

PENYETELAN ALAT BANTU MENDENGAR 3 CHANNEL DENGAN MENGGUNAKAN APLIKASI MICROPHONE – HEARING AID PADA HANDPHONE BERBASIS ANDROID

Agus Sutisna^{1*}, Saeful Bahri²

^{1,2}Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Muhammadiyah Jakarta

Jl. Cempaka Putih Tengah No. 27, 10510

*E-mail : agussutisn4@gmail.com

ABSTRAK

Berdasarkan data dari Badan Pusat Statistik (BPS) tahun 2014, saat ini pengguna alat bantu mendengar usia produktif 15 – 64 tahun mencapai 4.500 orang. Dengan tingkat *mobilitas* yang tinggi pada usia tersebut baik pada pengguna laki – laki maupun perempuan, maka penyetelan alat bantu mendengarnya haruslah efisien dan efektif tanpa harus datang ke *hearing center* untuk melakukan penyetelan alat bantu mendengarnya. Tetapi Dengan berkembangnya alat bantu mendengar *digital – programmable* yang artinya pemrosesan suara sudah *digital* dengan menggunakan *software* tertentu maka pengguna alat bantu mendengar tidak bisa melakukan penyetelan sendiri.

Sebagai solusi permasalahan di atas, pada penelitian ini dirancang alat bantu mendengar yang dapat disetel tingkat frekuensi dan intensitas oleh penggunanya secara langsung. Alat ini dibuat dengan mengkombinasikan antara alat bantu mendengar yang diintegrasikan *Bluetooth* di dalamnya dengan aplikasi *microphone – hearing aid* di *handphone android*.

Pengujian alat dilakukan dengan membandingkan antara hasil perhitungan menggunakan rumus *gain / penguatan* dengan hasil pengukuran pada alat bantu mendengar. Pada proses pengukuran, pengujian alat di lakukan dengan memberikan jarak penyetelan *0.5 meter*. Dari pengukuran didapatkan hasil untuk pengguna dengan jenis kelamin laki – laki usia 27 tahun dan jenis gangguan pendengaran rata – rata 55 dB HL (Hearing Level) memiliki rata – rata persentasi kesalahan 0.856%. Sedangkan untuk pengguna dengan jenis kelamin perempuan usia 40 tahun dan jenis gangguan pendengaran rata – rata 55 dB HL (Hearing Level) memiliki rata – rata persentasi kesalahan 1.038%. Serta untuk pengguna laki – laki usia 30 tahun dengan jenis gangguan pendengaran rata – rata 70 dB HL (Hearing Level) memiliki rata – rata persentasi kesalahan 2.223%. Adapun faktor – faktor yang mempengaruhi persentasi kesalahan di atas adalah jarak antara aplikasi di *handphone* dengan alat bantu mendengarnya serta kebisingan tempat penyetelan alat bantu mendengar.

Kata kunci : alat bantu mendengar, *software*, *digital – programmable*, *wireless Bluetooth*, aplikasi *microphone – hearing aid*

ABSTRACT

Based on data from the Central Statistics Agency (BPS) in 2014, this time hearing aid users productive age 15-64 years to reach 4,500 people. With the high mobility rate of the age both on the men - men and women, then the adjustment tools must be efficient and effective to hear without having to come to the hearing center for adjusting the tools to hear. But With the development of digital hearing aids - which means the programmable digital sound processing has been using specific software tools so users hear their own can not do the adjustment.

As a solution to the above problems, the study was designed tools that can be heard disetel level of frequency and intensity by the user directly. This tool is made by combining the tools that are integrated Bluetooth hearing in which the application microphone - hearing aid in android phone.

Testing tool is done by comparing the results of calculations using the formulas gain / reinforcement with the results of measurements on hearing aids. In the process of measuring, testing tools is done by providing the adjustment distance of 0.5 meters. From the measurement results obtained for the user with the sexes - males aged 27 years and type of hearing loss average - average

55 dB HL (Hearing Level) has the average - average percentage of fault 0856%. As for users with female sex aged 40 years and type of hearing loss is the average - average 55 dB HL (Hearing Level) has the average - average percentage error 1.038%. As well as for the male - male aged 30 years with this type of hearing loss average - average 70 dB HL (Hearing Level) has the average - average percentage error 2,223%. The factors - factors that affect the error percentage above is the distance between the application on the mobile phone with the tools to hear and noise point adjustment hearing aids.

Keywords: hearing aids, software, digital - programmable, wireless Bluetooth, microphone application - hearing aid

1. PENDAHULUAN

Saat ini pengguna alat bantu mendengar di Indonesia sudah hampir mencapai 10.000 orang. Dengan 4.500 orang diantaranya adalah usia produktif yaitu 15 – 64 Tahun. Dan diperkirakan setiap tahunnya akan meningkat sebesar 25% pengguna alat bantu mendengar. Hal ini bukannya tanpa masalah, dengan perkembangan teknologi pada alat bantu mendengar yang semakin pesat dan mulai menghilangnya alat *manual control* di pasaran dunia, menimbulkan suatu masalah baru yaitu dalam penyetelan alat bantu mendengar. Dengan berkembangnya alat bantu mendengar *digital – programmable* yang artinya pemrosesan suara sudah *digital* dengan menggunakan *software* tertentu maka pengguna alat bantu mendengar tidak bisa melakukan penyetelan sendiri. Hal ini timbul karena setiap hearing center memiliki *software* masing – masing sesuai *brand* alat bantu mendengarnya juga sangat menyulitkan pengguna alat bantu mendengar untuk mendapatkan layanan di setiap hearing center. Selain itu tidak semua hearing center mempunyai cabang di setiap daerah ataupun setiap wilayah di Jakarta, rata – rata hanya terdapat di kota besar seperti Jakarta, Bandung, Surabaya dan Medan.

