

체외 충격파 치료술을 위한 솔레노이드 코일을 이용한 전자기식 충격파 발생기: 구성 및 음향학적 특성

An Electromagnetic Shock Wave Generator Employing a Solenoid Coil for Extracorporeal Shock Wave Therapy: Construction and Acoustical Properties

최민주*, 이종수**, 강관석**, 팽동국**, 이윤준***, 조주현****, 임근혁****
(Min Joo Choi*, Jong Soo Lee**, Gwan Suk Kang**, Dong Guk Paeng**, Yoon Joon Lee***,
Chu Hyun Cho****, Geun Hie Rim****)

제주대학교 *의학과, **의공학협동과정, ***에너지공학과, ****한국전기연구소
(접수일자: 2005년 2월 22일; 수정일자: 2005년 3월 9일; 채택일자: 2005년 4월 22일)

솔레노이드 코일을 이용하여 체외 충격파 치료술에 적합한 전자기식 충격파 발생기를 구성하였다. 충격파 발생기의 충격파의 특성은 바늘형 하이드로폰을 이용하여 평가하였다. 충격파 발생기 방전 전압이 8 에서 18 kV로 증가할 때 측정된 충격파의 최대 양압 (P+) 은 10~77 MPa 사이를 비선형적으로 증가하는 것으로 나타났다. 반면, 충격파 최대 음압 (P-)은 -3.2~-6.8 MPa 에서 변화하고 있으며, 방전 전압이 14 kV에서 -6.9 MPa로 가장 낮은 값을 보였다. 동일한 설정에서 반복 측정된 충격파의 크기 P+는 평균값의 5 % 이내에서 변화하며, 전기 수력학적 방식 충격파 발생기 경우의 50 % 정도와 비교하여, 매우 작은 것으로 나타났다. 시간 축에서 1 ms 동안 측정한 하이드로폰 신호로부터 충격파에 의해 야기된 음향 공동 현상, 즉, 기포의 파열 현상으로 발생된 다수의 순차적인 음향 임펄스를 관찰할 수 있었다. 웨이블릿 변환 기법을 이용하여, 충격파 강도와 밀접한 관련이 있는 것으로 알려진, 첫 번째와 두 번째 기포 파열 시간 지연을 정확히 측정하였다. 충격파 크기 P+가 10 에서 77 MPa로 증가할 때 측정된 기포 파열 지연 시간은 120 부터 700 μ s 로 거의 선형적으로 증가함을 관찰할 수 있었다.

핵심용어: 전자기식 충격파 발생기, 충격파 치료술, 솔레노이드 코일, 충격파, 기포 파열, 하이드로폰

두교분야: 초음파 및 탄성파 분야 (4.7)

An electromagnetic type shock wave generator suitable for extracorporeal shock wave therapy has been constructed by employing a solenoid coil. The property of the shock waves produced by the shock wave generator was evaluated using a needle hydrophone. It was shown that, as the capacitor discharging voltage increased from 8 to 18 kV, the positive peak pressure (P+) of the shock wave increased non-linearly from 10 to 77 MPa. In contrast, the negative peak pressure (P-) varied between -3.2 and -6.8 MPa, had its absolute maximum of -6.9 MPa at 14 kV. The peak amplitudes P+ measured repeatedly under the same voltage setting varied within 5 % from mean values and this is very small compared to about 50 % for electrohydraulic type shock wave generators. It could be observed, from the hydrophone signal recorded over 1 ms, several sequential acoustic impulses representing bubble collapses, namely, acoustic cavitation, induced by the shock wave. A technique based on wavelet transformation was used to accurately measure the time delay between the 1st and 2nd collapse known to be closely related to the shock strength. It was observed that the measured time delay increased almost linearly from 120 to 700 μ s with the shock wave pressure P+ increasing from 10 to 77 MPa.

Keywords: Electromagnetic shock wave generator, Extracorporeal shock wave therapy, Solenoid coil, Shock wave, Bubble collapse, Hydrophone

ASK subject classification: Ultrasonic and Elastic Waves (4.7)

1. 서론

체외에서 발생된 충격파를 이용하여 비침습적으로 치료 효과를 얻는 체외 충격파 치료술 (Extracorporeal Shock Wave Therapy: ESWT)은 이제 비뇨기와 질환인 결석의 보편적인 치료술로 처방이 되고 있다. 최근 ESWT는 치료가 어려운 퇴행성 근 관절 분야의 통증 치료에서 임상적인 효과가 확인됨에 따라 정형외과 분야에서 수요가 폭발적으로 늘고 있다.

체외 충격파 쇄석술 (Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy: ESWL)은 1980년 최초로 결석 환자를 성공적으로 치료한 이후 비 침습적인 치료술로 결석 및 담석 치료의 일대 혁명을 일으킨 획기적인 방법이다[1]. 체외에서 발생된 충격파는 집속기에 의해 체내의 결석 및 담석의 위치로 집속되어 돌을 분쇄한다. 그림 1은 원통형 구조를 가지는 전자기식 충격파 발생기를 이용한 신장 결석 환자의 체외 충격파 쇄석술의 모식도이다. 충격파에 의해 미세하게 분쇄된 결석은 요도를 통해 소변으로 배출된다. 담석의 경우 분쇄된 부스러기는 담즙에 밀려 여러 소화 기관을 통해 체외로 배출되기가 상대적으로 어렵다. 따라서 ESWL 시술 후 담석 용해제 (예, ursodeoxycholic, chenodeoxycholic acid)를 투약하여 미세한 담석을 추가로 용해한다. 통계에 의하면 구미 각국은 전체 환자의 70%가 ESWL만을 이용하여 결석 치료하고 있으며, 타 시술법과 병행하는 경우를 합치면 전체 환자의 95%가량이 ESWL를 이용하고 있다[2].

임상적인 활용도에 비해 충격파에 의한 결석 분쇄 메커니즘 및 충격파의 생물학적인 효과는 여전히 명확하지 못한 상태이다. ESWL이 임상적으로 널리 사용되고 있지만 아직 최적의 치료 효과를 위한 충격파 노출 조건 설정에 대한 표준화된 기준이 없으며, 일반 치료용 장비

의 경우 반드시 요구되는 정기적인 장비의 안정성 점검에 대한 통일된 프로토콜이 개발되지 못한 상태이다. 일단의 연구자들에 의해 충격파의 피폭량을 평가하는 중요한 척도로 충격파에 의한 음향 공동 (acoustic cavitation) 현상에 기반을 둔 기포 파열 지연 시간을 제안하고 있지만 임상적인 검증이 요구되고 있다[3,4].

ESWL가 결석 치료에 사용되기 시작하면서, 충격파의 파괴적인 효과를 활용하여 암을 치료하려는 연구가 자연스럽게 진행되고 있다. 예상할 수 있듯이, 충격파에 노출된 종양 세포는 대부분 괴사하며, 생체 내 실험을 통해, 충격파는 암의 성장 속도를 둔화시키는 결과들이 보고 되어 있다[5,6]. 암 치료제 (chemotherapeutical drugs)와 충격파를 함께 사용하여 암 치료의 시너지 효과 (synergistic effects)가 있음도 관찰하였다[7].

최근에는 ESWL 보다 상대적으로 낮은 에너지의 충격파를 관절 또는 인대 등의 연부 조직에 조사하여 테니스 엘보우 (tennis elbow), 골프 엘보우 (golf elbow) 등 치료가 잘 되지 않는 질환에 효과가 있는 것으로 나타나 관심을 끌고 있다[8]. 캐나다를 비롯하여 일부 의료 선진국에서는 정형외과 분야의 충격파 치료술을 Orthotripsy (Orthopaedic Lithotripsy)로 명명하고 임상적으로 시술하기 시작했으며, 이미 미국 FDA에서도 부분적으로 충격파를 이용한 Orthotripsy의 시술을 허용한 상태이다[9,10].

