

文章编号: 1004-7220(2024)02-0319-07

基于 PVDF 柔性传感器的不同介质中冲击波波源测量与频谱分析

牛海军, 徐连胜, 沈飞, 吴琼, 王立, 李泮骥, 樊璠

(北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 北京 100191)

摘要: **目的** 明确体外冲击波系统冲击头在不同介质界面产生的冲击波波源特征。**方法** 采用冲击气压可调的体外冲击波产生与信号采集实验系统, 结合聚偏二氟乙烯 (PVDF) 柔性传感器, 通过实验测量方法研究冲击头在不同介质 (仿体组织、水和空气) 界面产生的冲击波形, 分析波源的时域特征和频谱特性。**结果** 在相同气压冲击下, 冲击头在仿体界面和水界面产生的冲击波波形相似, 二者与空气界面产生的冲击波波形存在较大差异, 空气界面的正负压绝对值明显减小; 不同介质中产生的冲击波频谱特性相似, 都存在 3 个明显的峰值频率, 仿体、水和空气中调制频率分别为 12.2、8.5、7.2 kHz, 载波频率基本无变化 (82~83 kHz)。不同气压冲击下, 冲击头在同一介质界面产生的冲击脉冲波波形差异不大, 冲击气压仅影响冲击波幅度, 不影响峰值频率。随着冲击气压的增大, 介质界面正负压绝对值增大, 变化基本呈线性。**结论** PVDF 柔性传感器可以有效测量冲击波波源, 不同介质界面产生的冲击波在时域和频域都存在一定差异, 不能简单以空气或水中的冲击波传播特性代替生物组织中的传播特性。研究结果可以为冲击波设备的评估和临床冲击波治疗方案的制定提供重要信息。

关键词: 体外冲击波; 波源测量; PVDF 传感器; 频谱分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.02.019

Ballistic Shock Wave Measurement and Spectral Analysis in Different Media Based on Flexible PVDF Sensor

NIU Haijun, XU Liansheng, SHEN Fei, WU Qiong, WANG Li, LI Fengji, FAN Fan

(School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China)

Abstract: **Objective** To clarify the characteristics of shock wave sources generated at different medium interfaces. **Methods** The experiment used an *in vitro* adjustable impact pressure shock wave generation and signal acquisition system combined with a flexible PVDF sensor. The waveform of the shock wave generated by the applicator at the interface of different media (soft tissue-mimicking phantom, water and air) was explored. The characteristics of the shock wave source in the time and frequency domains were analyzed. **Results** When the same impact pressure was applied, shock waveforms generated at the interfaces of the phantom and water exhibited similar characteristics from a time-domain perspective. At the same time, both differed significantly from those generated at the air interface, where the absolute values of the positive and negative pressures were noticeably reduced. The characteristics of the shockwave spectra in various media revealed three distinct peak frequencies, with the modulation frequencies varying in the phantom (12.2 kHz), water (8.5 kHz), and air (7.2 kHz). In contrast, the carrier frequency remained relatively constant (between 82 and 83 kHz). When different

收稿日期: 2023-08-02; 修回日期: 2023-09-06

基金项目: 国家重点研发计划项目 (2020YFC0122201), 国家自然科学基金项目 (32071315), 中央高校基本科研业务费专项资金 (YWF-23-YG-QB-033)

通信作者: 樊璠, 助理教授, 硕士生导师, E-mail: fanfan@buaa.edu.cn

impact pressures were applied, there was little influence on the waveform at the same medium interface, indicating that the impact pressure affected only the shockwave amplitude and not the peak frequency. As the impact pressure increases, the absolute values of the positive and negative pressures at the medium interface increase linearly. **Conclusions** Shockwave sources can be effectively measured using a flexible PVDF sensor. Shock waves generated at different medium interfaces exhibit temporal and spectral differences, indicating that the characteristics of shock wave propagation in air or water cannot be substituted for those in biological soft tissues. These findings provide crucial information for evaluating shockwave devices and formulating treatment protocols in the clinic.

