

테이퍼 형상을 가지는 원통형 충격파 발생기의 특성 평가

최민주, 조성찬, 강관석, 이종수

최민주^{1,2}, 조성찬³, 강관석², 팽동국², 이종수³

제주대학교 의과대학 의학과¹, 의공학협동과정², (주)코메드³

Preliminary evaluation of a tapered cylindrical shock wave source

^{1,2}M J Choi, ³S C Cho, ²K S Kang, ²D G Paeng and ³J S Lee

²Department of Medicine, ²Interdisciplinary Postgraduate Program in Biomedical Engineering, Cheju National University, ³Comed Ltd.

요약

체외 충격파 쇄석술 (ESWL)은 체외에서 발생된 충격파를 체내의 결석이 위치한 부위에 집중하여 결석을 분쇄하는 비 침습적인 치료술이다. 최근 충격파를 이용하여 근관절 질환을 치료하는 체외 충격파 치료술 (ESWT)이 또한 임상적으로 주목을 받고 있다. 아직 ESWT를 위한 최적의 충격파 노출 조건은 알려져 있지 않지만, 일반적으로 ESWL에 비해 상대적으로 충격파장의 초점 영역이 넓고 낮은 강도의 충격파를 사용한다. 본 연구에서는 ESWT에 적합할 것으로 예상되는 테이퍼 원통형 충격파 발생 방식을 제안하고자 한다. 본 연구에서는 테이퍼 원통형 충격파 발생기의 초점 부위의 파형을 수치 해석하여 평가하고, 기존 원통형의 경우와 비교하였다. 테이퍼 원통형 충격파 발생기의 시제품을 제작하고, 발생된 강도를 평가하기 위해, 모의 결석을 제작하여 분쇄 효율을 측정하였으며, 결과를 원통형 충격파 발생기와 비교하였다.

다 (그림 1). 미세하게 분쇄된 결석은 요도를 통해 소변으로 배출된다. 구미 각국은 전체 환자의 70 %가 ESWL을 이용하여 결석을 치료하고 있으며, 타 시술법과 병행하는 경우를 합치면 전체 환자의 95 % 가량이 ESWL을 이용하고 있다 (Chaussy et al 1988).

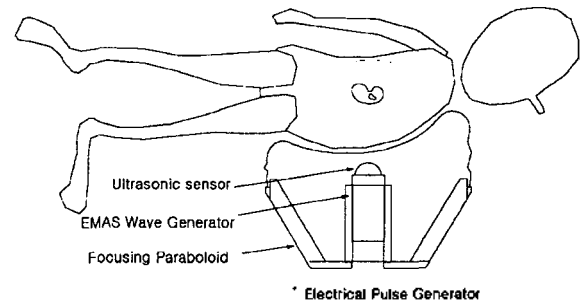


Figure 1. principle of ESWL

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 (Chaussy et al 1980). 충격파 발생기에서 발생된 충격파는 집속기에 의해 결석 위치로 집중되어 결석을 분쇄한

최근 들어 충격파가 만성적인 근 관절 질환 (musculoskeletal disorder)에 임상적인 효과가 입증되어 정형외과 영역에서 충격파 치료 (Extracorporeal Shock Wave Therapy: ESWT)가 큰 관심을 끌고 있다 (Ogden et al 2001). 기존의 ESWL 충격파 보다 상대적으로 낮은 에너지의 충격파를 조사할 경우 tennis elbow, golf

elbow 등의 증상이 개선되는 것이 보고 되고 있다. 이 미 미국 FDA에서도 ESWT 사용을 허가한 상태이다. 종종 ESWT는 orthopedic과 lithotripsy를 합성하여 orthotripsy로 명명되기도 한다.

