

# Alat Bantu Dengar Berbasis Smartphone untuk Membantu Penderita Gangguan Pendengaran

Arianto Wibowo, Rully Soelaiman, dan Chastine Fatichah

Departemen Informatika, Fakultas Teknologi Informasi, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)

*e-mail:* rully@is.its.ac.id

**Abstrak**—Gangguan pendengaran adalah salah satu gangguan kesehatan yang umumnya disebabkan oleh faktor usia atau karena sering terpapar suara yang keras. Gagalnya sinyal suara untuk mencapai otak merupakan penyebab utama gangguan pendengaran. Penderita gangguan pendengaran biasanya merasa kesulitan untuk mendengarkan suara yang terlalu kecil, di tempat yang ramai, ataupun kesulitan untuk mendengar pada frekuensi tertentu. Salah satu cara untuk mengatasi masalah tersebut adalah dengan menggunakan alat bantu dengar yang dipasang pada telinga penderita. Sayangnya, alat tersebut masih mahal dan belum terjangkau oleh sebagian masyarakat. Alat bantu dengar berbasis *smartphone* merupakan salah satu solusi untuk mengatasi masalah gangguan pendengaran. Sistem memanfaatkan *smartphone* untuk digunakan sebagai alat bantu dengar. Penderita gangguan pendengaran dapat mengunduh aplikasi ini pada *smartphone* mereka, dan dapat segera digunakan menggantikan alat bantu dengar. Publikasi ini bertujuan untuk membuat sebuah aplikasi alat bantu dengar dengan menggunakan algoritma yang didesain untuk menirukan cara kerja pendengaran manusia. Aplikasi akan menerima masukan sinyal suara dari *microphone* dan mengeluarkan suara dengan kualitas yang telah diperbaiki ke *earphone* penderita gangguan yang tertancap pada *smartphone*. Setelah diuji coba terhadap penderita gangguan pendengaran, aplikasi dapat membantu penderita untuk dapat mendengarkan suara yang diberikan dengan akurasi rata-rata sebesar 79.3%. Hasil pengujian ini cukup memuaskan karena penderita menjadi dapat mendengarkan suara layaknya pendengaran normal.

**Kata Kunci**—Alat Bantu Dengar, Gangguan Pendengaran, Pendengaran, Smartphone.

## I. PENDAHULUAN

PERKEMBANGAN teknologi informasi dalam beberapa decade terakhir sangat pesat. Salah satu teknologi yang sedang berkembang merupakan *Assistive Technology*. *Assistive Technology* merupakan teknologi yang dapat digunakan untuk membantu penderita gangguan untuk melakukan hal-hal yang sebelumnya tidak dapat dilakukan dengan sempurna [1].

Salah satu gangguan yang sering dialami manusia merupakan gangguan pendengaran. Penderita seringkali tidak dapat mendengarkan suara dengan intensitas rendah dengan jelas, kesulitan mendengarkan di suasana lingkungan yang ramai, dan tidak dapat menangkap suara dengan frekuensi tertentu [2]. Gangguan pendengaran ini dapat berdampak terhadap kemampuan untuk berkomunikasi dalam kehidupan sehari-hari penderita.

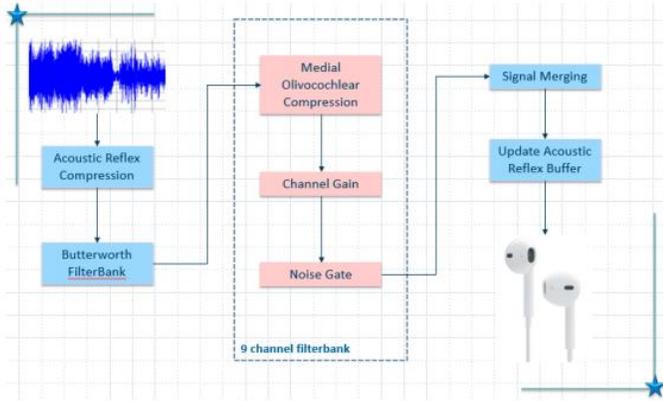
Terdapat beberapa solusi yang sudah ada untuk mengatasi gangguan ini, antara lain dengan menggunakan bahasa tubuh. Bahasa tubuh sendiri memiliki kelemahan yaitu penderita tidak dapat berinteraksi melalui telepon, tidak dapat menonton film, ataupun tidak dapat mendengar dalam kondisi gelap. Solusi lainnya adalah dengan menggunakan alat bantu dengar. Alat ini dipasang pada telinga penderita agar dapat mendengarkan layaknya pendengaran normal. Namun, harga untuk alat bantu dengar tersebut cukup mahal sekitar 60 juta rupiah dan bervariasi sesuai kebutuhan penderita. Rata-rata alat tersebut juga hanya bertahan selama 5 tahun saja. Padahal, pada tahun 2015 terdapat 360 juta penderita gangguan pendengaran, yang mana 313 juta penderita berasal dari golongan menengah ke bawah [3]. Melihat harga alat bantu dengar yang cukup mahal tersebut, alat tidak dapat dijangkau oleh sebagian besar penderita gangguan pendengaran.