Untuk memudahkan pengguna alat bantu mendengar agar mampu menyetel alat bantu mendengarnya sendiri, maka dirancanglah suatu alat bantu mendengar yang mampu disetel oleh penggunanya secara langsung. Alat ini dirancang dengan mengkombinasikan antara alat bantu mendengar yang sudah terintegrasi dengan perangkat *bluetooth* dengan aplikasi *microphone – hearing aid* di *handphone android*. Teknik penyetelan dilakukan dengan dengan memanfaatkan aplikasi *microphone – hearing aid* untuk

menyetel *frekuensi* dan *intensitas* pada alat bantu mendengar melalui koneksi *wireless bluetooth* yang sudah tertanam di dalamnya.

2. LANDASAN TEORI

2.1 Taraf Intensitas

Menurut Indrajit (2009) menyatakan setiap makhluk di alam semesta ini memiliki batas intensitas pendengaran. Batas intensitas bunyi yang dapat didengar telinga manusia adalah sebagai berikut :

1. Intensitas terkecil masih dapat menimbulkan rangsangan pendengaran pada telinga adalah sebesar 10^{-12} watt/m² yang disebut sebagai intensitas ambang pendengaran.
2. Intensitas terbesar yang masih mampu diterima telinga manusia tanpa rasa sakit adalah sebesar 1 watt/m². Taraf intensitas (TI) sebanding dengan logaritma perbandingan antara intensitas bunyi dan harga ambang intensitas bunyi yang terdengar dan memiliki satuan decibel (dB). Secara matematis, hubungan antara I dan TI ditulis

$$TI = 10 \log \left(\frac{I}{I_0} \right) \dots (1)$$

Keterangan :

TI = Taraf intensitas (dB)

I = Intensitas bunyi sumber (W/m²)

I₀ = Intensitas ambang bawah (W/m²)

2.2 Frekuensi

Frekuensi adalah banyaknya getaran yang dihasilkan oleh suatu benda dalam satu detik. Secara sederhana bila suatu benda bergetar 1 kali dalam a detik, maka kemudian kita akan mengatakan frekuensinya adalah 1 Hz. Dan bila benda tersebut bergetar 10 kali dalam 1

detik maka kita bisa mengatakan frekuensinya adalah 10 Hz. Dan bila benda tersebut bergetar 1000 kali dalam 1 detik maka kita bisa mengatakan frekuensinya adalah 1000 Hz atau 1 kHz. Secara umum rumus frekuensi adalah :

$$f = \frac{1}{T} \dots\dots(2)$$

Dengan ketentuan :

f = frekuensi (Hz)

T = Periode (sekon)

Telinga manusia sanggup mendengar dari 20 getaran per detik hingga 20.000 getaran per detik atau 20 hertz – 20.000 Hertz (20 Hz – 20 kHz), yang dikenal dengan istilah *Human Ear Frequency Range*, atau kita mengenalnya dengan rentang frekuensi bunyi yang sanggup di dengar oleh telinga manusia.

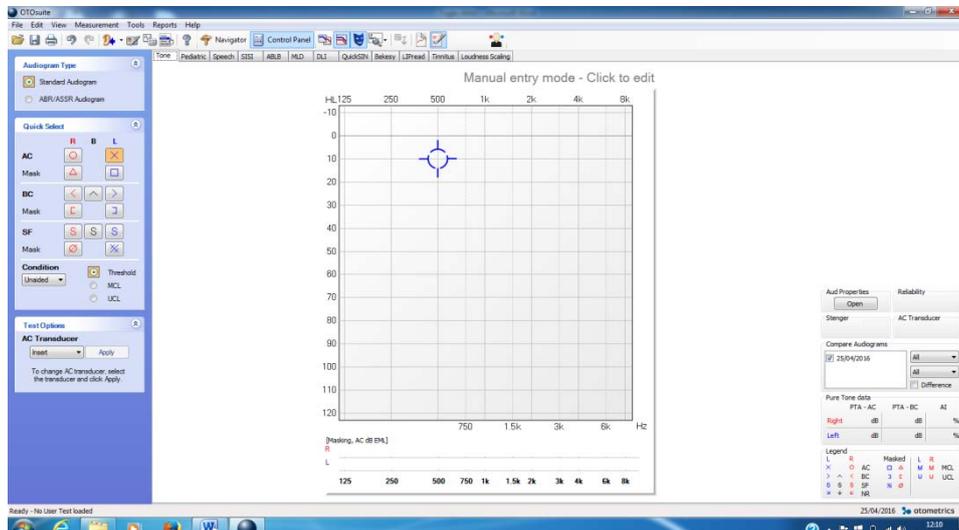
2.3 Audiogram

Audiogram adalah sebuah *record sheet* yang digunakan untuk menggambarkan kondisi pendengaran seseorang. Sebuah audiogram biasanya memuat parameter yaitu intensitas pada jalur vertical dan frekuensi pada jalur horizontal. Hasil audiogram bisa

menggambarkan apakah seseorang mengalami gangguan pendengaran atau tidak, di dalamnya dibentuk oleh 2 hasil pemeriksaan yaitu :

1. Hantaran udara (AC / Air Conduction) di mana proses berjalannya suara mulai dari telinga luar kemudian masuk ke telinga tengah dan kemudian ke telinga dalam untuk diteruskan ke otak. Pada dasarnya pemeriksaan hantaran udara menggunakan sebuah headphone (Transduser). Adapun untuk tanda / simbol hantaran udara pada audiogram adalah sebelah kanan (O) dan sebelah kiri (X).
2. Hantaran Tulang (BC / Bone Conduction) di mana proses berjalannya suara tidak melalui telinga luar dan tengah (by pass) akan tetapi langsung ke telinga dalam. Secara teknis pemeriksaan hantaran tulang menggunakan sebuah bone oscillator sebagai transdusernya yang di temple di tulang belakang telinga. Adapun tanda / simbol hantaran tulang pada audiogram adalah untuk sebelah kanan (<) dan sebelah kiri (>).

