

피부에 의한 이득 감쇠를 줄이기 위한 FEA 시뮬레이션 기반의 이식형 마이크로폰 설계 및 구현

한지훈¹, 김민우¹, 김동욱¹, 성기웅¹, 조성목², 박일웅³, 조진호^{1,3}

¹경북대학교 대학원 전자공학과, ²동명대학교 정보보호학과, ³경북대학교 첨단 감각기능 회복장치 연구센터

Design and Fabrication of an Implantable Microphone for Reduction of Skin Damping Effect through FEA Simulation

Ji Hun Han¹, Min Woo Kim¹, Dong Wook Kim¹, Ki Woong Seong¹, Sung Mok Cho², Il Yong Park³, Jin-Ho Cho^{1,3}

¹School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University,

²Department of Information Security, Tongmyong University,

³Advanced Research Center for Recovery of Human Sensibility, Kyungpook National University

(Received November 8, 2007. Accepted December 11, 2007)

Abstract

Nowadays, implantable hearing aids have been developed to solve the problems of conventional hearing aids. In case of fully implantable hearing aids, an implantable microphone is necessary to receive sound signal beneath the skin. Normally, an implantable microphone has poor frequency response characteristics in high frequency bands of acoustic signal due to the high frequency attenuation effect of skin after implantation to human body. In this paper, the implantable microphone is designed to reduce the high frequency attenuation effect of a skin by putting its resonance frequency at the attenuated range through a finite element analysis (FEA) simulation. The designed implantable microphone through the simulated results has been fabricated by manufacturing process using bio-compatible materials. By the several in-vitro experiments with pig skin, it has been verified that the designed implantable microphone has a resonance frequency around the starting part of the attenuated range and reduces the attenuation effect.

Key words : fully implantable hearing aids, Implantable microphone, damping effect, FEA

1. 서론

최근 고집적 저전력 회로 설계 기술과 다양한 생체 적합 물질이 개발됨에 따라 이식형 기기에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 여러 가지 생체 내 이식형 기기 중 전체 또는 부분 이식이 가능한 청각 보조 장치에 대한 연구도 여러 연구자들에 의해서 진행되어지고 있다[1-5]. 이러한 이식형 청각 보조 장치의 개발이 진행됨에 따라 이식형 마이크로폰의 개발에 대한 연구가 필요하게 되었고, 그와 관련된 다수의 특허들도 국내·외에서 출원되고 있다[6,7]. 이식형 마이크로폰은 몸속에 이식되어야 하므로 피부 조직과 접촉시 감염 등의 문제가 발생되지 않도록 생체 적합 물질

로 제조되어야만 하고, 이식후 몸속의 이물질 등이 마이크로폰 하우징 내부로 스며들지 못하도록 완벽한 밀봉 처리가 돼야 한다. 일반적으로 이식형 마이크로폰은 일렉트렛트 마이크로폰 같은 초소형 음향센서를 생체적합 티타늄 하우징 속에 넣어 제작한다. 이때 외부로부터의 음성 신호를 압력 센서로 전달시켜 주기위한 외부 진동판을 하우징 상단에 피부와 접촉되게 설치하게 된다. 이식형 마이크로폰의 주파수 응답특성은 이식 후 피부의 저주파 통과 특성으로 인하여 음성 신호의 고주파 대역 이득이 주파수가 높을수록 현저히 나빠지는 경향을 나타낸다. 보편적으로 마이크로폰의 특성은 진동판의 면적이 작을수록 고주파 이득의 감쇠가 작다. 그러므로 진동판의 직경을 5 mm 이하로 최소화 하여 피부에 의한 고주파 감쇠를 줄이는 방법이 제안되어 있지만 이는 전체적인 마이크로폰의 감도를 낮추게 되는 단점을 가지게 된다.

