

Pengembangan Instrumentasi dan Analisis Sinyal EMG pada Otot Leher

Nabilah Ashriyah, Tri Arief Sardjono, dan Mohammad Nuh
Departemen Teknik Biomedik, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)
e-mail: sardjono@bme.its.ac.id

Abstrak—Orang yang telah kehilangan laring (*laryngectomy*) atau mengalami kerusakan laring akan kehilangan fungsi bicara dan menyebabkan sulitnya berkomunikasi. *Electrolarynx* (EL) adalah perangkat genggam berdayakan baterai yang merupakan salah satu alternatif untuk membangkitkan suara dengan memberi getaran pada otot leher. EL adalah alternatif yang mudah digunakan dan sederhana, akan tetapi suara yang dihasilkan EL tidak natural (seperti robot), monoton, dan memiliki kualitas yang rendah sehingga dibutuhkan pengembangan lanjut untuk meningkatkan kualitas suara dan kenyamanan penggunaan. Penelitian sebelumnya telah menunjukkan adanya hubungan antara aktivitas otot leher dengan pembentukan suara. Oleh karenanya, sinyal elektromiografi (EMG) pada otot leher dianalisis terhadap intensinya untuk memulai/berhenti bicara dan hubungannya dengan nada suara yang dihasilkan. Pada penelitian ini, instrumentasi EMG minimum dirancang untuk memperoleh sinyal EMG pada otot leher. Instrumentasi EMG terdiri dari penguat instrumentasi, rangkaian filter, dan rangkaian *adder*. Sinyal EMG kemudian direkam dan dilakukan proses *filtering*, *rectification*, dan kalkulasi *envelope* sinyal sederhana dengan *low pass filter* Pole-Zero. Korelasi amplitudo *envelope* EMG dengan sinyal suara ketika berbicara dianalisis. *Thresholding* sinyal EMG dengan batas ambang ganda (*onset/offset*) diisulkan dalam mendeteksi sinyal wicara. Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa perekaman sinyal EMG pada otot leher membutuhkan instrumentasi dengan penguatan yang jauh lebih besar. Nilai *threshold* untuk *onset* mampu mendeteksi sinyal wicara sebelum wicara terjadi dengan selang waktu sekitar 0.2 ms. Akan tetapi, *offset threshold* tidak mampu memberikan waktu akhir dari sinyal wicara dengan tepat, di mana deteksi wicara diakhir lebih cepat sekitar 0.12 ms dari seharusnya.

Kata Kunci—Deteksi Suara, Elektromiografi Otot Leher, Korelasi.

I. PENDAHULUAN

LARYNGECTOMEE adalah orang yang mengalami pengangkatan laring (laringektomi) atau kerusakan laring, baik karena kanker laring maupun penyakit laring lainnya. Kebanyakan *laryngectomy* adalah orang tua di atas usia 50 tahun dan disebabkan oleh rokok dan alkohol [1]. Pasien laringektomi ini akan kehilangan fungsi bicara dan menyebabkan sulitnya berkomunikasi sehingga membutuhkan suara pengganti, seperti *esophageal speech* (ES), *tracheoesophageal* (TE) *speech*, dan *electrolarynx* (EL) *speech* [1]. ES dan TE merupakan alternatif yang menghasilkan suara lebih alami dan paling umum digunakan di Indonesia, hanya saja proses rehabilitasi ini cenderung lama hingga pasien benar-benar terlatih dan dapat berbicara kembali dengan baik. Selain sulit, sering kali suara yang diucapkan kurang jelas untuk

dimengerti oleh lawan bicara [2]. Sedangkan EL adalah perangkat genggam berdaya baterai untuk membangkitkan suara dengan memberi getaran pada otot leher yang kemudian menggetarkan sistem vokal. EL dianggap alternatif yang paling sederhana, mudah digunakan, dan efektif dibandingkan dengan dua alternatif sebelumnya. Penggunaan EL juga dirasa aman dan tidak memerlukan perawatan khusus. Akan tetapi, EL masih memiliki kelemahan pada suaranya yang tidak natural, monoton, dan memiliki kualitas yang masih rendah.

