

정원창 구동기의 진동체 성능 평가를 위한 내이 물리모델

신동호¹ · 임형규² · 정의성² · 성기웅³ · 이정현³ · 조진호^{1,+}

A Physical Cochlear Model for Transducer Performance Evaluation of Implantable Hearing Aid with Round Window Driver

Dong Ho Shin¹, Hyung Gyu Lim², Eui Sung Jung², Ki Woong Seong³, Jyung Hyun Lee³, and Jin Ho Cho^{1,+}

Abstract

Recently, various hearing aids are developed to overcome hearing loss. There are available hearing aids, such as air conduction hearing aid, implantable middle ear hearing aid and so on. But air conduction hearing aid is inconvenience caused by howling, and ossicle chain driving type implantable middle ear hearing aid has some week point due to problem of possible necrobiosis of coupling spot along incus long process. In recent years, in order to improve these shortcomings round window (RW) driving hearing aid has been paying attention. In this paper, the physical cochlear model is proposed for a performance evaluation of the RW driving hearing aids of a transducer. In order to verify an experiment proposed on a performance of physical cochlear model, the transducer which has ossicles characteristics is used. By measuring and comparing the frequency characteristics of transducer with ossicles and human temporal bone, performance of physical cochlear model was verified. As from the result of experiment, it is expected that an implemented cochlear model is useful for evaluating characteristics of RW transducer.

Keywords : Resonant accelerometer, Scale factor, Micromachning, Micro-Electro-Mechanical Systems (MEMS)

1. 서론

사회 경제적 요인으로 인하여 난청자의 수가 점진적으로 증가하고 있으며 현재 난청의 종류와 상태에 적합한 다양한 형태의 보청기를 개발하기 위한 연구들이 활발하게 이루어지고 있다. 가장 일반적인 청각 보조기로서 공기 전도형 보청기(air conductive hearing aid)가 사용되고 있으나, 이는 음향 궤환(acoustic feedback)에 의한 하울링(howling effect) 현상으로 인해 착용이 불편하다는 단점이 있다. 이를 극복하기 위해 인공와우(cochlear implant) 및 이식형 인공중이(implantable middle ear hearing aid) 등의 이식형 보청기에 대한 연구 개발이 활발하게 이루어지고 있다[1-3].

그 중, 이식형 인공중이는 공기 전도형 보청기가 가지는 단점을 해결하였으며, 인공와우에 비해서 자연음에 가까운 음향신호를 전달하는 장점을 가진다. 현재까지 개발된 이식형 인공중이는 진동체(transducer)를 이소골(ossicular chain)에 부착하여 달팽이관(cochlea)의 난원창(Oval Window, OW)을 진동시키는 이소골 구동 방법으로 연구되었다. 그러나 이소골 구동 보청기는 기술이 복잡하며 이소골의 괴사(necrosis) 및 부하효과/loading effect)를 유발할 수 있는 단점이 있다[4].

이러한 문제점들을 해결하기 위하여 달팽이관의 정원창(round window, RW)에 직접적으로 진동을 인가해 주는 정원창 구동 방식의 연구가 세계 각지에서 연구가 진행되고 있다. 또한 정원창 구동 방법은 기존의 이소골 구동 방법이 가지는 장점을 그대로 유지할 수 있을 뿐만 아니라 중이 내부의 질환 및 선천적인 이소골 기형을 가지는 환자에게도 적용할 수 있는 장점이 있다[5].

이식형 보청기를 개발하기 위해서는 환자에게 시술하기 전 청각 보조기로서 적합한지 사전에 성능 평가가 수행되어야 한다. 이소골 구동 이식형 보청기의 경우 수많은 사체 실험을 통해 축적된 연구 결과물을 바탕으로 ASTM (American Society for Testing and Materials) 표준 규격 F2504에 개발 기준이 제정되어 있다[6]. 따라서 이소골 구동 이식형 보청기의 개발자는 이를 기준으로 사체 실험을 수행하면서, 진동체가 가지는 진동 특성과 정상음에 대한 인간

¹경북대학교 대학원 전자공학부 (Graduate School of Electronics Engineering, Kyungpook National University)

²경북대학교 의공학연구소 (Institute of Biomedical Engineering Research, Kyungpook National University)

³경북대학교병원 의공학과 (Department of Biomedical Engineering, Kyungpook National University Hospital)

⁺Corresponding author : jhcho@ee.knu.ac.kr

(Received : Feb. 18, 2013, Accepted : Mar. 21, 2013)

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

의 등자뼈(stapes)의 진동 특성을 서로 비교함으로써 이식형 보청기의 진동체로서의 적합성을 판단한다.

