

## SIMULASI DAN SINTESIS PENGURANGAN DERAU PADA ALAT BANTU DENGAR DIGITAL DENGAN METODE WIENER FILTERING

Erstiarinny Dyah Pratiwi<sup>1</sup>, Bambang Hidayat<sup>2</sup>, Unang Sunarya<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Teknik Telekomunikasi, Fakultas Teknik Elektro, Universitas Telkom

---

### Abstrak

Pada masa sekarang fungsi alat bantu dengar tidak hanya untuk meninggikan volume suara. Ketika digunakan, alat ini juga harus mampu membuat penggunanya mendengar suatu pembicaraan dengan lebih jelas tanpa ada upaya yang keras, terutama dalam keadaan ramai sehingga mencegah ketidaknyamanan dari suara yang terlalu bising. Pada digital hearing aids, suatu sinyal suara akan menghasilkan; peningkatan PSNR, penyesuaian frekuensi pendengaran dan lain-lain.

Dalam tugas akhir ini telah disimulasikan proses pengolahan sinyal digital pada hearing aids yang sederhana secara non-real time. Sinyal masukan untuk simulasi ini adalah sampel suara yang diambil di lingkungan penelitian menggunakan dua mikrofon. Mikrofon pertama digunakan untuk mengambil suara manusia yang telah tercampur noise, sedangkan mikrofon kedua untuk mengambil background noise yang berasal dari lingkungan model penelitian. Setelah itu dilakukan pemrosesan noise reduction, time-frequency masking, dan amplitude compression.

Hasil dari sistem ini Pada diukur secara objektif dan subjektif. Parameter pengukuran objektif adalah PSNR dan MSE. Sedangkan pada pengukuran secara subjektif digunakan parameter MOS dengan metode degradation category rating dimana didapatkan nilai 4 dari responden terbanyak. Nilai optimum PSNR yang dicapai adalah sebesar 17,68 dB pada orde 110 dan MSE yang memiliki nilai terendah 0,0170 .

Kata Kunci : DSP Hearing Aids, Noise Reduction, Wiener Filtering,

---

### Abstract

Nowadays the function of hearing aid is not only to increase the volume. When hearing aid is being used, it should be able to allow user hear a conversation and a speech much clearer, especially in a noisy environment so the user will not feel uncomfot by hearing a noisy speech. In digital hearing aid, an audio input produces; increased PSNR; hearing frequency adjustment and so on.

This study has simulated the digital signal processing in hearing aid by using a non-real time method. Input of for this systme is voice samples taken in research environment using two microphones. Primary microphone is used to record the sample of speech and noise then the secondary microphone is used to record the environment noise. The next steps are noise reduction, frequency shapping, and amplitude compression.

Output signal of the systme is measured objectively and subjectively. Parameter for the objective measurement are PSNR and MSE . Parameter for subjective measurement is MOS with degradation category rating method which the value of 4 is got from the most respondent . Optimum value of PSNR is 17.68 dB and optimum value of MSE is 0.0170 which both were achieved at filter orde 110.

Keywords : DSP Hearing Aids, Noise Reduction, Wiener Filtering, Amplitude

---

# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang Masalah

Menurunnya fungsi telinga sebagai indera pendengaran dikenal dengan gangguan pendengaran atau *hearing loss*. *Hearing loss* bisa disebabkan banyak faktor, seperti seringnya mendengar suara bising, faktor usia, faktor genetik, adanya infeksi, dan lain lain.

Mengalami gangguan pendengaran menyebabkan seseorang kesulitan untuk mendengarkan suara secara normal. Agar dapat mendengar secara baik maka diciptakan sebuah alat khusus yang didesain untuk meningkatkan volume suara. Alat ini disebut *hearing aids*. *Hearing aids* ini merupakan instrumen elektronik berukuran kecil yang tugas utamanya adalah untuk membantu mengatasi *hearing loss*.

Sebelum pertengahan tahun 1980-an alat bantu dengar yang dikembangkan masih berupa sistem analog. Pada sistem ini digunakan mikropon untuk merubah gelombang suara menjadi arus listrik untuk diperkuat. Pada tahun 1996 pertama kali dikenalkan *digital hearing aids* dengan program pengolahan sinyal digital didalamnya. Proses-proses pengolahan ini menggunakan algoritma-algoritma khusus untuk menghasilkan suara dengan kualitas yang lebih baik. Teknologi yang lebih akurat dan efisien, serta dengan kelebihan *hands free operation*, *hearing aids* dapat mengatur volume sendiri.

Dengan diciptakannya *digital hearing aids* tidak kontan membuat semua penderita *hearing loss* merasa puas akan kualitas suara yang didengarkan terutama dengan adanya *background noise*. Respon pendengaran yang berbeda pada setiap individu juga merupakan faktor penentu kepuasan pengguna atas kualitas *hearing aids*.

