

Biomed. Technik
43 (1998), 269-274M. Maier¹
F. Ueberle²
G. Rupprecht³

Physikalische Parameter extrakorporaler Stoßwellen

Physical Parameters of Extracorporeal Shock Waves

¹Orthopädische Klinik und Poliklinik der Ludwig-Maximilians-Universität, München²Dornier Medizin Technik, Germering³Labor für Biomechanik und Experimentelle Orthopädie der Orthopädischen Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität, München

Schlüsselwörter: ESWT, Stoßwellenmessung, Schalldruckkurve, Energieflußdichte, Stoßwellenfokus

Zur Evaluierung des Wirkmechanismus, der Vergleichbarkeit unterschiedlicher Stoßwellenquellen und zur Erstellung von Therapiestandards der ESWT (Extracorporale Stoßwellentherapie) ist die meßtechnische Erfassung und Kenntnis der physikalischen Parameter Voraussetzung. Die genauesten Meßergebnisse werden mit Glasfaserhydrophonen erzielt. Einer typischen Schalldruckkurve können somit verschiedene Einzelparameter (Amplitude, Druckanstiegszeit, Unterdruckphase, Pulsbreite) entnommen werden, aus denen Energieflußdichte, Fokalausdehnung und -volumina sowie Fokusergie, effektive Energie im definierten Areal und effektive biologische Energie berechnet werden können. Mit Hilfe der dargestellten Parameter läßt sich ein theoretisches Behandlungsprotokoll erarbeiten.

Key words: Shockwave measurement – sound pressure curve – energy flux density – shockwave focus

Prerequisites for the successful investigation of the mechanism of action of ESWT (extracorporeal shockwave therapy) and the establishment of treatment standards, are the ability to measure, and a knowledge of, the physical parameters involved. The most accurate measurements are obtained with laser hydrophones. Various parameters (amplitude, rise time, pulse width, pressure pulse decay, rarefaction phase) of a typical shock wave can thus be determined. These can then be used to calculate energy flux density, focal extent, focal volume and as well as focal energy, effective energy in a defined area, and effective biological energy. These parameters can be utilized to work out a theoretical treatment protocol.

1 Einleitung

Bis 1996 wurden in der Bundesrepublik Deutschland allein bei den gesetzlichen Krankenkassen 30 000 Anträge auf Kostenübernahme für die Stoßwellenbehandlung bei Erkrankungen des Haltungs- und Bewegungsapparates gestellt. Dieser Trend hat sich bis heute fortgesetzt und noch deutlich zugenommen. Volkswirtschaftlich und sozialmedizinisch kommt der extracorporalen Stoßwellentherapie deshalb heute ein hoher Stellenwert zu.

Eingesetzt werden die extracorporal erzeugten Stoßwellen zur Therapie von Ansatzendopathien und lokalen Kalkansammlungen, bevorzugt des Schultergelenkes [1].

Die ersten Anfänge des klinischen Einsatzes dieser Methode liegen jedoch weiter zurück, wobei dieses Verfahren initial zur Zertrümmerung von Harnwegskonkrementen und darauffolgend zur Lithotripsie von Gallenblasen-, Pankreas- und Speichelsteinen eingesetzt wurde. Seit Anfang dieses Jahrzehnts wird das

Verfahren auch in der Behandlung der verzögerten Knochenbruchheilung verwendet [19, 18].

Die heute typischerweise mit Stoßwellen therapierten Krankheitsbilder des Stütz- und Bewegungsapparates sind die Tendinosis calcarea des Schultergelenkes, die Epicondylitis radialis sive ulnaris humeri sowie der plantare Fersensporn. Ein Konsens über das am besten geeignete therapeutische Vorgehen, insbesondere bei den genannten Erkrankungen des Stütz- und Bewegungsapparates, liegt jedoch derzeit noch nicht vor.

Ein Grund für das Fehlen eines einheitlichen therapeutischen Konzeptes ist der bislang noch nicht erbrachte Nachweis der Wirkungsweise der Methode. Ihr Effekt als schmerztherapeutisches Verfahren ist bei den beschriebenen ansatznahen Weichteilbeschwerden aktuell noch nicht geklärt [10].

Die Klärung des Wirkmechanismus ist jedoch Voraussetzung zur vollständigen Etablierung der Methode.

Grundvoraussetzung zur Evaluierung des Wirkme-

chanismus extrakorporaler Stoßwellen und Basis der Vergleichbarkeit aller vorhandenen Studien ist die meßtechnische Erfassung und Auswertung der akustischen Wellen. Dies ist technisch in ausreichender und reproduzierbarer Form erst seit kurzem möglich. Damit wird vor allem die Vergleichbarkeit der einzelnen, auf dem Markt befindlichen und zur klinischen Anwendung kommenden Schallquellen und der von ihnen generierten Stoßwellen erreicht.