하지만 정원창 구동형 보청기의 경우, 초기 연구 단계로서 진동체의 성능을 평가할 수 있는 기준이 없다. 그리고 실험 데이터 축적을 위해 인체 측두골을 사용하는 것이 일반적이지만 국내의 실정상 사체의 수급이 용이하지 않으며 또한, 사체 실험 데이터의 축적물이 없다. 그리고 사람마다 특성이 다르며 환경에 매우 민감하기 때문에 취급하는데 어려움이 있다. 따라서 새로운 패러다임의 연구 결과물의 축적이 필요하며 이를 위해 인체 측두골을 대체할 수 있는 내이 물리모델의 제작이 필요하다.

본 논문에서는 정원창 구동 보청기의 진동체를 평가하기 위하여 난원창과 정원창의 운동 특성이 반영된 내이 물리모델을 인체 해부학적인 정보에 근거하여 제안하였다. 그리고 제작된 내이 물리모델의 난원창에 진동을 인가해준 다음 정원창의 진동 특성을 측정하고, 이 결과를 인체 측두골을 이용한 선행 연구결과와 비교함으로써 제안한 내이 물리모델의 타당성을 검증하였다. 다음으로 제작된 내이 물리모델을 이용하여 정원창 구동 진동체의 성능평가를 수행하기 위해, 정원창 구동용 진동체를 내이 물리모델의 정원창과 결합한 다음, 난원창의 진동특성을 측정하여 기존 연구 결과와 비교해 보았다.

2. 제안한 내이 물리모델

2.1 내이의 구조 및 특성

내이 물리모델을 구현하기 위해서는 구조 및 특성에 대한 기본적인 지식이 필요하다. 인간의 내이는 해부학적 구조에 따라 2.5바퀴 감겨져 있으며, 감겨져 있는 모양을 펼치면 길이 약 3.5 cm 정도의 끝이 막힌 원추형 모양이 된다. Fig. 1의 단면도를 보면 전정계(Scala vestibule), 중간계(Scala media), 고실계(Scala tympani)의 3부분으로 나눌 수 있다[7].

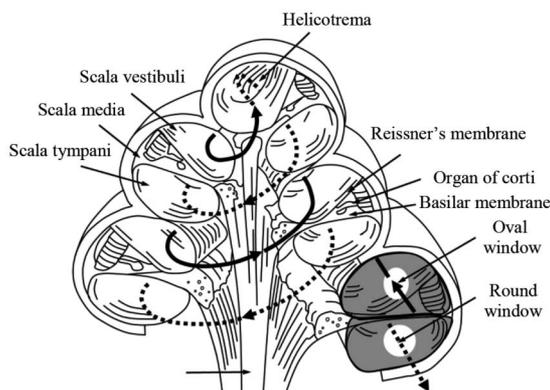


Fig. 1. Cross sectional view of human cochlea.

전정계와 고실계는 각각 난원창과 정원창에 의하여 중이(middle ear)와 접하고 있으며, 난원창과 정원창에는 탄력성이 있는 격막이 있다. 전정계와 고실계는 와우공(helicotrema)을 통해 연결되어 있으며 내부에는 외림프액(perilymph)으로 가득 채워져 있다. 중간계는 내림프액(endolymph)으로 채워져 있으며 중간계의 천장을 이루는 라이스너막(reissner's membrane)과 바닥을 이루는 기저막(basilar membrane)을 경계로 전정계와 중간계, 중간계와 고실계로 나누어진다[8].

기저막은 사다리꼴 모양으로 난원창과 정원창의 근처는 좁으며 와우공으로 갈수록 점점 넓어지는 모양이다. 이러한 구조로 인하여 기저막의 각 부분은 서로 다른 주파수에 반응하게 된다. 기저막의 앞단에서는 고주파를 기저막의 뒷단으로 갈수록 저주파를 인지하게 된다[9].