충격파를 이용한 치료의 영역이 확대됨에 따라, 충격파를 이용한 기초 실험에 대한 필요성이 증가하고 있다. 충격파의 치료 효과 및 관련 메커니즘 규명을 위해서는 충격파의 생물학적인 효과에 기초적인 연구가 요구된다. 이를 위해 다양한 설정이 가능한 안정적인 충격파의 발생기가 필요하다. ESWL가 초기 단계에서는 전기 수력학적인 방식 (electrohydraulic type)의 충격파 발생기가 주로 사용되었다. 이 방식은 수중에서 수 mm 거리를 두고 마주 보는 뿔쪽한 전극의 양단에 고압을 걸었을 때 발생하는 스파크를 충격파의 발생원 (spherically diverging shock waves)으로 사용한다. 발생된 충격파는 주변의 타원형 집속기에 의해 반사되어 결석이 위치한 초점 부위로 에너지가 집속된다. 수중에서 스파크 방전 현상은 본질적으로 불안정하기 때문에 전기수력학적인 방식으로 발생된 충격파는 재현성이 매우 낮다[11]. 일반적으로 동일한 설정 하에서, 반복적으로 충격파를 발생할 때 충격파의 최대 압력의 변화가 50%를 초과하는 것으로 알려져 있다.

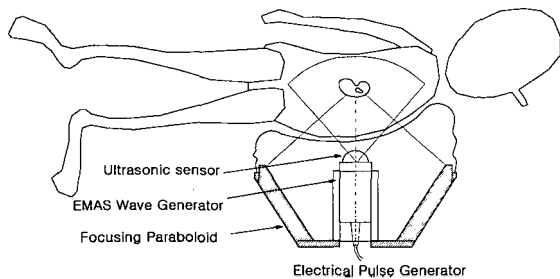


그림 1. 원통형 구조를 가지는 충격파 발생기를 이용한 신장 결석 환자의 체외 충격파 쇄석술의 모식도.
Fig. 1. Schematic picture of a patient with kidney stones undergoing extracorporeal shock wave lithotripsy using a cylindrical shock wave source.

반면 최근 보급이 증가하고 있는 전자기력을 이용한 전자기식 충격파 발생 방식은 안정성이 매우 우수하다. 현재 임상적으로 사용 중인 전자기식 충격파 발생기는 2 가지 방식으로 구분된다. 첫째 원판형 코일을 이용하여 평면파를 발생하고 음향 렌즈를 통해 음파를 집속하는 방식과, 둘째 원통형 코일을 사용하여 반경 방향으로 퍼져나가는 (cylindrically diverging acoustic wave) 음파를 발생시키고 반사판을 이용하여 에너지를 집속하는 방식이 있다. 원판형 코일 방식은 구조적으로 간단하고 제작이 용이하지만, 높은 출력의 음파를 얻기 어렵고 렌즈를 통한 비 집속 효과 (defocusing effects) 및 충격파의 감쇠 (attenuation)가 발생한다. 원통형 구조를 가지는 방식은 상대적으로 복잡하고 제작이 난해하지만, 높은 출력의 음파 발생이 용이하며, 렌즈를 통한 음향 에너지의 손실이 없다. 원통형 구조의 임상적 유용성이 인식되면서 원통형 전자기식 방식에 대한 관심이 증가하고 있다.

초기에는 충격파를 이용한 실험 대부분이 전기 수력학적 방식 충격파 발생기를 이용하였다. 그러나 서서히 안정적인 충격파를 발생하는 전자기식 충격파 발생기 사용이 확대되어 왔다. 그동안 실험에서 사용된 대부분의 전자기식 충격파 발생 방식은 구조적으로 간단한 원판형 코일을 채용한 방식이었다. 원통형 구조를 가지는 실험용 충격파 발생기는 보급이 제한되어 있어 원통형 전자기식 충격파 발생기를 이용한 실험이 용이하지 못한 실정이다. 또한 원통형 구조에서 발생된 충격파에 대한 음향학적인 특성에 대한 정보가 미비한 실정이다.

본 연구에서는 솔레노이드 코일을 이용하여 실험용 원통형 충격파 발생기를 구성하고 발생된 충격파장의 물리적인 특성을 평가하였다. 충격파의 측정은 수조에서 바늘형 하이드로폰 (needle hydrophone)을 이용하여 측정하였다. 특히, 측정된 하이드로폰 신호에 대한 웨이블렛 변환을 통해, 충격파의 결석 분석 과정 및 생물학적인 효과와 밀접하게 관련된 음향 공동 현상을 평가하는 중요 변수인 기포 파열 지연 시간을 정확히 측정하였다 [12]. 본 연구에서 개발된 전자기식 충격파 발생기는, 설

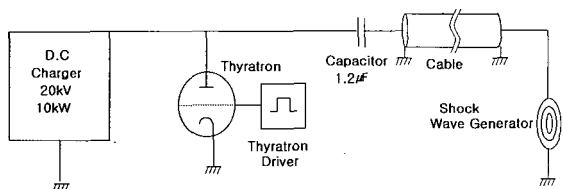


그림 2. 전자기식 충격파 발생 장치의 기본 구조 및 주요 성분.
Fig. 2. Basic structure and main components of the electromagnetic shock wave generator.

정에 따른 충격파의 재현성이 매우 뛰어난 것으로 확인되었기 때문에, 충격파의 물리 및 생물학적 효과를 연구하기에 적절하며 충격파의 의학적 이용을 위한 기초 연구에 크게 활용될 수 있을 것으로 보인다.

II. 재료 및 방법

전자기식 충격파 발생기: 그림 2는 전자기식 충격파 발생 장치의 주요 성분 및 기본 구조를 보여준다. 그림 2에서 충격파 발생기 (shock wave generator)는 솔레노이드 코일이 위치한 원통형 구조물에 해당한다. 솔레노이드 코일은 절연 막을 사이에 두고 외부가 동판으로 싸여있다. 직류 전압 충전부 (DC charger)에서는 용량 1.2 µF을 가지는 축전지 (capacitor)가 6~20 kV로 충전된다. 싸이러트론 (thyatron) 스위치를 닫으면 동축 케이블, 솔레노이드 코일, 축전지를 통해서 순간적으로 (4~8 µs) 강한 펄스 전류 (10 kA 이상)가 흐른다 (그림 3 참조). 펄스 전류가 흐르는 솔레노이드 코일에 형성된 자장은 렌즈의 법칙에 의해 금속 박막과 상호 간섭을 일으키고 이 결과 금속 박막은 짧은 시간 동안 미세하게 진동한다. 박막의 진동 (cylindrical oscillation)은 주위의 매질(물)로 전달되어 원통형 초음파 발생원 (cylindrically diverging ultrasonic wave source)이 된다. 박막의 진동 특성은 박막의 두께, 인가 전류의 크기 및 시간 등에 영향을 받는다[13].

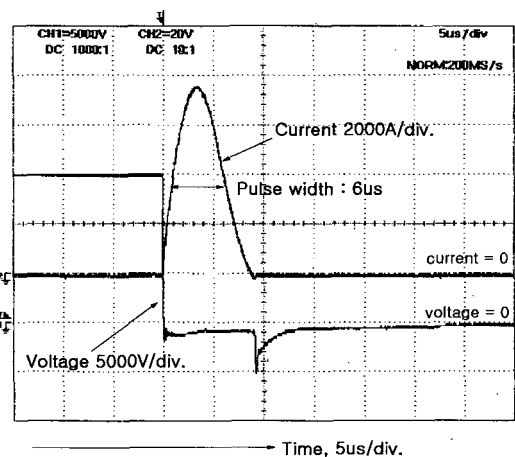


그림 3. 본 연구에서 제작된 전자기식 충격파 발생기의 펄스 파워 전원 장치에서 발생된 전형적인 전류 및 전압 파형 (방전 전압 16 kV).
Fig. 3. Typical current signal through the solenoid coil and voltage changes with time across the capacitor of the electromagnetic shock wave source constructed in the study (discharging voltage = 16 kV).