Hal ini yang mendasari tujuan disusunnya penelitian untuk mensimulasikan kerja sistem pengolahan sinyal digital pada alat bantu dengar dengan metode *Wiener Filtering* dalam pilihan frekuensi tertentu (*time-freque*

*ency masking*) yang nyaman bagi penderita gangguan pendengaran. Simulasi ini diharapkan dapat mewakili kerja sebuah sistem sebagai alat untuk meningkatkan kualitas pendengaran bagi pengguna *hearing aids*.

## 1.2 Tujuan

Tujuan tugas akhir ini adalah :

- a. Menerapkan metode *Wiener Filtering* pada simulasi sistem pengurangan derau *digital hearing aids*.
- b. Menganalisa cara kerja pengolahan sinyal digital pada *hearing aids* untuk kondisi tertentu dengan membandingkan suara pada kondisi normal dan suara yang telah diproses
- c. Menganalisa sinyal keluaran sistem dengan menghitung nilai PSNR dan MSE pada parameter-parameter yang telah ditentukan

## 1.3 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang dan tujuan, masalah-masalah yang akan dibahas dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

- a. Bagaimana pengaruh *noise* pada lingkungan yang digunakan sebagai model penelitian terhadap sinyal informasi?
- b. Bagaimana cara memperbaiki kualitas sinyal suara asli yang terdegradasi karena efek *noise* dengan penerapan metode *Wiener Filtering*?
- c. Bagaimana cara pemilihan frekuensi kerja pada *hearing aids* sesuai batas kenyamanan penderita gangguan pendengaran?
- d. Bagaimana performansi sistem ditinjau dari sinyal suara keluaran yang diukur dengan parameter PSNR, MSE, dan MOS?

## 1.4 Batasan Masalah

Tugas akhir ini akan membatasi permasalahan pada hal-hal berikut

- a. Sebagai sinyal suara masukan adalah suara manusia dalam bentuk percakapan yang telah tercampur oleh *noise* dan *background noise* tanpa ada campuran percakapan manusia.

- b. Model sistem adalah *monaural hearing aids* untuk penderita *hearing loss* level ringan(*mild*).
- c. Format penyimpanan *file* suara berbentuk *wave format (\*.wav)*.
- d. Sinyal suara yang diproses tidak mengandung *feedback* sebagai efek pantulan.
- e. Lingkungan yang digunakan sebagai model penelitian adalah area parkir mobil terbuka.
- f. *Noise* yang ditimbulkan berupa suara mesin mobil.
- g. Suara manusia yang digunakan sebagai input didapat dari hasil rekaman suara yang diambil di lingkungan model penelitian selama kurang dari 4 detik dengan *frequency sampling* sebesar 8000 Hz.
- h. Orde filter yang digunakan adalah 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110, 120, 130, 140, 150, 160, 170, 180, 190, 200.
- i. Bersifat *non-realtime*.
- j. Simulasi menggunakan *toolbox matlab 2009*.

## 1.5 Metodologi Penelitian

- a. Identifikasi Masalah  
Pada tahap identifikasi ditentukan latar belakang penelitian, tujuan penelitian, rumusan masalah penelitian serta batasan masalah penelitian yang melingkupi lama perekaman sinyal input, lingkungan penelitian, *background noise*, dan metode yang digunakan.
- b. Studi Literatur  
Melakukan studi literatur serta pengumpulan data tentang beberapa materi yang berkaitan dengan pembuatan simulasi ini, seperti *speech processing*, *digital hearing aids*, *Wiener filtering*, MATLAB. Studi literatur dilakukan melalui internet, makalah-makalah terdahulu, jurnal-jurnal, buku-buku, serta melalui diskusi dan konsultasi dengan dosen pembimbing.
- c. Analisa Sistem  
Menganalisa deskripsi dan kebutuhan sistem berdasarkan batasan masalah dan ketersediaan data.

d. Implementasi

Membuat suatu simulasi berdasarkan cara kerja pengolahan sinyal suara pada *hearing aids* dengan menggunakan metode korelasi yang digunakan pada blok *noise reduction* dan *amplitude compression*.

e. Pengujian

Melakukan pengujian sistem untuk memastikan performansi kerja sistem tersebut, mengevaluasi keberhasilan metode yang digunakan dalam pengolahan sinyal suara, dan menganalisa faktor-faktor yang memengaruhi performansinya.

f. Penyusunan Laporan

Dilakukan analisa hasil implementasi dan pengujian sistem yang telah dilakukan dan disusun kedalam sebuah laporan.

## 1.6 Sistematika Penulisan

Tugas akhir ini dibagi dalam beberapa topik bahasan yang disusun secara sistematis sebagai berikut :

### **BAB I PENDAHULUAN**

Bab ini membahas latar belakang masalah, tujuan, manfaat, rumusan masalah, batasan masalah, metodologi penelitian, sistematika penulisan dan rencana kerja.

