

족부압력측정을 위한 PZT세라믹의 물리적 특성 Physical characteristic of a PZT ceramic for the measurement of the foot pressure

신기영* 이상식* 문정환*
정회원 정회원 정회원
K. Y. Shin S. S. Lee J. H. Mun

1. 서론

보행등의 동작에 의해 측정된 수직 지면 반력(vertical ground reaction force)은 인체 모델링을 통하여 각 관절에 작용하는 힘을 계산하거나 COP(center of pressure) 궤적을 통해 피실험자의 보행 패턴을 분석(Gill 등 1997)하는 등 다양한 용도로 사용되고 있다. 그러나 수직 지면 반력은 족부에 작용하는 3차원 힘 벡터 성분이기 때문에 족부에 작용하는 전반적인 압력 분포에 대한 정보를 제공하지 못한다. 반면에 족부압력을 측정하는 시스템의 경우 족부에 작용하는 압력 분포에 대한 정보를 제공하며, 이러한 정보를 통해 맞춤형 신발 제작이나 당뇨병 환자의 발 관리, 환자의 재활 과정에 대한 평가 등을 할 수 있는 장점이 있다. 기존의 족부압력 측정 시스템은 압력 센서로서 압저항 방식의 스트레인게이지(FSR : Force Sensing Resister)를 주로 사용하였다(Tekscan Inc.). 하지만 이러한 FSR은 소형화가 어렵고 반응속도가 느린 단점이 있다.

현재 압력 센서는 크게 기계식 압력센서, 전자식 압력센서, 반도체식 압력센서로 나눌 수 있다. 그 중 전자식 압력센서는 기계적인 변위를 전기신호로 변환하는 용량형 압력센서, 스트레인 게이지의 압저항형, 유기 또는 무기압전소자를 이용한 압전형, LVDT의 코일형, 광학형 등이 있다(Jacob 등 1996). 족부 압력 측정을 위해 현재 사용되고 있는 센서는 전자식 압력센서와 반도체식 압력센서이다. 본 논문에서는 전자식 압력센서 중에서 압전형 압력센서중 하나인 PZT 세라믹을 선택하였다.

PZT 세라믹은 압력을 가하면 전압을 발생시키는 압전 효과와 전압을 가하면 진동이 발생하는 역압전효과를 나타낸다. 세라믹 압력센서는 산이나 알칼리과 같은 대부분의 화학물질에 대한 강한 내부식성(corrosion resistant)과 내마모성(abrasion-resistant)을 가지고 있다. 또한 일 년에 최대 0.1%의 영점 이동(zero shift)이 나타날 정도로 오랜 기간의 안정성이 있고 정확성과 선형성이 좋은 특징이 있다(Ola Wesstrom 등 2001).

따라서 본 논문의 목적은 족부 압력 측정 시스템을 개발하기에 앞서 압력 소자로서 PZT 세라믹의 물리적인 특성을 검증하는데 있다.

* 성균관대학교 생명공학부 바이오메카트로닉스학과

2. 재료 및 방법

본 논문에 사용된 PZT 세라믹의 특성은 PZT 세라믹에 작용된 힘과 출력 전압의 크기와 밀접한 관련이 있는 압전 전압 상수(g_{31})가 $-12 (\times 10^{-3} \text{Vm/N})$ 이고 다른 특성들은 Table 1과 같다.

Table 1 Physical and piezoelectric properties of Material

Relative dielectric constant [ϵ_{33}/ϵ_0]	Dielectric loss [$\tan\delta$]	Piezoelectric constant		Poisson's ratio [ν]	Mechanical quality factor [Qm]	Density [ρ] ($\times 10^3 \text{kg/m}^3$)
		[d_{31}] ($\times 10^{-12} \text{m/V}$)	[g_{31}] ($\times 10^{-3} \text{Vm/N}$)			
2000 (-)	1.5 (%)	-215	-12.0	0.34 (-)	70 (-)	7.70 ($\times 10^3 \text{kg/m}^3$)

PZT 세라믹에서 작용된 힘과 출력 전압은 $V_{out} = -g_{31}(F/w)$ 의 관계가 있다. 여기서 F는 작용된 힘의 크기, w는 PZT 세라믹의 너비이다. 작용된 힘의 크기에 따라 출력 전압의 크기가 다른 특성을 이용하여 압력 센서로 사용 되어 질수 있으며 이러한 특성을 고려하여 실험 설계를 하였다.

