

Physikalisch-medizinische Aspekte selbstfokussierter elektromagnetisch erzeugter Stoßwellen

W. Eisenmenger

Gegenüber schon länger bekannten Methoden der Stoßwellenerzeugung in Flüssigkeiten wie Unterwasserfunkenentladung, chemische Detonation, mechanischer Schlag oder der Fokussierung von piezoelektrisch erzeugten Druckwellen, wurde die elektromagnetische Stoßwellenerzeugung [1] erst im Jahre 1959 eingeführt. Sie diente seinerzeit zur Erzeugung von ebenen Stoßwellen für physikalische Stoßfrontuntersuchungen. Da mit diesem Generator bereits ebene Stoßwellen mit Drucken bis zu 700 bar über einem Querschnitt von 50 mm Durchmesser erzeugt werden konnten, ist verständlich, daß bei geeigneter Fokussierung leicht höhere Fokusdrucke bei wesentlich geringeren Drucken am Stoßwellengenerator selbst zu realisieren sind. Diese Situation führte zur Entwicklung des Stoßwellen-Lithotriptors „Lithostar“ mit Linsenfokussierung [2] (vgl. auch [6]) sowie zum Vorschlag eines selbstfokussierenden elektromagnetischen Stoßwellengenerators [3].

Das Prinzip der elektromagnetischen Stoßwellenerzeugung beruht auf der magnetischen Abstoßung zwischen zwei in entgegengesetzter Richtung stromdurchflossenen elektrischen Leitern. Der Generator besteht aus einer eng gewickelten einlagigen Flachspule, vor der sich in geringem Abstand eine dünne Metallmembran (Cu oder Al) befindet. Wird über die Spule ein starker Stromstoß z. B. durch Kondensatorentladung geschickt, so entsteht durch Induktion in der Membran ein zum Spulenstrom entgegengesetzt gerichteter Kreisstrom. Die Membran wird daher von der Spule abgestoßen, wobei sich eine Druckwelle in die angrenzende Flüssigkeit aus-

breitet. Je nach Flachspuldaten und Kondensatorkapazität kann die Dauer der Druckwelle in einem Bereich von 0,5 bis 10 μsec gewählt werden. Zur Fokussierung werden beim selbstfokussierenden Generator Spule und Metallmembran als Kugelkalotte oder Kugelschale ausgebildet. Hierdurch entfällt eine akustische Linse einschließlich eventueller linsenbedingter Reflexions- und Dämpfungsverluste. Die Stoßwellenaufsteilung erfolgt im Verlauf der Ausbreitung zum Fokus.

Bei sämtlichen bekannten Fokussierungsmethoden stellt nun das Auftreten von unvermeidlichen Randbeugungswellen eine Quelle für sekundäre Zug- oder Unterdruckwellen dar, deren Amplituden auf der Mittellinie zum Fokus besonders hoch werden, zur Kavitation führen und daher an der Hautoberfläche oder im Gewebe entsprechende Schmerz- bzw. Traumawirkungen hervorrufen können. Um Kavitation bei der Stoßwellenfokussierung zu reduzieren, müssen Dauer oder Amplitude der Unterdruckwellen herabgesetzt werden. Ersteres gelingt durch Reduktion der Dauer der Stoßwelle selbst. Eine Herabsetzung der Unterdruckamplitude ist demgegenüber durch eine in bestimmter Weise zum Rand des Generators hin abgesenkte Stoßwellenanregungsstärke [4] möglich. Ebenso gelingt eine Reduktion fokaler Unterdruckanteile [4] durch einen möglichst dreieckförmigen Druckverlauf bereits am Generator. Sowohl eine Randabsenkung der Anregungsstärke des Stoßwellengenerators als auch eine Pulsdauerreduktion können durch Wicklungsabgriffe der Generatorspule und geeignete äußere Beschaltung oder Parallelschaltungen [5] von Spu-

lenabschnitten sowie durch entsprechende Wahl der Kondensatorkapazität eingestellt werden.

Weiter gilt grundsätzlich für alle Generatoren, daß die Fokusabmessungen in erster Linie durch die Generatorpulsdauer und durch den Generatoröffnungswinkel bestimmt sind. Bei kleinem Fokus (ca. 3 mm Ø) und dementsprechend kurzer Pulsdauer und großer Öffnung erfolgt ein mehr lokaler Stoßwellenangriff auf den Stein, was bei großen Steinen lange Behandlungszeiten implizieren kann. In diesem Fall ist jedoch bei geringer Eintrittsintensität, vgl. „Piezolith“ [6], Schmerzfreiheit gegeben, dagegen kann die Zerkleinerung von Steinbruchstücken erschwert sein. Demgegenüber sind größere Fokaldurchmesser entsprechend einer längeren Pulsdauer und reduzierter Öffnung bei ausgedehnten Konkrementen und zur effizienteren Weiterzerkleinerung von Bruchstücken vorzuziehen.

Das selbstfokussierende elektromagnetische System ermöglicht hier durch seine großen Druckreserven grundsätzlich eine Anpassung an die unterschiedlichen medizinisch indizierten Erfordernisse,

z. B. durch Zu- oder Abschalten von Spulenabschnitten oder Kondensatoren, abgesehen von der freien Wahl der Stoßwellenstärke über die Ladenspannung.

Literatur

1. Eisenmenger W (1961) Proc. 3rd Int. Congr. Acoustics, 1959 part I. Elsevier, Amsterdam, pp 326 - 329 sowie Acustica vol 12, 1962, Akust. Beihefte 1: 185
2. Pauli K, Reichenberger M (1983) Patentschrift DE 3328051 A1 Anmeldg 3.8. 83
3. Eisenmenger W (1983) Patentschrift DE 3312014 C2 Anmeldg 2.4. 83
4. Staudenraus J, Holdik K, Eisenmenger W (1987) Fortschritte der Akustik, DAGA, S 445
5. Staudenraus J (1987) Vorläufige Mitteilung
6. Ziegler M (Hrsg) (1987) Stoßwellenlithotripsie bei Harn- und Gallensteinen. Springer, Berlin Heidelberg New York

Prof. Dr. W. Eisenmenger
1. Physikalisches Institut
Universität Stuttgart
Pfaffenwaldring 57
D-7000 Stuttgart 80