Untuk mengatasi masalah tersebut, penulis menerapkan metode perbaikan kualitas suara berbasis aplikasi *smartphone*. Aplikasi akan menerima masukan suara dari *microphone*, lalu melakukan proses perbaikan suara pada *smartphone* tersebut. Suara yang sudah diperbaiki kemudian akan dikeluarkan melalui *headset* atau *earphone* pengguna. Dengan demikian, penderita gangguan pendengaran akan dapat mendengarkan suara layaknya pendengaran normal melalui aplikasi tersebut.

Diskusi pada jurnal ini dibagi dalam struktur sebagai berikut: Bab II membahas materi dan metode yang digunakan dalam aplikasi ini. Bab III membahas hasil dan diskusi uji coba yang dilakukan terhadap penderita gangguan pendengaran. Terakhir pada Bab IV membahas kesimpulan dan saran dari hasil yang didapatkan dalam penelitian ini.

## II. MATERI DAN METODE

Pada sistem yang dibangun, terdapat beberapa algoritma yang digunakan untuk memperbaiki kualitas suara yang masuk. Metode tersebut dipilih dengan menirukan cara kerja pendengaran manusia agar dapat didengarkan oleh penderita gangguan pendengaran. Secara keseluruhan, alur kerja sistem dapat dilihat pada gambar 1. Sistem menggunakan metode *acoustic reflex compression*, *butterworth filterbank*, *medial olivocochlear compression*, *channel gain*, *noise gate*, dan *signal merging*.



Gambar 1. Diagram Alir Sistem

A. Acoustic Reflex Compression

Acoustic reflex compression merupakan proses reduksi intensitas suara yang dilakukan oleh kontraksi pada otot stapedius. Kontraksi pada otot stapedius ini dapat menyebabkan menebalnya membran timpani. Penebalan membran timpani tersebut akan menyebabkan sinyal suara yang masuk membran berkurang intensitasnya.

Kontraksi otot stapedius ini disebabkan oleh masuknya sinyal dengan intensitas tinggi ke organ pendengaran manusia. Pada saat otak menerima sinyal dengan intensitas tinggi tersebut, otak akan memberi sinyal pada otot stapedius untuk berkontraksi. Kontraksi otot stapedius ini akan menyebabkan sinyal dengan intensitas tinggi tersebut untuk direduksi. Oleh karena itu, proses kontraksi memiliki waktu jeda sejak sinyal berintensitas tinggi terdeteksi. Jeda ini berkisar 0.01 detik. Pada mekanisme ini, terdapat sebuah nilai *threshold* yang mana suara di atas *threshold* ini akan memicu kontraksi. Nilai *threshold* ini bervariasi untuk tiap orang dan penderita gangguan pendengaran biasanya memiliki nilai *threshold* yang lebih tinggi daripada pendengaran normal [4].

Mekanisme ini berfungsi untuk memproteksi organ pendengaran manusia ketika terpapar suara yang sangat keras. Selain itu, mekanisme juga berfungsi agar manusia dapat mendengarkan lingkungan sekitar ketika sedang berbicara [5]. Pita suara manusia terletak sangat dekat dengan telinga, yang menyebabkan getaran suara yang diproduksi oleh pita suara individu akan diterima sangat keras oleh telinga. Agar individu masih dapat mendengarkan suara sekitar, suara yang keras dari pita suara tersebut direduksi oleh mekanisme *acoustic reflex compression*.