Gambaran umum audiogram terlihat pada gambar 1



Gambar 1. Audiogram

Secara matematis, pure tone audiometri dapat di tulis dengan rumus :

$$s(t) = A \sin(2\pi t/T + \phi) \dots\dots(3)$$

di mana : A = amplitude
T = periode (second)
 ϕ = phase (radians)

dengan : $f = \frac{1}{T}$,
 $\omega = 2\pi f$,

Sehingga rumus di atas bisa di tulis ulang :

$$s(t) = A \sin (\omega t + \phi) \dots(4)$$

2.4 Gain

Gain artinya penguatan. Gain adalah kekuatan atau besarnya amplifikasi suara yang dapat dihasilkan oleh alat bantu mendengar. Kegunaan dari Karakter frekuensi gain adalah

sebagai saluran frekuensi tempat gain dimodifikasi baik itu dinaikkan ataupun diturunkan, seperti terlihat pada gambar 2.

Cara penentuan gain setiap frekuensi pada alat bantu mendengar berbeda – beda. Seperti yang dikemukakan oleh *Robert M. Traynor, EdD (1980)* bahwa penentuan gain / penguatan pada alat bantu mendengar bisa dipisahkan ke 3 area yaitu area Low level sounds, MCL (*Most Comfortable Sounds*), High - level sounds. Adapun untuk perhitungannya adalah sebagai berikut :

A. Gain untuk low level sounds :

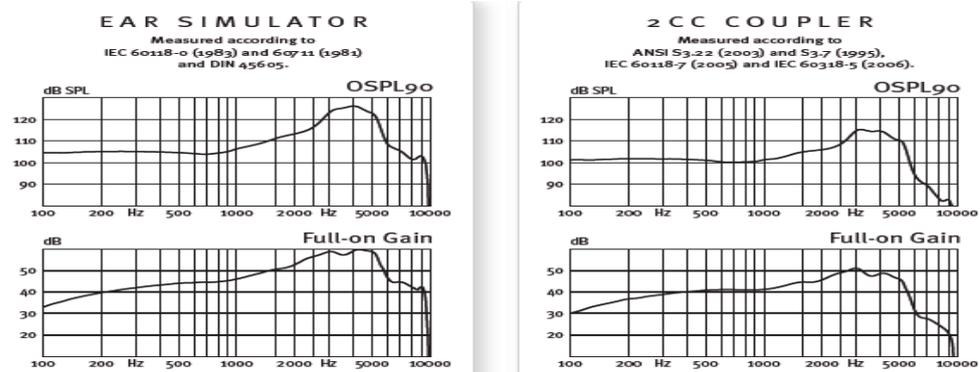
- 1) $G = 0$ for 0 to 20 dB HL
- 2) $G = HL - 20$ for 20 to 60 dB HL
- 3) $G = HL - 20 - (0,05 \cdot (HL - 60))$ for $HL \geq 60$ dB

B. Gain at MCL :

- 1) $G = 0$ for 0 to 20 dB HL
- 2) $G = 0,6 \cdot (HL - 20)$ for 20 – 60 dB HL
- 3) $G = 0,8 \cdot (HL - 23)$ for $HL \geq 60$ dB HL

C. Gain for high – level sounds :

- 1) $G = 0$ for 0 to 40 dB HL
- 2) $G = 0,1 \cdot (HL - 40)^{1,4}$ for $HL \geq 40$ dB HL



Gambar 2. Karakteristik frekuensi gain

2.5 Alat Bantu Mendengar

Pada dasarnya alat bantu dengar bekerja dengan mengandalkan baterai sebagai *power supply*. Prinsip kerja dari alat bantu dengar adalah frekuensi suara yang datang dari luar telinga diterima oleh mic, frekuensi suara itu diubah dari sinyal suara menjadi sinyal listrik lalu prosesnya dilanjutkan ke *Amplifier*. Di dalam *Amplifier* sinyal listrik diproses dengan menyaring suara percakapan dan suara noise, untuk selanjutnya tugas *amplifier* membesarkan sinyal listrik tersebut dengan memfokuskan membesarkan sinyal suara pada suara percakapan dan mengecilkan suara noise. Sinyal listrik yang sudah diproses oleh *amplifier* selanjutnya sinyal listrik tersebut di proses oleh *receiver* yang mengubah sinyal listrik menjadi suara yang sudah di perbesar. *Receiver* ini adalah speaker dalam hal ini *earphone* sebagai outputnya.

2.6 Bluetooth

Saat ini perkembangan fisik dari bluetooth sudah didesain sekecil mungkin seperti yang

terlihat pada gambar 3 yang merupakan bentuk fisik dari bluetooth.



Gambar 3 Bluetooth

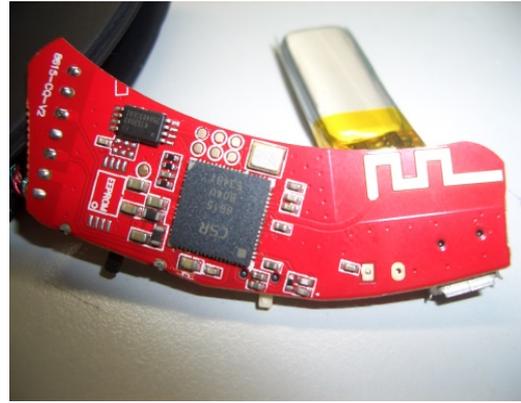
Cara Kerja *Bluetooth* Atau Perinsip Kerjanya yaitu sistem *bluetooth* terdiri atas:

- a. sebuah *radio transceiver*, *baseband link Management dan Control*, *Baseband (processor core, SRAM, UART, PCM USB Interface)*, *flash dan voice codec*.
- b. *Baseband link controller* menghubungkan hardware atau perangkat keras radio ke *baseband processing* dan juga layer protokol fisik.
- c. *Link manager* melakukan aktivitas protokol tingkat tinggi, yaitu seperti melakukan *link setup, autentikasi* dan juga konfigurasi.

