

솔레노이드 코일을 이용한 전자기식 체외 충격파 발생기의 음향학적 특성

최민주

제주대학교 의과대학 의공학교실

Acoustic properties of an electromagnetic type shock wave generator employing a solenoid coil

Min Joo Choi

Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Cheju National University

mjchoi@cheju.cheju.ac.kr

요약: 솔레노이드 코일을 이용하여 전자기식 충격파 발생기를 제작하고 발생된 충격파의 음향학적인 특성을 측정하였다. 충격파의 생물학적 효과에 가장 중요한 과정으로 알려진 초점 부위의 기포군의 파열 현상을 바늘형 하이드로폰을 이용하여 평가하였다. 하이드로폰 신호의 웨이브렛 변환을 이용하여 초점 부근에서 기포 파열 지연 시간을 정확히 측정할 수 있음을 보였다.

이용하여 결석 치료하고 있으며, 타 시술법과 병행하는 경우를 합치면 전체 환자의 95 % 가량이 ESWL를 이용하고 있다[2].

임상적인 활용도에 비해 상대적으로 충격파에 의한 분쇄 과정 및 충격파의 생물학적인 효과는 아직 명확히 규명되지 못한 상태이다. 충격파의 생물학적인 효과를 연구하기 위해서는 안정적인 충격파의 발생이 요구된다. 초기에 주류를 이루던 충격파 발생기는 스파크 방전을 이용하는 전기 수력학적인 방식이었다. 스파크 방전 현상은 본질적으로 불안정하기 때문에 이 방식으로 발생된 충격파는 매우 불안정할 수밖에 없다[3]. 반면 전자기식 방식은 발생된 충격파의 안정성이 매우 우수하여 점차 전기 수력학식 방식을 대체하고 있다.

본 연구에서는 솔레노이드를 이용한 차세대 전자기식 충격파 발생기를 설계 제작하고, 음향학적인 특성을 평가하였다. 본 연구에서 개발된 전자기식 충격파 발생기는 충격파의 물리 및 생물학적 효과를 연구하기에 적절하며, 충격파의 의학적 이용을 위한 기초 연구에 크게 활용될 수 있을 것으로 보인다.

1. 서론

체외 충격파 쇄석술 (Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy: ESWL)은 1980년 최초로 결석 환자를 성공적으로 치료한 이후 비침습적인 치료술로 결석 및 담석 치료의 일대 혁명을 일으킨 획기적인 방법이다[1]. 인체 외부에서 발생된 충격파는 신장 결석 위치로 집중되어 결석을 분쇄한다 (그림 1).

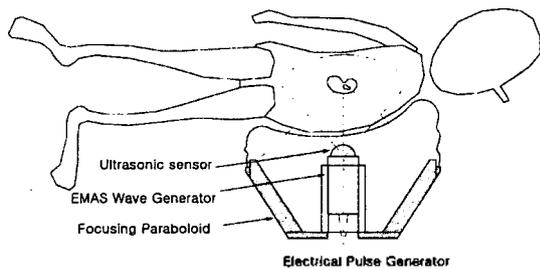


그림 1. 체외 충격파 쇄석술의 모식도

미세하게 분쇄된 결석은 요도를 통해 소변으로 배출된다. 담석의 경우 분쇄된 무스러기는 담즙에 밀려 소화기관을 통해 배출되기가 상대적으로 쉽지 않아 담석 용해제(ursodeoxycholic, chenodeoxycholic acid)를 투약하여 미세한 담석을 추가로 용해하기도 한다. 통계에 의하면 구미 각국은 전체 환자의 70 %가 ESWL만을

2. 전자기식 충격파 발생기

그림 2는 전자기식 충격파 발생 장치의 기본 구조를 보여준다. 그림 2에서 shock wave generator는 솔레노이드 코일에 해당한다. 솔레노이드 코일은 절연 막을 사이에 두고 외부가 동판으로 싸여있다. DC 충전부에서는 축전지가 6 - 18 kV로 충전된다. Thyatron 스위치를 닫으면 동축케이블, 솔레노이드 코일, 축전지를 통해서 순간적으로 (4 - 8 μs) 강한 펄스 전류 (10 kA 이상)가 흐른다. 펄스 전류가 흐르는 솔레노이드 코일에 형성된 자장은 금속 박막과 상호 간섭 (렌즈의 법칙)을 일으키고 이 결과 금속 박막은 짧은 시간 동안 미세하게 진동하게 된다. 박막의 진동 (cylindrical oscillation)은 주위의 매질(물)로 전달되어 원통형 초음파 원이 된다. 박막의 진동 특성은 박막의 두께, 전류의 크기 및