그림 3은 제작된 펄스 발생 장치에서 측정된 선형적인 전압과 전류의 펄스 파형이다. 그림 3은 축전지의 방전 전압을 16 kV으로 설정한 경우이다. 전류 펄스의 최대치는 약 8 kA에 달하며 펄스폭은 6 μ s 정도이다. 싸이리트론 스위치는 어느 정도 역 전류를 차단하는 능력이 있으며 그림 3에서는 한 방향 전류 성분만이 기록되고 있다.

포물선형 집속기: 박막의 진동으로 발생된 원통형 초음파는 포물선형 집속기에 의해 초점 부위 (F)로 에너지가 집속된다 (그림 4 참조). 집속기의 곡면은 초점 F에서 집속기 표면의 임의의 지점 (x,y)까지의 거리와 집속기 표면 (x,y)에서 코일 원통 표면으로 수직으로 연결한 거리의 합은 서로 같다는 조건을 만족한다. 집속기 곡면의 조건을 만족하는 포물선의 방정식은 아래의 식으로 표현된다.

$$y = 4ax^2 \tag{1}$$

여기서 x, y는 그림 4에서 표시된 2차원 좌표 변수이고 a는 상수이다. 초음파가 집속되는 초점 부위의 위치는 인체 내부의 해부학적 크기를 고려하여 적절히 설정한다. 상수 b의 값은 집속기 전면부 (aperture)의 크기를 결정하며, aperture의 크기가 클수록 피부와 접하는 위치에서의 충격파의 압력이 낮아지므로 피부에서 충격파에 의한 동증을 덜 느끼게 된다. 본 연구에서 제작된 포물선형 집속기는 신장 결석을 치료하는 경우를 가정하여 초점 위치를 설정하였으며 사용된 변수의 값은 a = 150 mm, b = 152.12 mm 이다. 집속기의 재질은 음향 반사 계수가 충분히 크며 물 속에서 부식하지 않는 스테인레스 강 (stainless steel)을 사용하였다.

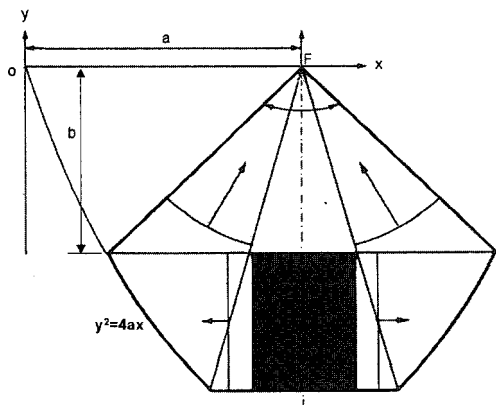


그림 4. 원통형 반경 방향으로 발산하는 파를 집속하는 포물선형 집속기의 기하학: 상수 a와 b는 포물선의 모양과 전면부의 크기를 결정한다.
Fig. 4. Geometry of a parabolic reflector to focus cylindrically diverging wave: The constant a and b determine the shape of the paraboloid and the size of the aperture.

충격파 측정: 본 연구에서 제작된 전자기식 충격파 발생기에서 발생된 충격파는 바늘형 하이드로폰 (TNU100A Piezoceramic Needle Hydrophone, NTR System, Inc., Seattle, WA 98107, USA)을 이용하여 측정하였다. 그림 5는 하이드로폰의 외부 모양 (그림 5a) 및 주파수 반응 특성 (그림 5b)을 보여주고 있다. 하이드로폰은 충격파의 대부분 에너지가 집중된 0.1~1.6 MHz 주파수 범위에서 10 dB 이내 편차를 보이고 있다. 하이드로폰을 이용한 충격파 측정 시스템의 구성도는 그림 6에서 도시하고 있다. 하이드로폰은 로봇 암을 이용한 3차원 위치 제어 시스템 (3D positioning system based on Paraman RCN4-XI742NC, Samsung Electronics, Suwon, Korea)에 의해 3차원 공간상의 측정 위치에 놓여진다. 측정된 신호는 디지털 오실로스코프 (LeCroy LC584)에서 최대 1 GHz의 샘플링 주파수로 디지털 신호로 바뀌어 PC에 저장된다. 바늘형 하이드로폰이 충격파에 의해 야기된 음향 공동 현상[14,15]에 의해 손상되는 것을 방지하기 위해 하이드로폰의 압력 감지 부분에 기름 층을 설치하였다. 사용된 기름은 음향 공동 현상이 발생하기 어려운 카스터 기름 (castor oil)을 사용하였다.

음향 공동 현상: 충격파에 의한 결석 분쇄 및 생물학적 효과와 밀접한 관련이 있는 것으로 음향 공동 (acoustic cavitation) 현상을 들 수 있다[14,16]. 음향

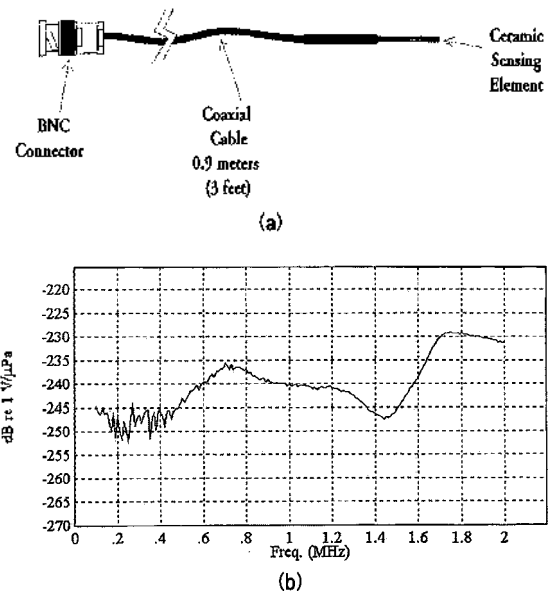


그림 5. 충격파 측정을 위해 사용된 바늘형 하이드로폰 (TNU100A Piezoceramic Needle Hydrophone, NTR System, Inc., Seattle, WA 98107, USA). (a) 구성도. (b) 전형적인 수신 주파수 반응 특성.
Fig. 5. Needle Hydrophone (TNU100A Piezoceramic Needle Hydrophone, NTR System, Inc., Seattle, WA 98107, USA) used for measuring shock waves. (a) Basic structure. (b) Receiving sensitivity against frequency.

공동 현상은 유체가 큰 음압 (negative pressure)에 노출되었을 때 유체의 연속성 (continuity)이 파괴되는 현상이며, 기포의 발생 즉 유체의 공동화를 수반한다. 초음파에 의한 음향 공동 현상은 매질 특성에 영향을 받으며[17], 초음파의 주파수가 낮아지거나 압력이 클수록 쉽게 발생한다. 초음파에 의해 발생한 기포(군)이 관성적으로 파열 (inertial collapse)할 때 기포(군) 주위에 국부적인 2차 충격파를 발생한다[18]. 기포가 파열할 때 기포의 단열 압축 효과에 의해, 기포 내부는 초고온 상태 (3,000 K 이상)에 도달한다. 이로 인해 기포 주위에 국부적인 세포 단위의 파괴적인 효과 (예: free radicals 발생, DNA 손상 등)가 발생할 수 있으며, 이는 초음파의 생물학적인 효과의 중요한 기전이 된다[15]. ESWL에서 사용하는 충격파의 에너지는 비교적 낮은 주파수 부근 즉 1 MHz 이하에 집중되어 있으며, 매우 높은 음압 (최대 -10 MPa)을 가지기 때문에 항상 음향 공동 현상을 수반한다[14]. 충격파에 의해 야기된 기포 군은 관성적으로 파열하면서, 결석 분쇄 및 충격파의 생물학적 효과를 자아낸다[16]. 충격파의 강도는 기포 군의 1차 파열과 2차 파열간의 시간 지연 (tc)과 밀접한 관련이 있다[19]. 달리 표현하면 기포군의 파열 시간 지연을 측정하면 충격파의 강도를 예측할 수 있으며, 곧 기포 군의 파열 강도를 평가할 수 있게 된다[3,18]. 본 연구에서 제작된 충격파 발생기에서 발생한 충격파는, 중심 주파수가 0.3 MHz 정도로 진단용 초음파 (2 MHz 이상)보다 매우 낮으며, 최저 압력 (음압) 또한 -7 MPa 이하로 매우 낮기 때문에, 강력한 공동 현상, 즉 기포, 또는 매질의 공동화를 야기하게 된다. 음향 공동 현상이 발생하기 어려운 증류수에서도, 제작된 충격파 발생기의 초점 부근에서는, 방전 전압이 낮을 때에도 (예를 들어, 10 kV)에서도 충격파에 의한 기포의 발생을 육안으로 확인할 수 있다.