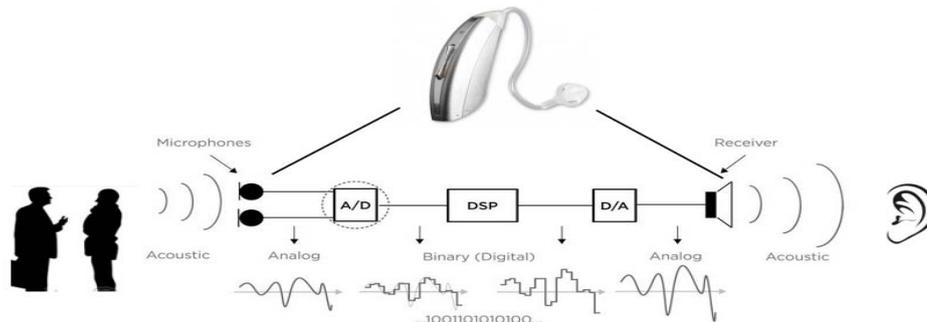
3. PERANCANGAN SISTEM

3.1 Perancangan Alat Bantu Mendengar

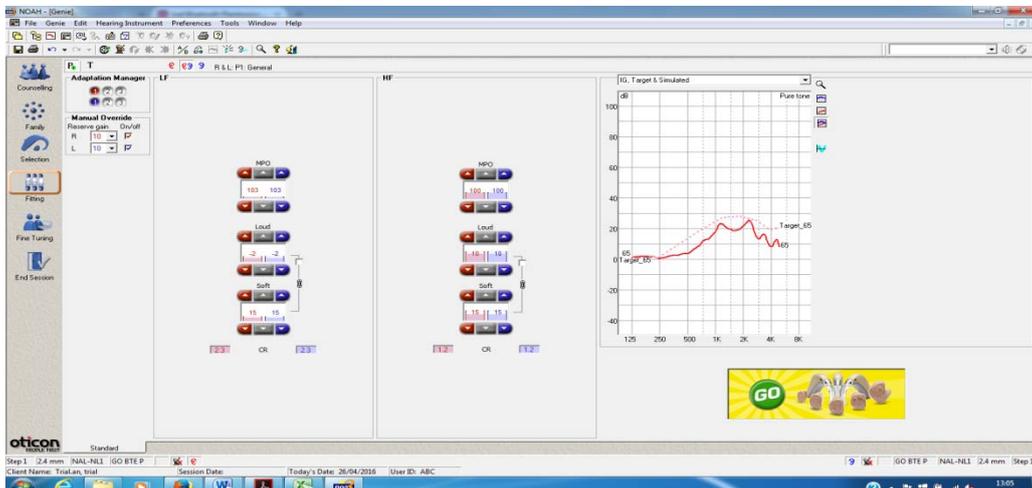
Untuk alat bantu mendengar yang digunakan adalah alat bantu mendengar 3 channel yaitu dengan frekuensi 230 Hz, 910 Hz, dan 3,6 kHz. Alat Bantu mendengar menggunakan sumber power dengan tegangan 1,4 V berupa baterai disposable (sekali pakai). Maksimal gain / penguatan pada alat bantu mendengar adalah 75 dB. *Gambar 4* akan menjelaskan tentang circuit rangkaian alat bantu mendengar, dan *gambar 5* akan menjelaskan tentang sistem kerja pada alat bantu mendengar secara keseluruhan.



Gambar 4 Circuit Alat Bantu Mendengar



Gambar 5. Sistem kerja pada alat bantu mendengar digital



Gambar 6. software fitting pada alat bantu mendengar dengan 3 frekuensi

Software pada *gambar 6* adalah software yang bersifat authorized, sehingga hanya hearing center yang sudah bekerja sama dengan distributor saja yang memiliki software tersebut. Fungsi software itu sendiri adalah sebagai penyetel dari alat bantu mendengar digital.

3.2 Aplikasi Microphone Hearing – Aid Pada Handphone

Microphone adalah aplikasi microphone yang sangat sederhana dan transparan. Aplikasi ini dapat berfungsi sebagai *mic eksternal* atau *megafon*.



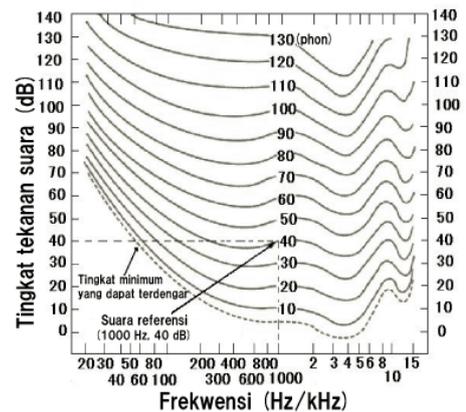
Gambar 7. Simbol dan bentuk penyetelan pada aplikasi Microphone

Pada dasarnya aplikasi ini memiliki 5 frekuensi yang digunakan yaitu frekuensi 60 Hz, 230 Hz, 910 Hz, 3.6 kHz, dan 14 kHz, namun yang akan digunakan adalah frekuensi 230 Hz, 910 Hz, dan 3.6 kHz karena untuk area mendengar manusia adalah 125 Hz – 8 kHz. Pada penelitian ini diambil 3 frekuensi karena cukup mewakili untuk area frekuensi rendah yaitu 230 Hz, area frekuensi tengah yaitu 910 Hz, dan area frekuensi tinggi yaitu 3.6 kHz. Di mana dasar yang digunakan adalah penjelasan dari *Munson – Fletcher (2003)* yang menyatakan bahwa secara umum area manusia bisa dibedakan menjadi 3 bagian yaitu area low level meliputi frekuensi 200 Hz – 800 Hz, Medium meliputi frekuensi 810 Hz - 2000 Hz dan area high level meliputi frekuensi 2400 Hz – 12000 Hz. Seperti dijelaskan pada gambar 8 :

3.3 Solusi untuk mengatasi masalah di atas

Solusi yang ditawarkan merupakan kombinasi antara alat bantu mendengar konvensional dengan mengintegrasikan sebuah perangkat bluetooth ke dalam alat bantu mendengar yang disertai juga dengan komponen elektronik penunjang seperti microphone dan pre-amplifier. Pada dasarnya sistem yang digunakan adalah kombinasi antara perangkat hardware yaitu berupa alat bantu mendengar yang sudah diintegrasikan dengan dengan perangkat Bluetooth dengan software berupa aplikasi yang secara umum bisa di download di handphone android. Secara umum alat ini di desain dengan memperhitungkan wireless fitting sebagai dasarnya, sehingga pasien mendapatkan kemudahan dalam menyetel alat bantu mendengarnya.