Wicara EL yang monoton dan tidak natural seperti robot membuat pasien sulit berekspresi. Oleh karena itu, diperlukan pengembangan sistem EL yang dapat mengubah frekuensi getar transduser secara adaptif untuk memberikan intonasi suara. Selain peningkatan kualitas wicara EL, EL juga dapat dikembangkan dari segi kenyamanan dan efisiensinya. *Electrolarynx* yang bebas genggam (*hands-free*) dengan kontrol *on/off* otomatis menjadikan EL lebih praktis dan akan membuat pasien lebih fleksibel.

Beberapa penelitian telah menunjukkan adanya hubungan antara aktivitas otot leher dengan pembentukan suara. Beberapa penelitian untuk mengembangkan kontrol EL dengan memanfaatkan sinyal EMG, khususnya pada otot leher, telah dilakukan. Penelitian tersebut termasuk untuk kontrol *on/off* yang mengatur daya transduser EL [3][4][5], kontrol nada suara EL dengan mengestimasi frekuensi getar transduser [6][7][8], dan analisis untuk kontrol volume EL [9].

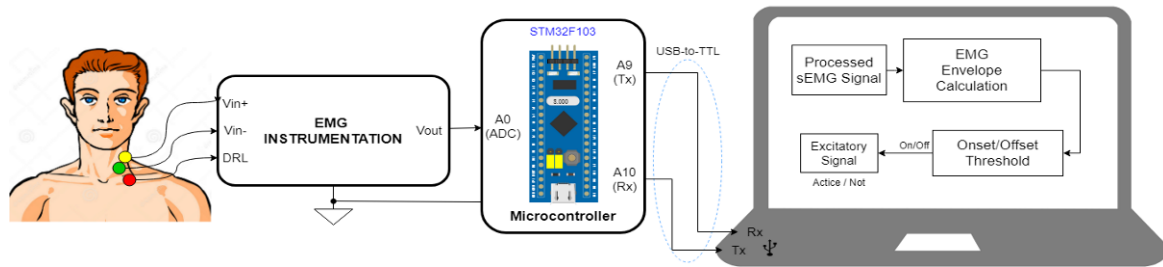
Sinyal EMG pada otot leher yang berhubungan dengan pembentukan suara bernilai sangat kecil, sekitar puluhan microvolt [3]. Oleh karena itu, pada penelitian ini dilakukan pengembangan instrumentasi EMG untuk otot leher yang dapat merekam sinyal EMG otot leher dengan baik. Selain itu, analisis sinyal EMG juga dilakukan terhadap intensinya untuk memulai/berhenti bicara dan korelasinya terhadap frekuensi fundamental dari sinyal suara yang dihasilkan.

II. TINJAUAN PUSTAKA

A. Sistem Suara pada Manusia

1) Gambaran Umum dan Prinsip Kerja

Suara dihasilkan ketika suatu objek (sumber) bergetar dan menyebabkan udara di sekitarnya bergerak. Produksi suara manusia pada sistem suara (*vocal tract*) pada dasarnya dimulai dari perintah sistem saraf dalam kontrol otot dan manipulasi rangkaian organ penghasil suara [10]. Produksi suara berawal dari aliran udara di sistem suara yang bersumber dari aktivitas respirasi. Pengeluaran udara inspirasi dari paru-paru keluar melalui trakea dan laring akan memberi gaya tekanan yang menggetarkan pita suara di dalam laring. Getaran pita suara



Gambar 1. Diagram blok rancangan sistem instrumentasi EMG untuk mendeteksi suara.

kemudian beresonansi dan suara yang dihasilkan akan diartikulasikan oleh komponen artikulator, seperti lidah, gigi, dan bibir.