시간 등에 영향을 받는다

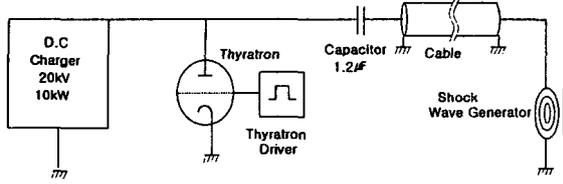


그림 2. 전자기식 충격파 발생 장치의 구성도

그림 3은 제작된 펄스 발생 장치에서 측정된 전형적인 전압과 전류의 펄스 파형이다. 펄스의 최대치는 약 8 kA에 달하며 펄스 폭은 6 μs인 경우이다.

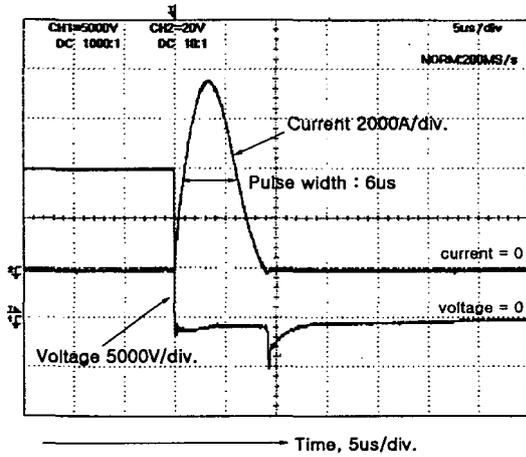


그림 3. 펄스 전원 장치에서 발생된 전류 및 전압 파형

박막의 진동으로 발생된 원통형 초음파는 포물선형 집속기에 의해 초점 부위로 에너지가 집속된다 (그림 4). 집속기의 곡면은 초점 F에서 집속기 표면의 임의의 지점까지의 거리와 집속기 표면의 같은 위치에서 코일 원통 표면에서 수직으로 연결한 거리의 합은 언제나 같다는 조건을 만족해야 한다. 이러한 곡면의 조건을 만족하는 포물선의 방정식은 $y = 4ax^2$ 이다. 제작된 집속기의 경우 $a=150\text{mm}$ 값을 사용했다 ($b=152.12\text{mm}$).

3. 충격파 측정

충격파 발생기에서 발생된 충격파는 바늘형 하이드로폰 (NTR SYS. USA)을 이용하여 측정하였다. 그림 5는 하이드로폰을 이용한 전자기식 충격파 발생기의 충격파 측정 장치를 보여준다. 고가의 바늘형 하이드로폰이 케비테이션에 의한 손상을 방지하기 위해 카스터 기를 보호층을 사용하였다.

그림 6은 초점에서 측정된 전형적인 파형을 보여 주고 있다. 충전부 전압을 증가하면서 변화하는 파형을 관찰

할 수 있다.