2.2 내이 물리모델의 구현

현재까지 정원창 구동 이식형 보청기의 진동체 성능을 평가하기 위해 난원창과 정원창의 진동 특성까지 반영된 내이 물리모델은 제작된 바 없다. 때문에 Stenfelt 등[10]에 의해 선행 연구된 인체 측두골의 난원창과 정원창의 체적 변위(volume displacement) 데이터를 활용하여, 정원창 구동 이식형 보청기의 진동체 성능 평가를 위한 내이 물리모델을 구현하였다.

Stenfelt 등이 수행한 실험은 레이저 도플러 진동 측정기(Laser Doppler Vibrometer, LDV)를 이용하여 외이도를 통해 들어온 정상음에 의한 난원창과 정원창의 체적 변위를 측정하였다. 그 결과 음향 전달에 의한 난원창과 정원창은 거의 동일한 크기의 체적 변위로 움직이며 위상은 약 180도 차이를 보였다. 이러한 결과로 볼 때 난원창과 정원창의 변위는 거의 같으며 정반대의 위상을 가진 것으로 가정할 수 있다. 이 때 난원창에 연결된 이소골을 제거한다면 가정하면, 정원창을 통해 진동을 인가할 경우 인가된 진동 변위와 비슷한 크기의 진동변위가 난원창쪽에서 발생할 것으로 예상된다. 이는 달팽이관 내부에 비압축성 성질을 가지는 유체가 가득 채워져 있기 때문에 난원창을 통해 들어온 진동은 정원창을 통해 그대로 빠져나가기 때문이다[11].

따라서 앞선 선행연구인 인체 측두골을 이용한 난원창과 정원창의 체적변위 속도 측정 결과를 기반으로 하여 이와 유사한 특성을 가지며, 해부학적 구조 및 실제 크기를 고려하여 정원창 구동 이식형 보청기의 진동체를 평가하기 위한 내이 물리모델을 제작하였다.

제작된 내이 물리모델은 정원창 진동체의 성능 평가에 필요한 요소만 선택하여 Fig. 2와 같이 모델의 구조를 간소화 하였다. 그 구조는 전정계와 중간계를 합쳐서 전정계 하나로 표현하였으며, 라이스너막과 코르티기관(organ of corti)은 고려하지 않았다. 그리고 기저막과 고실계, 와우공으로 구성이 되며 감겨져 있는 것을 펼쳐 놓은 형상이다. 이를 바탕으로 제작한 내이 물리모델은 Fig. 3과 같다.

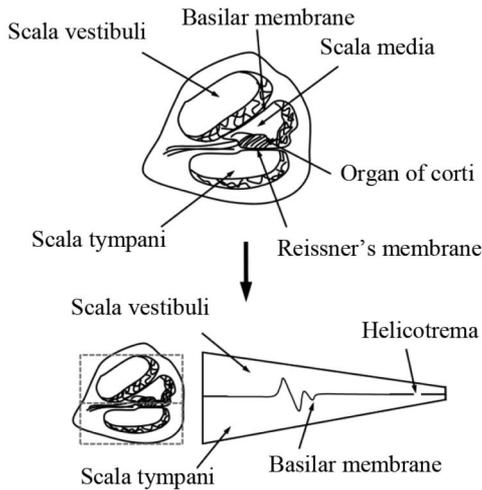


Fig. 2. Anatomical structure of human cochlea and equivalent model.

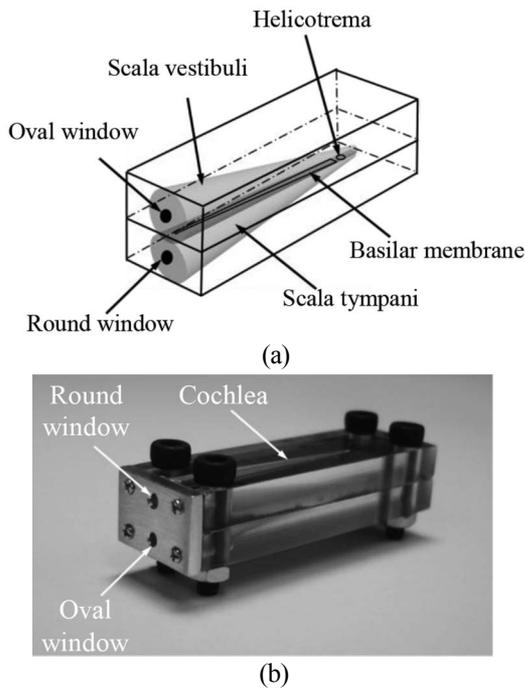


Fig. 3. The fabricated physical cochlear model; (a) three-dimensional picture and (b) picture.