기포 파열 지연 시간: 본 연구에서는 기포군의 파열 지연 시간 tc를 측정하기 위해 충격파 파형 측정에 사용된 동일한 바늘형 하이드로폰을 사용하였다. 일반적으로 파열 지연 시간은 수백 μs 범위에서 변화하므로, 1차 및 2차 기포 파열음을 모두 기록하기 위해서 최소한 1 ms 이상 동안 하이드로폰 신호를 기록하였다. 하이드로폰을 통해 수신된 신호에서, 기포 파열로 인해 방출된 이차적인 충격파는 노이즈에 묻혀 식별하기 어려운 경우가 대부분이다. 특히 충격파 발생기의 방전 전압이 낮을 때 2차 기포 파열시 발생한 충격파를 식별하기가 쉽지 않다. 기포 파열로 인해 방출된 충격파는 본질적으로 많은 고

주파수 성분을 포함하기 때문에, 시간에 따른 신호의 고주파수 성분을 선택적으로 추출하면, 기포 파열시 발생된 충격파의 신호 대 잡음 비를 향상시킬 수 있다. 이러한 작업은 신호를 웨이블릿 변환하는 과정에서 얻을 수 있다. 본 연구에서는 측정된 하이드로폰 신호로부터 기포의 파열 시점을 정확히 파악하기 위해 dyadic 웨이블릿 변환을 활용하였다[20].

측정된 신호 s(n)에 대해 dyadic 웨이블릿 변환 $W_j, s(n)$ 은 다음과 같이 정의된다.

$$W_j, s(n) = s(n) * \psi_{j,n}(n) = \frac{1}{2^j} \int s(m) \psi \left(\frac{n-m}{2^j} \right) dm \quad (2)$$

여기서 ψ 는 모 웨이블릿 (mother wavelet), n 및 m은 시간을 의미하는 샘플 번호 j는 스케일 요소 (decomposition scale factor)를 표시하는 정수이다. 본 연구에서는 MatLab(Ver 6.0)을 이용하여 측정된 신호의 웨이블릿 변환을 수행하였으며, 사용된 모 웨이블릿은 bio-orthogonal wavelet (order 2.8)를 사용하였다. 측정된 신호에서 고주파 성분의 스파이크 신호를 가시화하기 위해 웨이블릿 변환된 신호의 상세치 계수 (coefficients of details)를 관찰하였다. 스케일 값의 설정은 측정된 신호의 샘플링 주파수에 따라 달라질 수 있으나, 스케일 (scale factor) 값을 6으로 할 경우, 필요한 충격파 파열음 정보가 모두 포함되는 것으로 나타났다. 물론 어림치 계수 (coefficients of approximates)나 각 스케일에서 복원된 신호 (restored signals at a different scale)에서도 충격파 파열음 신호의 검출이 가능하다. 그러나 고주파 성분을 강하게 포함하는 충격파 파열음의 특성상 상세치 계수에서 파열음의 신호 대 잡음비가 가장 우수하다. 최적의 모 웨이블릿 설정 및 신호 대 잡음비가 최대를 하는 스케일 성분에 대한 고찰은

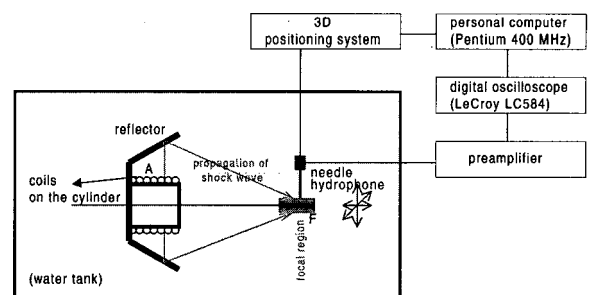


그림 6. 바늘형 하이드로폰을 이용한 전자기식 충격파 발생기의 충격파 측정 장치 개요도

Fig. 6. An overview of the experimental setup using a needle hydrophone for measuring the shock waves produced by the electromagnetic shock wave generator.

본 연구의 범위를 벗어나는 것으로 본 논문에서 포함하지 않았다.

III. 결과

충격파 파형: 그림 7은 충격파 발생기 콘덴서의 충전(또는 방전) 전압 (charging or discharging voltage)을 8에서 16 kV까지 2 kV 간격으로 증가시키면서 초점(F)에서 측정된 전형적인 충격파의 파형을 보여 주고 있다. 충격파 파형은, 짧은 시간 동안 높은 양압 (positive acoustic pressure)이 지난 후, 상대적으로 오랜 시간 동안 음압 (negative acoustic pressure) 상태를 유지한다. 충격파의 지속 시간은 10 μ s 이내이며 파형의 중심 주파수는 0.3 MHz 부근으로 나타났다. 방전 전압이 16 kV일 경우 충격파의 최대 압력은 70 MPa 정도 (대기압의 500 배)까지 상승하는 것으로 나타났다.

설정에 따른 충격파 압력의 상승: 그림 8은 콘덴서 방전 전압이 8~18 kV까지 1 kV 씩 증가함에 따라 초점 F에서 측정된 충격파의 최대 양압 (peak positive pressure, P+)과 최대 음압 (peak negative pressure, P-)의 변화를 보여주고 있다. 방전 전압이 상승함에 따라

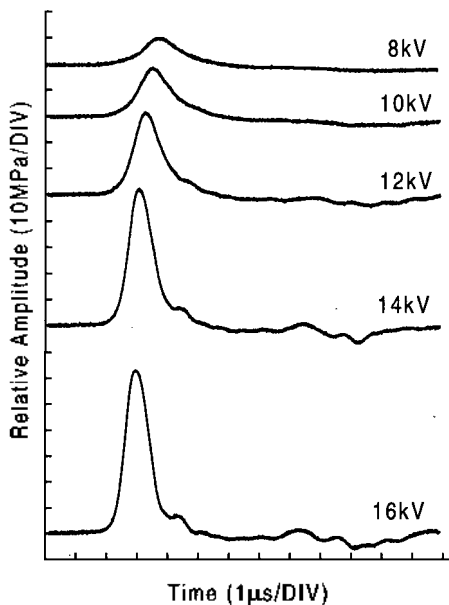


그림 7. 전자기형 충격파 발생기의 콘덴서 방전 전압을 증가할 때 초점에서 베늘형 하이드로폰을 이용하여 기록한 전형적인 충격파 신호
Fig. 7. Typical shock waveforms recorded at the focus of the electromagnetic shock wave generator using a needle hydrophone when increasing the discharging voltage of the capacitor

라 P+는 10~77 MPa 범위에서 비선형적 (시그모이드 패턴)으로 증가하고 있다. 시그모이드 곡선의 변곡점 (이차 미분 값이 제로가 되는 시점) 13 kV로 나타났다. 즉 압력 증가율은 13 kV 까지는 증가하다가 그 이후에는 감소하고 있다. P-는 -3.2~-6.8 MPa에서 변화하고 있으며, 방전 전압이 14 kV 까지는 거의 선형적으로 감소하다가 그 이후에는 더 이상 감소하지 않는 것으로 나타났다. 설정 값 14 kV에서 P-은 -6.9 MPa로 최소 값을 보여주고 있다. 동일한 방전 전압 설정에서 3회씩 반복된 측정에서, 충격파 압력의 백분율 변이도 (percentage variability)는 P-의 경우 평균치의 2% 이내, P+의 경우 평균치의 5% 이내에서 변화하는 것으로 나타났다. 압력 변화의 폭은 방전 전압이 상승함에 따라 증가하는 것으로 나타났다.