Implementasi dari mekanisme ini menggunakan nilai *threshold* sebesar 150 desibel dan memiliki waktu jeda sebesar 0.01 detik. Hal ini berarti suara di atas 150 desibel akan direduksi menggunakan rumus 1, sementara suara dengan intensitas di bawah 150 desibel akan diteruskan sepenuhnya tanpa mengalami reduksi.

$$c = \frac{\sqrt{opf(in^2)}}{t} \tag{1}$$

Pada formula 1, *t* merupakan nilai *threshold* sebesar 150 desibel. *in* merupakan sinyal input dari *microphone* dan *opf* merupakan *one-pole filter*. Filter ini berfungsi untuk menghaluskan sinyal masukan terlebih dahulu. *One-pole filter* yang digunakan memiliki fungsi transfer seperti pada formula 2. Pada formula 2, *sr* merupakan *sample rate* dari sinyal. *Sample rate* merupakan jumlah sampel yang diambil untuk merekonstruksi sinyal digital dari suara yang diterima oleh *microphone*. Sistem menggunakan *sample rate* sebesar 44.1 kHz.

$$|H(z)| = \frac{b_0}{1 + a_1 * z^{-1}} \tag{2}$$

$$b_0 = 1/(sr * 0.06)$$

$$a_1 = (1/(sr * 0.06)) - 1$$

B. Butterworth Filterbank

Butterworth Filter merupakan salah satu filter yang paling sering digunakan dalam pemrosesan sinyal. Filter digunakan untuk membatasi frekuensi yang diteruskan. *Butterworth filter* memiliki fungsi transfer sebagai berikut:

$$|H(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + (\frac{\omega}{\omega_c})^{2n}}} \tag{3}$$

$\omega_c$  merupakan *cutoff frequency* yang mana frekuensi di bawahnya akan diteruskan, sementara frekuensi di atasnya akan diredam. *n* merupakan *order* dari filter. Semakin besar nilai *n*, maka respons filter akan semakin curam [6]. Dengan nilai *n* mendekati tak hingga, filter akan semakin menjadi filter ideal. Pada sistem yang dibangun, nilai *order* yang dipilih adalah 2 dikarenakan kompleksitasnya yang tidak terlalu tinggi sehingga dapat dilakukan pemrosesannya pada *smartphone*.

*Butterworth Filterbank* merupakan kumpulan beberapa *butterworth bandpass filter*. Tiap filter memiliki parameter *center frequency* dan *bandwidth* yang berbeda-beda. Nilai tersebut dipilih sedemikian rupa sehingga tiap filter memiliki *range* frekuensi yang berbeda-beda, dan tidak terdapat *overlapping*. Pemilihan *range* frekuensi berdasarkan pada dispersi frekuensi pada rumah siput sehingga merepresentasikan proses pemecahan frekuensi pada sistem pendengaran manusia. Sinyal masukan dari proses ini berasal dari *microphone* yang tertancap pada *smartphone* pengguna. Sistem kemudian akan membangun *9 channel filterbank* yang memiliki *range* frekuensi tertentu.

Penggunaan *butterworth filterbank* ini menirukan proses dispersi frekuensi yang terdapat pada *cochlea* (rumah siput) pada pendengaran manusia. Proses disperse dilakukan oleh membran basiliar yang terletak di dalam rumah siput. Tiap bagian dari membran basiliar tersebut sensitif terhadap suatu frekuensi suara. Frekuensi tinggi ditangkap oleh bagian *base* dari membran basiliar, dan frekuensi rendah ditangkap oleh bagian *apex* dari membran basiliar.

Tabel 1.  
Parameter *Butterworth Filterbank*

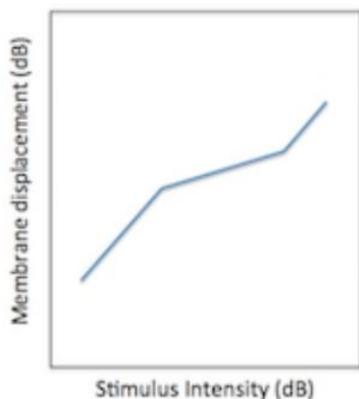
No.	Center Frequency (Hertz)	Bandwidth (Centz)
1	250	600
2	500	600
3	1000	600
4	1414	300
5	2000	300
6	2828	300
7	4000	300
8	5656	300
9	8000	300

