

Druckpuls - Messungen an ballistischen Druckpulsquellen für die “Radiale Stosswellentherapie”

Friedrich Ueberle, Abtin Jamshidi Rad

Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg, Fakultät Life Sciences,

E-Mail: friedrich.ueberle@haw-hamburg.de, abtin.rad@live.de

Einleitung, medizinische Anwendungen

Ballistische Druckpulse wurden 1999 erstmals zur Behandlung von Weichteilschmerzen eingesetzt, nachdem diese Therapieform mit fokussierten Druckpulsen (Ursprünglich durch Lithotripter erzeugt, üblicherweise elektrohydraulische, elektromagnetische oder piezoelektrische Schallquellen [1]) seit 1993 eingeführt und untersucht worden war [2]. Der Patient bekommt ca. 3 – 5 Behandlungssitzungen von 10-20 Minuten, in denen einige 1000 Druckpulse durch ein vom Arzt geführtes Handstück (Bild 2) appliziert werden. Die Applikationsorte und die Stärke der Pulse werden durch „Biofeedback“ des Patienten gefunden.

Heute gibt es ein breites Behandlungsspektrum für die „radiale Stosswellentherapie“, u.A. Tennis- und Golferellenbogen, Kalkschulter, Sehnenansatzentzündungen am Hüftkamm und andere chronische Sehnenreizzustände, „Jumpers Knee“, Tibiakanten-Syndrom, Achillodynie, Fersenschmerz, Akkupunktur- und Triggerpunkte.

Funktionsprinzip ballistischer Quellen

Ballistische Druckpulsquellen, sogenannte “Radiale Stosswellenquellen” arbeiten mit Pressluft (typisch 2-4 bar), mit der ein zylindrisches Stahlprojektil (typ. 3g Masse) in einem ca. 20 cm langen Rohr auf einen Prallkörper („Applikator“, ca. 30g Masse, patientenseitiger Durchmesser typisch 15 mm (6 mm ... 36 mm) geschleudert wird (Bild 1). Dieser ist mit geringem Andruck an die Haut des Patienten angekoppelt und strahlt nach dem Aufprall einen im wesentlichen unfokussierten („radialen“) Druckpuls von typisch 4 Mikrosekunden Dauer und ca. 5 bis 15 MPa Amplitude ab. Die folgende Trägheitsbewegung des Applikators durch den Impulsübertrag wird durch elastische Ringe stark gedämpft.



Abbildung 1: Projektil (3g Masse) und zwei Applikatoren mit je 15mm Durchmesser (25 – 35g Masse, verschiedene Hersteller).

Ziel der Untersuchungen

1. Entwicklung eines robusten, wiederholbaren Messverfahrens, das auch für die schnelle Qualitätskontrolle im Servicebetrieb geeignet ist, mit der Option der Einführung des Teststands in ein Normungsverfahren
2. Zusammenhang der damit erzeugten Messergebnissen mit Messungen im freien Schallfeld unter Wasser
3. Untersuchung des Einflusses der Pulswiederholrate auf den Output der Applikatoren

Material und Methoden

Es wurden bislang Messserien mit 3 verschiedenen Applikatoren sowohl in Wasser (Gasarm, ca. 4 mg/l O₂) als auch mit dem unten beschriebenen Trocken-Teststand durchgeführt. Dabei wurde jeweils ein Applikatorkopf mit 15mm Durchmesser verwendet, der am häufigsten für die Therapien eingesetzt wird. Die Geräte wurden an eine Druckluftquelle über einen Druckminderer mit 5 bar betrieben, der Primärdruck wurde mit dem geräteeigenen Regler jeweils zwischen 2, 3 und 4 bar variiert. Für die Messungen wurden Einzelstöße und Serien mit Wiederholraten von 1, 5, 10, 15 und 20 Hz verwendet. Im Wasserbad kam ein Hydrophon mit 200µm aktivem Durchmesser (Onda HGL 200: <1,5MHz bis >20MHz: -265,5dB_(1V/µPa)±1,5dB, mit Vorverstärker AH-2010 (+20dB) [3] sowie ein optisches Hydrophon (LSHD, 9,6mV/MPa [4]) zum Einsatz.