아직 ESWT의 치료 효과를 최적화하는 충격파의 노출 조건이 명확히 알려진 상태는 아니다. ESWT는 일반적으로 ESWL에 비해 낮은 충격파 압력을 사용한다 (Rompe et al 1996). 또한 ESWT에서는 충격파 에너지를 집중하기 보다는 비교적 넓은 부위 (그러나 여전히 제한된 부위)에 충격파 에너지를 조사한다 (Eisenmenger 2002).

본 연구는 기존의 ESWL 충격파 발생 방식을 이용하여 ESWT에 적절한 충격파장을 얻기 위한 발생기를 개발에 관심을 두고 있다 (Rompe et al 1998). 본 연구에서는 충격파 발생 방식 중 임상적으로 가장 우수한 것으로 알려진 원통형 충격파 발생 방식을 고려하였다. 본 실험실에서 이미 전자기식 원통형 충격파 발생기를 개발했고 (Choi 2001), 또한, 세계 최초로 열 수력학적 방식을 이용한 원통형 충격파 발생기를 개발한 상태이다 (Choi et al 2003, Choi 2002). 향후 ESWT의 임상적인 수요가 급격히 늘 것으로 예상되는 시점에서 본 연구가 가지는 의의는 매우 크다고 할 수 있다

본 연구에서는 원통형 충격파 발생기의 형상을 변화시켰을 때 즉 테이퍼를 주었을 때 발생하는 충격파의 특성을 관찰하였다. 간단한 위치 지연 이론을 이용하여 초점에서의 충격파의 압력을 시뮬레이션 하였다. 아울러 실험용 충격파 발생기를 구성하여 모의 결석 분쇄 실험을 수행하고 시뮬레이션 결과와 비교 하였다.

2. 연구 내용 및 방법

원통형 충격파 발생기의 기본 구조: 원통형 충격파 발생 방식의 기본 구조는 그림 1에서 간략히 도시되어 있다. 원통형 발생기는 parabolic reflector 내부 중앙부에 위치하고 있다. 원통형 membrane은 펄스 파위에 의해 전자기식 (Choi 2001) 또는 열수력학적 원리 (Choi et al 2003, Choi 2002)로 진동하여 cylindrically diverging shock wave를 발생하게 된다. 발생된 충격파는 parabolic reflector에 의해 반사되어 parabola의 초점 부위로 집중 된다.

충격파 압력 추정 방법: 그림 2는 테이퍼 원통형의 기하학적인 형상을 보여주고 있다. 그림에서 정의된 기하학적 변수를 이용하면 테이퍼 각 α 는 다음 식으로 정의할 수 있다.

$$(1) \quad \alpha = \tan^{-1} \left(\frac{D_b - D_a}{H} \right)$$

여기서 H 는 원통의 높이, D_a , D_b 는 테이퍼 원통의 단경 및 장경을 의미한다.

본 연구에서는 충격파 초점 부위 파형 $P(t)$ 를 예측하기 위해, 그림에서 정의된 기하학적 변수를 이용하여, 충격파의 위상을 고려한 아래 식(2)을 이용하였다.

$$(2) \quad P(t) = \frac{1}{M} \sum_{t_d = \min(t_d)}^{\max(t_d)} P_o(t - t_d)$$

여기서 M : maximum iteration number, $P_o(t)$: pressure waveform for the case of a parallel cylinder, t_d 는 다음 식(3)으로 결정 된다.

$$(3) \quad t_d(y) = \frac{D_o - D(y)}{2c}$$

여기서 c : speed of sound, $\min(t_d) = t_d(\max(D(y)))$, $\max(t_d) = t_d(\min(D(y)))$.