Tabel 1 menjelaskan parameter dari tiap-tiap *butterworth bandpass filter* yang digunakan pada sistem yang dibangun. *Center Frequency* yang digunakan bervariasi untuk menangkap seluruh sinyal yang dapat didengarkan manusia. Selain itu, *bandwidth* dari tiap filter menyatakan *range* terhadap *center frequency*. Dalam tabel 1, *bandwidth* menggunakan satuan Centz yang merupakan rasio antara 2 frekuensi (batas bawah / batas atas frekuensi dibandingkan dengan *center frequency*). Penggunaan Centz ini lebih cocok dibandingkan dengan Hertz dikarenakan lebih representatif dalam menggambarkan *bandwidth* yang diinginkan. Centz sendiri memiliki rumus seperti rumus nomor 4, yang mana  $f_2$  merupakan batas atas atau batas bawah dari *bandpass filter*, sementara  $f_1$  merupakan *center frequency* dari filter tersebut.

$$c = 1200 * \log_2(f_2/f_1) \tag{4}$$

C. *Medial Olivocochlear Compression*

Proses *Medial Olivocochlear Compression* dilakukan pada tiap *channel* dari *butterworth filter*, yang mana tiap *channel* akan diproses secara sendiri-sendiri. Proses ini juga meniru proses yang terjadi dalam membran basiliar. Selain terjadi pemecahan frekuensi, membran basiliar juga melakukan reduksi intensitas suara [7]. Stimulus respons yang terjadi pada membran basiliar dapat dilihat pada gambar 2.



Gambar 2. Stimulus Respons Membran Basiliar [7]

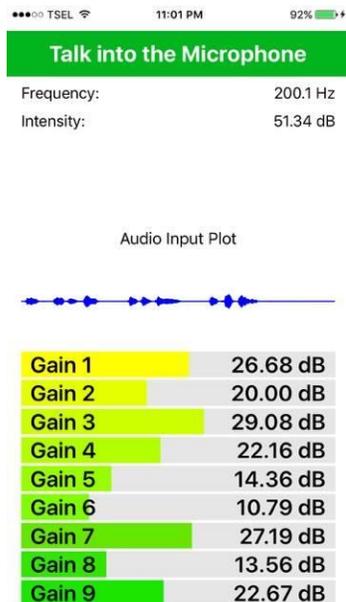
Pada gambar 2, dapat dilihat bahwa pergerakan membran basiliar untuk meneruskan sinyal ke otak berjalan secara linear terhadap stimulus yang diberikan. Namun, setelah 80 desibel, terjadi reduksi suara dikarenakan pergerakan membran tidak sebesar stimulus yang diberikan. Pada fase ini, intensitas sinyal yang diterima oleh membran basiliar hanya diteruskan sebagian saja ke otak manusia. Lalu, pada intensitas yang tinggi, pergerakan membran kembali terjadi secara linear terhadap stimulus yang diberikan. Pada *medial olivocochlear compression*, sistem akan mengimplementasikan proses reduksi intensitas suara setelah 80 desibel. Setelah 80 desibel, setiap kenaikan sebesar 1 desibel pada suara masukan hanya akan diteruskan sebesar 0.2 desibel. Hal ini ditujukan untuk meredam suara yang agak keras agar tidak mengganggu manusia. Proses ini tidak akan memproses linearitas pada saat intensitas sinyal berada sangat tinggi. Hal ini dikarenakan sinyal suara dengan intensitas sangat tinggi telah direduksi oleh proses sebelumnya, yaitu *acoustic reflex compression*. Implementasi dari *medial olivocochlear compression* menggunakan formula 5.

$$S = in^g * t^{1-g} \tag{5}$$

Pada formula 5, *in* merupakan sinyal masukan untuk proses ini, yaitu sinyal tiap *channel* yang berasal dari metode *butterworth filterbank*. *t* merupakan nilai *threshold* dari proses ini, yang mana intensitas di atas nilai *threshold* akan direduksi. Dalam sistem yang dibangun, nilai *t* adalah 80 desibel. *g* merupakan nilai *gain* yang diberikan untuk tiap kenaikan sebesar 1 desibel pada sinyal masukan jika intensitas berada di atas *threshold*. Nilai ini tentu saja harus kurang dari satu untuk melakukan proses peredaman suara. Sistem menggunakan nilai *g* sebesar 0.2 desibel, yang berarti untuk tiap kenaikan sebesar 1 desibel pada sinyal masukan, sistem hanya akan meneruskan sebesar 0.2 desibel ke proses selanjutnya. Sinyal keluaran hasil dari proses ini akan terdengar agak terdistorsi jika didengarkan oleh pendengaran normal. Namun, proses ini juga membantu penderita gangguan pendengaran