Trocken-Teststand

Für den Qualitätsvergleich innerhalb baugleicher Gerätefamilien und zur Vermeidung der Einflüsse von Kavitation auf die Messungen sollte auf Wasser verzichtet werden. Stattdessen wird der Applikator über eine 5 mm dicke Schicht aus durchsichtigem Silikon (Bauhaus, Sanitätsilikon) an einen Drucksensor (PCB ICP Serie mit Signal Conditioner bzw. PCB Sonde Typ 119) angekoppelt.

Die Handstücke werden auf einem reibungsarm gelagerten Schlitten (Edmund Scientifics) eingespannt und mittels einer Feder an den Sensor gedrückt. Durch den Schlitten ist sichergestellt, dass sich das Handstück durch den Rückschlag bei jedem Druckpuls unbehindert axial bewegen kann. Vorversuche haben ergeben, dass bei geeignet gewählter Andruckkraft (Die bei einigen Geräten über eine Marke am Applikator kontrolliert werden kann) reproduzierbare Druckwerte auch bei mehrmaligem Aus- und Einbau des Applikators erzielt werden. Der gesamte Aufbau ist Abbildung 2 zu entnehmen.

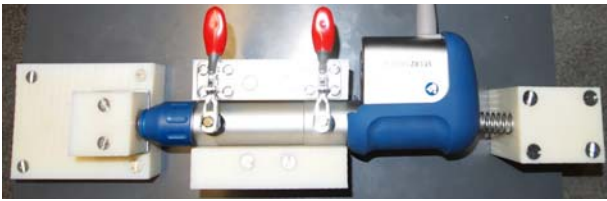


Abbildung 2: Trocken-Teststand mit eingespanntem Handstück. Der Messsensor ist in dem linken POM-Kunststoffblock eingebaut, die Silikon-Koppelfläche hat einen um 5 mm größeren Durchmesser als der Applikator und eine Dicke von 5 mm. Durch die reibungsarme Lagerung auf dem Spanschlitten kann sich das Handstück durch den Rückschlag bewegen. Die Feder rechts stellt eine konstante Andruckkraft des Applikators sicher. Alle Komponenten sind auf eine PVC-Bodenplatte montiert.

Ergebnisse

Messungen im Wasserbad

Im Wasserbad wurden Messungen mit mehreren Applikatoren durchgeführt, die in den folgenden Bildern dokumentiert sind:

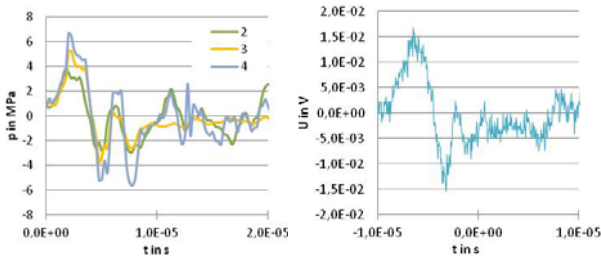


Abbildung 3: Handstück #1, Druck in Wasser 5 mm vor dem Applikator –LINKS: (15mm, 2-4 Bar), Sonde Onda, RECHTS: 10 mm vor dem Applikator (15mm, 4 Bar), Sonde LSHD, Handstück #1, 4 Pulse gemittelt

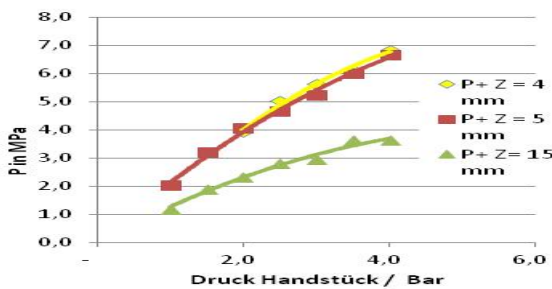


Abbildung 4: Druck auf Achse in verschiedenen Abständen / Handstück #1 (15 mm, 4 Bar) / Onda Hydrophon, jeweils quadratischer Fit