Cara kerja dari alatnya adalah ketika ada



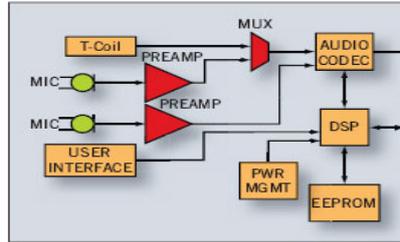
Gambar 8. grafik Munson – fletcher (2003)

Pada dasarnya aplikasi di atas digunakan untuk keperluan amplifikasi pada musik mp3. Di mana saat ini sangat banyak aplikasi di android yang bisa digunakan sebagai equalizer pada headset terutama untuk keperluan mp3 player. Adapun spesifikasi aplikasi ini adalah :

1. Amplifier
2. Mono / Stereo (Balance channel individually)
3. Equalizer adjustments
4. Line-In / Line-Out selection
5. Sampling rate selection
6. Widget support
7. Lock Screen
8. Re-sizable
9. Supports Locale/Tasker

suara masuk dan diterima oleh microphone, maka akan diteruskan ke amplifier dan di amplifier akan dilakukan proses penguatan suara dan setelah dilakukan proses di amplifier, maka akan diteruskan ke receiver sebagai output, dan pada jalur sebelum receiver diintegrasikan perangkat Bluetooth di mana dengan adanya perangkat tersebut, maka bisa terhubung dengan aplikasi di handphone sehingga ketika suara yang keluar dari receiver dirasakan kurang nyaman di telinga pengguna, maka pengguna akan bisa langsung menyetel alat bantu mendengarnya dengan menggunakan aplikasi di android dan untuk parameter yang di atur oleh pengguna alat bantu mendengarnya adalah intensitas untuk hal yang berhubungan dengan kekerasan dan frekuensi yang berhubungan dengan warna suara.

Gambar 9 akan menjelaskan tentang blok diagram alat bantu mendengar dengan sistem Bluetooth sedangkan gambar 10 menjelaskan

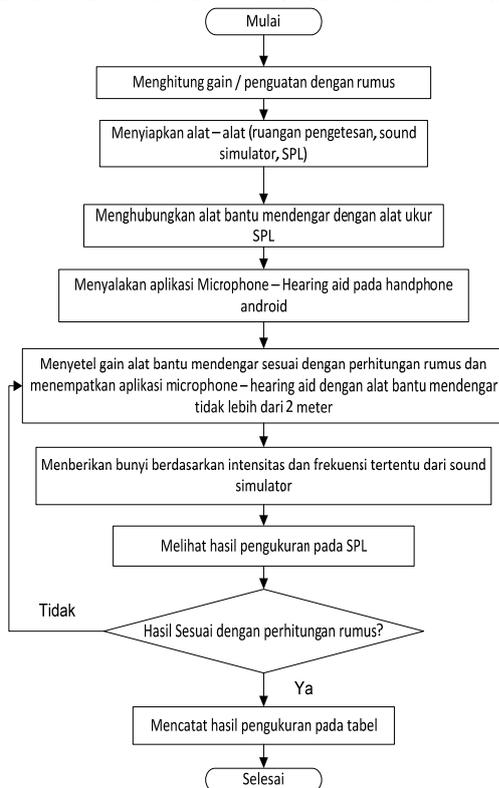


Gambar 10. Circuit Alat bantu mendengar dengan sistem Bluetooth

Gambar 9. Block Diagram Alat bantu mendengar dengan sistem Bluetooth

4. PENGUJIAN DAN ANALISA DATA

Pengujian ini dilakukan dengan dengan cara mengambil data dari percobaan yang berfungsi untuk mengetahui kinerja dan kekurangan dari sistem. Proses pengujian ini dilakukan untuk mencari tahu adanya



Gambar 11 Flowchart Pengujian dan Analisa data

circuit hasil rakitan alat bantu mendengar yang berbasis Bluetooth.

kesalahan atau tidak pada setiap blok rangkaian yang digunakan. Dari setiap pengujian tersebut diberikan hasil percobaan dan analisa. Seperti terlihat pada gambar 11 yang menjelaskan flowchart sistem.

dari pemberian gain / penguatan pada alat bantu mendengar berdasarkan hasil perhitungan rumus

2. Untuk mengetahui seberapa tepat pemberian gain / penguatan beserta frekuensinya pada alat hasil rakitan
3. Untuk mengetahui pengaruh jarak terhadap sistem kerja Bluetooth

4.2 Target Pengujian

1. Menguji nilai gain / penguatan yang diberikan pada alat bantu mendengar berdasarkan rumus
2. Menguji ketepatan pemberian gain beserta frekuensinya pada output alat hasil rakitan
3. Menguji jarak maksimal sebuah Bluetooth wireless agar tetap bekerja dengan baik

4.3 Prosedur Pengujian

1. Menggunakan rumus yang telah ditentukan untuk menentukan kisaran gain / penguatan pada alat bantu mendengar
2. Menggunakan SPL untuk menghitung output gain / penguatan beserta frekuensinya pada alat hasil rakitan
3. Mengatur jarak Bluetooth terhadap aplikasi dimulai dari 0.5 meter, 1 meter, 1.5 meter, 2 meter dan 2.5 meter