Folge der Vergleichbarkeit unterschiedlicher technischer Parameter kann die Optimierung des klinischen Einsatzes der Methode sein. Die Erstellung gleichwertiger Therapiekonzepte unabhängig von der zum Einsatz kommenden Hardware und damit eine Standardisierung der Therapiekonzepte sollte die Folge sein.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Darstellung meßtechnischer Methoden zur Beschreibung und Berechnung von extrakorporal generierten Stoßwellen. Es sollen die physikalischen Parameter einer standardisierten Stoßwelle beschrieben und diejenigen Parameter vorgestellt werden, die nach Beschluß der Technischen Arbeitsgruppe der Deutschen Gesellschaft für Stoßwellenlithotripsie [20] bei jedem Gerät bekannt sein müssen, um Einheitlichkeit in der Bewertung der Stoßwellenwirkung zu erzielen.

2 Methodik

2.1 Messung von Stoßwellen

Die Messung von Stoßwellen ist, wie schon angedeutet, ein entscheidendes Instrument der Qualitätssicherung. Einerseits kann das eingesetzte System im Hinblick auf eine minimale Patientenbelastung bei der Stoßwellenapplikation überprüft werden. Andererseits erlauben objektive Messungen einen Vergleich unterschiedlicher Stoßwellenquellen untereinander. Aber erst in den letzten Jahren ist auf Grund einer verfeinerten Meßtechnik eine verlässliche Messung der Stoßwellen möglich geworden.

Zur Messung von Stoßwellen wurden bis heute zahlreiche unterschiedliche Methoden entwickelt. Jede dieser Methoden bedient sich einer differenten technischen Vorgehensweise. Sie unterscheiden sich in ihrer Fähigkeit, die Stoßwelle meßtechnisch zu erfassen [4].

Die ersten Druckmeßfühler waren aus piezoelektrischen Kristallen unterschiedlicher Größe zusammengesetzt.

Derartige Sensoren erzielen jedoch relativ ungenaue Messungen. Dies ist im wesentlichen abhängig vom Durchmesser ihres Meßfeldes, das häufig größer als der Fokus der zu messenden Stoßwellenquelle ist. Folge dieses Mißverhältnisses von Meßfeld und Schallquellenfokus sind Ungenauigkeiten, die durch Reflexionen und Überschneidungen der einfallenden Wellen entstehen. Auch kann mit piezoelektrischen Sensoren eine isolierte Beobachtung der Stoßwellenparameter

Druck, Intensität und Anstiegszeit nur ungenügend durchgeführt werden.

Piezoelektrische Sensoren werden heute in der Qualitätskontrolle von Lithotriptern eingesetzt und dienen nicht zur Messung physikalischer Einzelfaktoren der Schallwelle.

In der Folge wurden Drucksensoren eingeführt, die eine piezoelektrische Polymermembran [2] aus PVDF (= Poly-Vinylidene-Fluorid) mit einem sehr kleinen sensitiven Bereich besaßen. Die Polymermembran erlaubt die quasi punktförmige Ermittlung von Drücken auf sehr kleiner Fläche und damit die punktgenaue Messung im räumlichen Schallfeld. Größter Nachteil dieser Sensorart ist ihre geringe Lebensdauer bei einem vergleichsweise hohen Preis.

Um das Problem der kurzen Lebensdauer zu umgehen, werden heute Nadelhydrophone eingesetzt. Ihre Spitze ist mit einer dünnen Schicht piezoelektrischen Polymers (PVDF) überzogen [3, 4, 5, 6, 8]. Ein Schwachpunkt dieses Meßsystems liegt in der relativ ungenauen Darstellung des negativen Anteils der Stoßwelle.

Der Einsatz von PVDF-Membranen und Nadelsensoren ist begrenzt durch die beschriebene technische Anfälligkeit und ihre immer noch recht kurze Lebensdauer bei hohem Anschaffungspreis. Bis vor wenigen Jahren stellten sie jedoch das einzig verfügbare Meßmittel dar.

Glasfaserhydrophone sind die neueste Entwicklung in der Meßtechnik von Stoßwellen [15]. Hierbei ist eine Laserlichtquelle in ein Glasfaserelement integriert. Prinzip dieses Verfahrens ist die Messung unterschiedlicher Dichtewerte vor der Faserspitze innerhalb des beschallten Mediums, z. B. Wasser. Die einfallende Schallwelle verändert die Dichte des verwendeten Wassers. Diese Veränderungen werden als Schwankungen der Lichtintensität über die Glasfaser an eine Photodiode übermittelt und dort gemessen.