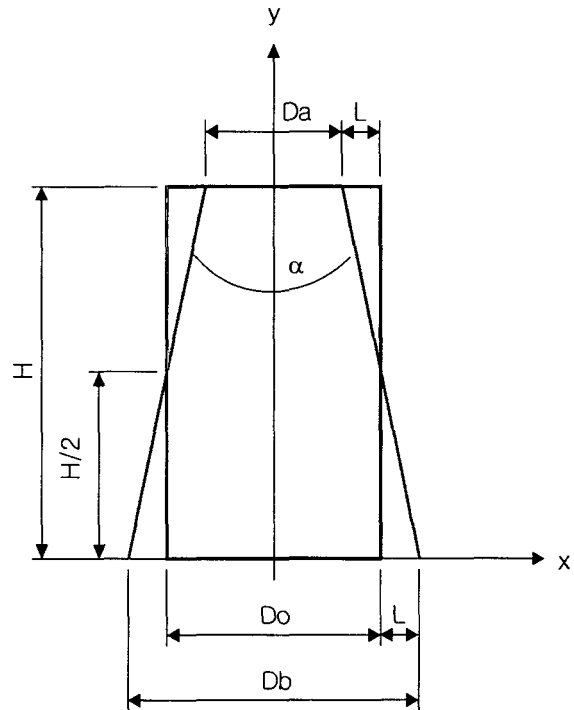


Figure 2. Geometry of a taper cylinder

본 연구에서는 $P_o(t)$ 를 다음과 같이 수학적으로 정의하였다 (Church 1989).

$$(4) \quad P_o(t) = A \cdot \exp(-a t) \cdot \cos(2\pi ft + B) \cdot H(t)$$

여기서 A: amplitude constant, a: decay constant, f: fundamental frequency, B: phase 그리고 H(t)는 다음과 같이 정의된다.

$$(5) \quad H(t) = \begin{cases} 1 & \text{for } t \geq 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

식(4)와 (5)를 이용하여 충격파를 구현할 경우 충격파의 rise time은 0이 된다. 본 연구에서는 $P_o(t)$ 가 20 ns의 rise time shock front를 가지도록 추가로 고려하였다. 그림 3은 본 연구에서 사용한 원통형 충격파 발생기에 대한 충격파 $P_o(t)$ 의 파형을 도시하고 있다. 계산에서 사용된 상수의 값은 $a = 6E5$; $B = \pi/5$; $f = 0.1E6$, A for making maximum of $P_o(t)$ of 50 MPa 이다.

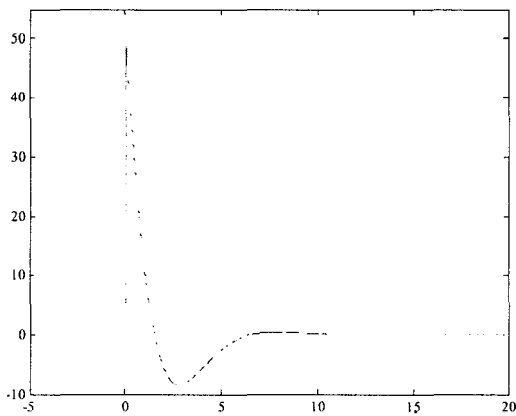


Figure 3. Typical lithotripsy pulse $P_o(t)$ for a parallel cylindrical shock wave generator (vertical: Pressure in MPa, horizontal: time in us). The rise time of the shock front is set to be 20 ns.

파형 예측 시뮬레이션은 테이퍼 각 0 ~ 10 사이에 대해서 수행했다. 추후 실험적인 비교를 위해 시뮬레이션을 위한 테이퍼 원통 사양은 기 제작되어 사용 중인 원통형 충격파 발생기(Choi 2002, 2001)와 동

일한 값을 사용했다. 즉 원통형 구조는 $H=110$, $Do=80$ 의 값을 가지도록 했으며, 시뮬레이션에서 테이퍼 각은 최대 10도 ($Da=70$ $Db=90$ mm)까지 고려했다.