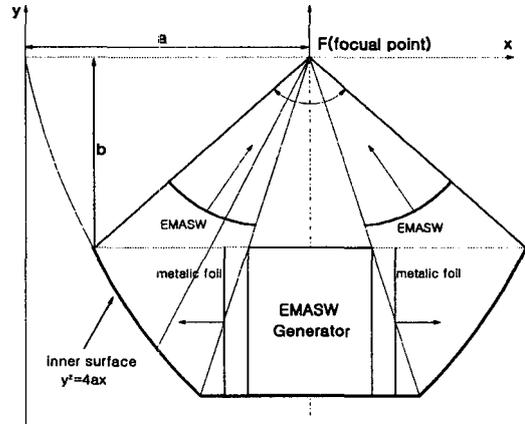


그림 4. 원통형 파 집속기의 기하학

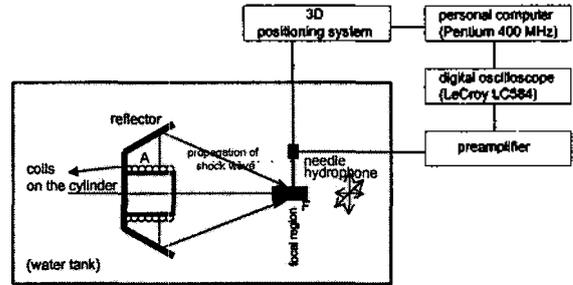


그림 5. 충격파 측정 장치 개요도

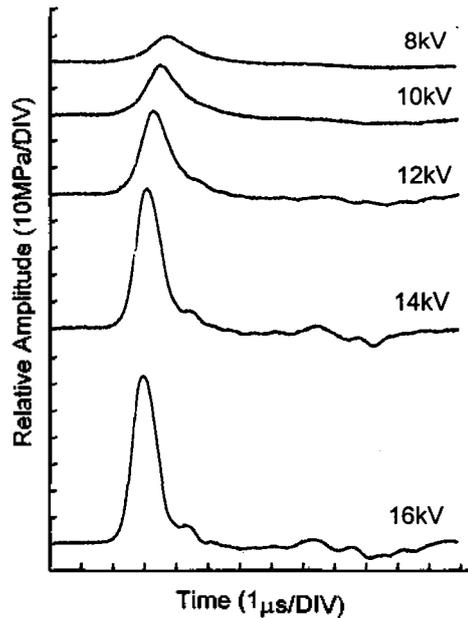


그림 6. 충전 전압을 증가하면서 초점에서의 측정된 전형적인 충격파 신호

충전 전압이 증가함에 따라 초점에서 양압 (P+)과 음압 (P-)의 변화는 그림 7과 같다

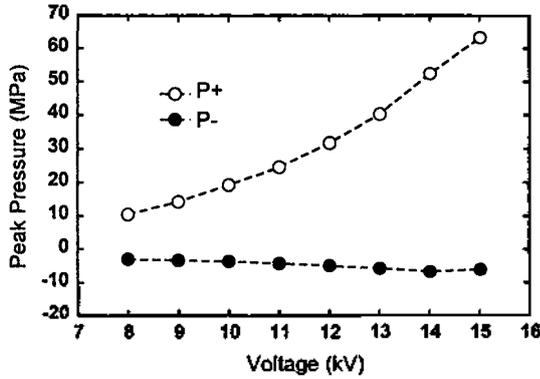


그림 7. 충전 전압에 따른 초점에서 충격파 압력

4. 음향 공동 현상

충격파에 의한 결석 분쇄 및 생물학적 효과와 가장 밀접한 관련이 있는 것으로 음향 공동 현상을 들 수 있다. 이 경우 충격파에 의해 형성된 기포 군이 파열하면서 야기되는 파괴적인 효과가 특히 중요하다[4]. 충격파의 강도에 따른 기포 군의 파열 현상은 1차 파열과 2차 파열의 시간 지연으로 평가할 수 있다[5]. 역으로 기포 군의 파열 시간 지연을 측정하면 충격파의 강도를 예측할 수 있으며 곧 기포 군의 파열 강도를 평가할 수 있게 된다.

본 연구에서는 기포군의 파열 지연 시간을 측정하기 위해 바늘형 하이드로폰을 사용하였다. 바늘형 하이드로폰은 초기에 솔레노이드 코일에서 발생된 충격파 신호를 기록하며, 이후에는 기포군의 파열에 따른 이차적인 충격파의 발생을 감지한다. 그림 8은 바늘형 하이드로폰으로 1 ms 동안 측정된 신호를 보여주고 있다 (상단 s). 측정된 하이드로폰 신호로부터 기포의 파열로 인한 충격파 발생 부위의 영역은 615 μ s 부근에서 시각적으로 확인할 수 있다. 그러나 일반적으로 하이드로폰 신호로부터 기포의 파열 시점을 정확히 평가하기란 쉽지 않다.

기포 파열로 인한 충격파는 본질적으로 고주파수 성분을 강하게 포함한다. 이점을 착안하여 본 연구에서는 기포의 파열 위치를 정확히 파악하기 위해 웨이브렛 변환 (Ψ : a quadratic spline function of compact support)을 이용하였다. 그림 8에서 a5, d1-d5는 하이드로폰 신호를 웨이브렛 변환 후 분해된 성분이다. d2, d3, d4 신호에서 기포 파열로 인한 고주파수 성분 신호가 명확히 강조되고 있으며, 기포의 파열 시점을 정확히 파악할 수 있게 된다. 그림 9는 충전 전압이 증가함에 따라 기포 파열의 시간 지연 값의 변화를 보여 주고 있다.