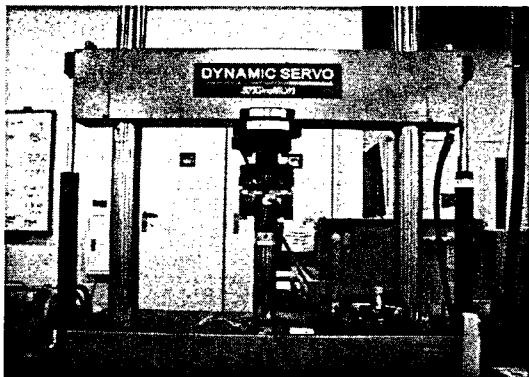


Fig. 1 Dynamic servo fatigue testing machine

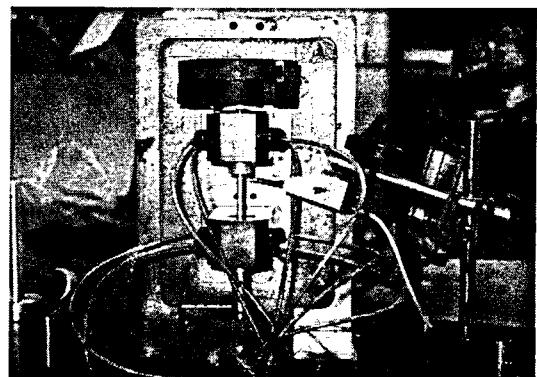


Fig. 2 Hysteresis tester

압력센서로 사용하기 위한 PZT 세라믹의 물리적인 특성을 고찰하기 위하여 PZT 세라믹의 양면에 전극을 부착하여 PZT 세라믹의 출력 전압 값을 획득하도록 하였다. 실험은 첫 번째로 PZT 세라믹에 단위 임펄스 함수의 하중을 주었을 때 반응속도를 측정하기 위하여 Fig. 1의 유압으로 작동되는 동적 서보피로 시험기(Dynamic servo, SAGInoMIYA, Japan)에 PZT 세라믹을 넣고 100N의 힘을 가하였다. 두 번째로 PZT 세라믹의 히스테리시스 특성을 위해 Fig. 2의 자체 제작한 히스테리시스 테스터기에 0kg부터 10kg까지 하중을 순차적으로 증가시켜 7회에 걸쳐 출력전압 값을 획득하였다. 히스테리시스 테스터기는 공압 통해 PZT 세라믹에 전달되는 자체 하중을 제거하였다. 세 번째로 일정한 하중의 힘을 가했을

때 출력 전압의 항등성을 파악하기 위하여 Fig. 1과 같이 동적 서보 피로 시험기에 PZT 세라믹을 넣고 30kg의 하중을 5회 반복하여 가하였다. 동적 서보 피로 시험기와 히스테리시스 테스터기는 컴퓨터와 연결하여 5 kHz의 샘플링 속도로 ASCII 파일의 데이터를 획득하도록 하였다.

3. 결과 및 고찰

PZT 세라믹에 단위 임펄스 함수의 하중을 주었을 때 PZT 세라믹의 반응 속도(rising time : 1.4 msec)는 Fig. 3과 같이 나타났다. 그리고 PZT 세라믹에 0kg에서 10kg까지 하중을 1kg씩 증가하였을 때 출력 전압의 평균 그래프는 Fig. 4와 같다. 하중을 증가 시켰을 때 실험값의 회귀선 $y = 0.9566x + 0.4636$ ($R^2 = 0.9914$)로 나타났다. 하중에 대한 출력 전압값의 선형성을 나타내는 correlation 상수 $r = 0.995699$ 로 나타났다. 마지막으로 30kg의 일정한 하중을 5회 반복하여 가하였을 때 출력 전압은 Fig. 5와 같이 4.6, 4.44, 4.4, 4.44, 4.44 V로 나타났다. 출력 전압의 평균값은 4.464 V (S.D. 0.078 V)이다. 출력 전압이 증가했다가 (-)로 떨어지는 것은 PZT 세라믹의 압전효과는 두께의 변화에 종속적이기 때문이다. 힘을 가하였을 때는 두께가 얇아지는 변화가 발생하여 전압이 발생하였고, 힘을 제거하면 PZT 세라믹의 두께가 원상태로 돌아가기 때문에 (-)전압이 발생한 것이다. 힘을 가하고 있는 동안 일정한 전압 값을 유지하지 못하는 것은 PZT 세라믹의 가장 큰 단점 중에 하나이다.