실험용 충격파 발생기: 테이퍼 원통형 충격파 발생기의 파형 및 음장 예측 결과를 실험적으로 평가하기 위해 테이퍼 원통형 충격파 발생기의 시제품을 구성하였다. 그림 4는 제작된 시제품의 외관 사진을 보여주고 있다. 왼쪽은 원통형 ($H=110$, $Do=80$ mm), 오른쪽은 테이퍼 원통을 보여준다. 제작된 테이퍼 원통의 각도는 10도이며 제작의 용이성을 고려하여 크기 사양은 $H=110$, $Da=70$, $Db=90$ mm로 하였다

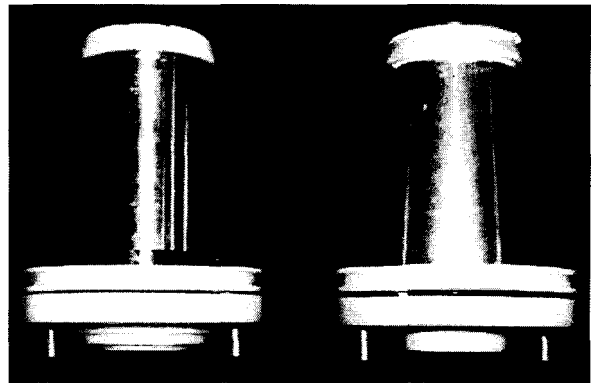
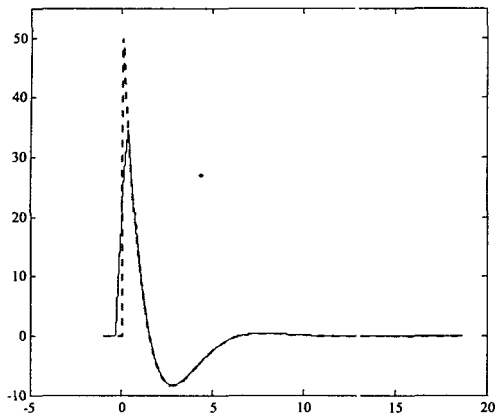


Figure 4. Photographs of constructed cylindrical shock wave source. left : parallel cylinder, right: taper cylinder

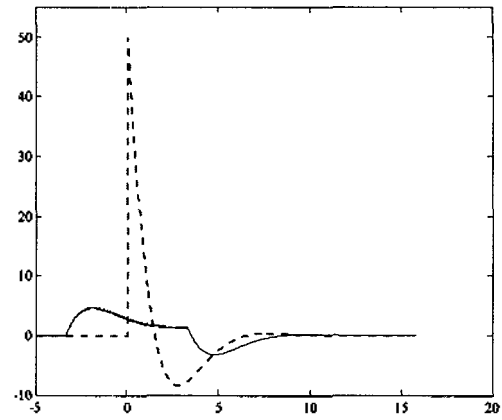
원통형 발생기의 구동을 위해 사용된 펄스 파워 공급 장치와 충격파를 집중하는 parabolic reflector는 기존의 것 (1 uF, 20 kV)을 사용하였다 (Choi 2001).

3. 결과

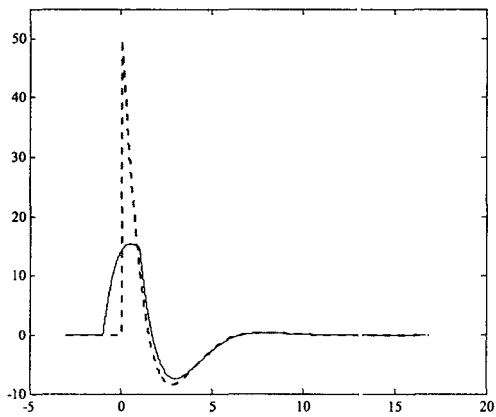
테이퍼 충격파 발생기 원통의 테이퍼 각을 증가하면서 식 (2)를 이용하여 초점에서 예측한 충격파 파형을 그림 4에 도시하였다. 점선으로 표기된 파형은 원통형인 경우 즉 $P_o(t)$ 를 의미한다. 그림에서 보여 주듯이 테이퍼 경사가 아주 미세하게 변화하더라도 충격파의 파형은 크게 변화하고 있다. 특히 충격파의 positive half cycle는 매우 민감하게 반응한다. 즉, 충격파의 shock front는 급격히 상승하며, peak positive pressure (P^+)는 급속히 감소한다. 반면 negative half cycle은 크게 변하지 않고, peak negative pressure (P^-)는 비슷한 값을 유지하고 있다.