2) Peran Laring dalam Produksi Suara

Laring terdiri dari empat kartilago utama, yaitu: tiroid, krikoid, dan dua aritenoid [11]. Kartilago-kartilago ini membentuk struktur yang mendukung dan menaungi pita suara. Ketika berkontraksi secara diferensial, otot-otot laring intrinsik dapat menggerakkan kartilago yang saling bergantung satu sama lain untuk membuka dan menutup glotis melalui manuver *abductory* dan *adductory*, serta untuk memodifikasi panjang dan sifat mekanik dari jaringan pita suara. Gerakan ini dieksekusi pada skala waktu yang sama dengan artikulator lainnya seperti lidah, bibir, rahang, dan velum. Getaran, yang menyebabkan permukaan pita suara bergerak maju mundur ratusan kali per detik dan menghasilkan bunyi, terjadi ketika konfigurasi permukaan medial pita suara, sifat mekanisnya, dan kondisi aerodinamis di sekitarnya cukup memadai untuk memulai dan mempertahankan osilasi diri.

B. Elektromiografi

Elektromiografi (EMG) adalah disiplin yang berhubungan dengan deteksi, analisis, dan pemanfaatan sinyal listrik yang berasal dari kontraksi otot [12]. Akuisisi data sinyal listrik tersebut dilakukan menggunakan instrumen elektromiograf, dan hasil rekamnya disebut elektromiogram.

Karakteristik sinyal EMG adalah sinyal acak atau stokastik yang amplitudonya berkisar dari 0 sampai 1,5 mV (*root mean square*) atau 0 sampai 10 mV (*peak-to-peak*) dengan rentang frekuensi antara 0 – 500 Hz, dengan energi dominan pada rentang 50 – 150 Hz [13].

Untuk merekam sinyal EMG, ada dua jenis sensor yang dapat digunakan, yaitu elektroda jarum dan elektroda permukaan (kulit). Umumnya elektroda jarum digunakan untuk mengukur aktivitas unit motoris tunggal dan elektroda permukaan untuk mengukur mengukur unit-unit motoris.

C. Hubungan antara Sinyal Elektromiogram dengan Pembentukan Suara

Proses pembentukan suara manusia membutuhkan kontraksi otot-otot komponen pembentuk sistem vokal, termasuk kontraksi otot-otot laring intrinsik pada saat fonasi. Kontraksi otot pada pita suara dan getaran yang terbentuk menunjukkan adanya keterkaitan antara aktivitas otot dan nilai spektrum suara yang dihasilkan.

Otot *cricothyroid* dan *strap* merupakan otot utama pada leher yang terlibat dalam menurunkan nada (*pitch lowering*) pada

kontrol laring. Otot *cricothyroid* menunjukkan adanya penurunan aktivitas selama penurunan nada, sebaliknya pada otot *strap* terjadi peningkatan aktivitas otot selama penurunan nada [14].

Selain otot yang telah disebutkan sebelumnya, aktivitas otot *sternocleidomastoid* juga telah diteliti keterkaitannya dengan proses pembentukan suara. Yu et al. dalam studinya menganalisis otot *sternocleidomastoid* untuk *sEMG based Electrolarynx* [15]. Studi tersebut menunjukkan bahwa semakin tinggi nada suara, amplitudo sinyal otot *sternocleidomastoid* akan menurun.