본 논문에서는 유한 요소 해석을 통하여 얻은 결과를 바탕으로 외부 진동판의 직경을 7 mm로 하여 전체적인 감도의 감쇠를 최소화

본 연구는 보건복지부 보건의료기술 진흥사업의 지원(고유번호: 02-PJ3-PG6-EV10-0001)과 두뇌 한국21(BK 21)의 지원에 의하여 이루어진 것임.
Corresponding Author : 조진호
(700-422) 대구시 중구 동인동 2가 101번지 경북대학교 의과대학 신관 5층 508호
Tel : 053-427-5538 / Fax : 053-427-5539
E-mail : jhcho@ee.knu.ac.kr

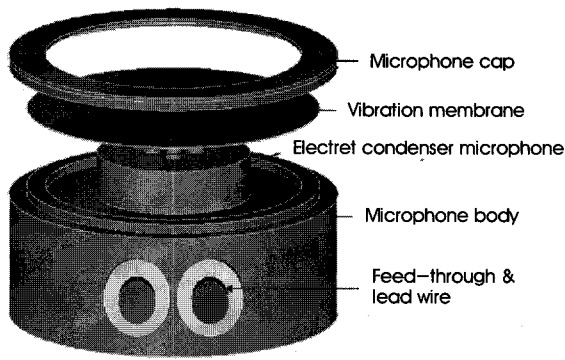


그림 1. 완전 이식형 인공중이를 위한 이식형 마이크로폰
Fig. 1. Structure of implantable microphone for fully implantable middle ear system.

한으로 줄이며 외부 진동판 위에 생체 적합한 실리콘 코팅막을 처리하여 이식형 마이크로폰의 주파수 응답 특성이 감쇠가 시작되는 지점에서 공진주파수를 가지도록 설계하였다. 이러한 제어를 통하여 이식형 마이크로폰의 공진 주파수를 이식 후 피부에 의하여 음성 신호가 감쇠되어지는 주파수 대역으로 위치시켜 줌으로써 음성 신호 대역폭을 증가시켜 줄 수 있는 이식형 마이크로폰을 설계 및 제작하였다.

II. FEA를 이용한 피부에 의한 음성 고주파 신호 감쇠 영향을 줄일 수 있는 이식형 마이크로폰 설계

A. 일반적인 이식형 마이크로폰의 구조 및 주파수 응답특성

일반적으로 이식형 마이크로폰은 그림 1과 같이 티타늄 재질의 얇은 두께를 가지는 실린더형 외부 하우징 바디에 초소형 고감도 마이크로폰인 일렉트렛트 마이크로폰(ECM)이 삽입되고, 체외로부터의 음성 신호를 ECM으로의 전달과 완벽한 밀봉을 목적으로 외부 진동 판을 사용하며 마이크로폰 캡을 그 위에 덮는 형태로 구성되어 있다. 그리고 외부 진동 판과 ECM 사이의 공기층을 최대한 얇게 하여 감도의 저하를 최소화하도록 설계된다. 그러나 그림 1과 같이 이식형 마이크로폰을 설계할 경우 공기 중 가청대역에서

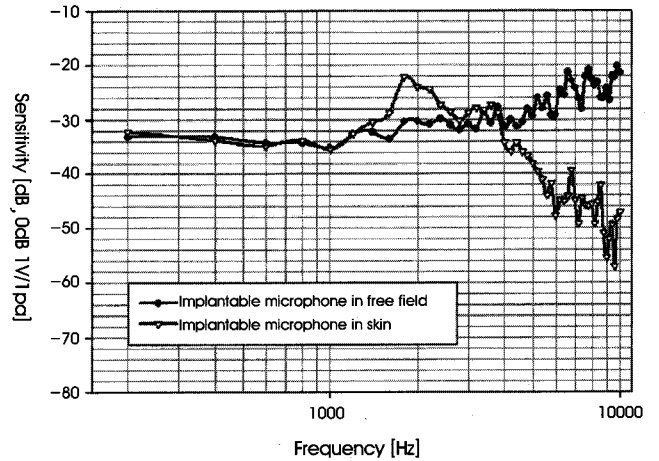


그림 2. 이식전과 이식후의 주파수 응답 특성 비교
Fig. 2. Frequency response characteristics of previous implantable microphone before and after implantation.

평탄한 주파수 응답특성을 가지지만 피하에 이식 후 피부에 의한 고주파 음성 신호 감쇠의 영향으로 음성 고주파 대역의 주파수 응답 특성이 현저하게 나빠지게 되며 이는 그림 1과 같은 구조로 실제 제작된 이식형 마이크로폰의 돼지 피부를 이용한 피하 주파수 응답 특성 측정 결과인 그림 2를 통하여 확인할 수 있다.