기포군의 파열 음 신호: 그림 9는 바늘형 하이드로폰으로 1 ms 동안 기록한 음향 신호 (s)를 보여주고 있다. 신호의 시작 부분 (30 μ s)에서 솔레노이드 코일에서 발생된 충격파 파형이 기록된 것을 볼 수 있고, 이후에는, 기포군의 발생 및 파열에 따른 음향 신호 (이차적인 충격파)를 보여준다. 하이드로폰 신호 s로부터 기포의 파열로 기록된 이차적인 충격파 발생 시점을 615 μ s 부근에서 시각적으로 확인할 수 있다. 일반적으로 충격파 발생기의 방전 전압이 낮을 경우 (예를 들어 13 kV 이하), 기포의 파열음 신호가 잡음에 비해 유의하게 크지 않다. 따라서 하이드로폰 신호로부터 바로 2차 기포의 파열 시점을 정확히 평가하기란 쉽지 않은 것으로 나타났다. 본 연구에서는 기포의 파열음 신호를 가시화하기 위해 웨이블렛 변환 기법을 활용하였다. 파열음에는 고주파수 성

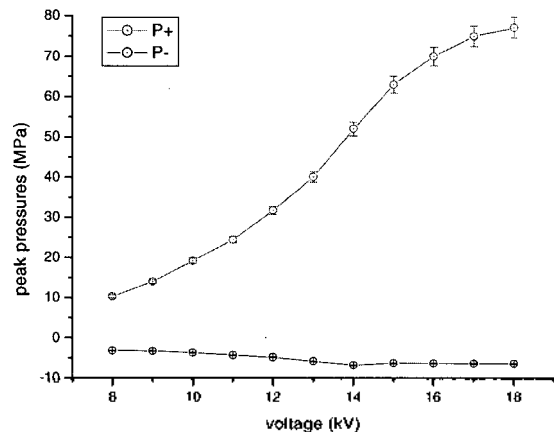


그림 8. 전자기형 충격파 발생기의 콘덴서 방전 전압이 증가함에 따라 초점에서 측정된 충격파의 최대 압력 (P+, P-)의 변화
Fig. 8. Variation of the peak pressures (P+, P-) of the shock waves measured at the focus of the electromagnetic shock wave generator as the capacitor discharging voltage increases.

분이 강하게 포함되어 있으므로, 신호 s 를 웨이블릿 변환하여, 파열음이 강하게 포함된 고주파수 성분을 선택적으로 시간 축에 도시하면, 파열음의 출현을 쉽게 판별할 수 있게 된다. 그림 9에서 a_5 는, 하이드로폰 신호 s 를 웨이블릿 변환한 후, 스케일 요소 (or, decomposition level) 5에서의 approximation 성분이며, $d_1 \sim d_5$ 는 level 1~5에서의 detail 성분을 보여 주고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 d_2, d_3, d_4 는 기포 파열로 인한 고주파수 성분을 명확히 강조하고 있다. 이는 기포군 파열시 발생하는 음향 신호의 에너지는 $d_2 \sim d_4$ 에서 사용된 웨이블릿 성분의 주파수 대역에 몰려 있음을 시사한다. 따라서 $d_2 \sim d_4$ 에서 기포의 파열음 신호가 선택적으로 부각될 수 있으며, 이로부터 1st 및 2nd 파열 지연 시간 t_c 를 정확히 측정할 수 있게 된다.

기포 파열 지연 시간: 그림 10은 충격파 발생기의 방전 전압이 증가함에 따라 초점 부근에서 기포군의 파열의 시간 지연 t_c 값의 변화를 보여 주고 있다. 방전 전압의 증가에 따라 시간 지연 t_c 는 비선형적으로 증가하고 있음을 볼 수 있다. 그림 8에 도시된 방전 전압과 충격파

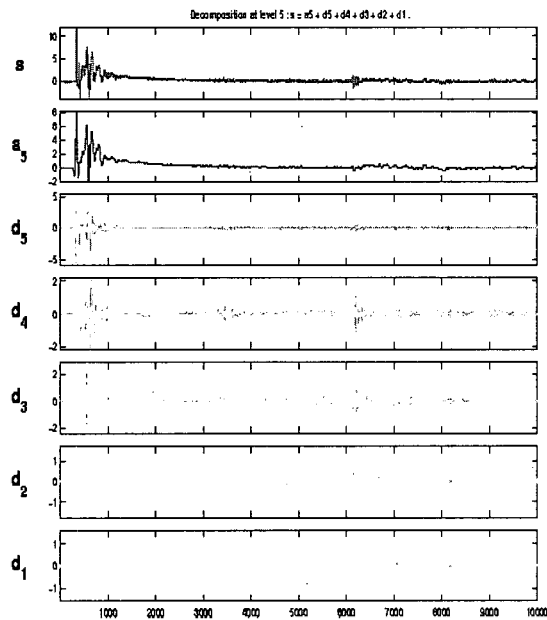


그림 9. 방전 전압 16 kV으로 충격파 발생시 초점에서 1 ms 동안 비늘형 하이드로폰에서 감지된 신호 (s) 및 웨이블릿 변환 후 분해된 신호 성분 ($d_1 - d_5$: details at each level, a_5 : approximate at the level 5). 그림에서 수평축은 시간을 의미하며 데이터를 일련 번호로 표기했고 데이터간의 시간 간격은 $0.1 \mu s$ 이다.

Fig. 9. Signal s recorded at the focus by the needle hydrophone for 1 ms and decomposed components after wavelet transformation ($d_1 - d_5$: details at each level, a_5 : approximate at the level 5), when the shock wave was produced at the discharging voltage of 16 kV. The horizontal line represents the time and the axial value is the sequential data number and the time interval between two adjacent data numbers is $0.1 \mu s$.

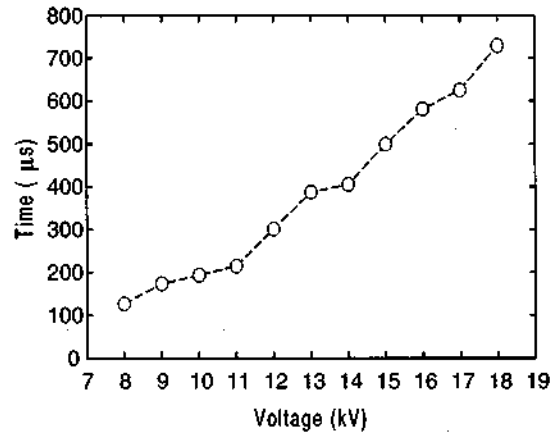
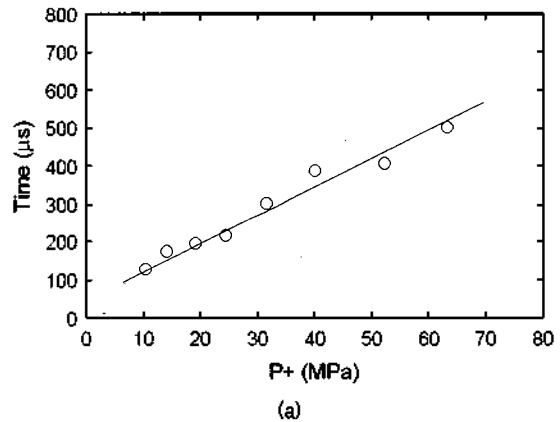


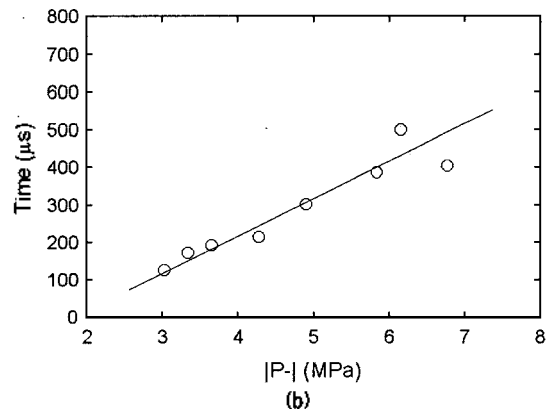
그림 10. 전자기형 충격파 발생기의 콘덴서 방전 전압에 따른 초점에서 첫 번째 및 두 번째 기포 군의 파열 시간 지연.