Key words: extracorporeal shock wave therapy (ESWT); shock wave source measurement; PVDF sensor; spectral analysis

发散式体外冲击波治疗 (extracorporeal shock wave therapy, ESWT) 是一种非侵入性的物理治疗方法。在过去的 30 年里, ESWT 已成功应用于多个临床和康复领域^[1-3]。临床研究表明, 体外冲击波的治疗效果取决于冲击波与靶组织的相互作用, 只有力度适合的脉冲波才能在组织内引发包括增进细胞生长分化、促进血管新生、抑制炎症反应等多种生物学效应, 从而达到治疗目的^[4-10]。

弹道式冲击是临床最常用的冲击波发生方式, 产生原理是通过子弹体撞击金属冲击头, 在冲击头与患者组织接触界面产生一组复杂的脉冲波, 脉冲波向组织深处传播作用于治疗靶标^[3]。尽管该脉冲波也被称为冲击波, 但发散式治疗冲击波与传统的超声碎石冲击波完全不同^[2]。为了准确捕获这种治疗用冲击波, 深入分析其波源特征, 学者们开展了实验研究工作。有研究采用水听器测量了体外冲击波设备在水中产生的波源特性。Cleveland 等^[11]和 Rad 等^[12-13]的测量结果显示, 该冲击脉冲波源持续时间在 20~25 μs 之间, 整个波源的长度可能超过 100 μs ; 他们还测量了在水中产生的冲击波波源的上升时间、最大正、负压等参数。此后, Ueberle 等^[14-16]和 Reinhardt 等^[17]采用光学水听器和优化的水槽设计以获得更精确的测量结果。但是水中测量也存在明显缺陷, 一旦冲击能量较高, 在冲击头和水的界面会产生很多空化气泡, 气泡会对水听器或光学测量装置造成严重干扰。随着冲击力度的不断增大, 气泡发生率和气泡数量会不断增加。因此, 在这种情况下采用水听器或光学检测设备不可能实现可靠测量。为了解决上述问题, Choi 等^[8]基于空气中产生的冲击波与水中产生的冲击波具有相似时频特性的假设, 采用激光测振仪

研究金属冲击头在空气中产生的冲击波波源特征, 并分析其频谱特性, 从实验角度揭示与水中产生的脉冲波特征和共振频率的近似性, 该测量结果对于体外冲击波临床设备的检测和分析具有一定意义。但是, 无论以空气还是以水为介质, 介质本身的力学、声学特性与生物组织存在着明显差异。Choi 等^[8]研究认为, 尽管振动幅度和频谱特性部分近似, 但空气中的测量结果并不能替代水中的测量结果, 二者之间还存在比较明显的差异。因此, 目前冲击波波源性质并未完全明确。

近年来, 具有良好柔韧性、延展性、自由弯曲性, 甚至可折叠的柔性传感器在各行各业受到广泛使用。在医疗领域, 特制的聚偏二氟乙烯 (PVDF) 柔性振动传感器不但具有与组织相近的力学特性、高灵敏度和宽频率响应范围^[18-19], 而且可以根据测量条件的要求任意布置, 方便应用于复杂振动情况的测量和多种参数的获取。Benoit 等^[19]已经验证了 PVDF 柔性传感器在测量冲击波力学参数和传播特性方面的可行性, 但其仅在软组织上进行初步应用, 还未开展更深入的研究工作。为了进一步明确不同介质中的冲击波波源特性, 本文采用 PVDF 柔性振动传感器, 分别测量发散式体外冲击波系统在仿体组织界面、空气界面和水界面产生的冲击波波源, 进一步分析不同介质界面产生的冲击波的波形差异、时域和频谱特征。研究结果可以为体外冲击波设备的检测、冲击波治疗临床应用的优化和安全性的提升提供有价值的参考信息。

1 方法

1.1 实验系统

弹道式体外冲击波发生器可以通过手动控制

方式产生 0~1.5 MPa 气压冲击强度,当气压控制阀门打开瞬间,压缩气体进入导向管并快速推动子弹体向前运动,子弹体撞击冲击头产生冲击波[见图 1(a)].系统可以配置不同直径的冲击头,本文采用直径为 15 mm 钢制冲击头,该直径与大多研究工作中采用的冲击头直径一致^[8,13,15,17].整个冲击波产生与信号采集实验系统由冲击气压可调的分散式冲击波产生控制装置、PVDF 柔性传感器(LDT0-028K,TE Connectivity 公司,美国)、电荷放

大器(MCPA 10, Mueller Instruments 公司,德国)、信号采集卡(Analog Discovery 2, Digilent 公司,美国)和计算机构成[见图 1(b)].其中,PVDF 传感器的厚度约为 28 μm ,灵敏度为 50 mV/g,并具有相当宽的频率响应范围,在 0.01 Hz~100 MHz 之间.当应用于振动信号测量时,其输出电压范围在 0.01~100 V 之间;电荷放大器频率范围 100 Hz~10 MHz,放大倍数在 1~100 倍内可调.真实实验平台如图 1(c)所示.