B. 이식형 마이크로폰의 외부 진동판의 직경 결정 및 피부에 의한 감쇠 특성 시뮬레이션

외부에서 전달된 음향 신호는 진동판과 ECM을 거쳐 전기신호로 변환되고 ECM의 출력 터미널을 통해 이식형 보청기로 전달된다. 이때 이식형 마이크로폰의 감도와 주파수 응답 특성을 결정하는데 있어 외부 진동판은 많은 영향을 미치게 된다. 이식형 인공중이에 사용되는 이식형 마이크로폰은 원형 진동판을 사용하는데, 원형 진동판이 1차 모드로 진동한다고 가정하였을 경우 진동판의 공진 주파수는 식 (1)과 같이 표현되고, 식 (1)에 사용된 진동판의 굴곡 강도는 식 (2)와 같이 표현된다[8-11].

$$f_1 = \frac{10.21}{2\pi a^2} \sqrt{\frac{D}{\rho h}} \tag{1}$$

$$D = Eh^3 / [12(1 - \nu^2)] \tag{2}$$

표 1. 진동 막의 재질과 두께 및 물성 값
Table 1. The thickness and mechanical properties of the vibration membrane.

Material	Titanium
Thickness	10 μm
Young's modulus	116 GPa
Density	4500 kg/m ³
Poisson's ratio	0.34

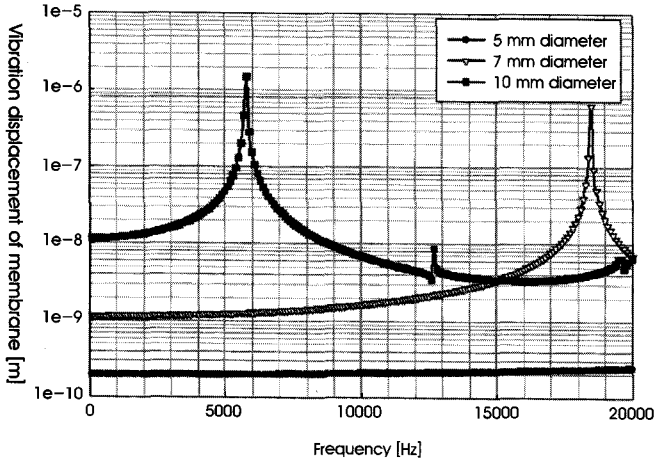


그림 3. 10 μm 두께의 티타늄 재료의 진동 막의 94dB SPL 입력에 대한 직경에 따른 진동 변위
Fig. 3. The vibration displacement of 10 μm titanium membrane according to 94 dB SPL input with a function of diameter.

- f_1 : 원형 진동판의 1차 공진주파수
- a : 원형 진동판의 반경
- D : 원형 진동판의 굴곡 강도
- ρ, h : 원형 진동판의 밀도와 두께
- E, ν : 원형 진동판의 탄성계수와 Poisson's ratio

식 (1)에서 보여주듯이 진동판의 반경이 커질수록 공진주파수는 반경의 제곱에 반비례하게 낮아지게 됨을 알 수 있다. 표 1의 진동판의 물성값을 이용한 동일 음압에서의 진동판의 직경에 따른 진동 변위 시뮬레이션 결과, 그림 3에서 보여주듯이 식 (1)의 내용과 동일하게 진동판이 커질수록 감도는 우수하지만 공진 주파수는 낮아지는 것을 확인 할 수 있다. 하지만 이 식을 토대로 제작되어지는 마이크로폰에 있어서 사이즈의 증가는 가장 큰 단점으로 작용하기 때문에 경험에 근거하여 10 mm 미만의 직경을 가지며 너무 감도가 떨어지지 않는 5 mm 이상의 직경의 진동판을 사용하는 것이 바람직하다고 할 수 있다. 그러므로 이식에 용이한 사이즈이면서 감도가 현저하게 떨어지지 않는 7 mm 직경의 진동판을 본 논문에서 제시하는 이식형 마이크로폰의 진동판의 직경으로 채택하였다. 그림 3에서 보여준 7 mm 직경의 진동판을 사용한 이식형 마이크로폰은 공기 중에서는 가청대역에서 평탄한 주파수 응답을 가지나

표 2. 피부의 두께 및 물성 값
Table. 2. The thickness and mechanical properties of the skin.

