatol 17(6):629-639. https://doi.org/10.1097/00042737-200506000-00007

Rassweiler J, Henkel TO, Köhrmann KU, Potempa D, Jünemann KP, Alken P (1992) Lithotripter technology: Present and future. J Endourol 6:1-13. https://doi.org/10.1089/end.1992.6.1

Reinhardt N, Dick T, Lang L, Radermacher K, de la Fuente M (2021) Hybrid test bench for high repetition rate radial shock wave measurement. Curr Dir Biomed Eng 7(2): 395-398. https://doi.org/10.1515/cdbme-2021-2100

Reinhardt N, Schmitz C, Milz S, de la Fuente M (2024) Influence of the skull bone and brain tissue on the sound field in transcranial extracorporeal shock wave therapy: an ex vivo study. Biomed Eng-Biomed Tech 69(1): 27-37. https://doi.org/10.1515/bmt-2022-0332

Reinhardt N, Wegenaer J, de la Fuente M (2022) Influence of the pulse repetition rate on the acoustic output of ballistic pressure wave devices. Sci Rep 12(1):18060. https://doi.org/10.1038/s41598-022-21595-5

Rola P, Wlodarczak A, Barycki M, Doroszko A (2022) Use of the shock wave therapy in basic research and clinical applications – from bench to bedsite. Biomedicines 10(3):568. https://doi.org/10.3390/biomedicines10030568

Ryskalin L, Morucci G, Natale G, Gesi M (2022) Molecular mechanisms underlying the pain-relieving effects of extracorporeal shock wave therapy: A narrative review. Life (Basel) 12(5):743. https://doi.org/10.3390/life12050743

Salihi S, Suleiman O, Tarar BA, Yaldo F, Najem M (2025) Intravascular shockwave lithotripsy for the treatment of severe peripheral arterial disease: A single-centre experience. Cureus 17(1):e78149. https://doi.org/10.7759/cureus.78149

Sapozhnikov OA, Maxwell AD, MacConaghy B, Bailey MR (2007) A mechanistic analysis of stone fracture in lithotripsy. J Acoust Soc Am 121:1190-1202. https://doi.org/10.1121/1.2404894

Sauerbruch T, Delius M, Paumgartner G, Holl J, Wess O, Weber W, et al. (1986) Fragmentation of gallstones by extracorporeal shock waves. N Engl J Med 314(13): 818-822. https://doi.org/10.1056/NEJM198603273141304

Sauerbruch T, Holl J, Sackmann M, Werner R, Wotzka R, Paumgartner G. (1987) Disintegration of a pancreatic duct stone with extracorporeal shock waves in a patient with chronic pancreatitis. Endoscopy 19(5):207-208. https://doi.org/10.1055/s-2007-1018284

Sauerbruch T, Stern M (1989) Fragmentation of bile duct stones by extracorporeal shock waves. A new approach to biliary calculi after failure of routine endoscopic measures. Gastroenterology 96(1):146-152. https://doi.org/10.1016/0016-5085(89)90775-0

Saxena A, Bondi E, Gerdesmeyer L, Tenforde AS. (2025) Extracorporeal shock wave therapy (ESWT) and radial pressure waves (RPW) may improve post-operative recovery following insertional Achilles tendon surgeries: a case-control pilot study. J Orthop Surg Res 20:751. https://doi.org/10.1186/s13018-025-06165-5

Schaden W, Thiele R, Kölpl C, Pusch M, Nissan A, Attinger CE, et al. (2007) Shock wave therapy for acute and chronic soft tissue wounds: a feasibility study. J Surg Res 143:1-12. https://doi.org/10.1016/j.jss.2007.01.009

Schaden W, Warlick J, Schultheiss R, Uebelacker W. (2012) US Patent US 8,257,282 B2. Pressure pulse/shock wave apparatus with parabolic reflector. Assignee: SoftWave Tissue Regeneration Technologies LLC.

Schafer ME (1993) Cost effective shock wave hydrophones. J Stone Dis 5:73-76.