Table 1에서는 제작된 내이 물리모델의 상세 사항을 나타내었다. 제작된 내이 물리모델의 구조는 상층과 하층의 대칭적인 구조이고, 상층은 난원창과 전정계를 하층은 정원창과 고실계를 나타내었으며 와우관을 통해 전정계와 고실계가 연결되도록 제작하였다. 그리고 난원창과 정원창은 라텍스(latex)를 사용하여 동일 크기의 원형 모양으로 제작하였고, 내이의 림프액은 물로 가득 채웠다. 전정계와 고실계의 경계부분인 기저막은 감광성 필름(dry film photoresist)을 사용하여 상층과 하층의 경계면에 삽입하였다. 내이 물리모델의

내부 용적은 Igarashi 등[12]에 의해 연구된 인체 측두골을 이용한 내이의 림프액을 측정된 결과를 토대로 결정하였다.

Table 1. Specifications of the fabricated physical cochlear model

Component	Size	Material
Cochlea	Circular cone shape Length: 35 mm Volume: about 85 mm ³	Acrylic
RW	Round shape Diameter: 2 mm Thickness: 20 μm	Latex
OW	Round shape Diameter: 2 mm Thickness: 20 μm	Latex
Basilar membrane	Trapezoid shape Width: 0.1 ~ 0.5 mm Length: 32 mm Thickness: 20 μm	DFR (dry film photoresist)
Helicotrema	Hole Diameter: 0.5 mm	-
Lymph	About 85 mm ³	water

3. 실험 결과 및 고찰

3.1 진동체를 이용한 진동 측정

제작된 내이 물리모델을 실험에 사용하기 위해서는 모델이 가지는 특성이 인체 측두골과 유사한 특성을 가져야 한다. 음향 신호에 의한 인체 측두골의 난원창과 정원창의 운동 특성은 선행 연구결과에 따르면 변위는 서로 유사하며 위상 차이만 보인다.

따라서 제작된 내이 물리모델의 특성이 인체 측두골을 이용한 선행 연구 결과와 유사한지 검증을 하였다. 실험 방법은 이소골 특성이 반영된 진동체를 난원창과 결합하여 진동을 인가한 후 LDV를 이용하여 정원창의 진동 변위를 측정하였다. 이 때, 이소골 특성이 반영된 진동체를 사용한 이유는 선행 연구의 결과와 비교하기 위해서 사람의 이소골 특성과 유사한 형태의 신호를 인가해주기 위해서이다.

실험 환경은 Fig. 4와 같으며 PXI (PCI extensions for instrumentation, National Instruments) 장치와 LabVIEW™ (National Instruments) 프로그램을 통해 모든 입출력신호를 제어하고 데이터를 자동 획득하는 측정 환경을 구축하였다.

Fig. 5와 같이 지지대를 이용하여 진동체를 고정시킨 후 3축 미세조정 장치(3 axis manipulator)를 이용하여 진동체를 제작된 내이 물리모델의 난원창에 접촉시켰다. 그리고 1 mArms에 해당하는 전류를 진동체에 인가하여 진동체에서 발생하는 진동을 난원창을 통하여 인가한 후 정원창에서 발생하는 진동 특성을 LDV를 이용하여

여 여러 차례 측정하였다. 측정된 결과는 Fig. 6과 같이 평균값으로 나타내었다. 그래프에 표기된 파선은 인가된 진동체의 자체 특성이고, 실선은 난원창을 통하여 진동을 인가한 후 정원창에서 발생한 변위를 측정하는 것이다. 실험 결과를 살펴보면 전체적인 주파수 대역의 특성 그래프는 매끄럽지 못하나, 인가된 진동체의 자체 특성과 정원창에서 발생한 진동 특성이 비교적 유사한 특성을 가짐을 보인다. 실험 결과와 앞선 선행 연구의 결과를 비교해 볼 때, 제작된 내이 물리모델이 인체의 측두골과 유사한 특성을 가짐을 알 수 있다.