Material	Young' s modulus	Poisson' s ratio	Density	Thickness
Epidermis	0.134 Mpa	0.48	1200 kg/m ³	0.1 mm
Dermis	0.08 Mpa	0.48	1200 kg/m ³	0.9 mm
Fat	0.034 Mpa	0.48	1000 kg/m ³	1 mm

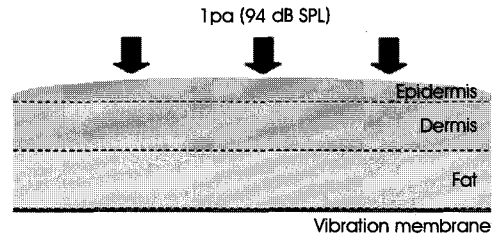


그림 4. 피하 2 mm 두께에서의 주파수 응답 특성 시뮬레이션, 일반 진동판의 피하 특성 모델링
Fig. 4. The modeling of frequency response characteristics with 2 mm thickness skin, normal vibration membrane.

몸속에 이식되어진 후에는 피부의 음성 고주파 감쇠 특성으로 인하여, 약 4 kHz 이후의 음성신호 대역에서는 현저히 감쇠되는 감도 특성을 보임을 돼지 피하 실험 및 그 결과인 그림 2를 통하여 확인하였고, 이는 표 2에서 제시한 바와 같이 피부의 기계적인 물성 값을 사용하여 그림 4와 같이 실제 피부층의 구조와 동일하게 외피, 내피, 지방층의 세 개의 층으로 구분지어 유한요소해석을 실시한 결과 이식형 마이크로폰이 이식되어질 예상 피부 깊이인 2 mm 정도의 피부두께에서 이식형 마이크로폰의 감도 특성이 그림 5와 같은 결과를 가짐을 확인할 수 있다. 그림 5의 결과에서 보여주듯이 2 mm 두께의 피하에 이식되어진 7mm 직경의 진동판을 사용한 이식형 마이크로폰의 주파수 응답 대역폭은 1 kHz 미만의 평탄 대역에 비하여 3 dB 떨어진 음성신호 약 4.8 kHz 정도까지이고 그 이후부터는 지속적인 감쇠가 있음을 알 수 있다.

C. 실리콘 코팅막을 통해 피부에 의한 음성 고주파 신호 감쇠를 줄일 수 있는 이식형 마이크로폰의 설계

피하에 이식 후 감쇠되어지는 이식형 마이크로폰의 음성 고주파 신호를 보상하기 위하여, 본 논문에서는 유한 요소 해석을 통한 결과를 바탕으로 일정 두께에 따른 일정 질량을 추가하는 효과를 가지는 생체 적합한 실리콘 코팅막을 이식형 마이크로폰의 진동판 위

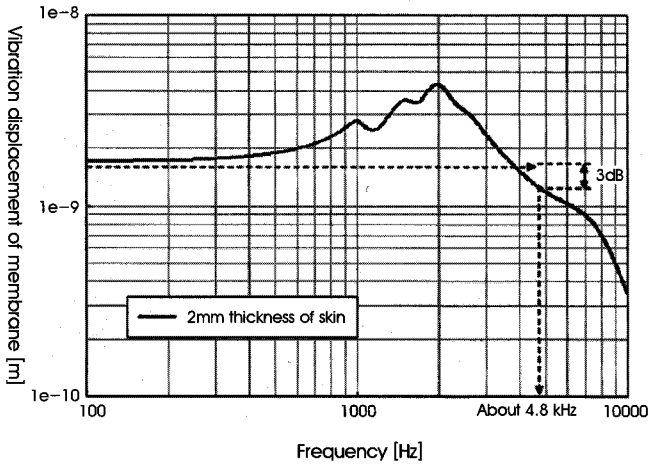


그림 5. 피하 2 mm 두께에서의 주파수 응답 특성 시뮬레이션 결과, 일반 진동판의 피하 특성 결과
Fig. 5. The simulation result of frequency response characteristics with 2 mm thickness skin, normal vibration membrane.

에 처리하여 진동판 고유의 공진주파수를 수십 kHz 대역에서 피부에 의해 감쇠되기 시작하는 주파수 대역인 4-6 kHz 대역으로 낮추어 피부에 의한 고주파 음향 손실을 줄일 수 있도록 그림 6과 같이 이식형 마이크론을 설계하였다. 그림 7은 유한 요소 해석을 통해 얻은 특정 두께의 실리콘 코팅막이 처리된 외부 진동판의 주파수 응답 특성 시뮬레이션 결과를 보여준다. 그림 7에서 보여주듯이 진동판만 있을 경우 18.4 kHz 부근에서 발생한 공진주파수가 실리콘 코팅막이 처리되어진 후 진동판의 공진 주파수가 5-6 kHz 부근에 생성되어짐을 확인할 수 있고 이러한 특성으로 피부에 의한 음성 고주파 신호 감쇠의 영향을 줄일 수 있음을 예상하였