Schlaudraff KU, Kiessling MC, Császár NBM, Schmitz C (2014) Predictability of the individual clinical outcome of extracorporeal shock wave therapy for cellulite. Clin Cosmet Investig Dermatol 7: 171-183. http://doi:10.2147/CCID.S59851

Schleberger R, Senge T (1992) Non-invasive treatment of long bone pseudarthrosis by shockwaves (ESWL). Arch Orthop Trauma Surg 111:224-227. https://doi.org/10.1007/BF00571482

Schmitz C, Császár NB, Milz S, Schieker M, Maffulli N, Rompe JD, et al. (2015) Efficacy and safety of extracorporeal shock wave therapy for orthopedic conditions: A systematic review on studies listed in the PEDro database. Br Med Bull 116:115-138. https://doi.org/10.1093/bmb/ldv047

Schmitz C, Császár NB, Rompe JD, Chaves H, Furia JP (2013) Treatment of chronic plantar fasciopathy with extracorporeal shock waves (review). J Orthop Surg Res 8:31.http://doi:10.1186/1749-799X-8-31

Schuh C, Heher P, Weihs AM, Banerjee A, Fuchs C, Gabriel C, et al. (2014) In vitro extracorporeal shock wave treatment enhances stemness and preserve multipotency of rat and human adipose-derived stem cells. Cytotherapy 16(12):1666-1678. https://doi:10.1016/j.jcyt.2014.07.005

Simplicio CL, Purita J, Murrell W, Santos GS, dos Santos RG, Lana JFSD (2020) Extracorporeal shock wave therapy mechanisms in musculoskeletal regenerative medicine. J Clin Orthop Trauma 11:S309-S318. https://doi.org/10.1016/j.jcot.2020.02.004

Speed C (2004) Extracorporeal shock-wave therapy in the management of chronic soft-tissue conditions. J Bone Joint Surg Br Vol 86:165-171. https://doi.org/10.1302/0301-620x.86b2.14253

Speed C (2014) A systematic review of shockwave therapies in soft tissue conditions: focusing on the evidence. Br J Sports Med 48:1538-1542. https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091961

Staudenraus J, Eisenmenger W (1993) Fibre-optic hydrophone for ultrasonic and shock wave measurements in water. Ultrasonics 31:267-273. https://doi.org/10.1016/0041-624X(93)90020-Z

Tailly GG (1999) Consecutive experience with four Dornier lithotripters: HM4, MPL 9000, Compact and U/50. J Endourol 13(5):48-51. https://doi.org/10.1089/end.1999.13.329

Thiel M (2001) Application of shock waves in medicine. Clin Orthop Relat Res 387:18-21. https://doi.org/10.1097/00003086-200106000-00004

Tippens PE (2005) Physics (7th ed.). McGraw-Hill College, ISBN-13: 978-0-07-301267-X

Tolley DA (1993) Consensus of lithotriptor terminology. World J Urol 11:37-42. https://doi.org/10.1007/BF00182170

Torres-Ortiz D, García-Alcocer G, Loske AM, Fernández F, Becerra-Becerra E, Esparza R, et al. (2023) Green synthesis and antiproliferative activity of gold nanoparticles of a controlled size and shape obtained using shock wave extracts from Amphipterygium adstringens. Bioengineering 10(4):437. https://doi.org/10.3390/bioengineering10040437

Ueberle F (2011) Application of shock waves and pressure pulses in medicine. In: Kramme R, Hoffmann KP, Pozos RS (eds) Springer Handbook of Medical Technology. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, pp 641-675. https://doi.org/10.1007/978-3-540-74658-4_33

Ueberle F, Rad AJ (2011) Pressure pulse measurements using optical hydrophone principles. Advanced Metrology for Ultrasound in Medicine. J Phys Conf Ser 279:012003. https://doi:10.1088/1742-6596/279/1/012003

Ueberle F, Rad AJ (2012) Ballistic pain therapy devices: measurement of pressure pulse parameters. Biomed Tech (Berl) 57(Suppl 1):700-703. https://doi.org/10.1515/bmt-2012-4439