D. *Channel Gain*

*Channel Gain* merupakan penambahan intensitas suara yang dilakukan pada tiap *channel* dari *filterbank* agar penderita gangguan pendengaran dapat mendengarkan suara dari lingkungan sekitar dengan frekuensi yang bervariasi. Nilai *gain* dapat berbeda-beda untuk tiap *channel* agar penderita gangguan dapat menyesuaikan sistem yang dibangun sesuai dengan karakteristik gangguan pendengarannya. Gangguan pendengaran dapat terjadi pada frekuensi yang berbeda-beda untuk tiap individu, ada yang dapat mendengar frekuensi rendah tetapi tidak dapat mendengar frekuensi tinggi, dan sebaliknya [7]. Nilai *gain* untuk tiap *channel* tersebut dapat diubah sendiri oleh pengguna aplikasi. Hal ini agar sistem menjadi fleksibel terhadap perbedaan karakteristik gangguan pendengaran untuk tiap individu. Sistem memiliki nilai *gain* minimum 0 desibel dan maksimum 50 desibel.



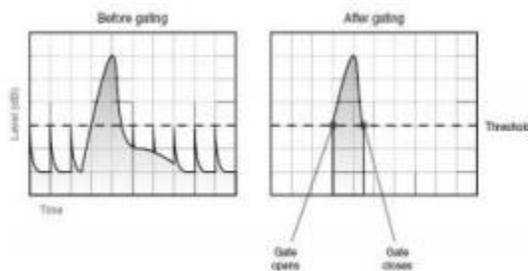
Gambar 3. Implementasi Antarmuka Aplikasi

Setelan nilai *gain* dapat dilihat pada gambar 3 yang merupakan antarmuka dari aplikasi yang dibangun. Pengguna aplikasi dapat melakukan uji coba setelan yang paling sesuai dengan pendengarannya. Pengguna juga dapat menggunakan *audiogram* yang didapatkan dari hasil pengecekan dokter untuk mendapatkan setelan yang sesuai. Nilai *gain* untuk tiap *channel* tersebut memiliki nilai minimum sebesar 0 desibel (suara tidak dikeraskan sama sekali) dan memiliki nilai maksimum sebesar 50 desibel. Kenaikan intensitas di atas 50 desibel akan menyebabkan suara yang dikeluarkan sangat keras dan tidak disarankan karena dapat merusak organ pendengaran setelan secara tidak sengaja dinaikkan melebihi 50 desibel. Antarmuka dari aplikasi yang dibangun sendiri hanya terdiri dari 1 halaman saja, yaitu seperti pada gambar 3. Hal ini ditujukan agar aplikasi simpel dan mudah digunakan.

E. Noise Gate

*Noise* merupakan sinyal yang tidak diinginkan. *Noise* dapat disebabkan oleh sirkuit elektrik, kuantisasi digital, ataupun *noise* dari lingkungan sekitar pada saat proses perekaman suara. Adanya *noise* dapat mengurangi pemahaman manusia untuk mendengarkan pembicaraan. *Noise* juga menyebabkan rasa tidak nyaman pada saat mendengarkan.

*Noise gate* merupakan suatu metode yang berfungsi untuk mengurangi *noise* yang terdapat pada sinyal suara. *Noise* cenderung memiliki intensitas yang rendah, sementara sinyal cenderung memiliki intensitas yang tinggi. Dalam metode *noise gate*, sinyal dengan intensitas terlalu rendah akan dihapus dari sinyal karena dianggap sebagai *noise*. Jika sinyal kembali terdeteksi, maka *noise gate* kembali akan meneruskan sinyal tersebut [9]. Mekanisme *gating* ini menyebabkan sistem menjadi tidak mengeluarkan suara apapun jika hanya terdapat *noise* pada sinyal suara. Visualisasi cara kerja metode ini selengkapnyanya dapat dilihat pada gambar 4.