4.1 Tujuan

1. Untuk mengetahui perhitungan yang tepat

4.4 Data Hasil Pengujian

Data di bawah ini merupakan hasil pemeriksaan audiometri terhadap Tn. Farry Setiawan dengan jenis kelamin laki – laki dan berusia 27 tahun dengan aktivitas yang masih

kerja dan sangat jarang punya waktu untuk datang ke hearing center. Adapun hasil pemeriksaannya adalah seperti terlihat pada *tabel 1* :

Tabel 1 Hasil pemeriksaan audiometri

Frekuensi (Hz)	250	500	1000	2000	4000	8000
Intensitas (dB)	40	45	45	50	50	55

Berdasarkan hasil pemeriksaan di atas didapatkan bahwa Tn. Farry Setiawan telah mengalami penurunan pendengaran dengan derajat penurunan pendengaran *moderate* (sedang) seperti yang sudah dijelaskan di bab II bagian jenis – jenis gangguan pendengaran dan derajat gangguan pendengaran.

Jika berdasarkan rumus yang dikemukakan oleh *Robert M. Traynor, EdD (1980)*, maka Tn. Farry Setiawan memiliki range penyetelan

gain untuk alat bantu mendengarnya adalah :

1. Untuk gain low level : $G = HL - 20$, for 20 to 60 dB HL
2. Untuk MCL : $G = 0,6 * (HL - 20)$, for 20 – 60 dB HL
3. Untuk gain high level : $G = 0.1 * (HL - 40)^{1.4}$, for $HL \geq 40$ dB HL
4. Untuk Output : $Gain = Output - Input$, maka $Output = Input + Gain$

Maka didapatkan hasil pada *tabel 2*:

Tabel 2 hasil perhitungan rumus

Area	Low Level		MCL		High level	
Frekuensi (Hz)	250	500	1000	2000	4000	8000
Frekuensi pengukuran (Hz)	230		910		3600	
Intensitas (dB) / input	40	45	45	50	50	55
Rata – rata Intensitas (dB) / input	42,5		47,5		52,5	
Gain (dB)	20	25	15	18	1	1,76
Rata – rata Gain (dB)	22,5		16,5		1,38	
Output (dB)	60	70	60	68	51	56,76
Rata – rata output (dB)	65		64		53,88	

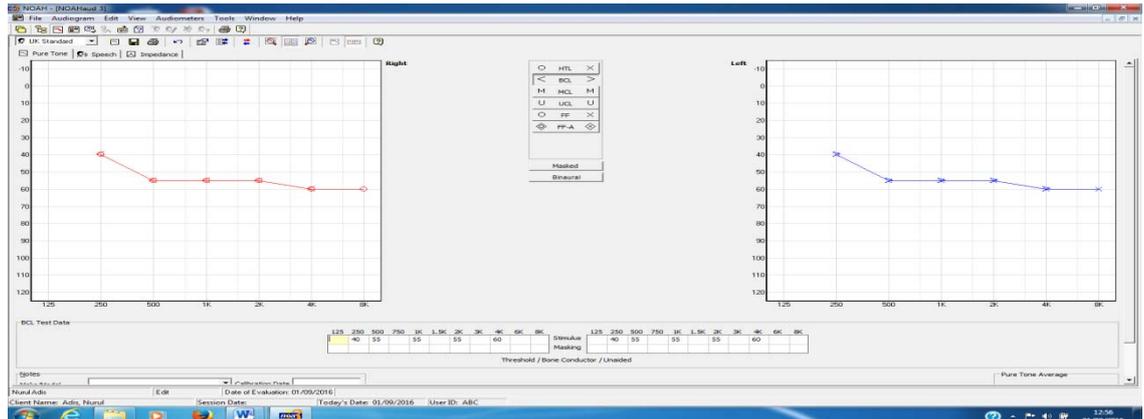
4.5 Data dari hasil pengukuran pada jarak 0,5 meter untuk laki – laki usia 27 tahun dengan rata – rata gangguan pendengaran 55 dB HL (Hearing Level) seperti terlihat pada *tabel 3* :

Tabel 3 hasil Pengukuran dengan jarak 0.5 meter :

Area	Low Level		MCL		High level	
Frekuensi (Hz)	250	500	1000	2000	4000	8000
Frekuensi pengukuran (Hz)	230		910		3600	
Intensitas (dB) / input	40	45	45	50	50	55
Rata – rata Intensitas (dB) / input	42,5		47,5		52,5	

Gain (dB)	20	25	15	18	1	1,76 = 2
Rata – rata Gain (dB)	22,5		16,5		1,38	
Output (dB)	59,36	69,69	59,32	67,93	51,22	55,19
Rata – rata output (dB)	64,525		63,625		53,205	

4.6 Data Hasil pengukuran untuk jenis kelamin perempuan usia 40 tahun dengan rata – rata gangguan pendengaran 55 dB HL (Hearing level) seperti pada gambar 13:



Gambar 12 hasil pemeriksaan audiometri

Tabel 4 frekuensi dan intensitas dari audiometri

Frekuensi (Hz)	250	500	1000	2000	4000	8000
Intensitas (dB)	40	55	55	55	60	60

Tabel 4 menjelaskan hasil pemeriksaan Ny. Nurul Adisa dan dari hasil di atas, pasien telah mengalami penurunan pendengaran dengan derajat moderate (sedang) seperti yang sudah dijelaskan sebelumnya.

Menurut *Munson – Fletcher (2003)* untuk orang dengan pendengaran normal memiliki range intensitas 0 – 25 db HL, sedangkan untuk orang dengan penurunan pendengaran ringan memiliki range intensitas 26 – 45 dB HL, dan untuk orang dengan penurunan pendengaran sedang memiliki range intensitas 46 – 75 dB HL, serta untuk orang dengan penurunan berat memiliki range intensitas di atas 75 dB HL.