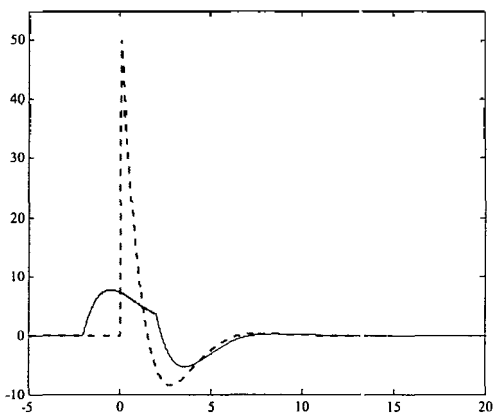
(a)



(d)



(b)



(c)

Figure 5. Pressure wave form predicted at the focus for a taper cylinder. (a) angle= 1.04o, (b) angle= 3.12o, (c) angle= 6.23o, (d) angle= 10.31o

테이퍼 원통형 충격파 발생기의 테이퍼의 각도에 따른 충격파의 압력 (P+, P-)은 그림 6에서 요약하고 있다. 이미 그림 5에서 언급한 것처럼, P+는 P-에 비해 급격히 감소하고 있다.

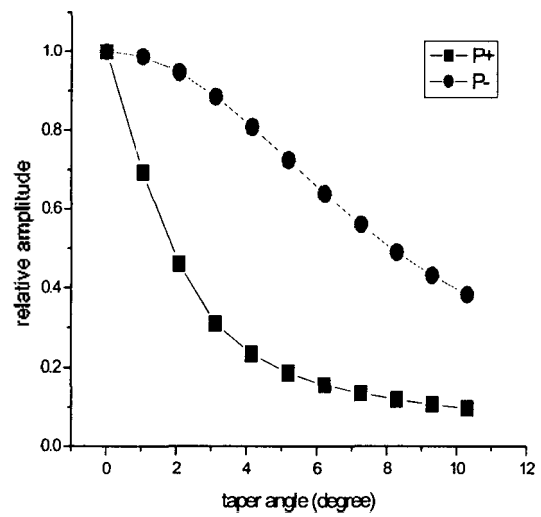
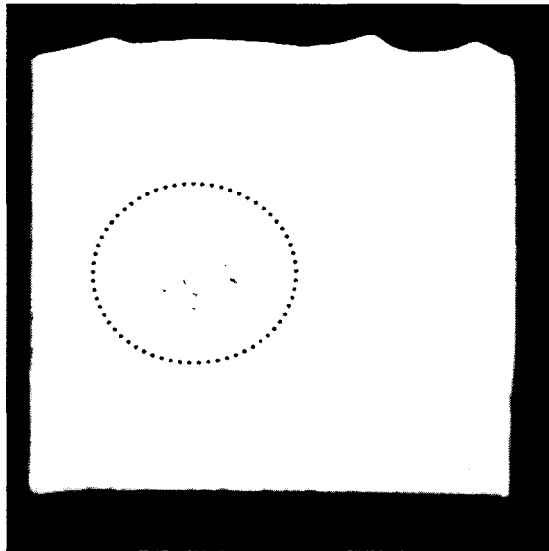
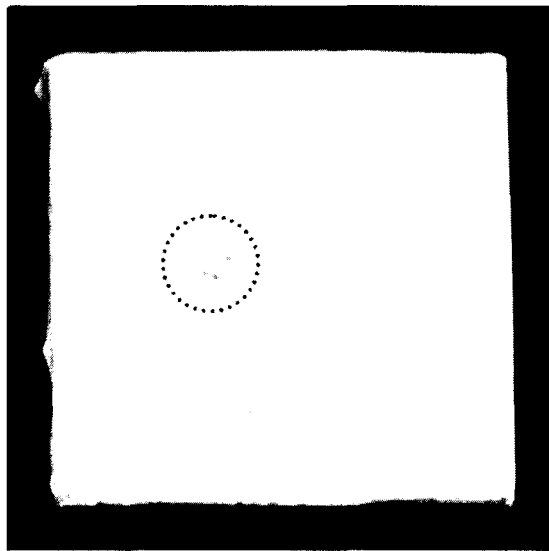


