J. Biomed. Eng. Res : 321-327, 2010

CIC형 보청기용 범용 이어쉘 제작을 위한 파라미터 추출 및 시뮬레이션

에르덴바야르[1], 전유용[1], 박규석[1], 송영록[1,2], 이상민[1,2]

[1]인하대학교 전자공학과,
[2]인하대학교 정보전자 공동연구소,

Parameter Extraction and Simulation in order to Manufacture Ready-made Ear Shell for CIC Type Hearing Aids

Erdenebayar. U[1], Y. Y. Jeon[1], G. S. Park[1], Y. R. Song[1,2], S. M. Lee[1,2]

[1]*Department of Electronic Engineering, Inha University,*
[2]*Institute for Information and Electronics Research, Inha University*
(Received May 12, 2010. Accepted July 12, 2010)

Abstract

Most of the ear shells of hearing aids are manufactured manually, and it is one of the reasons that the cost of the custom-made hearing aids can be increased. Thus it is required to manufacture the ready-made ear shell for the purpose of easy manufacturing and decrease in cost. In this study, we extract parameters in order to manufacture the ready-made ear shell for CIC type hearing aids and simulate to reconstruct the ear shell using the extracted parameters. To parameter extraction, we set up the eleven parameters for the ready-made ear shell based on anatomical characteristics of the ear canal, and we found values of the parameters from twenty-one impressions in their 20s and twelve impressions in their 60s using aperture detection and feature detection algorithms. Classifying the parameters by size, we also determine the parameters of ready-made ear shell into three types for people in their 20s and two types for people in their 60s. Each ready-made ear shell was simulated to reconstruct using figured parameters, and evaluated the rate of agreement with unused impressions for setting parameters. To evaluate the ready-made ear shell, we calculate the volume ratio and intersection between of the each impression and ready-made ear shell, and the intersection ratio using the intersection volume and ready-made ear shell volume. As a result, the volume ratio was about 70%, and volume match ratio was also up to 70%. It means that the ready-made ear shell we simulated is the significantly matched to impression.

Key words : ready-made ear shell, aperture detection, feature detection, CIC hearing aids, 3-D modeling

Ⅰ. 서 론

소음의 증가와 열악한 청취환경에 의한 청력 저하요인의 증가 및 노령인구와 평균수명의 증가는 보청기 수요의 증가를 가져왔다. 디지털 보청기는 형태에 따라 고막형(completely in the canal, CIC), 귓속형(in the ear, ITE), 외이도형(in the canal, ITC)으로 분류되며, 대부분 개인 맞춤형으로 제작되고 있고, 연구결과에 의하면 미국 보청기 사용자의 70%는 귀걸이형, 30%는 귀속형을 이용하고 있으며, 한국인은 이와 반대로 귀속형이 70%, 귀걸이형이 30%를 차지하는 것으로 나타난다. 또한 한국인 45세이상 65세미만의 14%, 65세 이상의 30%가 난청인으로 조사되고 있지만 65세 이상의 보청기 사용률은 9.3%로, 난청인에 비해 보청기 사용자의 비율이 상대적으로 낮다[1]. 그 이유는 보청기에 대한 잘못된 인식에서 오는 거부감[2]과, 사용상의 불편, 특히 수작업으로 제작해야 하는 보청기의 긴 제작과정과 높은 가격을 들 수 있다. 이러한 단점을 보완하기 위해 적은 비용으로 빠르게 제작할 수 있는 범용 이어쉘(ready-made ear shell)이 필요하다[3].

범용 이어쉘의 모델링을 위해서는 외이도(ear canal)의 해부학적 특성을 반영한 파라미터의 도출이 필요하며, 외이도의 길이와 같은 대표적 파라미터를 측정하는 방법은 물리적 측정(physical measurement), 방사선 연구(radiologic study), 청각적 방법(acoustic method)등이 있다[4]. 그 중, 물리적 측정은 귓본(ear impression)을 제작하여 측정하는 방법으로 Johansen 등이 귓본

Corresponding Author : 이상민
(402-751) 인천광역시 남구 용현동 253 인하대학교 하이테크 803호
Tel : +82-32-860-7420 / Fax : +82-32-868-3654
E-mail : sanglee@inha.ac.kr
본 연구는 중소기업청 중소기업기술혁신개발사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(과제번호 S1057576).

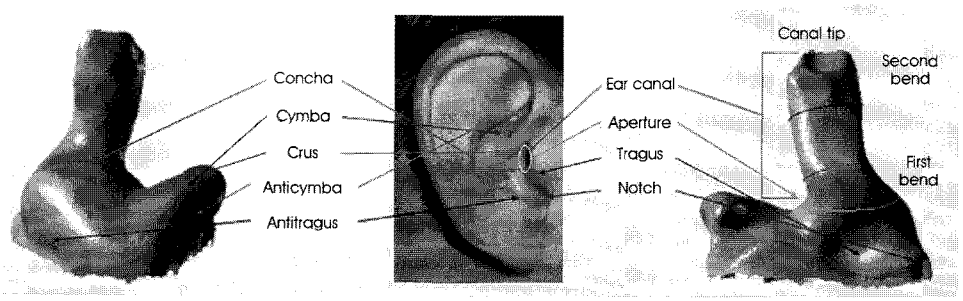

그림 1. 외이 및 외이도의 해부학적 구조
Fig. 1. Major anatomical features of the outer ear and ear canal.