Jika berdasarkan rumus yang dikemukakan oleh

Robert M. Traynor, EdD (1980), maka Ny. Nurul Adisa memiliki range penyetelan gain untuk alat bantu mendengarnya adalah :

1. Untuk gain low level : $G = HL - 20$, for 20 to 60 dB HL
2. Untuk MCL : $G = 0,6 * (HL - 20)$, for 20 – 60 dB HL
3. Untuk gain high level : $G = 0.1 * (HL - 40) ^ 1.4$, for $HL \geq 40$ dB HL
4. Untuk Output : Gain = Output – Input, maka Output = Input + Gain

Maka didapatkan hasil seperti terlihat pada *tabel 5* berdasarkan perhitungan rumus, sedangkan *tabel 6* menjelaskan tentang hasil pengukuran :

Tabel 5 frekuensi dan intensitas hasil perhitungan rumus

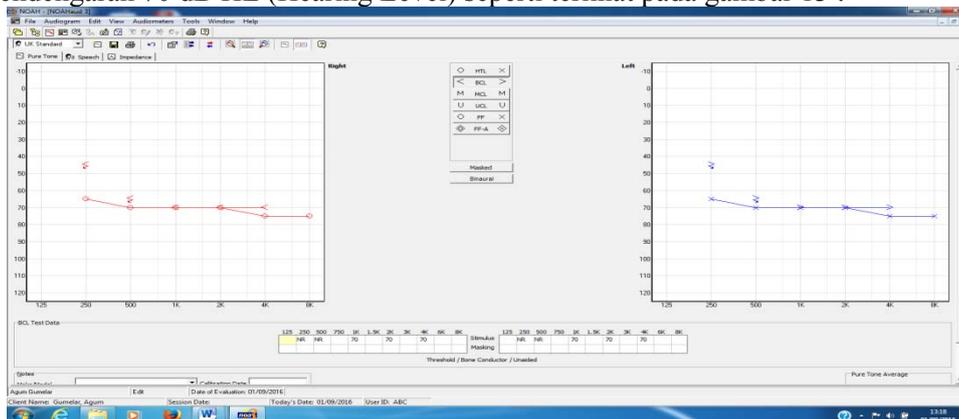
Area	Low Level		MCL		High level	
Frekuensi (Hz)	250	500	1000	2000	4000	8000
Frekuensi pengukuran (Hz)	230		910		3600	
Intensitas (dB) / input	40	55	55	55	60	60
Rata – rata	47,5		55		60	

Area	Low Level		MCL		High level	
Intensitas (dB) / input						
Gain (dB)	20	25	15	18	1	1,76
Rata – rata Gain (dB)	22,5		16,5		1,38	
Output (dB)	60	80	70	73	61	61,76
Rata – rata output (dB)	70		71,5		61,38	

Tabel 6 hasil Pengukuran dengan jarak 0.5 meter :

Area	Low Level		MCL		High level	
Frekuensi (Hz)	250	500	1000	2000	4000	8000
Frekuensi pengukuran (Hz)	230		910		3600	
Intensitas (dB) / input	40	55	55	55	60	60
Rata – rata Intensitas (dB) / input	47,5		55		60	
Gain (dB)	20	25	15	18	1	1,76
Rata – rata Gain (dB)	22,5		16,5		1,38	
Output (dB)	59,36	79,69	69,32	72,93	60,22	60,19
Rata – rata output (dB)	69,525		71,125		60,205	

4.7 Data dari hasil pengukuran pada jarak 0,5 meter untuk laki – laki usia 30 tahun dengan rata – rata gangguan pendengaran 70 dB HL (Hearing Level) seperti terlihat pada gambar 13 :



Gambar 13 Hasil pemeriksaan audiometri

Tabel 7 frekuensi dan intensitas dari audiometri

Frekuensi (Hz)	250	500	1000	2000	4000	8000
Intensitas (dB)	65	70	70	70	75	75

Tabel 7 menjelaskan hasil pemeriksaan Tn. Agum Gumelar dan dari hasil di atas, pasien telah mengalami penurunan pendengaran dengan derajat moderate to

severe (sedang ke berat) seperti yang sudah dijelaskan sebelumnya.

Menurut Munson – Fletcher (2003) untuk orang dengan pendengaran normal memiliki

range intensitas 0 – 25 db HL, sedangkan untuk orang dengan penurunan pendengaran ringan memiliki range intensitas 26 – 45 dB HL, dan untuk orang dengan penurunan pendengaran sedang memiliki range intensitas 46 – 75 dB HL, serta untuk orang dengan penurunan berat memiliki range intensitas di atas 75 dB HL.

Jika berdasarkan rumus yang dikemukakan oleh *Robert M. Traynor, EdD (1980)*, maka Tn. Agum Gumelar memiliki range penyetyelan gain untuk alat bantu mendengarnya adalah :

1. Untuk gain low level : $G = HL - 20 - (0,05*(HL - 60))$, $HL \geq 60$ dB HL
 2. Untuk MCL : $G = 0,8 * (HL - 20)$, $HL \geq 60$ dB HL
 3. Untuk gain high level : $G = 0.1 * (HL - 40)^{1.4}$, for $HL \geq 40$ dB HL
 4. Untuk Output : $Gain = Output - Input$, maka $Output = Input + Gain$
- Maka didapatkan hasil perhitungan rumus pada tabel 8 dan tabel 9 menjelaskan hasil pengukuran :

Tabel 8 frekuensi dan intensitas hasil perhitungan rumus

Area	Low Level		MCL		High level	
Frekuensi (Hz)	250	500	1000	2000	4000	8000
Frekuensi pengukuran (Hz)	230		910		3600	
Intensitas (dB) / input	65	70	70	70	75	75
Rata – rata Intensitas (dB) / input	67,5		70		75	
Gain (dB)	44,75	49,5	40	40	3,5	3,5
Rata – rata Gain (dB)	47,125		40		3,5	
Output (dB)	109,75	119,5	110	110	78,5	78,5
Rata – rata output (dB)	114,625		110		78,5	