Derartige Hydrophone ermöglichen heute die zuverlässigsten Messungen aller Anteile der Stoßwelle. Ein weiterer Vorteil dieses Meßsystems ist seine lange Lebensdauer.

Durch die heute vorhandenen modernen Meßmethoden ist die früher übliche Beschreibung der Stoßwellenqualität über die Angabe des kV-Wertes (kV = Kilovolt) der Stoßwellenquelle überholt. Dieser Wert kennzeichnet die elektrische Spannung, mit der die Stoßquelle angeregt wird. Die verschiedenen Arten der Stoßwellenerzeugung (elektrohydraulisch, piezoelektrisch, elektromagnetisch) lassen, gerätetechnisch bedingt, eine einheitliche Bewertung über den kV-Wert nicht zu.

2.2 Modelle zur Erfassung der Stoßwellenwirkung

Neben der Messung der extrakorporal generierten Stoßwellen kann anhand unterschiedlicher Modelle deren Wirkungspotential dargestellt und verglichen werden.

Standardisierte Modellsteine aus Gips können mit unterschiedlichen Schallenergien beschossen werden. Sie erlauben eine Messung des „herausgeschossenen“ Gipsvolumens sowie die Quantifizierung der Größe und Tiefe des entstandenen Defektes [5, 11]. Aufgrund der Meßergebnisse können Korrelationen mit der fokalen Energieflußdichte hergestellt werden, die sich in der Tiefe des Kraters äußert. Die Schallenergie korreliert mit der Menge des herausgeschossenen Materials.

Ein anderes Steinmodell besteht aus kleinen Kügelchen oder Würfeln eines steinähnlichen Materials. Diese Meßsteine werden, umgeben von einem Netz mit 2-mm-Gittermaschen, in den Schallquellenfokus eingebracht. Gezählt wird die Anzahl der Stoßwellen, die das in dem Netz befindliche Material derartig zerkleinern, daß die Fragmente durch die Maschen des Netzes fallen [3, 6]. So kann die Energie einer Schalldruckquelle gemessen werden. Verwendung findet diese Methode als schnelles und leichtes Verfahren zur Überprüfung der Desintegrationsfähigkeit eines Lithotripters.

Die erzielten Meßwerte können nicht ohne weiteres auf die Applikation der Stoßwelle beim Menschen übertragen werden. So sind zur Desintegration eines oben beschriebenen Modellsteines im Wasserbad eine niedrigere Anzahl von Stößen notwendig, als wenn die Behandlungssituation mit der eines in situ befindlichen Nieren- oder Gallensteines verglichen wird. Eine Ursache hierfür sind die unterschiedlichen Eigenschaften des umgebenden Mediums (Dichte, Dämpfung u. a.).

3 Ergebnisse

3.1 Elemente der standardisierten Schalldruckkurve

In der graphischen Darstellung des Druckverlaufes einer Stoßwelle (Bild 1) können unterschiedliche Anteile, wie höchster positiver Druck (Amplitude P_+) oder negativer Druck (P_-), Gesamtzeitdauer sowie Anstiegszeit und Pulsbreite ermittelt werden. Aus diesen

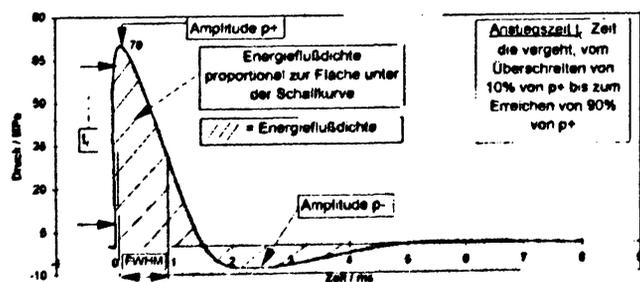


Bild 1. Verlauf einer typischen Stoßwelle, gemessen im Fokus als Ort des maximalen positiven Druckes. Die Anstiegszeit t_r wird definiert als Zeit, die vergeht vom Überschreiten von 10% von P_+ bis zum Erreichen von 90% P_+ (P_+ = Amplitude der Stoßwelle). Der FWHM-Wert (Full Width Half Maximum) kennzeichnet die Zeitdauer des Überschreitens von 50% von P_+ . Die gesamte Energieflußdichte umfaßt sowohl den positiven als auch den negativen Anteil der Kurve.

direkt gewonnenen Parametern kann beispielsweise die Energieflußdichte rechnerisch aus der Meßkurve bestimmt werden.