Vainer J, Habets JHM, Schalla S, Lousberg AHP, De Pont CDJM, Vöö SA, et al. (2016) Cardiac shockwave therapy in patients with chronic refractory angina pectoris. Neth Heart J 24:343-349. https://doi.org/10.1007/s12471-016-0821-y

Valchanou VD, Michailov P (1991) High energy shockwaves in the treatment of delayed and nonunion of fractures. Int Orthop 15:181-184. https://doi.org/10.1007/BF00192289

Vlaisavljevich E, Lin K-W, Maxwell A, Warnez M, Sing LM, et al. (2015) Effects of ultrasound frequency and tissue stiffness on the histotripsy intrinsic threshold for cavitation. Ultrasound Med Biol 41(6): 1651-1667. https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2015.01.028

Wainberg MC (2022) The evolving use of extracorporeal shock wave therapy in managing musculoskeletal and neurological diagnoses. Mayo Clinic Proceedings: Innovations, Quality & Outcomes.

Walker JS (2017) Physics. 5th ed. Pearson, San Francisco, CA, USA. ISBN 0321976444

Wan M, Feng Y, ter Haar G (eds) (2015) Cavitation in biomedicine: principles and techniques. Springer Science and Business Media, Heidelberg, New York, London. https://doi.org/10.1007/978-94-017-7255-6

Wang CJ (2003) An overview of shock wave therapy in musculoskeletal disorders. Chang Gung Med J 26:220-232.

Wang ZQ, Lauxmann P, Wurster C, Köhler M, Gompf B, Eisenmenger W (1999) Impulse response of a fiber optic probe hydrophone determined with shock waves in water. J Appl Phys 85:2514-2516. https://doi.org/10.1063/1.369569

Weihs AM, Fuchs C, Teuschl AH, Hartinger J, Slezak P, Mittermayr R, et al. (2014) Shock wave treatment enhances cell proliferation and improves wound healing by ATP release- coupled extracellular signal-regulated kinase (ERK) activation. J Biol Chem 289:27090-27104. https://doi.org/10.1074/jbc.M114.580936

Wess O (2006) Physics and technology of shock wave and pressure wave therapy. ISMST Newsletter 2(1):2-12.

Wess O (2008) A neural model for chronic pain and pain relief by extracorporeal shock wave treatment. Urol Res 36(6):327-334. https://doi.org/10.1007/s00240-008-0156-2

Wess O (2012) Physics and technique of shock wave lithotripsy (SWL). In: Talati J, Tiselius HG, Albala DM, Ye Z (eds) Urolithiasis. Basic science and clinical practice. Springer Verlag, London, pp 301-311. https://doi:10.1007/978-1-4471-4387-1_38

Wess O, Marlinghaus EH, Katona J (1990) A new design of an optimal acoustic source for extracorporeal lithotripsy. In: Burhenne J (ed), Billiary lithotripsy II: adapted from the proceedings of the second international inter-disciplinary symposium on biliary lithotripsy, Year Book Medical Publishers, Chicago, pp 211-214.

Wess O, Mayer J (2024) Diffuser for a shockwave transducer. US patent number 20240122616. https://patentscope.wipo.int/search/de/detail.jsf?docId=US427662633&_fid=US427662633

Wess O, Mayer J (2025) The interaction of shock waves with biological tissue - Momentum transfer, the key for tissue stimulation and fragmentation. Int J Surg 111(4):2810-2828. https://doi.org/10.1097/JS9.0000000000002261

Wess O, Ueberle F, Dührßen R-N, Hilcken D, Krauß W, Reuner Th, et al. (1997) Working Group Technical Developments - Consensus Report. In: Chaussy C, Eisenberger F, Jocham D, Wilbert D (eds) High Energy Shock Waves in Medicine. Thieme Verlag, Stuttgart, pp 59-71. http://hdl.handle.net/20.500.12738/3632