Tabel 9 hasil Pengukuran dengan jarak 0.5 meter :

Area	Low Level		MCL		High level	
Frekuensi (Hz)	250	500	1000	2000	4000	8000
Frekuensi pengukuran (Hz)	230		910		3600	
Intensitas (dB) / input	65	70	70	70	75	75
Rata – rata Intensitas (dB) / input	67,5		70		75	
Gain (dB)	44,75	49,5	40	40	3,5	3,5
Rata – rata Gain (dB)	47,125		40		3,5	
Output (dB)	107,75	118,69	108	107	76	76
Rata – rata output (dB)	113,22		107,5		76	

5. KESIMPULAN

Dari percobaan di atas diperoleh kesimpulan sebagai berikut :

1. Ketepatan penyetelan gain / penguatan sangat dipengaruhi oleh jarak antara aplikasi microphone – hearing aid dengan alat bantu dengar yang sudah terintegrasi dengan Bluetooth, selain itu juga kondisi kebisingan ruangan juga sangat berpengaruh terhadap penyetelan alat bantu mendengar.
2. Hasil pengukuran pada jarak 0.5 meter untuk pasien pengguna alat bantu mendengar dengan jenis kelamin laki – laki usia 27 tahun dengan gangguan pendengaran rata – rata 55 dB HL memiliki persentasi kesalahan yaitu 0.731% untuk *low level*, 0.586% untuk *medium level* dan 1.25% untuk *high level*.
3. Hasil pengukuran pada jarak 0.5 meter untuk pasien pengguna alat bantu mendengar dengan jenis kelamin perempuan usia 40 tahun dengan gangguan pendengaran rata – rata 55 dB HL memiliki persentasi kesalahan yaitu 0.679% untuk *low level*, 0.524% untuk *medium level* dan 1.91% untuk *high level*.
4. Hasil pengukuran pada jarak 0.5 meter untuk pasien pengguna alat bantu mendengar dengan jenis kelamin laki – laki usia 30 tahun dengan gangguan pendengaran rata – rata 70 dB HL memiliki persentasi kesalahan yaitu 1,22% untuk *low level*, 2,27% untuk *medium level* dan 3,18% untuk *high level*.

DAFTAR PUSTAKA

- Glorig, A., and Nixon, J. (1962). "Hearing loss as a function of age," *Larynx - goscope* 27, 1596 – 1610.
- Corso, J. F. (1963). "Age and sex differences in pure – tone thresholds," *Arch. Otolaryng.* 77, 385 – 405.
- Chung, D. Y., Mason, K., Gannon R. P., and Wilson, G. N. (1983). "The ear effect as a function of age and hearing loss," *J. Acoust. Soc. Am.* 73, 1277 – 1282.
- Royster, J. D., and Royster, L. H. (1986). "Audiometric data base analysis in Noise and Hearing Conversation Manual, edited by E. H. Berger, W. D. Ward, J. C. Morrill, and L. H. Royster (American Industrial hygiene

Association, Akron, Ohio), Chap. 9, pp. 293-317.

- Villchur, E. (1969). "Free field calibration of earphones," *J. Acoust. Soc. Am.* 46. 1527-1534.
- Lethbridge-Cejku M, Schiller JS, Bernadel L. Summary health statistics for U.S. adults: National Health interview Survey, 2002. *Vital Health Stat* 10. 2004;(222):1-151.
- Pearson JD, Morrell CH, Gordon-Salant S, Brant LJ, Meter EJ, Klein LL, Fozard JL. Gender differences in a longitudinal study of age-associated hearing loss. *J. Acoust Soc Am.* 1995;97(2):1196-1205.
- Ching TY, Dillon H, Byrne D. Speech recognition of hearing-impaired listeners: predictions from audibility and the limited role of high-frequency amplifications. *J Acoust Soc Am.* 1998;103:1128-40.
- Stark P, Hickson L. Outcomes of hearing aid fitting for older people with hearing impairment and their significant others. *Int J Audiol.* 2004;43:390-98.
- Uchida Y, Nakashima T, Ando F, Niino N, Shimokata H. Prevalence of self-perceived auditory problems and their relation to audiometric thresholds in a middle-aged to elderly population. *Acta otolaryngol.* 2003;123:618-26.
- http://www.academia.edu/7148513/PRINSIP_KERJA_ALAT_BANTU_DENGAR
- Heflin S, Mahr AS. Audigrams and what they tell us about hearing loss. www.pacificaudiology.com/audiogram/nya.html
- [http://dx.DOI.libproxyucl.ac.uk/10.1121/1.428452](http://dx.doi.libproxyucl.ac.uk/10.1121/1.428452)
- Faisa, Siti. 2016. AUDIOMETRI TUTUR DENGAN KALIMAT BAHASA INDONESIA, Penyusunan, Pembakuan dan Penerapannya dalam Tes Audimetri Tutar di Tempat Ramai: IndoHINT. Jakarta: FK UI
- McArdle R, Hnath-Chisolm T. Speech Audiometry. In: Handbook of Clinical Audiology. Editor: Katz J, Medwetsky L., Bukard R, Hood L. ED. Lippincot Williams & Wilkins 2009. Pp 64-77.
- Sun, J., Howie, D., Koivisto, A., Sauvola, J., "Design, Implementation, and

Evaluation of Bluetooth Technology”,
University of Oulu, Finland.
Cameron John R, Skofronick James G,
“Medical Physics”, pp 17, John Willy & Sons
Inc, New York.

Bondy, J., S. Becker, I. Bruce, L. Trainor, and
S. Haykin, A novel signal-processing strategy
for hearing-aid design: neurocompensation,
Signal Processing, 84:1239—1253, 2004