3.1.1 Drückanstiegszeit

Die Drückanstiegszeit T_r ist definiert als die Zeit, in der der Druck von 10% bis 90% der maximalen positiven Druckamplitude ansteigt. Nichtlineare Mechanismen im Medium des akustischen Weges können dazu führen, daß der positive Anteil der Wellenform steiler wird. Die Anstiegszeit wird dann entsprechend kürzer und bewegt sich im Rahmen von Nanosekunden.

In einem homogenen Gewebe kann die Schallwelle pro Sekunde ca. 1500 m zurücklegen. Die Anstiegs geschwindigkeit von 30 ns wird dann auf einer Distanz von 45 Mikrometern erzielt. Dies bewirkt beispielsweise, daß bei einer Anstiegsgeschwindigkeit von 30 ns in einer einzigen Zelle kurzzeitig um 20 MPa und mehr unterschiedlich hohe Drücke herrschen können.

Die Anstiegszeiten typischer Lithotripterfokuspulse bewegen sich im Bereich von ca. 20 bis 500 ns, dabei ist die untere Grenze eher durch die Meßgenauigkeit des Hydrophones gegeben (Bild 2).

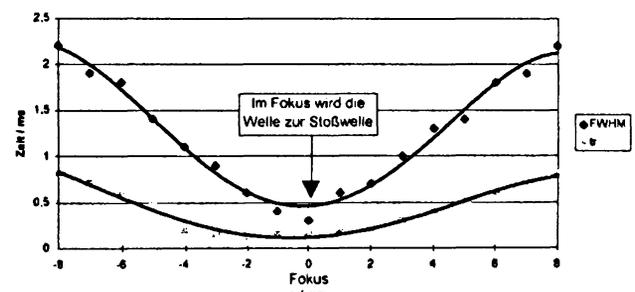


Bild 2. Typische Anstiegszeit (t_r) und Pulsbreite (FWHM) im Fokus der Schockwellenquelle.

3.1.2 Maximaler positiver Druck (P_+)

Der positive Spitzendruckwert P_+ ist der maximale erzielbare Druck abzüglich des Umgebungsdruckes, gemessen an einem beliebigen Ort im Schallfeld. Bei den heute verwendeten Stoßwellenquellen finden sich fokale Drücke zwischen 20 MPa und 120 MPa, wobei 1 MPa dem Zehnfachen des Atmosphärendruckes oder 10 bar entspricht.

Während in den ersten Jahren der Nierensteinlithotripsie eine hohe positive Druckamplitude gleichgesetzt wurde mit einem starken steindesintegrativen Effekt, berichtet die neuere Literatur darüber [3, 5, 6], daß die Korrelation zwischen der Steindesintegrationskraft und der Druckamplitude nicht sehr hoch ist.

Dennoch ist aus der Bruchmechanik bekannt, daß ein bestimmter Minimaldruck notwendig ist, um den Desintegrationsprozeß des beschallten Objektes einzuleiten. Von Bedeutung ist, daß dieser Wert auch außer-

halb des Fokus überschritten wird, wie in Experimenten mit Modellsteinen [5] nachgewiesen werden konnte.

3.1.3 Druckpulsabfall und Unterdruckphase

Nachdem die maximale Druckamplitude P_+ erreicht ist, fällt die Stoßwelle exponentiell ab, bis der Umgebungsdruck erreicht ist. Danach sinkt der Druck auf negative Werte ab. Die maximale negative Druckamplitude wird als P_- bezeichnet. Der Abfall vom Umgebungsdruck bis hin zum maximalen negativen Druck erfolgt langsamer als der Anstieg zum maximalen positiven Wert.

In der Literatur wird die Rolle der maximalen negativen Amplitude P_- unter dem Aspekt der Kavitation diskutiert [9]. Unter Kavitation versteht man das Auftreten von Blasen in einer Flüssigkeit. Das Auftreten der Kavitation ist sowohl abhängig von der Flüssigkeitsstruktur als auch von Kavitationskeimen in der Flüssigkeit und der maximalen negativen Amplitude der Unterdruckphase. Sind solche Blasenkeime einmal in einer Flüssigkeit vorhanden, so reagieren sie heftig beim Auftreffen weiterer Stoßwellen. Kavitationseffekte wurden als Verursacher verschiedener Gewebereaktionen wie Petechienblutung, makroskopisch sichtbare Parenchymschäden und Veränderungen der Nervenzelle identifiziert [12, 13].