Figure 6. Predicted peak pressure for the taper cylinder variation against taper angle

제작된 실험용 충격파 발생기를 이용하여 초점 부위의 충격파의 강도를 실험적으로 평가한 결과는 그림 7에서 도시하고 있다.



(a)



(b)

Figure 7. Photographs of the surface of the stone phantom exposed to 1000 shock waves at 15 kV (1 uF). (a) taper cylinder. (b) parallel cylinder

그림 7은 모의 결석을 충격파 초점 부위에 위치시킨 후 1500번의 충격파를 조사한 후 모의 결석의 표면 사진을 보여주고 있다. 그림 7a는 기존의 원통형 충격파

발생기를 사용하여 얻은 경우이고, 7b는 테이퍼 원통형 충격파 발생기의 경우이다. 그림에서 보여 주듯이 테이퍼 원통형 충격파 발생기에 의한 결석의 마모는 원통형보다 넓게 퍼져 있으며, 총 분쇄 량도 작게 나타났다. 이것은 원통형 충격파 발생 방식은 좁은 초점 영역에 큰 에너지가 집중되지만, 테이퍼 원통형에서는, 시뮬레이션에서 예측한 것처럼, 초점 부위가 넓게 분포하고 집중된 충격파의 최대값도 크게 감소하고 있음을 시사하고 있다.

4. 토의

시뮬레이션 결과 충격파의 최대 압력 (P_+ , P_-)은 테이퍼 각도에 매우 민감하게 변하는 것으로 나타났다. 특히 P_+ 는 테이퍼 각도가 증가함에 지수 함수적으로 매우 급격하게 감소하고 있다. P_- 값은 P_+ 에 비해 매우 완만한 감소를 보이고 있다. 초기에는 가우시안 형태로 매우 완만하게 감소하다가 점차 가파른 감소 형태를 보여주고 있다.

본 연구에선 테이퍼 원통형 충격파의 초점 강도의 특성을 실험적으로 확인하기 위해 모의 결석의 마모 효과를 평가했다. 모의 결석 분쇄 실험을 통해, 테이퍼 원통형 충격파 발생기의 충격파 강도가 감소했음을 알 수 있다. 또한 분쇄 범위가 상대적으로 커진 것으로 초점 영역 퍼진 것을 확인 할 수 있었다. 본 연구에서는 시제품 제작 여건상 테이퍼 각 10도의 경우에 대해 수행하였다. 추후 각도를 변화하면서 분쇄 정도 및 분쇄 형태를 평가할 예정이다.

ESWL과 마찬가지로 ESWT은 충격파의 역학적인 효과를 주로 이용한다. 역학적인 효과 중 특히 acoustic cavitation 효과가 중요하다. 테이퍼 각도에 따라 추정된 충격파에 대해 기포 반응을 시뮬레이션하고, 실험적으로 cavitation 특성을 평가할 필요가 있다. 향후 추후 연구에서 하이드로폰을 통한 충격파 파형의 측정 및 해당 충격파에 의해 야기된 cavitation에서 발생하는 acoustic emission (Choi 2001)을 측정하여 이를 정량적으로 분석할 예정이다.