Gambar 4. Cara Kerja Noise Gate [8]

Terdapat 2 parameter yang dapat diatur dalam *noise gate*, yaitu *attack time* dan *release time*. *Attack time* merupakan waktu jeda yang diberikan sebelum *gate* kembali terbuka saat sinyal terdeteksi. *Release time* merupakan waktu jeda yang diberikan sebelum *gate* tertutup pada saat hanya *noise* terdeteksi. Nilai *attack* harus kecil agar pengguna dapat langsung mendengar ketika terdapat sinyal sehingga *attack time* dari system diberi nilai 0.01 detik. Sementara itu, pemberian *release time* yang agak besar diperlukan untuk mencegah *gate* untuk menutup pada saat terdapat jeda sejenak pada pembicaraan. Nilai *release* pada sistem adalah 0.3 sekon agar pengguna tidak merasa terganggu pada saat terjadi pembicaraan.

F. Signal Merging

*Signal merging* merupakan penggabungan sinyal dari 9 *channel filterbank* yang telah dibangun sebelumnya. Seluruh sinyal dari 9 *channel* tersebut *dimerge* menjadi satu menggunakan aturan penambahan sinyal. Sinyal input dari proses ini merupakan 9 sinyal yang didapat setelah melalui proses *channel gain*. Setelah sinyal digabung menjadi satu kembali, sinyal hasil pemrosesan ini sudah siap untuk dikeluarkan ke *earphone* atau *headset* penderita gangguan pendengaran. Sinyal keluaran ini diharapkan dapat membantu penderita gangguan pendengaran untuk dapat mendengarkan suara di lingkungan sekitar seperti individu dengan pendengaran normal.

III. HASIL DAN DISKUSI UJI COBA

Uji coba dilakukan dengan bantuan penderita gangguan pendengaran. Partisipan terdiri dari 7 penderita gangguan pendengaran yang memiliki usia, jenis kelamin, dan lama penggunaan alat bantu dengar yang berbeda-beda. Variasi terhadap usia, jenis kelamin, dan lamanya penggunaan alat bantu dengar ini diharapkan dapat merepresentasikan gangguan pendengaran secara umum. Karakteristik gangguan pendengaran dari para partisipan ini pun berbeda-beda. Pengujian dibagi menjadi 2, yaitu pengujian fungsionalitas dan pengujian perbandingan aplikasi sejenis.

Pada uji coba fungsionalitas, partisipan pertama diminta untuk melakukan setelan terhadap nilai *gain* untuk tiap *channel* sehingga sesuai dengan gangguan pendengaran tiap partisipan. Konfigurasi setelan tersebut mengacu pada

*audiogram* yang dimiliki oleh tiap partisipan dari dokter mereka masing-masing. Setelah itu, pengujian dilakukan pada 2 jenis lingkungan, yaitu kondisi lingkungan sepi dan kondisi lingkungan ramai. Pada lingkungan sepi, penguji dan partisipan berada pada ruangan sepi untuk melakukan uji coba, sedangkan pada lingkungan ramai, uji coba dilakukan di kantin, rumah makan, ataupun dengan menyalakan musik, radio atau televisi agar terdapat keramaian pada saat uji coba. Untuk tiap kondisi lingkungan (baik sepi maupun ramai), penguji akan mengucapkan 10 buah kata satu persatu yang akan didengarkan oleh para partisipan. Jarak penguji dan partisipan dalam uji coba merupakan jarak pembicaraan normal, yaitu sekitar 60 cm. Partisipan kemudian akan diminta untuk mengulang kembali kata yang telah diucapkan oleh penguji.

Pada pengujian, kata digunakan untuk melakukan uji coba pendengaran dikarenakan manusia sangat baik dalam mengerti konteks pembicaraan. Jika pengujian menggunakan kalimat, partisipan dapat saja tidak dapat mendengar beberapa kata dengan jelas. Namun, karena partisipan mengerti konteks pembicaraan, partisipan dapat menebak isi kalimat yang tidak jelas tersebut. Penggunaan kalimat dalam pengujian ini akan mengakibatkan adanya *bias* dalam pengujian sehingga hasilnya kurang akurat. Kata yang dipilih juga merupakan kata yang memiliki suku kata sedikit untuk mencegah terjadinya *bias* pada pengujian. Bahasa Inggris digunakan dalam pengujian karena banyak kata-kata dalam bahasa Inggris yang hanya memiliki satu suku kata. Kesepuluh kata yang digunakan dalam pengujian tersebut adalah sebagai berikut: *cat, hands, bells, king, car, tree, book, chair, dog, dan leg.*

Hasil dari uji coba ini berupa akurasi pendengaran yang dapat dihitung berdasarkan jumlah kata benar dibagi dengan jumlah seluruh kata yang diucapkan. Tabel 2 menunjukkan hasil uji coba terhadap 7 partisipan tersebut.