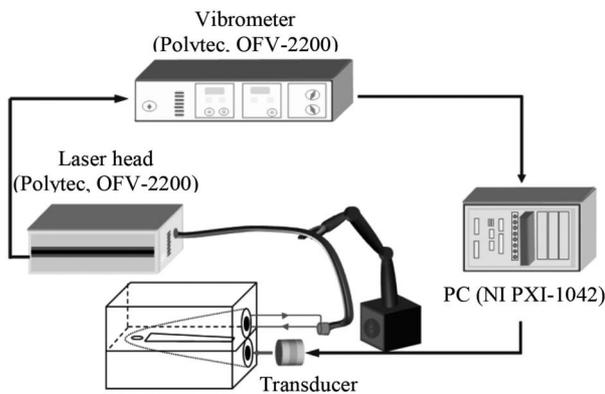
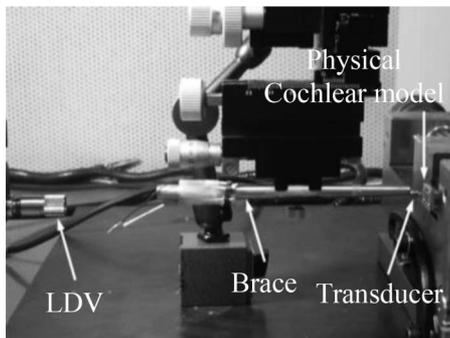
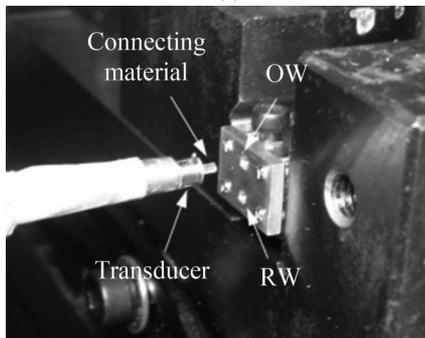


Fig. 4. Experimental environment for measuring the vibration characteristics of physical cochlear model.



(a)



(b)

Fig. 5. Experimental for measuring the vibration characteristics of physical cochlear model using transducer; (a) the experimental environment and (b) picture.

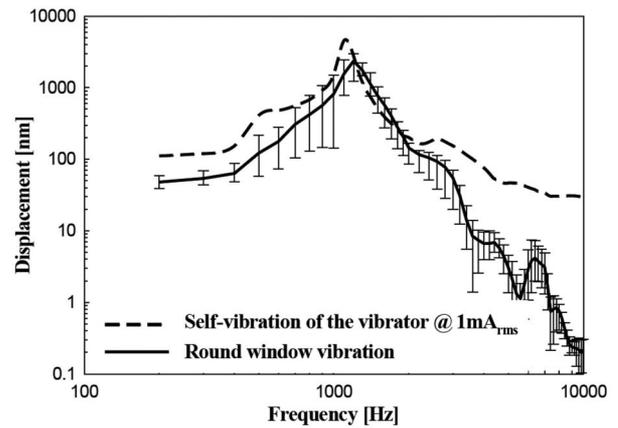


Fig. 6. Result of performance evaluation of the fabricated cochlear model using the vibration transducer.

3.2 정원창 구동용 진동체를 이용한 진동 측정

앞선 실험에서 제작된 내이 물리모델의 성능을 검증하였다. 이를 바탕으로 정원창 구동용 진동체를 이용하여 난원창의 진동 특성을 측정하였다[13]. 측정 방법은 Fig. 7과 같이 진동체를 정원창과 결합하여 정원창을 통해 진동을 인가 후 난원창의 진동 특성을 LDV를 이용하여 여러 번 측정하였다.

측정된 결과는 Fig. 8과 같이 평균값으로 나타내었으며, 그래프에서 파선은 인가된 진동체의 자체 특성을 측정하는 것이고, 실선은 정원창에 진동체를 이용하여 진동을 인가한 후 난원창에서 발생한 진동 변위를 측정하는 것이다. 결과를 살펴보면 앞선 실험과 마찬가지로 전체적인 주파수 대역의 특성 그래프는 매끄럽지 못하나, 인가된 정원창 구동용 진동체의 자체 진동특성과 난원창에서 발생한 진동 특성이 거의 유사함을 알 수 있다.