의 외이도 부피 및 길이를 구했으며[4,5], Olivier 등은 턱의 움직임이 외이도의 변화와 체적에 어떤 영향을 미치는가에 대해 분석하였다[6,7]. Cootes 등의 동적 형상 모델(active shape model)은 형상 모델을 구축하기 위한 방법 중 하나이다[8]. Paulsen 등은 동적 형상 모델을 이용하여 3D 귓본 형상 모델링 방법을 제시하였고[9], 귓본 형상 모델(ear impression shape model)을 통계적으로 분석하여 해부학적으로 중요한 특성을 18개의 점으로 표시하였다[10]. 또한, 외이도의 해부학적 중요 파라미터인 외이도 입구(aperture)를 찾는 외이도 입구 탐지 알고리즘(aperture detection algorithm)이 A.Zouhar 등에 의해 발표되었다[11]. 하지만 위의 연구들은 귓본의 대표 파라미터를 외이도 입구를 나타내는 1개의 파라미터만 사용했기 때문에, 외이도 내부의 굴곡에 대한 특성을 나타내는 일곡선(first bend) 등을 구별하지 못하는 단점이 있다.

본 논문에서는 CIC형 보청기의 범용 이어쉘 모델링을 위하여 외이도의 해부학적 특성에 따른 대표적 파라미터인 외이도 입구, 일곡선과 이곡선(second bend)의 도출 방법을 제안한다. 파라미터 추출 과정은 먼저 귓본을 3D 스캐닝한 후, 외이도 탐지 알고리즘을 이용하여 외이도 입구에 대한 파라미터를 추출하고, CIC형에 해당하는 외이도 부분을 선택한다. 다음, 외이도의 특성을 본 논문에서 제안하는 특징 탐지 알고리즘(feature detection algorithm)으로 분석하여 귓본에서 가상 CIC형에 해당하는 부분인 가상 이어쉘(virtual ear shell)로부터 일곡선과 이곡선에 대한 파라미터를 추출한다.

II. 외이의 해부학적 구조를 반영한 범용 파라미터 정의

외이는 그림 1과 같이 청각기관 중 가장 바깥쪽에 있는 이개(auricle)와 외이도, 그리고 고막(eardrum)으로 구성되며, 고막을 경계로 중이(middle ear)와 나누어진다. 또한, 이개는 이개강(concha), 이개정(cymba), 대이륜(antihelix), 이주(tragus), 대주(antitragus), 절흔(notch)과 이수(lobule)으로 구성된다[12]. 외이도는 외이도 입구에서 관끝점(canal tip)까지 길이 25~35mm, 내경 7~9mm로 되어 있는 S자형 관이다. 일곡선은 외이도의 첫 번째 굴곡이며, 이곡선은 외이도의 두 번째 굴곡이다. 단, 이곡선은 사람에 따라 없을 수도 있다. 그리고 외이도 입구는 외이도와 이개, 대주 부분을 나뉘어 주는 특정한 윤곽을 의미하며 외이도의 가장 바깥쪽 면에 해당한다.

본 논문에서는 위와 같은 외이의 해부학적인 특성을 반영하여 CIC형 보청기용 범용 이어쉘 제작을 위해 표 1과 같이 파라미터를 정의하며, 그림 2는 표 1의 파라미터를 3차원으로 나타낸 그림이다. 표 1에서 외이도 입구면, 일곡선면, 이곡선면은 각각 외이도 입구, 일곡선, 이곡선의 위치를 면으로 나타낸 것으로, 각각 c_a, c_f, c_s로 나타낸다. d_F는 일곡선면에서의 중심점과 이곡선면의 중심점 사이 간격을 나타내며, d_A는 일곡선면과 외이도 입구면의 중심

표 1. 범용 이어쉘 제작을 위한 파라미터
Table 1. Parameters for ready-made ear shell

파라미터	파라미터 설명
d_F	c_f과 c_s의 간격 길이
d_A	c_f과 c_a의 간격 길이
a	외이도 입구면의 장축길이
b	외이도 입구면의 단축길이
a_f	일곡선면의 장축길이
b_f	일곡선면의 단축길이
a_s	이곡선면의 장축길이
b_s	이곡선면의 단축길이
c_a	외이도 입구면
c_f	일곡선면
c_s	이곡선면
θ	d_F과 d_A의 각도
θ'	일곡선면과 이곡선면의 각도
θ''	일곡선면과 외이도 입구면의 각도

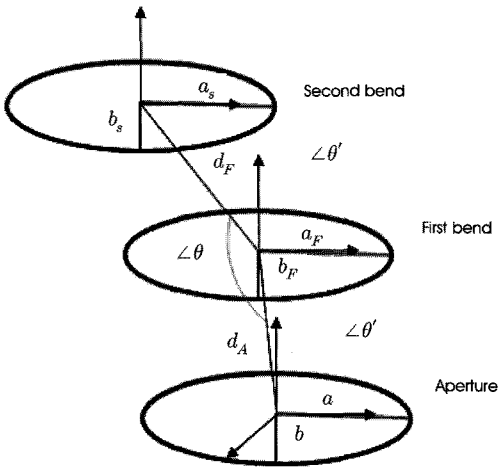

그림 2. 3차원 재구성 설계
Fig. 2. Design to 3D reconstruction

점 사이 간격이다. a와 b는 외이도 입구면에서의 장축과 단축의 길이, a_f와 b_f는 일곡선면에서의 장축과 단축의 길이, a_s와 b_s는 이곡선면에서의 장축과 단축의 길이, θ, θ', θ''은 각각 d_F와 d_A의 각도, 일곡선면과 이곡선면의 각도, 일곡선면과 외이도 입구면의 각도를 나타낸다.