D. Instrumentasi EMG

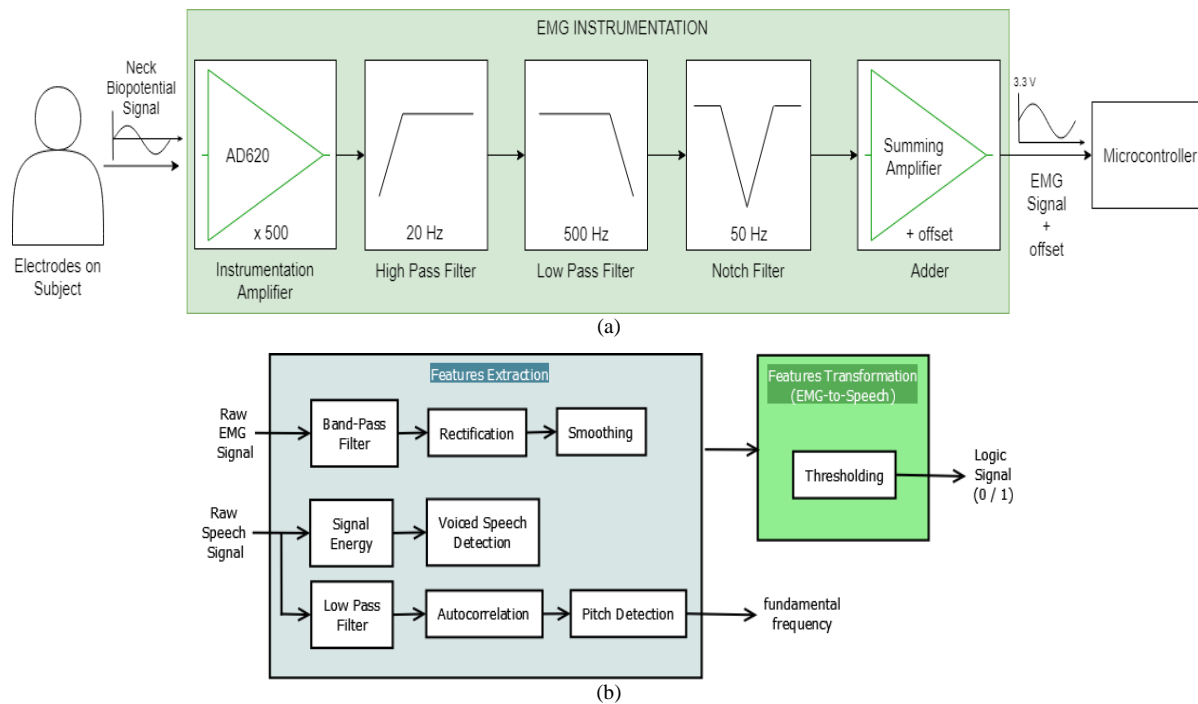
Instrumen EMG adalah alat pengukur sinyal bioelektrik untuk mengetahui sinyal yang disebabkan oleh aktivitas otot. Instrumentasi EMG ini terdiri dari beberapa bagian yang disusun secara *cascade*, yakni: penguat instrumentasi, rangkaian *common-mode rejection*, rangkaian filter analog, dan *adder*.

1) Penguat Instrumentasi

Tegangan yang dihasilkan oleh kontraksi otot sangat kecil (microvolts) dan pengukuran tersebut berisiko kehilangan integritasnya karena adanya derau dari gerakan kabel atau interferensi elektromagnetik. Untuk mencegah degradasi sinyal, voltase sinyal dikuatkan secara diferensial oleh *pre-amplifier*. Penguat instrumentasi (*instrumentation amplifier*) merupakan suatu penguat differensial yang memiliki impedansi masukan yang tinggi dan arus *bias* masukan yang rendah dan memiliki output tunggal dengan impedansi yang rendah. Rangkaian penguat instrumentasi yang baik harus mampu memberikan *common-mode rejection ratio* (CMRR) yang tinggi, rendah derau, tegangan *offset* yang rendah, nonlinearitas yang rendah, anti-interferensi yang tinggi dan *bandwidth* yang memadai [16].

2) Rangkaian Common-Mode Rejection

Penguat instrumentasi adalah rangkaian yang menguatkan perbedaan tegangan antara dua sinyal masukan sembari meniadakan sinyal yang sama-sama muncul (*common*) di kedua masukan, dinamakan *common-mode rejection* (CMR). V_{CM} , tegangan *common*, dapat disebabkan oleh beberapa ketidaksamaan, seperti perbedaan impedansi elektroda, impedansi kabel, maupun rangkaian pelindung rangkaian (umumnya resistor, kapasitor, dan dioda) pada input penguat instrumentasi. Salah satu cara untuk mengurangi tegangan *common* pada output adalah dengan menggerakkannya kembali ke tubuh pasien dengan rangkaian yang disebut sebagai



Gambar 2. Diagram blok rancangan perangkat keras (a) dan perangkat lunak (b) pada sistem.

rangkaian *right leg drive* (RLD). Pada RLD, sinyal *common mode* dibalik dan diredam agar bisa mendekati nilai nol.