본 연구에서는 충격파 파형 및 압력의 예측에서 은 시간 지연에 따른 위상차만을 고려하였다. 실제로 충격파는 전파 과정을 통해 비선형적으로 파형이 왜곡되고, shock front를 구성하는 고주파수 영역의 하모닉 성분에 대한 추가적인 감쇠 효과도 무시할 수 없이 크다. 따라서 초점에서의 정확한 충격파 파형 예측을 위해서는 비선형 전파 과정, 주파수에 따른 에너지 감쇠, diffraction 등을 모두 고려해야 한다. 이러한 과정은 엄

칭난 computing time을 요구하며 실제로 PC 수준에서는 수행하기 어렵다. Coleman et al (199)가 제안한 beam axis를 따라 충격파의 전파 과정을 예측하는 1차원 모델을 이용할 경우 계산 시간을 크게 단축할 수 있을 것으로 예상된다.

5. 결론

테이퍼 원통형 충격파 발생기에서 예측된 충격파의 파형은 원통형의 경우와 비교하여 shock front 부분이 심하게 완만해지나, negative half cycle 영역에서는 크게 변화하지 않았다. 테이퍼의 각도가 증가함에 따라 P+는 매우 급격하게, P- 비교적 완만하게 감소하는 것으로 나타났다. 결석 분쇄 실험을 통해 테이퍼 원통형 충격파 발생기에서 최대 압력 감소 효과와 초점 영역의 확대를 확인할 수 있었다. 테이퍼 형상을 가지는 원통형 충격파는 향후 ESWT에 적절한 충격파 발생 방식으로 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

[본 연구는 과학재단 연구비 (지역우수과학자 2003-4)의 지원으로 수행되었습니다.]

참고문헌

Chaussy C. G. Brendel W., and Schmiedt E., 1980, Extracorporeally induced destruction of kidney stones by shock waves. Lancet, Vol. 13, pp. 1265-1268.

Chaussy C G, Brendel- W and Schmiedt E. (1988). ESWL: Past, Present, and future. J. Endourol., 2(2), 97-105.

Choi M J. (2003). A focused cylindrical thermohydraulic shock wave generator with a diagnostic ultrasonic transducer for clinical use of the extracorporeal shock wave treatment. Korean Patent Application No.10-2003-0005714, Jan. 2003.

Choi M J, Cho S C, Lee J S, Shin Y H and Lee Y J. (2002). A focused cylindrical thermohydraulic type shock wave generator for extracorporeal lithotripsy. Proceedings of the Acoustical Society of Korea, 21(2s), 339-342.

Choi M J, Lee S H, Hong K J, Kim H C, Park C W and Lee H J. (2001). Acoustic streaming produced by an extracorporeal

shock wave lithotripter. Proceedings of the Korea Society of Medical and Biological Engineering, 23(1), 60-61.

Coleman A. J., Choi M. J. and Saunders J. E. (1991). Theoretical predictions of the acoustic pressure generated by a shock wave lithotripter. Ultrasound in Medicine & Biology, 17(3), 245-25

Church C C (1989). A theoretical study of cavitation generated by an extracorporeal shock wave lithotripter. J Acoust. Soc. Am., 86(1), 215-227.

Eisenmenger W, Du X X, Tang C, Zhao S, Wang Y, Rong F, Dai D, Guan M and Qi A. (2002). The first clinical results of wide focus and low pressure ESWL. UMB, 28(6), 769-774.

Ogden J A, Alvarez R G, Levitt R and Marlow M. (2001). Shock wave therapy: Orthotripsy in Musculoskeletal disorders. Clinical Orthopaedics & Related Research, 387, 22-40.

Rompe, J.D., Hopf, C., Kullmer, K., Heine, J., Burger, R., Nafe, B.: Low-energy extracorporeal shock-wave therapy for persistent tennis elbow. International Orthopaedics (SICOT), 1996, 20, 23-27

Rompe, J.D., Kirkpatrick, C.J., Kullmer, K., Schwitalle, M., Krisehek, O. (1998). Dose-related effects of shock waves on rabbit tendo Achillis. J of Bone and Joint Surgery, 80(3), 546-555.