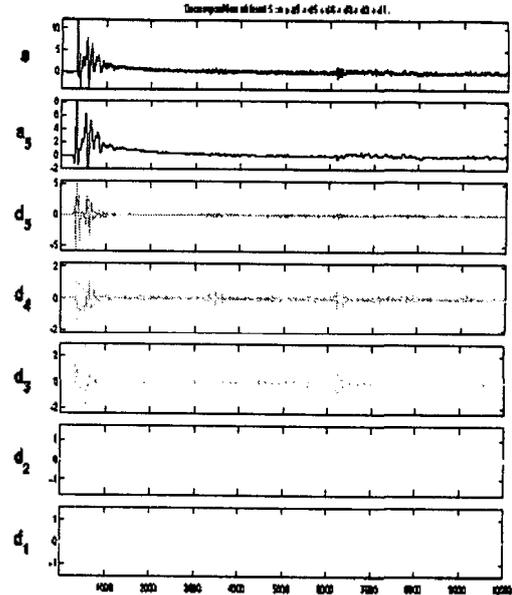


그림 8. 초점에서 1 ms 동안 바늘형 하이드로폰에서 감지된 신호 (s) 및 웨이브렛 변환 후 분해된 신호 성분 (d1-d5, a5). 수평축은 시간을 의미하며 데이터 일련 번호로 표기했음 (데이터간의 시간 간격: 0.1 μ s)

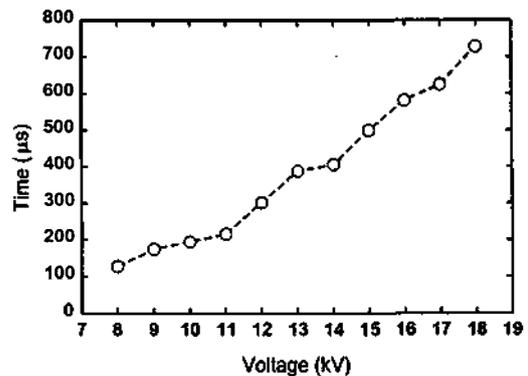


그림 9. 충전 전압에 따른 초점에서 기포 군의 파열 시간 지연

5. 토의

본 연구에서는 솔레노이드 코일을 이용한 전자기식 충격파 발생기를 구성하였다. 발생된 충격파는 같은 설정에서 충격파의 크기의 변화가 1% 이내로 매우 안정한 것으로 나타났다 (전기 수력학적 방식의 경우 대략 50-100%). 측정된 충격파 파형은 기존의 상용 모델에서 측정된 것과 유사하며, 충전 전압 15 kV에서 최고 압력

이 70 MPa까지 도달하고 있는 것으로 관찰되었다. 충전 전압에 따른 충격파의 압력의 크기의 변화는 비선형적으로 급격히 증가하는 경향을 보이고 있다. 이는 Coleman et al [6]에서 언급한 것처럼 강한 비선형 전파에 의한 충격파 압력의 상승이 비선형 전파로 인한 추가적인 감쇠 효과를 능가하고 있음을 의미한다.

충격파에 의한 결석 파괴 효과는 모의 결석을 이용하여 평가하였다. 그림 10은 모의 결석을 초점 부위에서 30회의 충격파에 노출시킨 후 표면의 모습을 보여 주고 있다. 음향 공동 현상으로 인한 표면에 수많은 Pitting 형태의 마모를 쉽게 관찰 할 수 있다. 특히 초점에 위치한 부위는 움푹 패인 정도가 주변과 확실히 대비되어 보여주고 있다. 충격파에 200회 정도 노출되면 두께 15 mm의 모의 결석이 거의 분쇄됨을 확인할 수 있었다.