Ⅲ. 파라미터 추출 알고리즘

3장에서는 CIC형 보청기용 범용 이어쉘 모델링을 위한 공통 파라미터 도출 방법을 제안한다. 공통 파라미터는 외이도의 고유 특징을 나타낼 수 있어야하며, 이를 위하여 외이도의 해부학적 대표 특징인 외이도 입구와 일곡선, 이곡선 부분을 탐지한 후 파라미터를 추출하여 범용 이어쉘을 모델링하고자 한다.

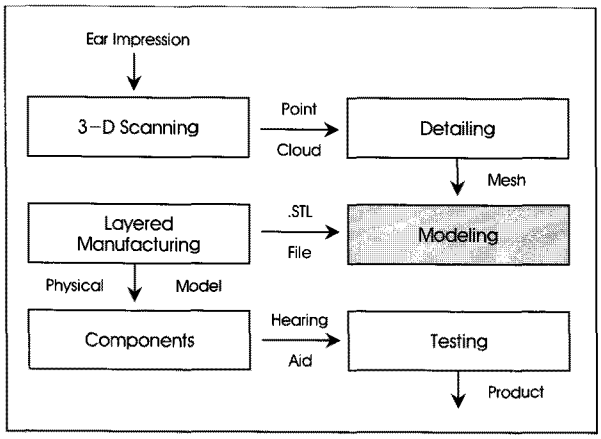

그림 3. 귓본부터 보청기 제품까지 전체 과정
Fig. 3. Overall block diagram for hearing aid manufacturing, from the ear impression to the final product.

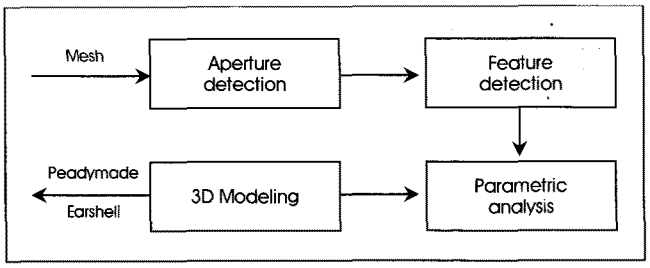

그림 4. 범용 이어쉘 모델링을 위해 제안된 방법
Fig. 4. The proposed method for ready-made modelling

그림 3은 기존의 맞춤형 이어쉘 디자인 및 제작의 전체 과정을 나타낸다[13]. 이 과정은 3-D 스캐닝(scanning), 디테일링(detailing), 모델링(modeling), 적층 조형법 (layered manufacturing), 구성(components) 및 테스트(testing)의 단계로 진행된다. 3-D 스캐닝 단계에서는 귓본을 3차원으로 스캐닝하여 원자료(raw data)를 얻는다. 디테일링 단계에서는 스캐닝 된 귓본을 세부화하여 원하는 모형의 이어쉘로 모델링을 준비하여, 세부화 된 귓본을 보청기 모형에 맞추어 모델링함으로써 이어쉘을 디자인 한다.

본 논문에서 제안하는 CIC형 범용 이어쉘 모델링을 위한 파라미터 추출 방법은 그림 3의 모델링 부분에 해당하고, 파라미터 추출 시스템의 구성은 그림 4와 같다.

CIC형 범용 이어쉘을 위한 공통 파라미터 추출 방법은 외이도 입구 탐지, 특징 탐지, 파라미터 분석, 그리고 3-D 모델링이라는 네 단계로 구성된다. 외이도 입구 탐지 단계는 외이도의 해부학적 특징 중 하나인 외이도 입구 부분을 찾고 관련 파라미터를 추출한다. 특징 탐지에서는 S자형 외이도의 굴곡에서 일곡선과 이곡선을 찾고 관련 파라미터를 추출한다. 파라미터 분석은 추출 된 파라미터들의 중요도를 분석한다. 마지막으로 3-D 소프트웨어 상에서 중요도가 높은 파라미터 값들로 이어쉘을 3-D 재구성하여 평가한다. 이러한 과정에는 20대 귀로부터 얻은 임프레션 21개와 60대 귀로부터 얻은 12개의 임프레션을 이용하여 진행되었다. 모든 임프레션은 피험자의 오른쪽 귀에서 추출하였으며, 20대 피험자는

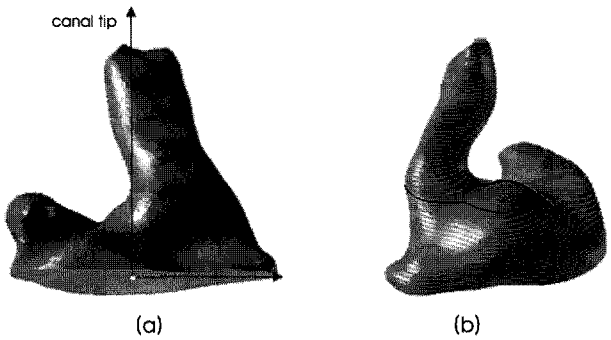

그림 5. 3-D 스캔 된 귓본: (a) 기준 좌표 설정, (b) 윤곽선 절단
Fig. 5. 3-D Scanned ear impression: (a) criteria coordinate setting, (b) Contour cutting

여자 10, 남자 11명, 60대 피험자는 여자9명, 남자 3명으로 구성되었다.