Fig. 10. Time delay between the 1st and 2nd collapse of the bubble cloud around the focus against the discharging voltage of the capacitor of the electromagnetic shock wave generator.

압력간의 비선형 상관성을 이용하여, 충격파 압력에 따른 기포군의 파열 지연 시간을 도시하면 그림 11과 같다. 그림 11a는 P_+ 의 증가에 따른 t_c 값의 변화이며, 그림 11b는 P_- 와 t_c 와의 상관성을 보여주고 있다. P_+ 값이



(a)



(b)

그림 11. 초점에서 측정된 충격파의 압력에 따른 초점에서 기포군의 파열 시간 지연. (a) P_+ , (b) $|P_-|$

Fig. 11. Time delay between the 1st and 2nd collapse of the bubble cloud around the focus against the peak pressures of the shock waves. (a) P_+ , (b) $|P_-|$

10에서 77 MPa로 증가할 때, 기포 파열 지연 시간은 120 부터 700 μ s 사이를 거의 선형적으로 증가함을 관찰할 수 있었다.

이론적으로 예측된 것처럼[18], 충격파 압력 (P+, P- 모두)의 값은 시간 지연 t_c 와 거의 선형적인 관련성을 보여주고 있다.

IV. 토 의

본 연구에서는 솔레노이드 코일을 이용한 전자기식 충격파 발생기를 구성하였다. 측정된 충격파 파형은 기존의 상용 모델에서 측정된 것과 유사하며, 콘덴서 방전 전압 8~18 kV에서 변화할 때, 충격파의 최대 압력은 10~77 MPa 범위에서 비선형적으로 변화하고 있다. 방전 전압 13 kV 기점으로 압력의 상승률이 둔화하고 있으며, Coleman et al. (1991)에서 언급된, pre-shock 영역과 post shock 영역을 구분하는 설정 값이라 할 수 있다 [21]. pre-shock 영역에서는 비선형 전파에 의한 충격파 압력의 상승효과가 감쇠 효과를 능가한다. 그러나 post-shock 영역에서는 비선형 전파 효과로 인한 추가적인 감쇠 효과가 압력 상승 저하한다[22].

동일한 설정에서 반복하여 충격파를 발생할 경우, 발생된 충격파는 크기의 변화가 평균치의 5% 이내로 재현성 (reproducibility)이 매우 우수한 것으로 나타났다. 전기 수력학적 방식의 경우 백분율 변이도가 평균 50% 이상인 것을 비교하면[11], 본 연구에서 제작된 전자기식 충격파 발생 방식은 매우 안정적으로 충격파를 발생하는 것으로 나타났다. 이와 관련하여 주의할 사항으로, 측정된 충격파의 변이도는 충격파 자체의 특성 외에도 매질의 특성에도 영향을 받는다는 사실이다. 예를 들어, 음향 공동 현상 발생이 상대적으로 낮은 매질 (예를 들어 degassed water)에서는 보통 tap water를 사용할 때 보다, 동일한 설정에서, 충격파의 변이도가 작아진다. 또한, 선행 충격파의 발생으로 인해 매질의 상태가 달라져 있을 때, 곧 바로 다음 충격파를 발생할 경우, 충격파는 조건이 다른 매질을 전파하게 되어, 측정된 충격파의 변이도가 커지게 된다. 실제로, 단위 시간당 충격파의 발생 횟수를 증가하면서 충격파를 측정했을 때 P+ 값이 급격하게 감소한다[23]. 본 연구에서는, 이러한 효과를 제거하기 위해, 반복된 충격파의 측정은 선행 충격파 발생 이후 10 초 이상 경과한 후 다음 충격파를 측정하였다.

측정된 충격파의 shock front는 하이드로폰의 수신 주파수 반응 특성의 제약 때문에 평활화 (smoothing) 되어 있음에 주의해야 한다. 이상적인 하이드로폰의 주파수 반응 특성은 모든 주파수 대역에서 일정한 감도를 가지는 것이라 할 수 있다. 그러나 그림 5b에서 보여 주듯이 충격파 측정에 사용된 바늘형 하이드로폰은 상당히 제한된 주파수 영역 (10 MHz 이하)을 가지고 있으므로 하이드로폰을 통해 측정된 충격파는 실제 충격파와 상당한 오차를 보이게 된다. 충격파의 shock front는 수십 MHz 성분을 포함하는 고 주파수 성분의 에너지가 집중되어 있는 곳이기 때문에, 충분한 고주파 성분을 감지하지 못하는 하이드로폰에서는 날카로운 충격파형 (shock wave with well developed shock front)을 얻을 수가 없다. 그림 7에서 보여주듯이, 충격파의 shock front thickness가 방전 전압이 증가함에 따라 낮은 방전 전압에서는 감소하지만 방전 전압이 14 kV 이상에서는 더 이상 감소하지 않고 있다. 즉 방전 전압 14 kV 이상에서 측정된 충격파의 shock front는 하이드로폰의 주파수 반응 특성 때문에 평활화된[24]. 그림 7의 shock front가 평활화된 충격파형으로부터 측정된 P+는 실제 보다 작은 값이라 할 수 있다. 따라서 그림 8에서 보여주는 P+ 값은 참값 보다 낮게 측정된 값 (underestimated value)이라 할 수 있다[25]. 반면, P- 값은 낮은 주파수 (충격파의 중심 주파수 0.3 MHz 정도 부근) 성분에 의해 영향을 받으며, 이 주파수 영역에서는 하이드로폰이 비교적 적절히 반응하고 있기 때문에 오차가 크지 않은 것으로 예상된다.

본 연구에서는 충격파를 측정하기 위해 바늘형 하이드로폰 주변에 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 기름에서는 매우 낮은 음압 (P-)에도 파열하지 않고 견딜 수 있으므로 물에서 측정할 때 보다 카스터 기름층을 가진 하이드로폰에서는 더 낮은 음압 (P-)의 측정이 가능하다. 일반적으로 물 속에서 측정할 수 있는 최대 P- 값은 -10 MPa 정도로 알려져 있다.

본 연구에서는 바늘형 하이드로폰을 이용하여 충격파를 측정함과 동시에 time base를 넓게 하여 기포 파열 현상을 관찰하였다. 일반적으로, 특히 낮은 방전 전압에서는, 하이드로폰 신호에서 기포 파열로 인한 음향 신호

의 분별이 어려운 것으로 나타났다. 그러나 기포 파열로 인한 음향 신호에는 고 주파수 성분의 신호가 매우 짧은 시간에 집중되어 있다는 점에 착안하여, 기포 파열 지연 시간을 정확하게 측정하기 위해 하이드로폰 신호의 웨이블렛 변환을 이용하였다. 측정 결과 충전 전압에 따른 기포 파열 지연 시간의 증가는 충격파 압력과 같은 양상을 띠고 있음을 확인할 수 있었다 (그림 8, 10 참조). 이론적으로 예측된 것처럼[18], 충격파 압력 (P_+ , P_- 모드)의 값은 시간 지연 t_c 와 거의 선형적인 관련성을 보여 주고 있음을 관찰할 수 있었다. 향후 웨이블렛 변환을 이용한 기포 파열 지연 시간 측정은 피동 집중형 초음파 변환기 (passive focused ultrasonic transducer)를 이용하여 생체 내 충격파의 강도를 비 침습적으로 측정하는데 유용하게 활용될 수 있을 것으로 기대하고 있다 [3,26].