3.1.4 Pulsbreite

Die Pulsbreite t_w beschreibt die Dauer des Druckpulses. Sie wird als zeitliches Intervall verstanden, das begrenzt ist durch den Zeitpunkt, in dem der Druck 50 % des positiven Maximaldruckes übersteigt und dann wieder unter 50 % des maximalen positiven Druckes absinkt. Dieser Wert wird als FWHM-Wert bezeichnet (Bild 2).

Die typischen Werte der Pulsbreite liegen zwischen 200 und 500 ns. Physikalisch gesehen ist die Pulsbreite t_w einer der wesentlichen Parameter, die die Pulsintensität und den Energiewert beeinflussen.

3.1.5 Energieflußdichte – das Puls-Intensitäts-Integral

Das Puls-Intensitäts-Integral (PII) repräsentiert den Energiegehalt der Schallwelle an einer bestimmten Stelle im Schallfeld. Für einen einzelnen Impuls pro Sekunde wird das PII als Energieflußdichte bezeichnet, die Einheit ist Millijoule/Quadratmillimeter (mJ/mm^2). Das Puls-Intensitäts-Integral wird aus der Form der Druckwelle berechnet, indem diese quadriert und über die Zeit integriert wird [4].

Das Integrationsintervall ist hierbei von großer Bedeutung. Zwei Standardintervalle werden definiert.

Das erste Integrationsintervall umfaßt nur den positiven Anteil der Druckkurve. Dieser erstreckt sich von 10 % P_+ bis die Kurve wieder unter 10 % von P_+ abfällt.

Das Puls-Intensitäts-Integral PII wird daher mit „+“ indiziert (PII_+), um die begrenzte (positive) Integrationszeit anzuzeigen.

Das zweite Integrationsintervall enthält alle vorhandenen positiven und negativen Wellenanteile. Hier wird PII mit „tot“ indiziert. Es ist definiert als der Bereich zwischen dem ersten Überschreiten von 10 % von P_+ bis zum Erreichen eines positiven oder negativen Signalwertes kleiner als 10 % von P_+ .

Typische Werte der Energieflußdichte im Fokus eines Lithotripters variieren zwischen $0,02 mJ/mm^2$ und $1 mJ/mm^2$. Bei einer normal steilen Stoßwelle ist PII_{tot} circa 20 % größer als PII_+ .

Die Energieflußdichte kann im Modell dargestellt und quantifiziert werden. Hierzu wird ein Modellstein mit Druckpulsen unterschiedlicher Energieflußdichten behandelt. In Abhängigkeit von der gewählten Stärke korreliert die Tiefe des entstehenden Kraters im Modellstein mit der verwendeten Energieflußdichte [5].

In der Literatur werden biologische Effekte in Abhängigkeit von der Energieflußdichte am Nabelschnurgefäßmodell in vitro beschrieben [14, 17]. Bei Werten der Energieflußdichte um $0,1 mJ/mm^2$ zeigt sich die Ausbildung von Streifasern in der Zelle. Werte ab $0,3 mJ/mm^2$ führen zu histologisch sichtbaren Zellschäden. Eine Wirkung auf den Zellkern wurde bei $>0,54 mJ/mm^2$ beschrieben.

3.2 Räumliche Darstellung des Schallfeldes

3.2.1 Axiale und laterale Fokausdehnung und Fokusbildung

Die axiale (f_z) und die laterale ($f_{x(-6\text{ dB})}$ und $f_{y(-6\text{ dB})}$) Fokausdehnung sowie das Fokusbildungsvolumen werden über den Abstand zwischen jenen Punkten gemessen, an denen die positive Druckamplitude zum ersten und zum letzten Mal 50 % von P_+ im Fokus erreicht. Dieser Wert wird als FWHM-Wert oder -6-dB -Wert (Bild 3) bezeichnet.

Definitionsgemäß ist der Referenzwert für die FWHM der Fokusdruck P_+ . Entsprechend hängt die Fokusbildungsvolumen hauptsächlich

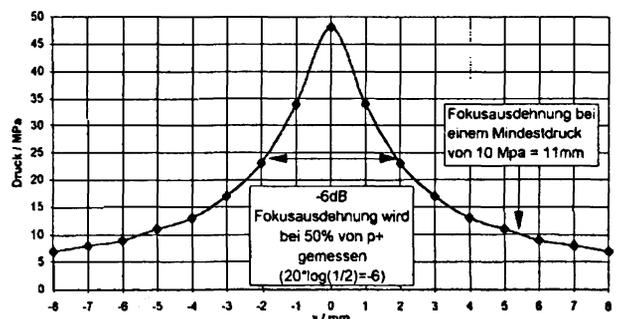


Bild 3. Darstellung des FWHM-Wertes innerhalb der Druckverteilung im Stoßwellenfokus. Die Bezeichnung des -6-dB -Wertes ergibt sich aus seiner Bestimmung bei 50 % von P_+ und der Logarithmierung ($20\log(1/2)=-6$).