그림 5는 3차원 스캐닝 된 귓본을 나타낸다. 귓본을 3차원 스캐닝하면 그림 5(a)와 같이 바닥면이 없고 속이 빈 3차원 입체 귓본을 얻게 되고, 귓본의 기준 좌표축을 잡기 위해서는 다음의 두 가지 방법을 제안한다. 첫째, 귓본 바닥면의 중심점으로부터 중심점과 가장 멀리 떨어진 둘레 위의 점까지의 선을 가로축으로 한다. 둘째, 바닥면의 중심점에 수직인 선 중 바닥면을 중심으로 관끝점 쪽에 존재하는 선을 세로축으로 한다. 그리고 세로축을 기준으로 단면 절단 스캐닝 한다. 귓본을 수직 단면으로 절단 스캐닝 하면 외이도 입구 부분과 이개강 부분이 합류하는 부분에서 절단면이 급격히 커지는 것을 확인 할 수 있다. 이것을 그림 5(b)에서 진한 실선으로 표시했다.

A. 외이도 입구 탐지 알고리즘

Zouhar 등의 연구에서 제시한 외이도 입구 탐지 알고리즘은 외이도와 이개강을 구분하는 윤곽선을 외이도 입구면으로 정했기 때문에 일곡선면과 외이도 입구면을 정확히 구별하지 못하여, 많은 경우 일곡선면을 외이도 입구면으로 정하는 단점이 있다[8]. 본 논문은 이러한 단점을 보완하기 위하여 새로운 외이도 입구 탐지 알고리즘을 제안한다. 먼저, 좌표축이 설정된 귓본을 단면 절단하여 윤곽선으로 이루어진 절단면 세트 c_i를 구성하고, 각 절단면의 무게중심 p_i를 찾는다. 이 작업은 3D Rhino 소프트웨어에서 제공하는 무게 중심 기능으로 이루어졌다. 절단면 c_{i-1}과 c_i의 둘레의 길이 차인 g_i는 귓본의 해부학적 특성상 두 번의 상대적인 큰 값을 갖고, 이 중 c_A는 외이도와 이개강을 구분하는 경계면이고, c_B는 이개강과 이개정을 구분하는 경계면이다.

그림 6은 c_A와 c_B를 찾는 과정으로, 15번과 18번이 최대값을 보이므로 14번과 17번이 경계면 c_A와 c_B이고, 이를 연결하는 윤곽선으로 외이도 입구면를 정한다. 만약 이개강의 구분이 불확실한 경우 외이도 입구면을 찾는 과정에서 오차가 발생 할 수 있기 때문에 내림차순 가중치 f_i를 사용하여 이 문제를 해결하였다[8].

$$val_i = f_i(g_1 - g_{i-1}),\ f_i = \frac{1-i}{2N},\ 2 \le i \le N \qquad (1)$$

$$pos = argmax(val_i) - 1,\ 1 \le pos \le N-1 \qquad (2)$$

식(1)은 Zouhar에 의해 제안된 계산과정으로, 각 절단면에서 둘레의 변화량을 의미한다. 식(2)는 식(1)에서 계산한 값을 통해 경계면 c_A과 c_B를 찾는 과정을 나타내며, 최대 val_i값을 갖는 절단면의 위치를 찾아 상대적으로 상단에 위치하는 경계면을 c_A하단에 위치하는 경계면을 c_B라고 결정한다. 여기서 N은 윤곽선의 총 개수이고, g_i는 윤곽선 둘레의 차이다.

그림 7은 경계면 c_A와 c_B를 연결하는 윤곽선을 찾는 과정을 나타낸다. 바닥면의 무게중심을 지나는 장축을 $\overrightarrow{pc_1}$, 그 축과 수직인 선을 $\overrightarrow{pc_2}$ 라고 한다. $\overrightarrow{pc_2}$ 와 평행하고, c_A면의 무게중심과 외곽선을 지나는 직선이 만나는 점 v_a와, $\overrightarrow{pc_2}$ 와 평행하고, c_B면의 무게중심과 외곽선을 지나는 점 v_b를 연결하여 l_{ab}라고 하고, l_{ab}를 포함하며 $\overrightarrow{pc_1}$과 꼬인 위치에 있는 평면을 외이도 입구면 A라고 정한다. 이 면을 기준으로 귓본은 외이도와 이개로 나뉘며, 외이도 부분을 가상 이어쉘(virtual ear shell)이라 하고, 특징 탐지 알고리즘에서는 이 가상 이어쉘의 좌표축을 새롭게 설정하여 일곡선면과 이곡선면을 결정한다.