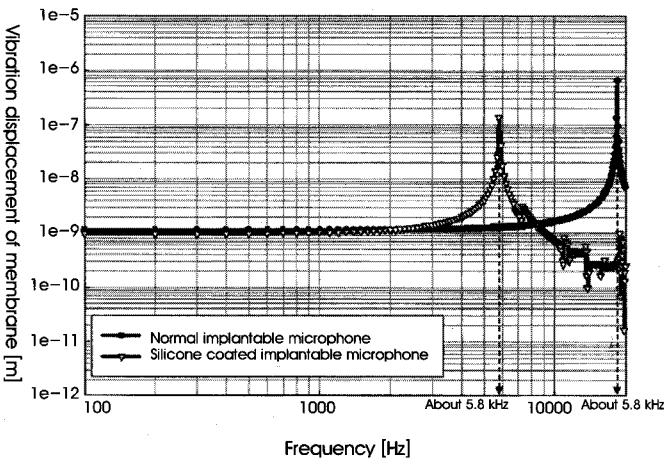


그림 7. 일반적인 진동판과 실리콘 코팅막이 처리된 진동판의 주파수 응답 특성 시뮬레이션 결과
Fig. 7. The simulation results of frequency response characteristics of normal and silicone coated vibration membrane.

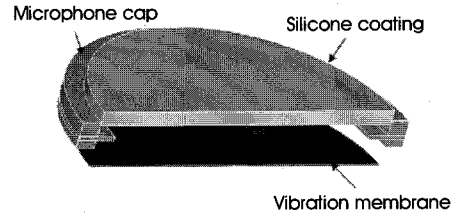


그림 6. 본 논문에 제시한 실리콘 코팅막의 개략도
Fig. 6. The structure of designed silicone coating membrane in this paper.

다. 그림 7의 실리콘 코팅 효과 시뮬레이션에 사용되어진 실리콘의 탄성계수는 2.06 MPa이고 푸아송 비와 밀도는 각각 0.49, 1030 kg/m³이며 진동판 위의 실리콘 코팅막 두께는 0.4 mm로 하였다.

III. 본 논문에서 제안한 이식형 마이크론의 유한요소 해석을 통한 시뮬레이션

본 논문에서 제안한 실리콘 코팅막의 영향을 사용하여 피부에 의한 음성 고주파 신호의 감쇠를 줄일 수 있는 이식형 마이크론

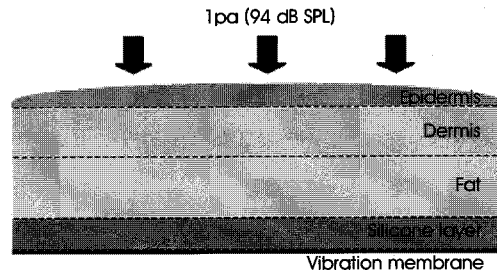


그림 8. 피하 2 mm 두께에서의 주파수 응답 특성 시뮬레이션, 실리콘 코팅막이 처리된 진동판의 피하 특성 모델링
Fig. 8. The modeling of frequency response characteristics with 2 mm thickness skin, silicone coated vibration membrane.

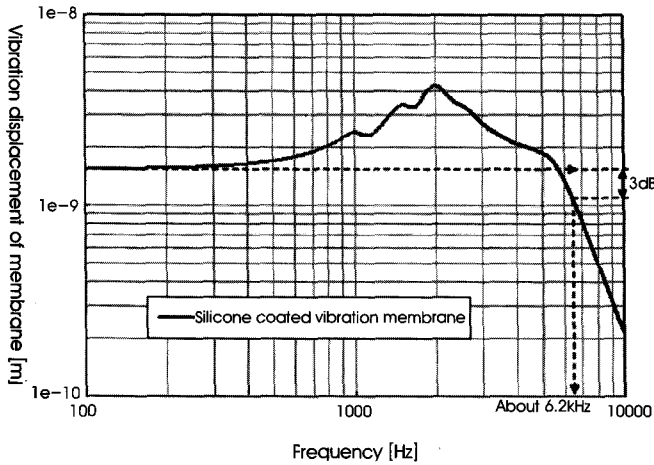


그림 9. 피하 2 mm 두께에서의 주파수 응답 특성 시뮬레이션 결과, 실리콘 코팅막이 처리된 진동판의 피하 특성 결과
Fig. 9. The simulation result of frequency response characteristics with 2 mm thickness skin, silicone coated vibration membrane.