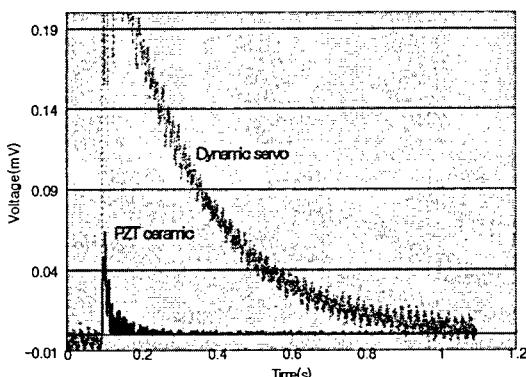


Fig. 3 Impulse response test

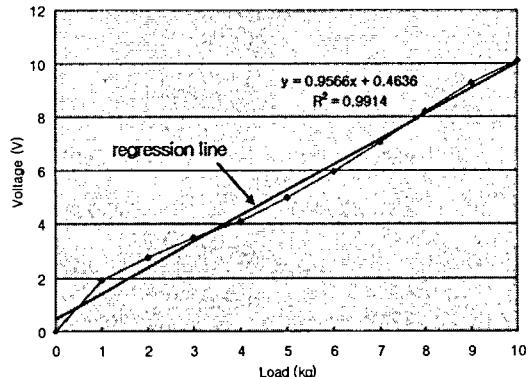


Fig. 4 Changes in output voltage vs. load [n=7]

실험에서 PZT 세라믹은 하중을 가하였을 때 빠른 속도(1.4 msec)로 입력을 추종하였다. 또한 하중이 증가할수록 선형적으로 출력 전압이 변하는 특성을 나타냈으며 일정한 하중을 반복하여 가하였을 때 표준편차가 0.078 V로 일정한 값을 나타내는 특징이 나타났다.

따라서 족부의 압력을 측정하기 위한 소자로서 PZT 세라믹을 사용하는 것은 문제가 없을 것으로 사료된다.

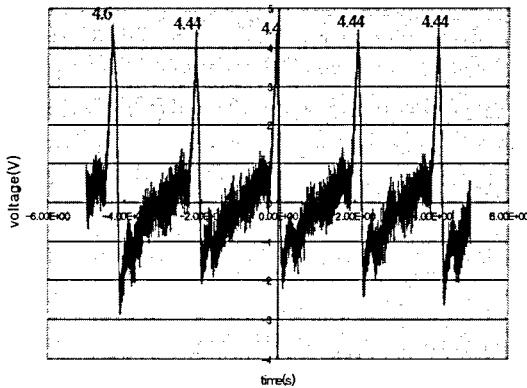


Fig. 5 Continuity test

4. 요약 및 결론

족부 압력 측정 시스템의 압력 센서를 선정하기 위해 PZT 세라믹의 물리적인 특성을 실험한 결과 입력하중에 대한 빠른 추종성(1.4 msec)을 보였고 히스테리시스 테스트를 통해 하중을 증가 시킬 때나 감소시킬 때 선형적인 결과($r=0.995699$)가 나타났다. 또한 동일한 하중에서 연속적으로 힘을 가했을 때 발생된 전압이 일정(S.D 0.078 V)하게 나타났다. 이를 통해 PZT 세라믹은 족부 압력을 측정하기 위한 압력 소자로 적합하다. 따라서 추후에 PZT 세라믹을 이용하여 족부 압력 측정 시스템을 개발할 때 출력 전압이 (-)로 떨어지는 현상을 보완하는 방법을 적용하면 족부 압력 측정 시스템의 개발에 사용될 수 있을 것이다.

5. 참고문헌

1. Gill-Body KM, Popat RA, Parker SW, Krebs DE. 1997. Rehabilitation of balance in two patients with cerebellar dysfunction. Phys Ther 77:534-552.
2. <http://www.tekscan.com/medical.html>
3. Jacob Fraden. 1996. Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications. second edition. American institute of physics 335-354.
4. Ola wesstrom, Scott Richardson. 2001. Advantages of using ceramics for pressure sensors. Sicon'01 Sensors for industry conference, IEEE 197-202.