von der Höhe von P_+ ab, wobei auch die Fokussierungseigenschaften der Quelle berücksichtigt werden müssen [5]. Wenn die akustische Energie gleich bleibt, jedoch die Linse ausgetauscht wird, produziert eine scharf fokussierte Stoßwellenquelle, charakterisiert durch einen großen Fokussierwinkel, einen höheren Wert P_+ . Im gleichen Maße resultiert aus dem vergrößerten Fokussierwinkel eine verringerte laterale Fokusaussdehnung.

Eine schwächere Fokussierung bedingt einen niedrigeren fokalen Druck P_+ bei gleicher Energieeinstellung. Dies hat eine größere laterale Fokusaussdehnung zur Folge.

Zertrümmerungsversuche mit Modellsteinen zeigen, daß die Form des herausgeschlagenen Kraters sich entsprechend dem Fokussierwinkel ändert, aber die aufgelöste Steinmasse ungefähr gleich bleibt [5]. Sie ist somit hauptsächlich von der Energie abhängig.

3.3 Energiedefinitionen

Um die Energie einer Stoßwellenquelle zu messen, muß die laterale Verteilung des PII in der Fokusebene bestimmt werden. Die Werte werden über einen definierten räumlichen Bereich integriert, entsprechend dem Vorgehen zur Ermittlung der Energieflußdichte (hier im zeitlichen Bereich). Werden nur die positiven Druckanteile bestimmt, werden die Energiewerte mit „+“ indiziert: Diese Werte sind um 20 % bis 30 % niedriger als diejenigen Energiewerte, die man aus dem gesamten Drucksignal mit seinen positiven und negativen Anteilen erhält.

3.3.1 Fokusenergie

Wird der Stoßwellenfokus mit einer Zielscheibe verglichen, finden sich in deren Zentrum Druckintensitäten, deren Werte 50 % von P_+ überschreiten. In einem kreisförmig symmetrischen Schallfeld, das bei den meisten modernen Druckgeneratoren vorliegt, ist der Durchmesser dieses Zentrums gleichzusetzen mit der lateralen Fokusaussdehnung bei 50 % von P_+ , dem FWHM-Wert. Die gemessene Energie innerhalb des Zentrums entspricht der Fokusenergie.

Da die laterale Fokusaussdehnung vom seitlichen Abfall von P_+ abhängt, sollte der Fokusenergiewert nicht zum Vergleich der Wirksamkeit verschiedener Stoßwellengeneratoren herangezogen werden. Ein Vergleich der Generatoren, der auf dem Fokusenergiewert basiert, liefert nur verwertbare Ergebnisse, wenn die Fokusgröße der Stoßwellenquellen identisch ist.

3.3.2 Effektive Energie in definierten Fokusbereichen

Während die Fokusenergie in einem von der Stoßwellenquelle vorgegebenen Bereich gemessen wird, zieht man für die Bestimmung der effektiven Energie in definierten Fokusbereichen die Größe des typischen Stoßwellenzieles als Berechnungsgrundlage heran.

In der Lithotripsie liegen die charakteristischen Steindurchmesser zwischen 10 und 12 mm. Bei der Schmerztherapie werden 5 mm willkürlich als typische Größe des Schmerzpunktes angenommen.

Die Effektivenergiewerte $E_{+(5\text{ mm})}$ und $E_{\text{tot}(5\text{ mm})}$ sind über einem kreisförmigen Bereich integriert. $E_{+(5\text{ mm})}$ enthält nur die positiven Wellenanteile, während $E_{\text{tot}(5\text{ mm})}$ für die ganze Welle, inklusive der negativen Anteile, berechnet wird. Es zeigt sich, daß die effektive Energie, wenn man sie über einen abgeschlossenen Bereich integriert, der Zertrümmerungseffizienz der Quelle in einem abgeschlossenen Bereich entsprechender Größe entspricht. Um einen Vergleich verschiedener Druckpulsgeneratoren zu ermöglichen, müssen deshalb Energiewerte, die innerhalb einer identischen Fläche gemessen wurden, angegeben sein.