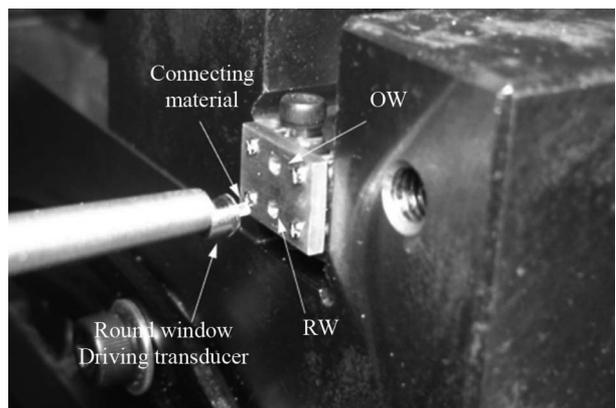


Fig. 7. Experimental for measuring physical cochlear model's characteristics using round window driving transducer.

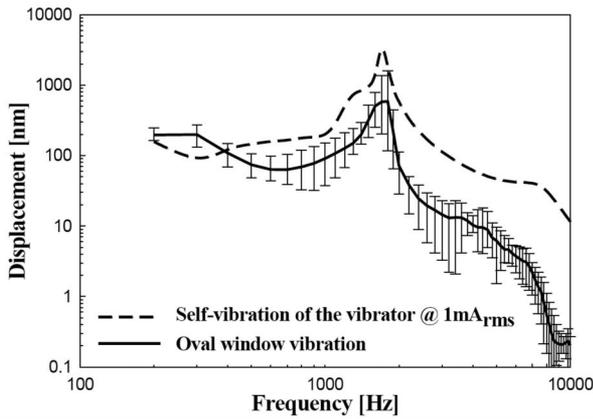


Fig. 8. Measurement of the physical cochlear model's characteristics using the round widow transducer.

3.3 고찰

제작된 내이 물리모델을 이용하여 얻어진 실험결과와 인체 측두골을 이용한 실험 결과를 비교하여 Fig. 9에 나타내었다. 본 논문의 실험 데이터와 비교된 데이터는 Arnold 등[14]에 의해 연구된 플로팅 매스 트랜스듀서 (Floating Mass Transducer, FMT)를 이용하여 이소골이 제거된 상태의 내이에 정원창을 통해 진동을 인가한 후 난원창에서 발생된 진동 특성이다.

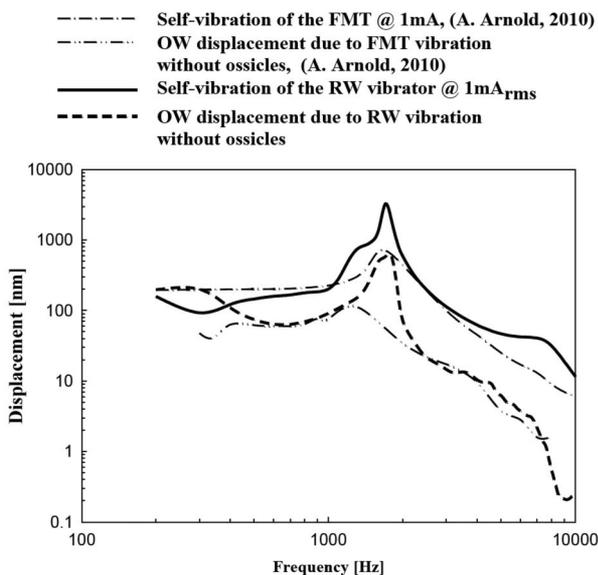


Fig. 9. Comparison of vibration characteristic using physical cochlear model and human temporal bone without consideration of ossicles load.

그래프에서 실선은 정원창 구동용 진동체의 자체 진동 특성이고, 파선은 제작된 내이 물리모델에 정원창을 통해 진동을 인가 후 난원창에서 발생된 진동 특성을 측정하는 것이다. 그리고 1점 쇄선은

FMT의 자체 진동 특성이며 2점 쇄선은 인체 측두골의 정원창을 통해 진동을 인가 후 난원창에서 발생한 진동 특성을 측정하는 것이다. 제작된 내이 물리모델을 이용한 실험과 인체 측두골을 이용한 실험 결과 모두 전 주파수 대역에서 약 10 dB정도 변위가 감소하는 경향을 보였으며, 주파수 개형도 거의 유사함을 보였다. 실험 결과로부터 제작된 내이 물리모델과 인체 측두골이 거의 유사한 특성을 보임을 알 수 있으며, 본 논문에서 의도한 인체 측두골과 유사한 내이 물리모델이 제작된 것으로 판단된다.

4. 결론

본 논문에서는 정원창 구동용 보청기의 진동체 성능 평가를 위한 내이 물리모델을 제안하였다.