의 성능을 검증하기 위하여 유한 요소 해석 도구인 ANSYS 10.0 을 사용하여 시뮬레이션을 실시하였다. 그림 8과 같이 이식형 마이크로폰의 진동판위에 시뮬레이션 결과를 바탕으로 이식형 마이크로폰이 5-6 kHz 대역에서 공진주파수를 가지도록 0.4 mm 두께의 실리콘 코팅막을 처리한 후 실제 인체 피부층의 구조인 외피, 내피, 지방층의 형태로 그림 8과 같이 모델링하여 시뮬레이션해본 결과 그림 9에서 보여주듯이 실리콘 코팅막이 없을 경우 4.8 kHz 까지의 대역폭을 가지던 것에 비하여 전달된 음성 고주파 신호 대역폭이 실리콘 코팅막의 영향으로 6.2 kHz 까지 증가되어짐을 확인할 수 있다.

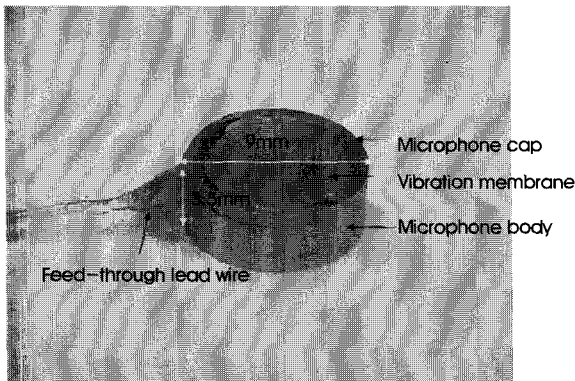


그림 10. 제작된 이식형 마이크로폰
Fig. 10. Fabricated implantable microphone.

IV. 디자인된 이식형 마이크로폰의 구현 및 실험

A. 설계된 이식형 마이크로폰의 구현

본 논문에서 디자인된 이식형 마이크로폰은 그림 10과 같이 피하에 이식할 수 있도록 두께가 얇은 실린더 형으로 생체적합성 재료인 티타늄 (Titanium 6Al-4V ELI)을 사용하여 9 mm * 3.5 mm (직경 * 높이) 사이즈의 하우징 바디를 제작하였다. 그리고 음향센서로서 BSE사의 초소형 ECM을 제작된 티타늄 하우징 바디 안에 삽입한 후 10 μm 두께의 티타늄 진동판과 그의 고정을 위한 마이크로폰 캡을 사용하여 레이저 웰딩을 통한 완벽한 밀봉처리를 하였다. 밀봉처리 후 진동판의 윗면에 유한요소해석결과를 바탕으로 이식형 마이크로폰이 5-6 kHz 대역에서 공진주파수를 가지도록 0.4 mm의 실리콘 코팅막을 처리하였다. 마지막으로 골드 블레이징 기법의 피드스루 제작을 통하여 리드선 부위의 완벽한 밀봉처리가 이루어지며 하우징 바디 내부의 ECM 출력을 이식형 보청기로 전송하게 구현하였다.

B. 제작된 이식형 마이크로폰의 이식 후 주파수 특성 실험

본 연구를 위하여 유한요소해석 결과를 바탕으로 마이크로폰의 진동판 직경을 7 mm 로 선택하고 그 위에 0.4 mm 실리콘 코팅막 처리가 된 이식형 마이크로폰을 제작하여 돼지 피부를 이용한 이식형 마이크로폰의 주파수 응답 특성을 측정하였다. 우선 설계의 목적대로 실리콘 코팅막을 처리한 후 5-6 kHz의 공진 특성을 확인하기 위한 자체 주파수 응답 특성을 먼저 조사하였고, 2 mm 두께의 돼지 피부 밑에 제작된 이식형 마이크로폰을 삽입 한 후 그림 11의 이식형 마이크로폰 측정 환경과 같이 무지향성 스피커 (B&K 4295)에서 1/3 옥타브 단위로 주파수를 증가시켜가며 200 Hz 에서 10 kHz 까지 동등한 음압을 전달하며 제작된 이식형 마이크로폰의 주파수 응답 특성을 조사하였다.