충격파에 의한 결석 파괴 효과는 모의 결석을 이용하여 평가하였다. 모의 결석은 plaster of paris (SamWoo Chemical IND. Co., LTD, Korea)를 물과 혼합 (plaster of paris : water = 1 : 1.5)하여 제작하였다. 이러한 혼합비에서 모의 결석의 밀도는 1.478 g/cm^3 정도이며, 강도 (material failure strength)는 10 MPa (compression)과 1.9 MPa (tension)으로 나타났으며, 경도는 대략 14 kg/mm^2 인 것으로 알려져 있다[27]. 이 값들은 신장 결석 (renal calculi)이 가지는 값의 범위에 포함되는 것이라 할 수 있다. 그림 12는 물 속에서 초점 부위에 위치한 모의 결석에 방전 전압을 16 kV에서 발생된 충격파를 300회 조사한 후 표면 사진이다. 충격파로

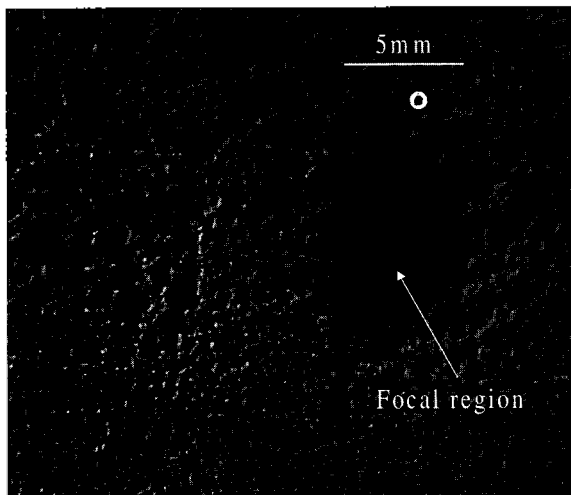


그림 12. 콘데서 방전 전압 16 kV에서 발생된 충격파를 300회 조사했을 때 초점 부위에 위치한 모의 결석의 표면의 손상 및 마모.

Fig. 12. Surface erosion and damage of a phantom stone placed at the focus and exposed to 300 shock waves generated at the discharging voltage 16 kV.

인해 발생된 물 속의 음향 공동 현상으로 모의 결석 표면에 수많은 미세하게 패인 손상 (pit erosion)을 쉽게 관찰할 수 있다. 초점에 위치한 부위는 주변보다 깊게 패여 있으며 집중된 충격파 강도의 분포를 보여준다. 충격파에 2,000 회 정도 노출되면 두께 15 mm의 모의 결석이 거의 천공되는 것으로 관찰되었다.

V. 결론

솔레노이드 코일을 이용한 전자기식 충격파 발생기를 구성하고, 비늘형 하이드로폰을 이용하여 발생된 충격파를 측정하였다. 충격파 발생기의 설정 전압이 증가함에 따라, 충격파의 비선형 전파 효과에 의해, 충격파의 압력은 비선형적으로 상승하는 것을 관찰할 수 있었다. 동일한 설정에서 반복적으로 발생된 충격파의 압력의 변화는 5 % 이내로 안정성이 매우 우수한 것으로 나타났다. 충격파의 생물학적 효과와 밀접한 관련이 있는 것으로 알려진 충격파에 의해 야기된 캐비테이션을 특성을 평가하기 위해, 웨이블렛 변환 기법을 이용하여 기포의 파열 지연 시간을 정확히 측정하였다. 이론적으로 예측된 것처럼, 충격파에 의한 기포 파열 지연 시간과 충격파 압력간의 선형적인 상관성을 확인할 수 있었다. 본 연구에서 개발된 전자기식 충격파 발생기의 임상적인 활용을 위해 ESWL의 치료 개선 효과 및 수요가 급증하는 ESWT 또는 Orthotripsy의 최적 노출 조건 설정을 위한 추가적인 연구가 요구된다. 솔레노이드 코일을 이용한 전자기식 충격파 발생기는 매우 안정적으로 충격파를 발생하기 때문에 충격파의 생물학적 효과에 대한 기초 연구 및 새로운 충격파 치료술 장비 개발에 유용하게 활용될 것으로 기대된다.

감사의 글

이 논문은 원자력기초연구사업비 및 산업기술부 기반 기술연구비의 지원에 의하여 연구되었습니다. 본 연구를 위해 동아대학교 의공학과 (실장 고내훈)의 기술적인 협조와 제한된 자원으로 시제품 제작에 협조해 주신(주)유원전기에 감사드립니다.

참고 문헌

- C.G. Chaussy, W. Brendel and E. Schmiedt, "Extracorporeally induced destruction of kidney stones by shock waves", *Lancet*, **3**, 1265-1268, 1980
- H. Schulze, L. Hertle, J. Graff, P.J. Funke, and T. Senge, "Combined treatment of branched calculi by percutaneous nephrolithotomy and extracorporeal shock wave lithotripsy", *J. Urology*, **135**, 1138-1141, 1986
- A.J. Coleman, M.J. Choi and J.E. Saunders, "Detection of acoustic emission from cavitation in tissue during clinical extracorporeal lithotripsy", *Ultrasound in Medicine & Biology*, **22** (8), 1079-1087, 1996
- R.O. Cleveland, O.A. Sapozhnikov, M.R. Bailey and L.A. Crum, "A dual passive cavitation detector for localized detection of lithotripsy-induced cavitation in vitro", *J. Acoustic. Soc. Am.*, **107** (3), 1745-1758, 2000
- P. Russo, R. Stephenson, C. Mies, R. Huryk, W. Heston, M. Melamed and W. Fair, "High energy shock waves suppress tumor growth in vitro and in vivo", *J. Urology*, **135**, 626, 1986.
- G.O. Oosterhof, G.A. Smit, J.E. de Ruyter, J.A. Schalken and F.M.J. Debruyne, "in vivo effects of high energy shock waves on urological tumors: an evaluation of treatment modalities", *J. Urology*, **144**, 785-789, 1990
- R.P. Holmes, L.I. Yeaman, W.J. Li, L.J. Hart, C.A. Wallen, R.D. Woodruff, and D.L. McCullough, "The combined effects of shock waves and Cisplatin therapy on rat prostate tumors", *J. Urology*, **144**, 159-163, 1990
- M. Loew, W. Daecke, D. Kusnierczak, M. Rahmazzadeh and V. Ewerbeck, "Shock-wave therapy is effective for chronic calcifying tendinitis of the shoulder", *J. Bone Joint Surg.*, **81B**, 863-967, 1999
- C.E. Bachmann, G. Gruber, W. Konermann, A. Arnold, G.M. Gruber and F. Ueberle, *ESWT and ultrasound imaging of the musculoskeletal system*, (Steinkopff Verlag Darmstadt), 21-25, 2001
- <http://lonestar.texas.net/~jslick/orthotripsy/index.html>
- A.J. Coleman, J.E. Saunders and M.J. Choi, "An experimental shock wave generator for lithotripsy studies", *Physics in Medicine & Biology*, **34** (11), 1733-1742, 1989
- M.J. Choi, "Precise determination of the cavitation activity caused by a lithotripsy field using a wavelet transformation", *Proceedings of the Physics and Technology of Medical Ultrasound*, 26-28 March 2001, York, UK
- S.H. Lee, J.H. Lee, H.J. Lee and M.J. Choi, "Electromagnetic and dynamic properties of an electromagnetic type shock wave source: numerical simulation", *Proceedings of the Acoustical Society of Korea*, **20** (1s), 917-920, 2001
- A.J. Coleman, J.E. Saunders, L.A. Crum and M. Dyson, "Acoustic cavitation generated by an extracorporeal shock wave lithotripter" *Ultrasound in Medicine & Biology*, **13**, 69-76, 1987
- A.J. Coleman, M.J. Choi, J.E. Saunders and T.G. Leighton, "Acoustic emission and sonoluminescence due to cavitation at the beam focus of an electrohydraulic shock wave lithotripter", *Ultrasound in Medicine & Biology*, **18** (3), 267-281, 1992
- W. Sass, M. Braunlich, H.P. Dreyer, E. Matura, W. Folberth, H.G. Priesmeyer, and J. Seifer, "The mechanism of stone disintegration by shock waves", *Ultrasound in Medicine and Biology*, **17** (3), 239-243, 1991
- M.J. Choi, A.J. Coleman and J.E. Saunders, "The influence of fluid properties and pulse amplitude on bubble dynamics in the field of a shock wave lithotripter", *Physics in Medicine & Biology*, **38** (11), 1561-1573, 1993
- M.J. Choi, "Theoretical aspects of high amplitude pulsed ultrasound used in lithotripsy. Technical notes and research briefs", *J. Acoustical Society America*, **93** (4), Pt.1, 2244, 1993
- M.J. Choi, A.J. Coleman and J.E. Saunders, "The influence of fluid properties and pulse amplitude on bubble dynamics in the field of a shock wave lithotripter", *Physics in Medicine & Biology*, **38** (11), 1561-1573, 1993
- R.M. Rao and A.S. Bopardikar, *Wavelet Transform - Introduction to Theory and Applications*, (Addison-Wesley: Reading, Massachusetts, 1998.)
- A.J. Coleman, M.J. Choi and J.E. Saunders, "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, 1991.
- A.J. Coleman, M.J. Choi and J.E. Saunders, "Theoretical predictions of the acoustic pressure generated by a shock wave lithotripter", *Ultrasound in Medicine & Biology*, **17** (3), 245-255, 1991
- A.J. Coleman and J.E. Saunders, "A survey of acoustical output of commercial shock wave lithotripters", *Ultrasound in Medicine & Biology*, **15** (3), 213-221, 1989
- G.R. Harris, "Lithotripsy pulse measurement errors due to non-ideal hydrophone and amplifier frequency response", *Ultrasonic Symposium*, 1393-1398, 1990
- S.K. Park, M.J. Choi and B.G. Min, "Correction of deformed ESWL shock wave form using linear extrapolation", *대한의용생체공학회 학술대회논문집*, **28**, 602-60, 2003
- M.J. Choi and A.J. Coleman, "A non-invasive measurement of acoustic emission from cavitation in human tissue undergoing extracorporeal shock wave lithotripsy", *Proceedings of the Acoustical Society of Korea*, **14** (1s), 19-23, 1995
- C.J. Chuong, P. Zhong and M. Preminger, "A comparison of stone damage caused by different modes of shock wave generation", *The Journal of Urology*, **148**, 200-205, 1992