제안한 내이 물리모델의 성능을 검증하기 위해 이소골 진동 특성이 포함된 진동체를 난원창과 결합하여 진동을 인가한 후, 정원창에서 발생하는 진동 특성을 측정하였다. 실험 결과 난원창에서 발생하는 진동 특성과 정원창에서 발생하는 진동특성이 전 주파수 대역에서 유사한 특성을 보였으며, 정원창 구동용 진동체를 이용한 실험에서도 앞선 실험결과와 유사한 특성을 가짐을 확인하였다. 그리고 정원창 구동용 진동체를 이용한 실험 결과를 인체 측두골을 이용한 실험 결과와 비교해보면 제작된 내이 물리모델이 인체 측두골과 유사한 특성을 가짐을 확인하였다.

따라서 제작된 내이 물리모델은 개발 단계의 정원창 구동용 진동체의 성능을 평가하기에 적합하며 진동 전달 특성을 예측하는데 유용할 것으로 판단된다.

감사의 글

본 연구는 "지식경제부", "한국산업기술진흥원", "대경광역경제권 선도산업지원단"의 "광역경제권 선도산업 육성사업" 및 보건복지가족부 보건의료기술진흥사업(과제고유번호: A092106) 및 중소기업청에서 지원하는 2012년도 산학연공동기술개발사업(C0056745)의 지원을 받아 수행된 것임.

REFERENCES

[1] H. Dillon, *Hearing Aids*, Boomerang Press, Sydney, Australia, 2001.
 [2] R. Goode, M. Rosenbaum, and A. Maniglia, "The history and development of the implantable hearing aid", *The Otolaryngologic Clinics of North America*, Vol. 28, pp. 1-6, Feb. 1995.

- [3] B. S. Wilson and M. F. Dorman, "Cochlear implants: A remarkable past and a brilliant future", *Hearing Research*, Vol. 242, No. 1-2, pp. 3-21, Apr. 1995.
- [4] R. Goode, "Current status and future of implantable electromagnetic hearing aids", *The Otolaryngologic Clinics of North America*, Vol. 28, pp. 141-145, Feb. 1995.
- [5] V. Colletti, M. Carner, and L. Colletti, "Round window stimulation with the floating mass transducer: A new approach for surgical failures of mixed hearing loss", *Proceedings of the XVIII World Congress of the International Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies*, Rome, 2005.
- [6] ASTM F2504-05, *Standard Practice for Describing System Output of Implantable Middle Ear Hearing Devices*, USA, 2005.
- [7] M. Schuenke, E. Schulte, and U. Schumacher, *Thieme Atlas of Anatomy : Head and Neuroanatomy*, Georg Thieme Verlag, New York, 2007.
- [8] F. Netter, *Atlas of Human Anatomy*, Saunders-Elsevier, Philadelphia, PA, 2011.
- [9] P. Janfaza, J. Nadol, R. Galla, R. Fabian, W. Montgomery, N. Azar, M. Cheneny, I. Janecka, M. Mckenna, G. Randolph, P. Rubin, S. Salman, and M. Varvares, *Surgical Anatomy of the Head and Neck*, Harvard University Press, Cambridge, 2011.
- [10] S. Stenfelt, N. Hato, and R. L. Goode, "Fluid volume displacement at the oval and round windows with air and bone conduction stimulation", *Journal of Acoustical Society of America*, Vol. 115, No. 2, pp. 797-812, Feb. 2004.
- [11] S. N. Merchant, M. K. Ravicz, and J. J. Rosowski, "Acoustic input impedance of the stapes and cochlea in human temporal bones", *Hearing Research*, Vol. 97, pp. 30-45, Aug. 1996.
- [12] M. Igarashi, K. Ohashi, and M. Ishii, "Morphometric comparison of endolymphatic and perilymphatic spaces in human temporal bones", *Acta Oto-laryngologica*, Vol. 101, pp. 161-164, Mar. 1986.
- [13] H. G. Lim, "Design of Electromagnetic Vibrator for Round Window Driving Implantable Hearing Aids", *Doctoral Dissertation, Kyungpook Nat'l Univ.*, Dec. 2010.
- [14] A. Arnold, C. Stieger, C. Candraia, F. Pfiffner, and M. Kopsis, "Factors improving the vibration transfer of the floating mass transducer at the round window", *Otology and Neurotology*, Vol. 31, No. 1, pp. 122-128, Jan. 2010.