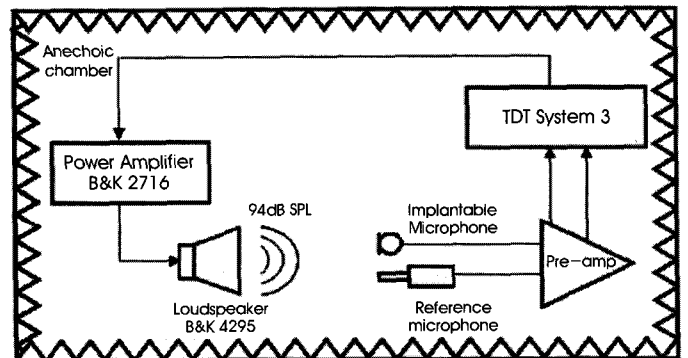


그림 11. 이식형 마이크로폰의 주파수 응답 특성을 측정하기 위한 환경
Fig. 11. The measurement condition for frequency response characteristics of implantable microphone.

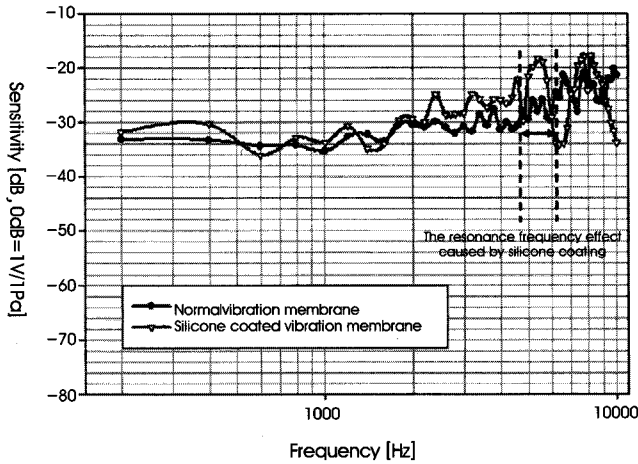


그림 12. 제작되어진 이식형 마이크론의 주파수 응답 특성 결과
 Fig. 12. The frequency response characteristics of fabricated implantable microphone.

V. 실험결과

실리콘 코팅막을 처리한 후 이식형 마이크론의 주파수 응답 특성을 조사하여본 결과 그림 12에서 보여주듯이 실리콘 코팅막이 없을 경우 보다 처리되어진 경우에 이식형 마이크론의 주파수 응답 특성은 5-6 kHz 대역에서 공진현상이 발생하는 것을 확인하였다. 그리고 본 논문에서 제시하였던 실리콘 코팅막에 의한 공진현상을 사용한 피하에 의한 음성 고주파 신호 감쇠에 어떤 영향을 주는지 살펴본 결과 그림 13에서 보여주는 것과 같이 실리콘 코팅막이 없는 기존의 이식형 마이크론에 비해 본 논문에서 제시한 이식형 마이크론의 경우 돼지 피부 이식 후 주파수 응답 특성에서 약 2.4 kHz 넓은 대역폭을 가짐을 확인하였고 이를 통해 실리콘 코팅막 처리로 인한 공진현상으로 피부에 의한 음성 감쇠를 줄일 수 있음을 확인하였다.

VI. 결론

이식형 청각 보조 장치의 연구가 활발히 진행됨에 따라 이식형 마이크론의 연구가 필요하게 되었다. 이식형 마이크론은 공기 중에서는 평탄한 주파수 응답 특성을 보이지만 피하에 이식되어진 후에는 피부에 의한 고주파 음성 신호의 감쇠가 일어나게 된다. 본 논문에서는 이러한 피부의 음성 고주파 신호 감쇠의 영향을 줄이기 위하여 유한 요소 해석을 통한 결과를 바탕으로 이식형 마이크론 진동판에 실리콘 코팅막을 처리함으로써 이식형 마이크론의 공진 주파수를 피부에 의하여 감쇠되어지는 주파수 대역에 생성시켜 음성 신호의 전달 대역을 증가시켜 줄 수 있도록 설계하였다. 유한요소해석 결과를 바탕으로 제작된 이식형 마이크론의 주파수 응답 특성 조사 결과, 실리콘 코팅막의 처리로 인하여 피부에 의해 감쇠되어지기 시작하는 음성 주파수 대역에 이식형 마이