B. 특징 탐지 알고리즘

그림 8은 가상 이어쉘(M)의 일곡선면(F)과 이곡선면(S)을 찾는 과정을 보여준다. F와 S는 외이도의 형태를 알기 위한 고유한 값이며, 이들을 찾기 위해 특징 탐지 알고리즘을 제안하였다. 먼저, 가상 이어쉘의 관끝점에서 외이도 입구면까지의 수선을 기준으로

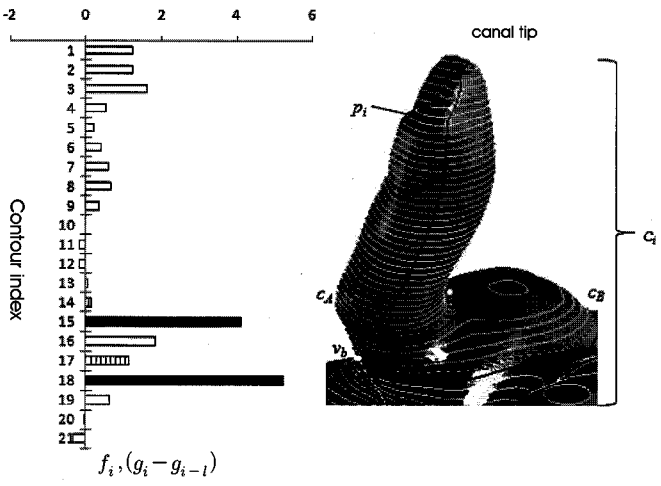

그림 6. 식(1)과 (2)의 계산 과정
Fig. 6. Calculation process of equation (1) and (2)

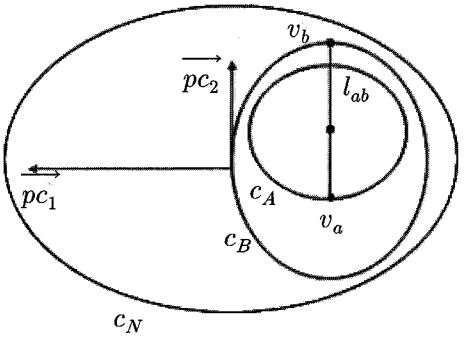

그림 7. 외이도 입구 기준선 찾는 과정
Fig. 7. Calculation of Aperture contour line

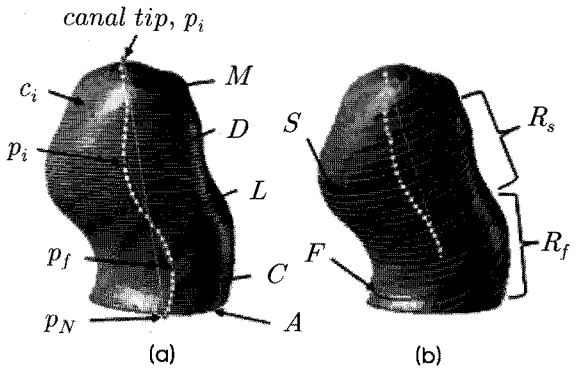

그림 8. 특징 탐지 알고리즘 과정 (a) 첫 단계, (b) 다음 단계
Fig. 8. The processing of feature detection algorithm. (a) First step, (b) Second step

일정 간격을 두고 가상 이어쉘을 단면 절단하여 절단면 세트 c_i를 구성한다. c_i는 일정한 간격을 가진 면이고, c_i의 무게중심을 p_i라 하고 외이도 입구면의 무게중심을 p_N이라 한다. 여기서 i는 절단면 인덱스(index)이며, i의 최대값은 N이고, 가상 이어쉘의 길이에 따라 최대값은 차이를 보인다. 또한 가상 이어쉘 M의 총 길이를 나타내는 직선인 관끝점과 p_N을 연결하는 직선을 D라고 하고, 가상 이어쉘 M의 굴곡 특성을 나타내는 곡선인 p_i들의 연결선을 C라 한다. D의 길이는 사람마다 귓본을 어떻게 제작하는가에 따라 다를 수 있지만 본 연구의 목적은 여러 가지 경우의 이어쉘 중에서 CIC형 보청기 이어쉘 모델링 가능한 공통 영역을 찾는 것이므로 큰 문제가 되지 않는다. 그리고 곡선 C와 직선 D의 간격이 최대가 되는 두 점을 p_f와 p_s라고 한다(그림 8(a)). 이 점들은 일곡선과 이곡선의 중심점을 나타낸다.

F과 S를 설정하기 위해 그림 8(b)와 같이 D의 길이를 분할하는 관심 영역(R)을 지정했다.

$$R_f = \frac{1}{5}D < d_f < \frac{3}{5}D \tag{3}$$

$$R_s = \frac{2}{5}D < d_s < \frac{4}{5}D \tag{4}$$

식 (3)은 일곡선을 결정하는 관심 영역 범위(R_f), 식 (4)는 이곡선을 결정하는 관심 영역 범위(R_s), d_f는 p_f에서 A면까지 길이, d_s는 p_s에서 A면까지 길이다. p_f은 R_f에, p_s는 R_s에 존재하며, p_f와 p_s 두 점을 직선으로 연결한 선 L에 직교하도록 가상 이어쉘 M을 다시 단면 절단한다. 그리고 위 과정을 반복하여, 절단면의 중심점을 찾고, p_f와 관끝점을 연결하는 선과 가장 먼 점을 이곡선의 중심점으로 놓는다. 이러한 과정을 반복하여 파라미터를 재설정하는데, 이 알고리즘을 두 번 이상 반복하게 되면, L의 길이가 일정해짐을 확인할 수 있다. L이 일정할 때의 p_f를 포함하는 절단면 c_f를 일곡선으로, p_s를 포함하는 절단면 c_s를 이곡선으로 한다.