3) Rangkaian Filter

Filter adalah rangkaian yang didesain to meloloskan suatu pita frekuensi tertentu sembari meredam semua sinyal di luar pita. Rangkaian filter dapat berupa aktif ataupun pasif. Filter pasif hanya terdiri dari resistor (R), induktor (L), dan kapasitor (C). Filter aktif adalah rangkaian elemen RC pasif, dan satu atau lebih elemen aktif [17]. Elemen aktif (op-amp) ini berfungsi sebagai sumber tegangan yang men-*drive* output dari filter pasif. Ini memungkinkan filter aktif untuk men-*drive* impedansi beban atau tahap lain dalam kaskade filter *multistage* tanpa mengubah karakteristik filter yang mungkin terjadi dalam filter pasif dengan impedansi tinggi yang menyebabkan tegangan dan respons frekuensi output dapat terpengaruh [18]. Pada penelitian ini, rangkaian filter RC digunakan dengan rumusan penentuan frekuensi sudut sebagai berikut:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \tag{1}$$

4) Rangkaian Adder

Rangkaian *adder* adalah rangkaian yang berfungsi sebagai penambah level tinggi tegangan suatu sinyal. Rangkaian ini merupakan *summing amplifier*, yaitu *operational amplifier* yang digunakan untuk mengkombinasikan antara dua atau lebih sinyal.

III. PERANCANGAN SISTEM

A. Sistem Keseluruhan

Secara keseluruhan, sistem ini terdiri dari instrumentasi EMG, dan mikrokontroler beserta dua pemrosesan sinyal untuk sinyal EMG dan sinyal suara yang dilakukan di *personal computer* (PC). Alur kerja sistem instrumentasi EMG untuk

merekam sinyal EMG otot leher dirancang seperti pada Gambar 1. Pertama, instrumen EMG akan mengambil data berupa sinyal listrik dari aktivitas otot leher yang memiliki korelasi dengan pembentukan suara. Kemudian, sinyal dikirimkan ke mikrokontroler (ADC) untuk mencacah sinyal analog menjadi sinyal digital. Mikrokontroler selanjutnya mengirimkan sinyal digital EMG ke PC. Pada PC, dilakukan pemrosesan sinyal EMG dan komputasi untuk mendeteksi sinyal suara. Jika hasil *thresholding* sinyal EMG adalah “on”, maka sinyal suara terdeteksi dan berakhir jika sinyal “off”.

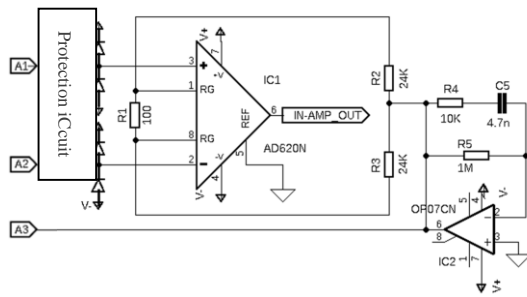
Sistem ini dapat dibagi menjadi dua bagian: perangkat keras dan perangkat lunak. Perangkat keras di sini merupakan instrumentasi EMG yang dirancang untuk dapat memperoleh data sinyal EMG yang bernilai kecil (milliVolts) agar dapat terbaca oleh mikrokontroler dan diolah secara digital. Perancangan perangkat keras dapat dilihat pada Gambar 2.

Sementara itu, perangkat lunak merupakan serangkaian proses untuk dapat memperoleh informasi sinyal suara dan sinyal EMG yang diperlukan, serta mengubahnya menjadi informasi lain yang dianalisis untuk mendapat nilai korelasi antara keduanya.

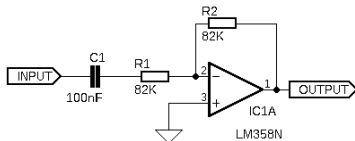
B. Rangkaian Penguat Instrumentasi

Penguatan sinyal EMG awal pada instrumentasi EMG ini menggunakan penguat instrumentasi terintegrasi AD620. Pada penelitian ini, resistor penguatan R_G yang digunakan adalah resistor variabel 100 Ω yang diparalel dengan dua resistor rata-rata 24 k Ω sehingga diperoleh nilai penguatan minimumnya sesuai dengan formula dari *datasheet* sebagai berikut.