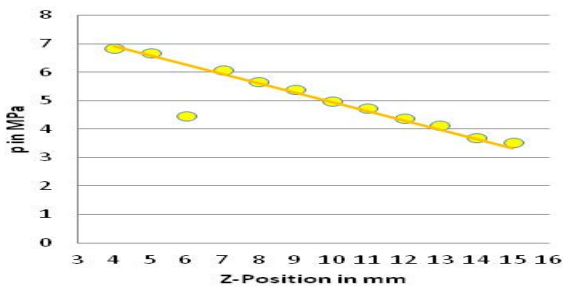


Abbildung 5: Positiver Spitzendruck P+ in Wasser bei Abstandsvariation / Handstück #1 (15mm, 4 Bar), Onda-Hydrophon, linearer Fit, daraus kann der Druck am Applikator zu $P(Z=0) = 8,2$ MPa extrapoliert werden

Messungen am Trocken-Teststand

An dem Trocken-Teststand mit 5mm Silikonschicht wurden ebenfalls Messungen mit verschiedenen Handstücken und 15 mm Applikatoren durchgeführt. Anfangs ergaben sich einige Probleme bei höheren Pulswiederholraten durch Schwingungen der Haltefeder, die durch entsprechende Wahl der Anpresskraft und Dämpfung der Feder beseitigt werden konnten. Abbildungen 6 und 7 zeigen die Ergebnisse bei Variation des Handstückdrucks bzw. der Pulswiederholrate.

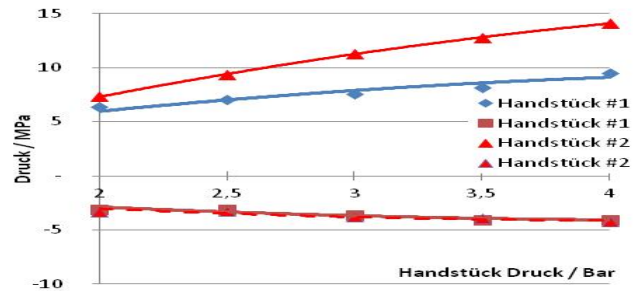


Abbildung 6: Variation des Spitzendrucks vs. Handstückdruck, Teststand: Silikon 5mm, Handstücke #1 und #2 (je 15mm Applikator, 1 Teilstrich angedrückt), 1 Hz Pulsfolgefrequenz, ICP Sonde

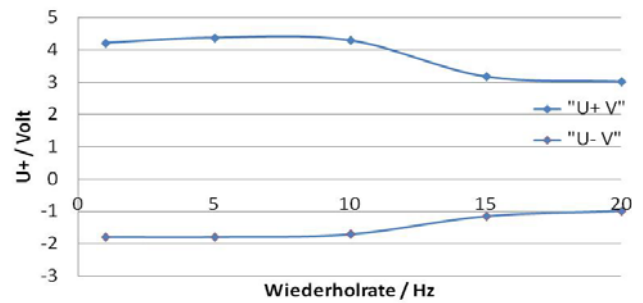


Abbildung 7: Variation des mittleren Spitzendrucks (mitlaufender Mittelwert von je 16 Messungen) abhängig von der Pulswiederholrate, Handstück #3 (15mm Applikator) bei 2Bar Handstückdruck, 5mm Silikon, PCB Sonde

Diskussion

Die Messungen am Trocken-Teststand und im Wasser zeigen bislang qualitativ gute Übereinstimmung, auch mit der Literatur [3]. Die Untersuchungen werden mit weiteren Applikatoren und Einstellungen fortgesetzt.

Literatur

- [1] Ueberle, F.: Einsatz von Stosswellen in der Medizin; in Kramme: Medizintechnik (4. Auflage, Kapitel 31), Springer (2011), 533 – 564
- [2] Loew, M. Die Wirkung Extrakorporal erzeugter Stoßwellen ...; In: Chaussy et al.: Die Stoßwelle – Forschung und Klinik, Attempto Tübingen (1993), 153 – 156
- [3] Cleveland, McClure: Acoustic Field of a Ballistic Shock Wave Therapy Device; Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 33, No. 8 (2007), 1327–1335
- [4] Granz, B. The Light Spot Hydrophone – LSHD: A New Level of Precise Ultrasonic Shock Wave Measurement. Thieme, Stuttgart, 2005