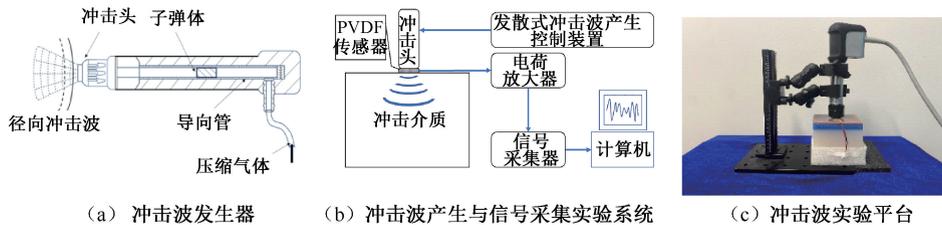


图 1 发散式体外冲击波实验系统

Fig. 1 Schematic diagram of the experimental extracorporeal shock wave system (a) Shock wave generator, (b) Experimental system for shock wave generation and signal acquisition, (c) Shock wave experiment platform

1.2 实验介质与实验流程

分别针对仿体组织、水和空气 3 种介质开展实验研究.其中,软组织仿体体模由实验室自行制备(长 \times 宽 \times 高,100 mm \times 100 mm \times 40 mm,弹性模量约为 0.3 MPa).本文关注单次撞击产生的冲击脉冲波波源,当冲击压为 0.7 MPa 时,脉冲波在轴向从产生到能量衰减到接近于 0,整个传播距离不超过 30 mm,该尺寸的仿体体模不会受到波形边界反射叠加等因素的影响.仿体弹性模量的选择参考动物软组织的弹性模量范围.仿体中测量时,PVDF 振动传感器粘贴在金属冲击头的表面并与仿体接触.水中测量时需要用到水槽,水槽为正方体(500 mm \times 500 mm \times 500 mm),PVDF 振动传感器粘贴在金属冲击头的表面并浸入水中(入水约 10 mm).在空气中测量时,PVDF 传感器直接粘贴

在金属冲击头表面.经过测算和预实验验证,由于采样时间极短,上述仿体和水槽边界产生的回波不会对冲击头产生的单次脉冲波造成影响.整个实验过程采用同一个 PVDF 传感器进行测量,实验系统的冲击压设置分别为 0.15、0.3、0.4、0.5、0.7 MPa.实验为手动控制的单次冲击,每组参数设置重复测量 10 次,传感器获取的信号经过电荷放大模块和 AD 采集后存储到计算机,信号采样频率为 10 MHz,数据分析在 Matlab R2022b 上完成.

2 结果

图 2(a)为冲击头在仿体组织界面产生的典型冲击波形(冲击压 0.7 MPa),整个采样时间为 1.4 ms.为了便于观察细节,提取了波形中从 0.15~0.25 ms 的部分,观察到冲击瞬间[见图 2(b)].当冲击发生

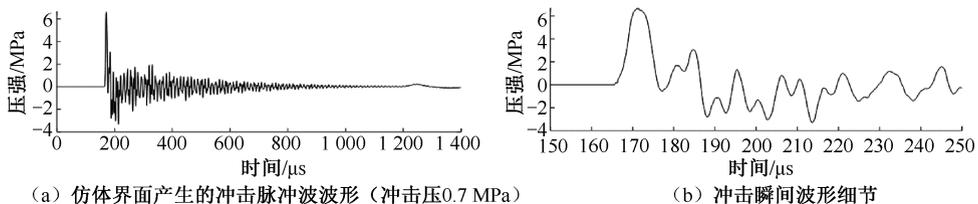


图 2 体外冲击波实验系统在仿体界面产生的典型冲击脉冲波

Fig. 2 Typical waveform at the interface of phantom in shock wave experiment platform *in vitro* (a) The waveform produced at the interface of the phantom (under 0.7 MPa impact pressure), (b) The detailed waveform in the expanded time scales for 100 μs