Tabel 2.  
Hasil Uji Coba Fungsionalitas

No	Akurasi Lingkungan Sepi	Akurasi Lingkungan Ramai
1	100 %	100 %
2	50 %	60 %
3	90 %	90 %
4	70 %	70 %
5	100 %	80 %
6	80 %	60 %
7	80 %	90 %

Pada tabel 2, dapat dilihat akurasi pendengaran untuk para partisipan pada kedua jenis lingkungan, yaitu sepi dan ramai. Akurasi pendengaran tersebut cukup memuaskan dengan rata-rata sebesar 79.3%. Terdapat pengecualian terhadap partisipan nomor 2, yang akurasinya agak rendah dibandingkan dengan yang lain. Hal ini disebabkan karena partisipan 2 sudah cukup tua (berusia 89 tahun) dan beliau tidak mengerti bahasa Inggris yang digunakan sebagai uji coba. Selain itu, pengaruh

lingkungan sekitar juga tidak signifikan dikarenakan perbedaan akurasi antara lingkungan sepi dan lingkungan ramai tidak terlalu besar. Rata-rata perbedaan akurasi lingkungan sepi dan ramai hanya 4.29%.

Pengujian kedua merupakan pengujian perbandingan aplikasi sejenis. Pada pengujian ini, terdapat 2 aplikasi sejenis yang dapat diunduh secara gratis pada *smartphone* berbasis *iOS*, yaitu *i-Hear* dan *Petrallex*. Pengujian dilakukan terhadap 4 macam kategori, yaitu kejernihan suara, kemudahan penggunaan, fleksibilitas sistem, dan keseluruhan sistem. Partisipan akan mencoba tiap aplikasi, lalu diminta untuk memilih aplikasi yang terbaik untuk tiap kategori. Hasil dari pengujian perbandingan aplikasi sejenis dapat dilihat pada tabel 3.

Tabel 3.  
Hasil Uji Coba Perbandingan Aplikasi Sejenis

Kategori	<i>HearMe</i>	<i>i-Hear</i>	<i>Petrallex</i>
Kejernihan Suara	5	1	1
Fleksibilitas Sistem	7	0	0
Kemudahan Penggunaan	2	2	3
Keseluruhan Sistem	5	0	2

Dari hasil perbandingan aplikasi sejenis, sistem yang dibangun (*HearMe*) unggul dalam kejernihan suara, fleksibilitas sistem, dan keseluruhan sistem. Hal ini dikarenakan terdapat metode *noise gate* yang membantu menjernihkan suara keluaran. Aplikasi juga sangat fleksibel karena pengguna dapat mengatur sendiri keras tidaknya suara untuk tiap frekuensi. Aplikasi lain biasanya hanya memiliki satu setelan kekerasan suara yang diaplikasikan untuk seluruh frekuensi sehingga kurang fleksibel terhadap karakteristik gangguan pendengaran penderita. Untuk kemudahan penggunaan, aplikasi *Petrallex* lebih disukai partisipan dikarenakan pada *Petrallex*, terdapat tes pendengaran terlebih dahulu. Lalu, setelan intensitas dari aplikasi akan disesuaikan dengan hasil dari tes pendengaran tersebut. Hal ini menyebabkan pengguna tidak perlu mengubah-ubah parameter intensitasnya sendiri sehingga lebih mudah digunakan. Namun, terdapat juga beberapa partisipan yang lebih menyukai setelan sendiri karena tes pendengaran tersebut agak rumit dan memakan waktu.