3.3.3 Effektive biologische Energie und Gesamtenergie

Zur Ermittlung der effektiven biologischen Energie können die Ergebnisse der Versuche [14, 16, 17] herangezogen werden. Dort zeigte sich, daß bei Energieflußdichten von 0,1 mJ/mm² Streßfasern im Gewebe und ab 0,3 mJ/mm² Endothelschäden im Gefäß auftreten.

Durch entsprechende Wahl der Fokusgröße kann die Energieflußdichte beeinflusst und der biologische Effekt der Stoßwelle abgeschätzt werden. Aus der Literatur ist bekannt, daß die Stärke der biologischen Einflüsse von der Gesamtstoßanzahl [7] sowie von der Energieverteilung im Fokus [14, 16, 17] abhängt.

Um die gesamte Fokusenergie der Stoßwellenquelle zu bestimmen, ist es notwendig, die Fokusenergie in dem Bereich zu berechnen, in dem ein Druck von 5 MPa überschritten wird. Die Werte $E_{+(5\text{ MPa})}$ und $E_{\text{tot}(5\text{ MPa})}$ geben eine recht gute Abschätzung der gesamten Fokusenergie unter Berücksichtigung der Genauigkeit heutiger Hydrophone.

3.4 Vorschlag zur Bestimmung von Behandlungsdosen und klinische Relevanz

Das Behandlungsergebnis nach extrakorporaler Stoßwellentherapie ist vom biologischen Einfluß der Stoßwellen am beschallten Gewebe abhängig.

In einem Areal, das mit Stoßwellen einer Energieflußdichte von 0,1 mJ/mm² behandelt wurde, bilden die Zellen in der Regel Streßfasern aus [14, 16, 17].

Die effektive Stoßwellenenergie in diesem Behandlungsareal wird als E_{01} bezeichnet.

Die gesamte effektive Energiedosis pro Behandlung im definierten Areal wird bestimmt durch die Multiplikation der Stoßanzahl mit der Energie E_{01} .

Die gesamte effektive Energiedosis E_{03} ist abgeleitet von der Erkenntnis, daß es bei Energieflußdichten von 0,3 mJ/mm² zu Endothelschäden im Bereich von Blutgefäßen kommt.

Im folgenden Beispiel wird gezeigt, wie die gesamte

Tabelle 1. Protokoll eines theoretischen Behandlungsablaufes unter Benennung wesentlicher Faktoren im Zusammenhang mit der applizierten Energie.

Stufe	Stoßwellen (n)	E_{01}	Effektive Energie	E_{01}	E_{03}	Effektive Energie	$E_{5\text{mm}}$	Effektive 5 mm Energie
1	500	03 mJ	1500mJ	0,1 mJ	50 mJ	1,5 mJ	750mJ	
2	200	06 mJ	1200mJ	02 mJ	400 mJ	4 mJ	800mJ	
3	1000	10 mJ	10000mJ	07 mJ	7000 mJ	8 mJ	8000mJ	
4	500	18 mJ	9000mJ	24 mJ	12000 mJ	16 mJ	8000mJ	
total	2200		21700mJ		19450 mJ		17550mJ	

Behandlung evaluiert werden kann, wenn die Parameter bekannt sind.

Tabelle 1 zeigt eine simulierte Gesamtbehandlung mit 4 Einzelsitzungen. Insgesamt wurden 2200 Stoßwellenimpulse appliziert. Die Gesamtenergiedosis im Energieflußdichtebereich von 0,1 mJ/mm² beträgt 21700 mJ, im Energieflußdichtebereich von 0,3 mJ/mm² 19450 mJ. Die Energiedosis, die auf ein Areal von 5 mm Durchmesser einwirkt, beträgt 17550 mJ.

4 Diskussion

Entscheidend für die klinische Anwendung und Erstellung von Therapiestandards der extrakorporalen Stoßwellen ist die Vergleichbarkeit der an unterschiedlichen Stoßwellengeneratoren durchgeführten Behandlungen. Eine Grundvoraussetzung hierfür ist die Einheitlichkeit der Beschreibung der physikalischen Funktionsparameter. Besonders die einheitliche Dokumentation auf dem Boden der unterschiedlichen energetischen Parameter gestattet die Nachvollziehbarkeit der Therapie.

Eine Wertung, welche dieser Parameter von herausragender klinischer Relevanz sind, läßt sich aktuell noch nicht vornehmen. Sicher ist aber, daß nur durch die intensive Auseinandersetzung mit allen Gebieten der Stoßwellenphysik und ihrer Messung neue therapeutische Möglichkeiten eröffnet werden.