时,冲击头和仿体界面在短时间内产生1个幅度很高的正压波形,正压波形的上升时间很短,5~6 μs 后达到峰值,随后波幅下降产生一系列的振荡,振荡幅度逐渐减弱,直至趋近于0。

相同0.2 MPa冲击压下,由冲击头与不同介质界面产生的典型冲击波形可见,除了幅度不同,相同介质界面处产生的波形基本相同。其中,仿体界面和水

界面产生的冲击波形状相似,在空气界面产生的脉冲与在水、仿体中存在较大差异[见图3(a)]。相应的,由不同介质界面冲击波的频谱可见,所有波形都存在两个明显的峰值频率,第1个在10 kHz左右,第2个在80 kHz左右;此外,在180~200 kHz处还有两个小的波峰。对于不同介质,第1个峰值频率存在明显差异,第2个峰值频率差别不大[见图3(b)]。

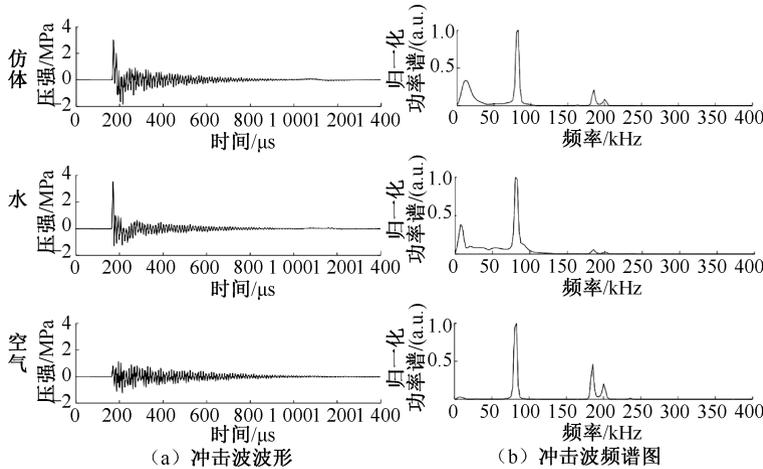


图3 相同冲击压下冲击头在不同介质界面产生的冲击脉冲波波形及其频谱

Fig. 3 Pulse waveforms produced at the interface of phantom, water and air under the same impact pressure and their spectrum (a) Waveform of the shock wave, (b) Spectrum of the shock wave

不同冲击压下(0.3、0.5、0.7 MPa),由冲击头在仿体界面产生的冲击波形可见,冲击波形基本相同,冲击气压越大,产生的脉冲波幅度越大,脉冲波衰减时间延长[见图4(a)]。相应的,由各个波形

的频谱可见,对于仿体来说,第1个峰值频率在12 kHz附近,另一个峰值在80 kHz附近,冲击气压对于信号频谱几乎没有影响[见图4(b)]。不同冲击压下,冲击头在水中和空气界面产生的冲击波具

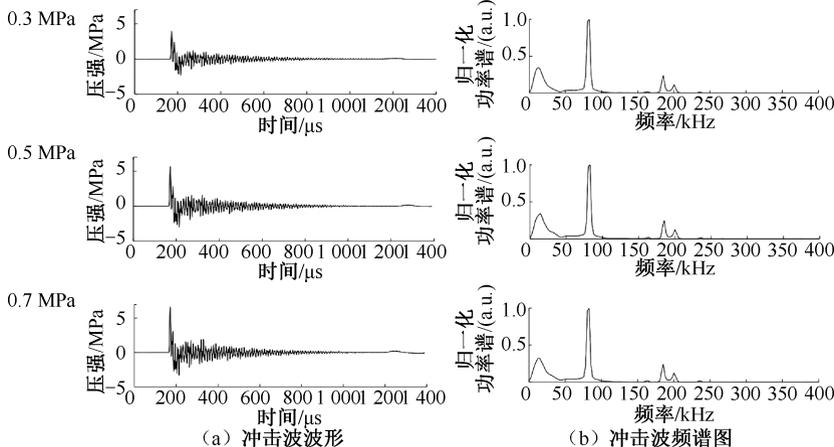


图4 不同冲击压下冲击头在仿体界面波形及其频谱

Fig. 4 Waveforms produced at the interface of phantom under different impact pressures and their spectrum (a) Waveform of the shock wave, (b) Spectrum of the shock wave