Terdapat juga beberapa kelebihan dan kelemahan dari sistem yang dibangun yang disampaikan oleh para partisipan. Salah satu kelebihan yang paling disukai oleh partisipan adalah kejernihan suara dari sistem yang dibangun. Alat bantu dengar memiliki suara mendengung pada *background* yang sangat mengganggu penderita gangguan. Biasanya penderita membutuhkan waktu untuk beradaptasi dengan alat bantu dengar selama 1 hingga 2 bulan dikarenakan suara mendengung yang keras tersebut. Pada sistem yang dibangun, tidak terdapat suara mendengung tersebut sehingga tidak perlu waktu adaptasi yang terlalu lama. Selain itu, sistem yang dibangun juga sangat fleksibel, yang mana dapat menyesuaikan terhadap karakteristik gangguan pendengaran

tiap individu. Hal ini dikarenakan penderita dapat mengatur sendiri setelan pada aplikasi yang paling pas terhadap gangguan pendengaran masing-masing.

Terdapat juga beberapa kelemahan dari sistem yang disampaikan oleh partisipan. Partisipan tidak dapat mengenali asal suara ketika menggunakan aplikasi. Hal ini disebabkan suara pada telinga kiri dan suara pada telinga kanan memiliki intensitas yang sama besar. Pada alat bantu dengar, tiap alat memiliki *microphone* sendiri sehingga jika suara berasal dari kiri, maka alat bantu dengar sebelah kiri akan mengeluarkan suara yang lebih keras daripada alat bantu dengar sebelah kanan. Sistem yang dibangun hanya memiliki satu buah *microphone* sehingga suara keluaran pada kedua telinga memiliki intensitas yang sama besar. Selain itu, penderita juga merasa bahwa suara yang dikeluarkan kurang natural. Suara yang terdengar tidak seperti suara manusia, lebih menyerupai suara *speaker* atau robot.

#### IV. KESIMPULAN DAN SARAN

Aplikasi yang dibangun dapat membantu penderita gangguan pendengaran. Hal ini dibuktikan dengan akurasi pendengaran rata-rata yang cukup memuaskan, yaitu sebesar 79.3%. Selain itu, kondisi lingkungan sekitar juga tidak berpengaruh secara signifikan terhadap kemampuan pendengaran penderita. Hal ini dibuktikan dengan selisih akurasi rata-rata pada lingkungan sepi dan lingkungan ramai hanya sebesar 4.29%. Secara keseluruhan, sistem yang dibangun juga lebih disukai dibandingkan dengan aplikasi sejenis dibuktikan dengan 5 dari 7 partisipan lebih memilih

sistem *HearMe*.

Untuk penelitian selanjutnya, terdapat beberapa hal yang dapat diperbaiki. Saat ini, penggunaan aplikasi harus dengan menancapkan *earphone* pada perangkat bergerak. Jika tidak akan terdapat suara mendengung yang diakibatkan oleh *feedback*. Hal ini dapat diatasi dengan menambahkan metode *feedback cancellation*. Selain itu, dapat juga digunakan *stereo input* untuk mengenali asal suara. Kualitas suara juga dapat diperbaiki agar terdengar lebih natural (tidak seperti *speaker*). Terakhir, aplikasi juga harus disinkronisasikan dengan aplikasi lain pada *smartphone* pengguna agar aplikasi dapat memproses suara yang dikeluarkan oleh musik atau panggilan yang diterima pada *smartphone*.

#### DAFTAR PUSTAKA

- [1] *Tennessee Science Standards*. 2017.
- [2] and D. L. J. M. Lasak, P. Allen, T. McVay, "Hearing Loss: diagnosis and management," *Elsevier*, vol. 41, pp. 19–31, 2014.
- [3] *WHO deafness and hearing loss*. 2017.
- [4] W. Niemeier, "Relations between the discomfort level and the reflex threshold of the middle ear muscles," *Audiology*, vol. 10, no. 3, pp. 172–176.
- [5] T. Brask, "The noise protection effect of the stapedius reflex," *Acta Otolaryngol.*, vol. 86, pp. 116–117, 1978.
- [6] S. Butterworth, "On the theory of filter amplifiers," *Wirel. Eng.*, vol. 7, no. 6, pp. 536–541, 1930.
- [7] et al Jurgens, Tim, "Hearing aid fitting using individual computer models," *Jahrestagung der Dtsch. Gesellschaft fur Audiol.*, 2013.
- [8] Y. Yun, "Noise Reduction and Gate Plug-ins in Audio Mixing Process," *Int. J. Multimed. Ubiquitous Eng.*, vol. 9, no. 1, pp. 49–56, 2014.