Literatur:

- [1] Boxberg, W.; L. Perlick, G. Giebel: Stoßwellenbehandlung bei therapieresistenten Weichteilbeschwerden. *Chirurg* 67 (1996), 1174-1178.
- [2] Coleman, A. J.; J. E. Saunders: A comparison of PVDF hydrophone measurements in the acoustic field of a shock wave source. In: Ell, E.R. et al. (Hrsg): *Extracorporale Lithotripsie*. Thieme Verlag New York, 1990.
- [3] Delius, M.; F. Ueberle, S. Gambihler: Destruction of gallstones and modellstones by extracorporeal shockwaves. *Ultrasound in Medicine and Biology* 20 (1994), 251-258.
- [4] Folberth, W.; G. Köhler, A. Rohwedder, E. Matura: Pressure distribution and energy flow in the focal region of two different electromagnetic shock wave sources. *Journal of Stone Disease* 4 (1992), 1-7.
- [5] Granz, B.; G. Köhler: What makes a shockwave efficient in lithotripsy? *Journal of Stone Disease* 4 (1992), 123-127.
- [6] Lobentanzer, H.: The concept of acoustic energy in lithotripsy. *Dornier User Letter* 7 (1991), 22-26.
- [7] Miller, D.; R. Thomas: Thresholds for hemorrhages in mouse skin and intestine induced by lithotripter shock waves. *Ultrasound in Medicine and Biology* 21 (1995), 249-257.
- [8] Müller, M.: Dornier Lithotripter im Vergleich; Vermessung der Stoßwellenfelder und Fragmentationswirkungen. *Biomedizinische Technik* 35 (1990), 250-262.
- [9] Philipp, A.; M. Delius, C. Scheffczyk, A. Vogel, W. Lauterborn: Interaction of lithotripter-generated shock waves with air bubbles. *Journal of Acoustic Society of America* 93 (1993), 2496-2509.
- [10] Polack, H. J.: Ergebnis der Literaturrecherche der MDK-Gemeinschaft zur ESWT mit orthopädischen Indikationen. In: Siebert, W.; M. Buch (Hrsg.): *Stoßwellenanwendungen am Knochen*. Verlag Dr. Kovac 1997.
- [11] Sass, R.; K. Steffen: Experiences with lithotripters: Measurement of standardized fragmentation. *Journal of Stone Disease* 4 (1992), 2-6.
- [12] Schelling, G.; M. Delius, M. Gschwender, P. Grafe, S. Gambihler: Pain during shock wave lithotripsy is not a direct shock wave effect but results from cavitations mediated stimulation of nerv fibers. *Anesthesiology* 79 (1993), 824-829.
- [13] Schelling, G.; M. Delius, M. Gschwender, P. Grafe, S. Gambihler: Extracorporeal shock waves stimulate frog sciatic nerves indirectly via a cavitation-mediated mechanism. *Biophysical Journal* 66 (1994), 133-140.
- [14] Seidl, M.; P. Steinbach, F. Hofstädter: Shock wave induced endothelial damage - in situ analysis by confocal laser scanning microscopy. *Ultrasound in Medicine and Biology* 20 (1994), 571-578.
- [15] Staudenraus, J.; W. Eisenmenger: Fibre-optic probe hydrophone for ultrasonic and shock-wave measurements in water. *Ultrasonics* 31 (1993), 267-273.
- [16] Steinbach, P.; F. Hofstaedter, H. Nicolai, W. Roessler, W. Wieland: Determination of the energy-dependent extent of vascular damage caused by high-energy shock waves in an umbilical cord model. *Urological Research* 21 (1993), 279-282.
- [17] Steinbach, P.; F. Hofstaedter, H. Nicolai, W. Rössler, W. Wieland: In vitro investigations on cellular damage induced by high energy shock waves. *Ultrasound in Medicine and Biology* 18 (1992), 691-699.
- [18] Sukul, K.; E. J. Johannes, E. Pierik, G. Van Eijck, M. Kristeijn: The effect of high energy shockwaves focused on cortical bone: an in vitro study. *Journal of Surgical Research* 53 (1992), 110-116.
- [19] Valchanou, V. D.; P. Michailov: High energy shockwaves in the treatment of delayed and nonunion of fractures. *International Orthopaedics* 15 (1991), 181-184.
- [20] Konsensustreffen der technischen Arbeitsgruppe der Deutschen Gesellschaft für Stoßwellenlithotripsie Weitenburg 1997. 842

Korrespondenzanschrift:
Dr. med. M. Maier
Orthopädische Klinik
und Poliklinik der
Ludwig-Maximilians-
Universität München
am Klinikum Großhadern,
Marchioninstr. 15,
D-81377 München