有与仿体中产生的冲击波相同的性质。表 1 显示了冲击压为 0.2 MPa 时不同介质界面冲击波波形及频率的几个主要参数测量值。

表 1 0.2 MPa 冲击压下冲击波波形和频谱参数

Tab.1 Waveform and spectral parameters of shock wave under 0.2 MPa impact pressure

参数	仿体	水	空气
f_c /kHz	82	83	83
f_m /kHz	12.2	8.5	7.2
p_{\max} /MPa	2.99	3.53	1.14
p_{\min} /MPa	-1.66	-1.31	-1.13

注: f_m 为调制频率, 对应于频谱中的第 1 个峰值频率; f_c 为载波频率, 对应于频谱中的第 2 个峰值频率; p_{\max} 为冲击的最大值(最大正压), p_{\min} 为冲击脉冲的最小值(最大负压)。表 1 中数值为 10 次冲击的平均值, 因每次冲击的参数差异极小, 表 1 中未呈现标准差。

由不同冲击压作用下冲击头在 3 种介质界面产生的冲击波正负压变化可见, 随着冲击气压的增加, 所产生冲击波正负压的绝对数值逐渐增大, 变化趋势基本呈线性(见图 5)。

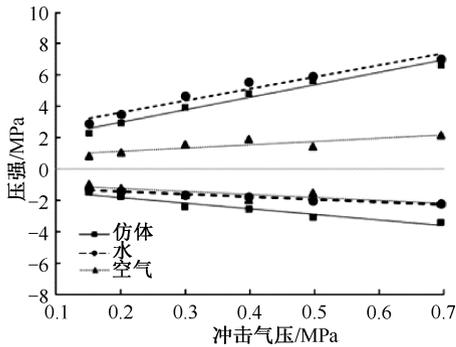


图 5 不同冲击压下冲击头在 3 种介质界面产生的冲击波最大正负压变化

Fig. 5 Changes of the maximum positive and negative pressures on three kinds of interface under different impact pressures

3 讨论

发散式体外冲击波由子弹体撞击金属冲击头产生。一般而言, 冲击头的耦合介质不同, 所产生的冲击波波源也会有所差异。由于测量条件的限制, 以前大多数学者都采用水听器研究体外冲击波设备在水中产生的波源特性^[11-17]。为了避免空化气泡对测量结果的影响, Choi 等^[8]采用激光测振仪研究空气中产生的冲击波波源特征, 并与水中的波

源进行对比。然而, 生物组织与水的力学特性、声学特性都有较大差异。本文结合 PVDF 柔性传感器的使用, 进一步明确冲击波发生器在不同介质界面(仿体组织、空气和水)产生的波源特征。此外, 本文只注重测量单次冲击产生的单个脉冲波源特征, 不关注由于冲击波设备本身和组织界面反射等原因而产生的波形叠加等复杂情况, 整个实验过程中单次冲击过程完全可控。

从冲击波波形来看, 在冲击瞬间, 在介质界面都会产生 1 个短时间内达到峰值的正压波形, 达到峰值的时间为 5~6 μs , 随后出现一系列的振荡波, 振荡幅度随着时间延续逐渐减弱。一些针对部分商用冲击波碎石机和冲击波治疗仪的研究中提到, 第 1 个脉冲达峰时间在 1~3 μs 之间, 这与本文的测试结果有一定差异。实际上, 对于冲击波产生系统, 影响脉冲上升时间的因素较多, 主要因素为金属冲击头的重量、封固冲击头的外围胶圈的力学特性和与冲击头耦合的外部介质的性质。与用于碎石的冲击波不同, 对于用于治疗 and 康复的体外发散式冲击波设备, 短时间内产生冲击峰值是需要的, 但这并不是影响冲击波特性的主要参数。Cleveland 等^[11]针对弹道式冲击波源测量的结果显示, 波源脉冲可长达 20~25 μs 。