충격파를 측정하기 위해 바늘형 하이드로폰 전면에 카스터 기름을 이용한 보호층을 설치하였다. 카스터 기름에서는 공동 현상이 잘 발생하지 못하므로 공동 효과에 의한 하이드로폰의 손상을 최소화 할 수 있다. 카스터 기름의 보호층을 사용할 경우 하이드로폰 수명을 수십 배 가량 늘릴 수 있을 것으로 예상하고 있다. 부가적으로 카스터 기름은 정밀한 음압(P-) 측정을 위해 활용할 수 있다.

본 연구에서는 바늘형 하이드로폰을 이용하여 충격파를 측정함과 동시에 기포 파열 현상을 관찰하였다. 특히 기포 파열 지연 시간을 정확하게 측정하기 위해 하이드로폰 신호의 웨이브렛 변환을 이용하였다. 측정 결과 충전 전압에 따른 기포 파열 지연 시간의 증가는 충격파 압력과 같은 양상을 띠고 있음을 확인할 수 있었다 (그림 7, 9 참조). 향후 웨이브렛을 이용한 기포 파열 지연 시간 측정은 피동 집속형 초음파 변환기 (passive focused ultrasonic transducer)를 이용하여 생체 내 충격파의 강도를 비침습적으로 측정하는데 유용하게 활용될 것으로 기대된다[7].



그림 10. 모의 결석의 충격파에 의한 표면 마모

6. 마침말

솔레노이드 코일을 이용한 전자기식 충격파 발생기를 구성하고 바늘형 하이드로폰을 이용하여 발생된 충격파를 측정하였다. 충전 전압 8 - 16 kV 사이에서 충격파의 비선형 전파 효과에 의한 압력 증가 효과를 관찰할 수 있었다. 바늘형 하이드로폰을 이용하여 초점에서의 기포군의 파열 지연시간을 측정하였다. 최초로 웨이브렛을 이용한 파열 지연 시간을 정확히 측정하는 방법을 사용하였다. 충격파 파형과 기포 파열 지연 시간과의 상관성을 확인하였다.

피동 집속형 초음파 변환기 및 웨이브렛 변환을 이용한 정확한 기포 파열 시간 지연을 측정을 통한 생체내의 충격파 압력을 측정할 수 있을 것으로 예상된다. 제작된 발생기는 기존의 전기 수력학적인 방식보다 충격파의 안정성이 매우 뛰어나며 향후 충격파의 생물학적 효과에 관련된 기초 연구에 유용하게 활용 될 것으로 기대된다. 아울러 차세대 시장을 주도할 전자기식 체외 충격파 쇄석기의 개발에 크게 기여할 것으로 예상된다.

7. 참고 문헌

- [1] Chaussy, C. G., Brendel, W., and Schmiedt, E., 1980, "Extracorporeally induced destruction of kidney stones by shock waves," *Lancet*, Vol. 13, pp. 1265-1268.
- [2] Schulze, H., Hertle, L., Graff, J., Funke, P. J., and Senge, T., 1986, "Combined treatment of branched calculi by percutaneous nephrolithotomy and extracorporeal shock wave lithotripsy," *J. Urology*, Vol. 135, pp. 1138-1141.
- [3] Coleman A. J., Saunders J. E. and Choi M. J., 1989, "An experimental shock wave generator for lithotripsy studies." *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 34, No. 11, pp. 1733-1742.
- [4] Sass, W., Braunlich, M., Dreyer, H. P., Matura, E., Folberth, W., Priesmeyer, H. G., and Seifer, J., 1991, "The mechanism of stone disintegration by shock waves," *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 17, No. 3, pp. 239-243.
- [5] Choi M. J., Coleman A. J. and Saunders J. E., 1993, "The influence of fluid properties and pulse amplitude on bubble dynamics in the field of a shock wave lithotripter," *Physics in Medicine & Biology*, Vol. 38, No. 11, pp. 1561-1573.
- [6] Coleman A. J., Choi M. J. and Saunders J. E., 1991, "Influence of output setting on acoustic field of a shock wave lithotripter," In: Paumgartner G., Sauerbruch T., Sackmann M. and Burhenn H. J. eds. *Lithotripsy and related techniques for gallstone treatment*, Chapter I, Chicago: Mosby Year Book Inc.
- [7] Coleman A. J., Choi M. J. and Saunders J. E., 1996, "Detection of acoustic emission from cavitation in tissue during clinical extracorporeal lithotripsy," *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 22, No. 8, pp. 1079-1087.