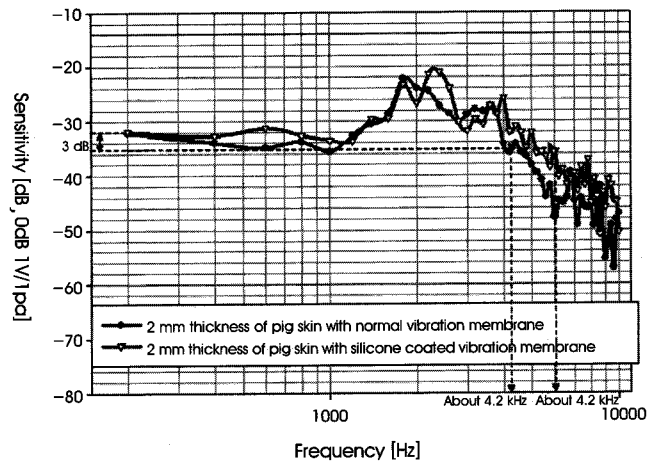


그림 13. 제작되어진 이식형 마이크론의 돼지피부를 이용한 이식 후 주파수 응답 특성 결과
 Fig. 13. The frequency response characteristics of fabricated implantable microphone with pig skin.

크로폰의 공진 주파수를 형성시킬 수 있음을 확인하였고, 이 원리를 기반으로 제작된 이식형 마이크론을 사용한 돼지 피부를 이용한 피하 실험 결과, 실리콘 코팅막이 처리가 되지 않은 이식형 마이크론에 비하여 본 논문에서 제시한 이식형 마이크론이 피부에 의한 음성 고주파 신호의 감쇠에 대한 영향을 줄일 수 있음을 확인하였다. 본 논문에서는 2 mm 두께의 피부에 이식되어진다고 예상하고 설계한 이식형 마이크론 구조이지만 실제로 완전 이식형 마이크론은 이식되어지는 위치에 따라 피부의 두께가 다소 차이가 있으므로 이식되어질 위치에 따라 이식형 마이크론의 전체 직경과 실리콘 코팅막의 사이즈가 해석을 통해 설계된다면, 완전 이식형 인공중이 뿐만 아니라 다른 이식형 인공 시스템의 이식형 마이크론으로도 사용할 수 있을 것으로 예상된다.

참고문헌

- [1] A. Chasin, "Current trends in implantable hearing aids," *Trends in Application*, vol. 2, no. 3, pp. 84-107, June 1997.
- [2] J. Suzuki, *Middle ear implant: Implantable hearing aids*, Karger Inc., Tokyo, 1988.
- [3] W. H. Ko, W. L. Zhu, and A. J. Maniglia, "Engineering principles of mechanical stimulation of the middle ear," *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no. 1, pp. 29-41, February 1995.
- [4] M. Fredrickson, M. Coticchia, and S. Khosla, "Ongoing investigation into an implantable electromagnetic hearing aid for moderate to severe sensorineural hearing loss," *The Otolaryngologic Clinics of North America*, vol. 28, no. 1, pp. 107-120, February 1995.
- [5] M. Vlaming and L. Feenstra, "Studies on the mechanics of the normal human middle ear," *Clinical Otolaryngology*, pp. 353-363, November 1986.

- [6] Douglas Alan Miller, Lafayette, "Implantable hearing aid microphone," *United States Patent*, US 6,707,920 B2, Mar 2004.
- [7] W. Gary Sokolich, Janusz A. Kuzma "Wideband low-Noise implantable microphone assembly," *United States Patent*, US 6,736,771 B2, May 2004.
- [8] Eunki Hong, Susan Trolier-Mckinstry, "Vibration of Micromachined Circular Piezoelectric Diaphragms," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 53, no. 4, April 2006.
- [9] Marc Földner, Alfons Dehé, and Reinhard Lerch, "Analytical Analysis and Finite Element Simulation of Advanced Membranes for Silicon Microphones," *IEEE Sensors Journal*, vol. 5, no. 5, October 2005.
- [10] S. Timoshenko, D.H. Yong and W. Weaver. Jr, *Vibration Problems in Engineering*, Fourth edition, New York, 1974.
- [11] Leonard Meirovitch, *Principles and Techniques of Vibrations*, International edition, Prentice Hall Publishing, October, 1996.