在同一冲击压作用下, 不同介质界面产生的冲击波存在一定差异。在仿体界面和水界面产生的冲击波波形较为相似, 但是最大正负压还是存在明显差异, 在空气界面产生的冲击波形与水 and 仿体界面的波形都不一样, 最大正负压明显偏小(见表 1)。不同冲击压作用下, 冲击头在同一介质界面产生的冲击波形差异不大。随着冲击压的增大, 脉冲波形幅度增大, 脉冲波衰减时间延长, 这与预期结果一致。因为是同一介质, 介质的力学特性固定不变, 冲击气压的变化主要影响其振动幅度。

相同冲击压作用下, 在不同介质界面产生的冲击波波频谱特性相似, 所有频谱都存在 3 个明显的峰值频率, 从频谱波形上看, 本文结果与 Choi 等^[8]采用激光测振仪在空气中测量得到的结果基本一致, 不同之处在于峰值频率存在差异。根据频谱特性, 本文把前两个幅度大的频率峰值分别定义为调制频率 f_m 与载波频率 f_c 。从频谱图上可以看出, 在空气界面测量获得的第 1 个 f_m 为 7.2 kHz, f_c 约为

83 kHz, 而 Choi 等^[8]的测量结果分别为 3.7、93.0 kHz, 这两个频率与实验中所用的冲击波系统本身有关, 所用设备不同, 调制频率和载波频率都存在差异。从以前研究来看, f_m 在几 kHz 到十几 kHz 之间, 反映的是整个冲击波系统(包含冲击头、橡胶圈、冲击手柄和冲击介质)的振动频率, 该频率受橡胶圈和介质影响较大, 相应的波形振荡持续时间也较长(几十 ms), 在治疗过程中起主要作用的因素。 f_c 的频率大约在几十 kHz, 一般认为该频率是由钢体冲击头自身共振引起, 由于研究者使用的冲击波系统的冲击头形状、大小和质量不同, f_c 也不同, 有的文献报道为 80 kHz 左右, 有的为 90 kHz 左右, 该频率所对应的振荡波持续时间很短(几 ms)。无论如何, 在临床上, 这两个频率与能流密度密切相关。因此, 对于冲击波设备评价和临床治疗方案制定, 这两个频率都应仔细斟酌。相同冲击压作用下, 不同介质界面产生的冲击波的频谱差异不大。冲击头在仿体界面和水界面的产生冲击波的调制频率差异较大, 这是由于仿体组织和水的力学性质存在差异引起的。而水与空气中的冲击波调制频率差异较小, 这与以前研究者的结论一致, 即空气中产生的冲击波与水中产生的冲击波具有相似频谱特性。对于 3 种介质, 载波频率基本相同, 影响载波频率的主要是发散式冲击波产生系统本身的固有振动频率。本研究中所涉及的 3 种外部介质尽管与冲击头产生耦合作用, 但对其自身的振动频率影响很小, 说明了临床介质一般不会对系统本身造成影响, 但是本文未考虑密度和硬度大的骨骼组织与冲击头的耦合情况, 需要进一步深入探索。不同冲击气压作用下, 所有介质中冲击波波形的幅值都会增大, 但不影响冲击波的峰值频率。此外, 冲击头在介质界面产生的冲击波最大正负压会发生变化, 随着冲击气压的增加, 正负压基本呈线性增大。

本文仅初步明确了不存在反射和振荡效应的单次冲击波在仿体组织、空气和水界面产生的冲击波波源特征, 后续还需深入分析波形细节及其产生的物理机制, 以及冲击振荡对整个冲击过程的影响。本研究结果可以为体外冲击波设备的检测、冲击波治疗临床应用的优化和安全性的提升提供有价值的参考信息。

利益冲突声明: 无。

作者贡献声明: 牛海军负责研究方案制定; 徐连胜、沈飞、吴琼负责实验操作、数据收集和分析; 王立、李泮骥协助处理实验数据; 樊璠负责论文撰写及审阅。

参考文献:

- [1] SCHMITZ C, CSASZAR NB, MILZ S, *et al.* Efficacy and safety of extracorporeal shock wave therapy for orthopedic conditions: A systematic review on studies listed in the PEDro database [J]. *Br Med Bull*, 2015, 116(1): 115-138.
 - [2] ROMPE JD, FURIA J, MAFFULLI N. Eccentric loading versus eccentric loading plus shock-wave treatment for midportion Achilles tendinopathy: A randomized controlled trial [J]. *Am J Sports Med*, 2009, 37(3): 463-470.
 - [3] KNOBLOCH K, KRAEMER R. Extracorporeal shock wave therapy (ESWT) for the treatment of cellulite—A current meta-analysis [J]. *Int J Surg*, 2015(24): 210-217.
 - [4] JAIN TK, SHARMA NK. The effectiveness of physiotherapeutic interventions in the treatment of frozen shoulder/adhesive capsulitis: A systematic review [J]. *J Back Musculoskelet Rehabil*, 2014, 27(3): 247-273.
 - [5] ZHANG Q, LIU L, SUN W, *et al.* Extracorporeal shockwave therapy in osteonecrosis of femoral head: A systematic review of now available clinical evidences [J]. *Medicine*, 2017, 96(4): e5897.
 - [6] MOYA D, RAMÓN S, SCHADEN W, *et al.* The role of extracorporeal shockwave treatment in musculoskeletal disorders [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2018, 100(3): 251-263.
 - [7] CHENG JH, WANG CJ. Biological mechanism of shockwave in bone [J]. *Int J Surg*, 2015(24): 143-146.
 - [8] CHOI MJ, KWON O. Temporal and spectral characteristics of the impulsive waves produced by a clinical ballistic shock wave therapy device [J]. *Ultrasonics*, 2021(110): 106238.
 - [9] HOLFELD J, TEPEKOYLU C, KOZARYN R, *et al.* Shockwave therapy differentially stimulates endothelial cells: Implications on the control of inflammation via toll-like receptor 3 [J]. *Inflammation*, 2014, 37(1): 65-70.
 - [10] 张佳亮, 王成学, 侯向锋, 等. 体外冲击波通过三磷酸腺苷诱导人骨髓间充质干细胞向成骨细胞分化 [J]. *医用生物力学*, 2014, 29(3): 241-247.
- ZHANG JL, WANG XC, HOU XF, *et al.* Extracorporeal shockwaves induce osteogenic differentiation of human mesenchymal stem cells by ATP release [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(3): 241-247.

- [11] CLEVELAND RO, CHITNIS PV, MCCLURE SR. Acoustic field of a ballistic shock wave therapy device [J]. *Ultrasound Med Biol*, 2007, 33(8): 1327-1235.
- [12] RAD AJ, UEBERLE F. Pressure pulse fields: Comparison of optical hydrophone measurements with FEM Simulations [J]. *Biomed Tech*, 2012, 57(Suppl 1): 821-824.
- [13] RAD AJ, UEBERLE F. Field mapping of ballistic pressure pulse sources [J]. *Curr Direct Biomed Eng*, 2015(1): 26-29.
- [14] UEBERLE F, RAD AJ. Pressure pulse measurements using optical hydrophone principles [J]. *J Phys Conf Ser*, 2011, 279(1): 012003.
- [15] UEBERLE F, RAD AJ. Ballistic pain therapy devices: Measurement of pressure pulse parameters [J]. *Biome Tech*, 2012, 57(Suppl 1): 700-703.
- [16] UEBERLE F, RAD AJ. Unfocused/weakly focused pressure pulse sources for pain therapy: Measurements in water and in a dry test bench [J]. *Acta Physica Polonica A*, 2015(127): 135-137.
- [17] REINHARDT N, DICK T, LANG L, *et al.* Hybrid test bench for high repetition rate radial shock wave measurement [J]. *Curr Dir Biomed Eng*, 2021(7): 395-398.
- [18] EMAMIAN S, NARAKATHU BB, CHLAIHAWI AA, *et al.* Fabrication and characterization of piezoelectric paper based device for touch and force sensing applications [J]. *Procedia Eng*, 2016(168): 688-691.
- [19] BENOIT M, GIOVANOLA JH, AGBEVIK K, *et al.* Experimental characterization of pressure wave generation and propagation in biological tissues [M]. Berlin: Springer, 2009: 1623-1626.