Ⅳ. 추출된 파라미터 평가

공통 파라미터를 추출하기 위해 각 피험자의 귓본에서 외이도 입구 탐지 알고리즘과 특징 탐지 알고리즘을 이용하여, 표 1의 파라미터를 추출하였다. 파라미터를 분석한 결과를 바탕으로 외이도 크기에 해당하는 일곡선면과 이곡선면의 장/단축의 길이의 평균이 유의하게 다르다고 판단되는 점($p<0.1$)을 기준으로 60대 피험자의의 경우 2개의 크기로 범용 이어쉘을 제작하였고, 20대의 경우는 3개의 크기로 범용 이어쉘을 제작하였다. 60대와 20대 각각의 크기별 범용 이어쉘의 크기는 표 2와 같다.

그림 9는 표 2의 범용 이어쉘 파라미터 값으로 3D 소프트웨어를 이용하여 범용 이어쉘을 제작한 것이다. 제작된 이어쉘을 평가하기 위해 공통 파라미터 추출에 참여하지 않은 20대 피험자의 귓본 9종류와 60대 피험자의 귓본 8종류를 무작위로 선정하고 3D 스캐닝하여, 제작된 범용 이어쉘 중 하나와 체적을 비교하였다. 범용 이어쉘을 비교 평가하기 위해 범용 이어쉘과 피험자 귓본의 체적비와 체적일치비를 계산하였다. 보청기 착용 시, 외이도 입구의 크기보다는 일곡선에서의 각도나 크기가 중요하기 때문에 일곡선을 기준으로 삽입 가능한 가장 큰 범용 이어쉘의 크기를 선택하였다.

표 3은 선택된 범용 이어쉘과 각 귓본을 비교한 결과로 범용 이어쉘과 귓본의 체적비 및 체적일치비를 나타낸 것이다. 체적비는 범용 이어쉘의 체적과 귓본의 체적의 비를 백분율로 나타낸 것이고, 체적일치비는 귓본과 범용 이어쉘의 겹치는 부분의 체적을 범용 이어쉘의 체적의 비를 백분율로 나타낸 것이다. 체적비가 높은 경우 귓본과 범용 이어쉘의 체적이 비슷하다는 것을 의미하며, 체적일치비가 높은 경우 범용 이어쉘이 귀에 쉽게 삽입할 수 있다는 것을 의미한다. 하지만 체적비가 높다고 해서 체적일치비가 반드

표 2. 범용 이어쉘을 위해 추출된 파라미터 값
Table 2. Parameter value for ready-made ear shell

파라미터	20대			60대	
	L	M	S	L	S
$a(mm)$	6.0	5.0	4.0	7.0	6.0
$b(mm)$	5.0	4.3	3.0	5.0	4.0
$a_F(mm)$	5.0	4.3	3.6	5.4	4.0
$b_F(mm)$	4.3	3.7	2.8	4.2	3.3
$a_S(mm)$	4.8	3.9	3.3	3.7	3.5
$b_S(mm)$	4.0	3.4	2.5	3.3	3.0
$d_A(mm)$	3.5	2.5	2.0	4.3	3.5
$d_F(mm)$	5.5	4.5	3.5	5.5	5.0
$q(°)$	147	136	151	142	140
$q'(°)$	11	20	2	21	21
$q''(°)$	20	15	24	41	25