저자 약력

• 최민주 (Min Joo Choi)



1985년 2월: 서울대학교 기계공학과 (학사)
 1987년 11월: University of Surrey, Guildford, UK (MSc in Biomedical Engineering)
 1992년 11월: University of Bath, Bath, UK (PhD in Medical Physics)
 1988년~1992년: St Thomas' Hospital, London, UK (Medical Physicist & Clinical Scientist)

1995년~1997년: 서울대학교 의과대학 (브레인트로교수)
 1997년~현재: 제주대학교 의과대학 의학과 (부교수)
 2003년~2005년: National Physical Lab., Teddington, UK (Visiting Professor)
 2005년~현재: School of Medicine, King's College of London, University of London (H. Senior Lecturer)
 ※주관심 분야: 체외 충격파 쇄석술/ 치료술 (Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy/ Therapy), 고강도 집중형 초음파 (High Intensity Focused Ultrasound), 기능적 초음파 영상 (Functional Ultrasonic Imaging), 초음파 하모닉 영상 (Ultrasonic Harmonic Imaging), 초음파 조영제 (Ultrasonic Contrast Agent), 초음파 QA (Ultrasonic Quality Assurance), 음향 공동 현상 (Acoustic Cavitation), 음향 비강 통기도 측정 (Acoustic Rhinometry), 음악 치료학 (Music Therapy)

• 이종수 (Jong Soo Lee)



1988년 02월 20일: 경남대학교 전기공학과 (학사)
 2001년 03월 02일~2003년 02월 20일: 제주대학교 의공학협동과정 (공학석사)
 2003년 03월 03일~현재: 제주대학교 의공학협동과정 박사과정
 1995년~2003년: (주)코메드 대표이사
 ※주관심 분야: 체외 충격파 쇄석술 (Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy) / 체외 충격파 치료술 (Extracorporeal Shock Wave Therapy) / 디지털 엑스레이 영상 (Digital X-Ray Images)

• 강관석 (Gwan Suk Kang)



2003년 2월: 제주대학교 기계공학과(학사)
 2003년~2004년: 제주대학교 인공심장연구소 연구조교
 2004년~현재: 제주대학교 일반대학원 의공학협동과정 석사과정
 ※주관심 분야: 초음파 신호 측정, 의료용 초음파 영상, 생체 신호 측정.

• 팽동국 (Dong Guk Paeng)



1991년 2월: 한양대학교 지구해양학과 (학사)
 1993년 8월: 한양대학교 지구해양학과 (석사)
 1997년 8월: MIT, Cambridge, MA, USA (M.S. in Ocean Engineering)
 2002년 8월: The Pennsylvania State University, University Park, PA, USA (Ph.D. in Acoustics)

1993년~1994년: 대우 조선 연구소 소음 진동팀 (연구원)
 1994년~1995년: 한국해양연구소 물리 해양부 (연구원)
 1996년~1998년: Ocean Engineering & EAPS, MIT, Cambridge, MA, USA (Research Assistant)
 1998년~2002년: Bioengineering Program, PSU, University Park, PA, USA (Research Assistant)

2002년~2003년: Biomedical Engineering, University of Southern California, Los Angeles, CA, USA (Research Associate)

2003년~현재: 제주대학교 해양대학 해양산업공학 (전임강사)
 ※주관심 분야: 초음파를 이용한 조직 특성화 (Ultrasonic tissue characterization), 혈액 반향 (Blood echogenicity), 혈류학과 혈류역학 (Blood rheology and hemodynamics), 초음파 산란 (Ultrasonic scattering), 수중음파산란 (Underwater Sound Scattering), 노말 모드 산란 모델 (Normal Mode Scattering Model), Time Reversed Acoustics

• 이윤준 (Yoon Joon Lee)



1975년 2월: 서울대학교 원자력공학과 (학사)
 1980년 8월: Penn. State University (MS in Nuclear Engineering)
 1989년 2월: 서울대학교 원자력공학과 (박사)
 1975년~1977년: 한국전력 원자력부
 1978년~1984년: 현대엔지니어링 기전사업부
 1984년~현재: 제주대학교 공과대학 에너지공학과 (교수)
 ※주관심 분야: 원전 운전 자동화(automatization of nuclear plant operation), 강인제어(robust control) 및 예측제어 (predictive control), 원자력 안전(nuclear safety), 원자력 열수력(thermal hydraulics)

• 조주현 (Chu Hyun Cho)



1989년 2월: 한양대학교 전기공학과 (학사)
 1993년 2월: 한양대학교 전기공학과 (석사)
 2004년 3월: 나가오카 기술과학대학, 일본 (공학박사, 펄스파워)
 1993년~1994년: 삼성중공업 중앙연구소 연구원
 1996년~현재: 한국전기연구원 선임연구원
 ※주관심 분야: 펄스파워 발생 및 응용/ 플리즈마 응용/ 펄스파워를 이용한 나노분말 제조/ 펄스파워를 이용한 충격파 발생 및 응용

• 임근희 (Geun Hie Rim)



1978년 2월: 서울대학교 공과대학 전기공학과 (학사)
 1988년 2월: 미국 Virginia Polytech Institute & State University (전력전자 석사)
 1987년 11월~1992년 2월: VPI & SU (Research Associate)
 1992년 2월: 미국 Virginia Polytech Institute & State University (전력전자 박사)
 1978년 1월: 한국전기연구소 (연구원)
 1993년 12월~1997년 3월: 전기연구원 전력전자연구부 (전력변환연구팀장)
 1997년 4월~1999년 6월: 전기연구원 전력전자연구부 (전기물리연구팀장)
 1999년 7월~2000년 12월: 전기연구원 산업전기연구단 (전기물리연구그룹장)
 2001년 1월~현재: 전기연구원 (산업전기연구팀장)
 1998년~현재: IEEE Transaction on IA and PE (Paper Referee)
 2004년 10월: International Symposium on Pulsed power & Plasma applications (General Chair)