Weihs AM, Fuchs C, Teuschl A, Hartinger J, Slezak P, Mittermayr R, et al. (2014) Shock wave treatment enhances cell proliferation and improves wound healing by ATP release-coupled extracellular signal-regulated kinase (ERK) activation. J Biol Chem 289:27090-27104. https://doi.org/10.1074/jbc.M114.580936

Wilbert DM, Reichenberger H, Noske B, Riedmiller H, Alken P, Hohenfellner R (1987) New generation shock wave lithotripsy. J Urol 138:563-565. https://doi.org/10.1016/s0022-5347(17)43259-9

Wuerfel T, Schmitz C, Jokinen LLJ (2022) The effects of the exposure of musculoskeletal tissue to extracorporeal shock waves: A systematic review. Biomedicines 10(5):1084. https://doi.org/10.3390/biomedicines10051084

Yamamoto S, Tagawa Y, Kameda M (2015) Application of background-oriented schlieren (BOS) technique to a laser-induced underwater shock wave. Exp Fluids 56:93. https://doi:10.1007/s00348-015-1960-4

Yan X, Zeng B, Chai Y, Luo C, Li X (2008) Improvement of blood flow, expression of nitric oxide, and vascular endothelial growth factor by low-energy shockwave therapy in random-pattern skin flap model. Ann Plast Surg 61:646-653. https://doi.org/10.1097/SAP.0b013e318172ba1f

Yang E, Lew HL, Özçakar L, Wu C-H (2021) Recent advances in the treatment of spasticity: extracorporeal shock wave therapy. J Clin Med 10:4723. https://doi.org/10.3390/jcm10204723

Yeaman LD, Jerome CP, McCullough DL (1989) Effects of shock waves on the structure and growth of the immature rat epiphysis. J Urol 141:670-674. https://doi.org/10.1016/s0022-5347(17)40929-3

Young HD, Freedman RA, Ford AL (2014) University Physics. Pearson Education, Inc., San Francisco, CA, USA. ISBN: 0321675460

Zhong P, Chuong CJ, Preminger GM (1993) Propagation of shock waves in elastic solids caused by the impact of cavitation microjets. II Application to extracorporeal shock wave lithotripsy. J Acoust Soc Am 94:29-36. https://doi.org/10.1121/1.407088

Zhong P, Cioanta I, Cocks FH, Preminger GM (1997) Inertial cavitation and associated acoustic emission produced during electrohydraulic shock wave lithotripsy. J Acoust Soc Am 101:2940-2950. https://doi.org/10.1121/1.418522

Zhong P, Zhou Y (2001) Suppression of large intraluminal bubble expansion in shock wave lithotripsy without compromising stone comminution: methodology and in vitro experiments. J Acoust Soc Am 110:3283-3291. https://doi.org/10.1121/1.1416906

Zhong P, Zhou Y, Zhu S (2001) Dynamics of bubble oscillation in constrained media and mechanisms of vessel rupture in SWL. Ultrasound Med Biol 27:119-134.https://doi.org/10.1016/s0301-5629(00)00322-7

Zhou Y (2012) Reduction of bubble cavitation by modifying the diffraction wave from a lithotripter aperture. J Endourol 26(8):1075-1084. https://doi.org/10.1089/end.2011.0671

Zhu SL, Cocks FH, Preminger GM, Zhong P (2002) The role of stress waves and cavitation in stone comminution in shock wave lithotripsy. Ultrasound Med Biol 28:661-671. https://doi.org/10.1016/s0301-5629(02)00506-9

Zimmermann R, Cumpanas A, Hoeltl L, Janetschek G, Stenzl A, Miclea F (2008) Extracorporeal shock-wave therapy for treating chronic pelvic pain syndrome: a feasibility study and the first clinical results. BJU Int 102:976-980. https://doi.org/10.1111/j.1464-410X.2008.07742.x

Access the digital version of this publication by scanning the QR code.

Acceda a la versión digital de esta publicación mediante el código QR.

CENTRO DE FÍSICA APLICADA Y TECNOLOGÍA AVANZADA

ISBN 978-607-647-029-9