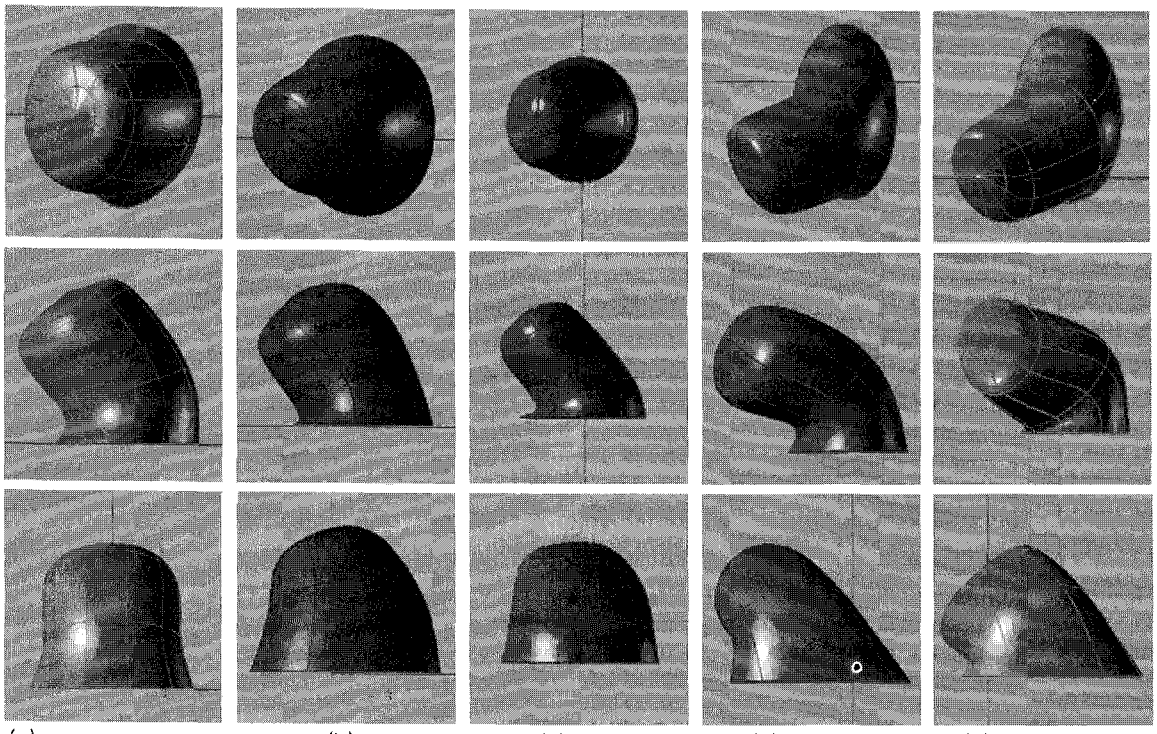

그림 9. 범용 이어쉘 시뮬레이션 결과; (a), (b), (c)는 각각 20대용 대, 중, 소, (d), (e)는 각각 60대용 대, 소를 나타내며, 위쪽부터 상측면, 전면, 측면을 나타냄
Fig. 9. Result of ready-made ear shell simulation; (a), (b), (c) is large, medium and small size for the in their 20s, and (d), (e) is large and small size for the their 60s respectively, and it is the uppe-side, the front and the side from left,

표 3. 귓본과 범용 이어쉘의 체적비 및 체적일치비
Table 3. *Volume ratio and volume match ratio between the ear impression and ready-made shell.*

Ear Impression No.		Ear Shell Size	체적비 (%)	체적 일치비(%)
20대	Y01	M	74.0	70.0
	Y02	M	60.4	96.4
	Y03	S	67.9	77.8
	Y04	L	92.6	71.9
	Y05	M	80.2	69.6
	Y06	S	78.3	69.1
	Y07	M	88.1	80.0
	Y08	S	77.8	90.5
	Y09	L	96.9	64.0
평균 ± 표준편차			79.6 ± 11.6	76.6 ± 10.8
60대	O01	L	77.1	66.1
	O02	L	83.9	84.1
	O03	L	75.9	73.3
	O04	L	96.4	67.3
	O05	L	95.4	87.0
	O06	L	75.2	71.8
	O07	M	85.1	96.6
	O08	M	78.5	85.0
평균 ± 표준편차			83.4 ± 8.5	78.9 ± 10.8

시 높은 것은 아니다. 표 3에 나타난 체적비와 체적일치비 결과 중에서 체적비가 높지만 체적일치비가 낮은 경우와 그 반대의 경우를 볼 수 있다. 하지만 특정한 몇몇 피험자의 귓본을 제외하고 표3에 나타난 대부분의 체적비와 체적일치비는 대부분 약 70% 이상을 유지하고 있으며, 평균은 20대와 60대 모두에서 70% 이상인 것을 확인 할 수 있다. 또한 60대의 경우에서 20대의 경우보다 평균 체적비 및 평균 체적일치비가 약간 높은 것을 볼 수 있고, 표준편차는 같거나 낮은 것을 볼 수 있다. 이는 60대에서 범용 이어셸이 더 잘 맞으며, 개인별 차이도 더 작다는 것을 의미한다.

V. 결 론

본 논문에서는 고막형 보청기의 범용 이어셸을 제작하기 위해 20명의 피험자를 대상으로 주요 파라미터를 추출하는 방법을 제안하였다. 추출된 파라미터를 이용하여 범용 이어셸을 연령별, 크기별로 제작하여 60세용 2가지, 20세용 3가지로 총 5가지의 범용 이어셸이 제작되었다. 범용 이어셸 제작이 사용되지 않은 귓본 중 무작위로 17개를 골라 3D 스캐닝하여, 제작된 범용 이어셸과 체적비와 체적일치비를 계산한 결과 사용하는데 무리가 없다고 판단되었다.

표 3에서 나타낸 평가 파라미터인 체적비 및 체적일치비는 범용 이어셸이 귀의 크기와 모양에 따라 어느 정도 일치하는지를 보여주는 결과이다. 이 두 결과값이 큰 경우는 범용 이어셸이 귀에 잘 맞아 보청기의 역할을 할 수 있도록 한다. 보청기가 귀에 잘 맞는 경우 폐쇄효과로 인한 증폭 효과를 누릴 수 있고, 외이도가 막혀있기 때문에 피드백 (feedback) 또한 일반 이어셸과 동일한 수준으로 발생할 것이고, 일반적으로 사용되는 피드백 제거 알고리즘 [14]에 의해 쉽게 제거 할 수 있을 것으로 판단할 수 있다. 이는 수작업으로 제작되는 보청기 이어셸을, 본 연구에서 제안한 범용 이어셸로 대체 하더라도 보청기 성능 저하는 없다는 것을 의미한다.