### **BAB II DASAR TEORI**

Bab ini membahas prinsip dasar sistem pendengaran manusia, jenis-jenis gangguan pendengaran, dan perhitungan matematika dari algoritma yang digunakan

### **BAB III MODEL DAN PERANCANGAN SISTEM**

Bab ini menjelaskan proses menghilangkan derau pada *hearing aids*.

### **BAB IV ANALISIS HASIL PENGUJIAN**

Bab ini menjelaskan proses pengujian dan analisis hasil pengujian

### **BAB V KESIMPULAN DAN SARAN**

Bab ini berisi kesimpulan dari penelitian dan saran untuk penelitian selanjutnya.

## BAB V

### KESIMPULAN DAN SARAN

#### 5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil pengujian dan beberapa analisis terhadap pengujian simulasi untuk pengurangan derau pada alat bantu digital, dapat disimpulkan sebagai berikut :

1. Sebuah alat bantu dengar tidak hanya berfungsi sebagai *amplifier* tetapi juga harus berfungsi sebagai *noise reduction* atau *noise canceler*.
2. Terdapat tiga blok *noise reduction* pada alat bantu dengar, yaitu *noise reduction*, *frequency shapping*, dan *amplitude compression*. Tiga blok tersebut dirasakan cukup untuk membuat penderita gangguan pendengaran mampu mendengar sebuah percakapan lebih baik
3. *Wiener filter* merupakan filter linear yang melibatkan informasi korelasi antara sinyal asli dan *noise* untuk meningkatkan SNR atau mengurangi distorsi dari sinyal acak yang berada di dalam *noise* acak.
4. Semakin tinggi nilai orde *Wiener filter* tidak selalu berbanding lurus dengan peningkatan performansi sistem, namun akan selalu terdapat nilai orde optimum.
5. Hasil keluaran filter yang optimum berada saat orde filter bernilai 110 dengan nilai PSNR optimum 17,68 dB dan nilai MSE 0,070.
6. Sinyal keluaran Wiener Filter tidak dapat diapai dalam keadaan yang benar-benar bersih dikarenakan spektrum info dan spektrum *noise* berada pada rentang frekuensi yang sama.
7. Pada blok *frequency shapping* telah diimplementasikan penyesuaian gain antara audiogram pendengaran normal dan audiogram penderita gangguan pendengaran level ringan.
8. Sinyal keluaran dari blok *frequency shapping* telah memiliki frekuensi yang masih berada pada level nyaman pasien sehingga tidak terjadi kompresi amplitudo.

## 5.2 Saran

1. Untuk kedepannya, sangat baik apabila sistem ini bisa ditambahkan blok dereverberasi. Karena hearing aid sewaktu-waktu dipakai di dalam ruangan yang memungkinkan terjadinya pantulan-pantulan suara.
2. Sebaiknya spesifikasi alat yang digunakan untuk perekaman sebisa mungkin karakteristiknya tidak terlalu berbeda atau dengan kata lain sebaiknya menggunakan dua perangkat perekaman yang yang spesifikasinya sama.
3. Sebaiknya pengujian dilakukan langsung kepada pasien tuna rungu, agar dapat diketahui lebih pasti jika sistem ini benar-benar bagus.



## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Adams, Simon. 1998. *Ensiklopedia populer anak gelombang bunyi*. Jakarta : Ichtiar Baru Van Hoeven
- [2] Akhyar, Salman. 2005. *Gangguan pendengaran dan anatomi telinga*. Jakarta : Grafindo Media Pratama
- [3] American National Standards Institute. 1978. *Methods for manual pure-tone threshold audiometry* (ANSI S3.21-1978, R-1986). New York: ANSI
- [4]. Antoniou, Andreas. 2005. *Digital Signal Processing Signal System and Filter*. Canada
- [5] Clark, J.G. 1981. Uses and abuses of hearing loss classification. *Asha*, 23, 493-500.
- [6] Furui, Saodaki. 1985. *Digital Speech Processing, Synthesis, and Recognition*. New York : Marcel Dekker, Inc.
- [7] Hayes, Monson H. 1996. *Statistical Digital Signal Processing And Modeling*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- [8] Marc Colman. (2005). *A Brief History of Hearing Aids*. [Online]. Tersedia <http://www.myhearingcenter.com/briefhistory.asp>. [ 28 September 2011]
- [9] Stezler, Trudy dan Neeraj Magotra. 2000. “Low Power Real Time Programmable DSP Development Platform For Digital Hearing Aids”. *Application Report SPRA657 April*.
- [10] Tentotechnik. *Conversion of Sound Units*. [Online]. Tersedia <http://www.sengpielaudio.com/calculator-soundlevel.htm>. [ 6 Mei 2012]
- [11] Tjondronegoro, Suhartono.2009. *Statistical Signal Processing*. Bandung
- [12] Vaseghi, Saeed V. 2000. *Advance digital signal processing and noise reduction, second editon*. New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.