표 3에서 대부분의 귓본에는 70% 이상의 체적비와 체적일치비를 보이지만, 몇몇의 귓본에서는 문제를 드러냈다. 이는 본 연구에서 제안한 범용 이어셸 파라미터 수치가 모든 피험자의 귀와 일치하지 않는 다는 것을 의미하며, 추후 더 많은 크기와 모양으로 분류하여 세분화된 범용 이어셸을 제작해야 할 것이다. 또한 수작업으로 보청기 이어셸을 만들고, 체적비와 체적일치비를 계산하여 범용 이어셸의 최종 체적비와 체적일치비에 대한 기준으로 사용해야 할 것으로 생각한다.

본 논문에서 재구성한 범용 이어셸을 일정한 간격으로 층을 만들어 3-D 모델을 구현하는 3-D 프린터를 이용하여 래피드 프로토타입(rapid prototype)을 제작하였다. 현재는 석고를 이용하여 제작되어 실제로 착용이 불가능하지만 추후 구성 재료를 변경하여 착용할 수 있도록 하고 만족도 조사를 통해 범용 이어셸을 평가할 예정이다. 또한 본 연구에서 제작된 범용 이어셸은 보청기 착용자를 위한 것이지만, 세분화 되면 보청기뿐만 아니라 이어폰에 응용하여 착용자의 귀에 잘 맞는 이어폰 제작이 가능할 것으로 기대된다.

참고문헌

[1] Ministry of Health & Welfare, "2008 National Health and Nutrition Examination Survey," pp.5, Dec, 2009

[2] Heo Min Jung, Kim Lee Suk, Ahn Seong Woo, Boo Sung Hyun, "Perception and attitude of university students for hearing aid and cochlear implant : hearing aid effect and cochlear implant effect," Korean Research Institute for Problem of Special education, *The Journal of Special Education : Theory and Practice*, Vol. 9, No. 3, pp. 61-81, Sep., 2008

[3] R.M. Ghent, V.H. Bray, and P.J. Murphy, "Description, Rationale, and Efficacy of a Digital, Non-Custom, Instant-Fit CIC Hearing Aid," *AAA 14th Annual Convention*, Philadelphia, Pennsylvania, April. 2002, pp.17-20,

[4] H.S. Jeong, H.E. Koo, S.M. Lee, S.K. Koo, S.H. Lee, and T.H. Yu, "Changes in Resonance Frequency and Length of External Auditory Canal Related to the Age," *Korean J. Otolaryngol.*, vol. 44, pp.144-7, 2001.

[5] P.A. Johansen, "Measurement of the human ear canal," *Acoustica.*, vol. 33, pp.349-51, 1975.

[6] R. Oliviera, B. Hammer, A. Stillman, J. Holm, C. Jons, and R. Margolis, "A look at ear canal changes with jaw motion," *Ear and Hearing.*, vol. 13, no. 6, pp.464-466, 1992.

[7] R. Oliviera, M. Babcock, G. Hoeker, M. Venem, B. Parish, and V. Kolpe, "The dynamic ear canal and its implications: The problem may be the ear, and not the impression," *Hear Reviews.*, vol. 2, no. 2, pp.18-19, 2005.

[8] T. Cootes, D. Cooper, C. Taylor, and J. Graham, "Active shape models - their training and application," *Computer Vision and Image Understanding.*, vol. 61, pp.38-59, 1995.

[9] R.R. Paulsen, and K.B. Hilger, "Shape Modeling Using Markov Random Field Restoration of Point Correspondences," *IPMI 2003, Lecture Notes in Computer Science.*, vol. 2732, pp. 1-12, 2003.

[10] R. Paulsen, R. Larsen, C. Nielsen, S. Laugesen, and B. Ersboll, "Building and Testing a Statistical Shape Model of the Human Ear Canal," *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention.*, vol. 24, no. 1, pp.373-380, 2002.

[11] A. Zouhar, T. Fang, G. Unal, and G. Slabaugh, "Anatomically Aware, Automatic, and Fast Registration of 3D Ear Impression," *Third International Symposium on 3D Data Processing Visualization, and Transmission*, Chapel Hill, USA, June. 2006, pp.240-247.

[12] L.S. Alvord, R. Morgan, and K. Cartwright, "Anatomy of an Earmold: A Formal Terminology," *J. Am. Acad. Audiol.*, vol. 8, pp.100-103, 1997.

[13] G. Slabaugh, T. Fang, F. McBagonluri, A. Zouhar, R. Melkisetoglu, H. Xie, and G. Unal, "3D Shape Modeling for Hearing Aid Design," *IEEE Signal Processing Magazine.*, pp.1-9, Sept. 2008.

[14] S.M. Lee, S.W. Kim, S.Y. Kwon, Y.C. Park, I.Y Kim, and S.I. Kim, "Development of Adaptive Feedback Cancellation Algorithm for Multi-channel Digital Hearing Aids," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 25, no. 4, pp.315-321, 2004.