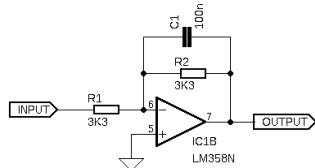
$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1 = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{100 \Omega \parallel (24 \text{ k}\Omega + 24 \text{ k}\Omega)} + 1 \cong 495 \tag{2}$$



Gambar 3. Desain rangkaian penguat instrumentasi dengan *common-mode rejection*.



Gambar 4. Desain rangkaian *high-pass filter* +20 dB/dec 20 Hz.



Gambar 5. Desain rangkaian *low-pass filter* -20 dB/dec 500 Hz.

C. Rangkaian High-Pass Filter

Rangkaian *high-pass filter* orde 1 dirancang menggunakan filter aktif dengan frekuensi *cut-off* 20 Hz dan penguatan 1 (*unity gain*) seperti pada Gambar 4. Perancangan rangkaian filter dengan frekuensi *cut-off* tersebut dilakukan untuk menghilangkan sinyal *DC drift* yang berada pada frekuensi rendah.

D. Rangkaian Low-Pass Filter

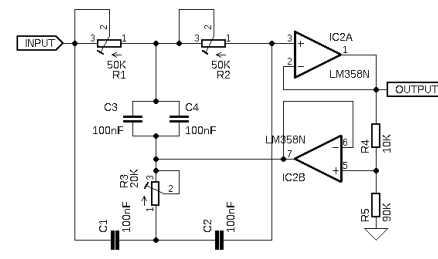
Rangkaian *low-pass filter* orde 1 dirancang menggunakan filter aktif dengan frekuensi *cut-off* 500 Hz dan *unity gain* seperti pada Gambar 5. Perancangan rangkaian filter dengan frekuensi *cut-off* tersebut dilakukan untuk mengambil sinyal EMG yang *bandwidth*-nya mencapai 500 Hz dan menghilangkan sinyal lainnya yang berada di atas 500 Hz.

E. Rangkaian Notch Filter

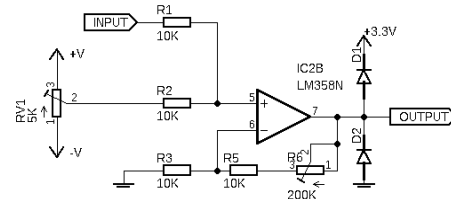
Rangkaian *notch filter* orde 1 dirancang menggunakan filter Twin-T dua op-amp dengan frekuensi *cut-off* 50 Hz dengan nilai kedalaman faktor *Q* sebesar 2.5 seperti pada Gambar 6. Perancangan rangkaian filter dengan frekuensi *cut-off* tersebut dilakukan untuk menghilangkan sinyal jala-jala listrik oleh sumber listrik PLN yang tidak bisa dihindari.

F. Rangkaian Adder

Rangkaian *adder* berfungsi sebagai rangkaian pengatur *baseline offset* agar sinyal EMG dapat terbaca dengan baik oleh ADC mikrokontrol yang tidak bisa membaca nilai negatif. Rangkaian dirancang dengan nilai tegangan offset maksimum adalah 3.3 V. Desain rangkaian *adder* dapat dilihat pada Gambar 7.



Gambar 6. Desain rangkaian *notch filter* 50 Hz.



Gambar 7. Desain rangkaian *adder*.

G. Akuisisi Data

Pada penelitian ini, mikrokontroler STM32F103C8 *compact board*, ‘Blue Pill’ digunakan untuk mengakuisisi data sinyal EMG pada ADC channel 12-bit. Mikrokontroler di sini berfungsi memecah sinyal analog EMG menjadi sinyal digital dengan *sampling rate* tertentu. *Sampling rate* ditentukan 1000 Hz. Setiap sampel data yang diterima ADC (per 1 ms) kemudian dikirimkan ke PC melalui komunikasi serial (USART).

Data sinyal EMG dan sinyal suara diakuisisi (dan disimpan) secara bersamaan dengan *sampling rate* sinyal suara ditentukan 11,025 Hz. Kedua data sinyal diakuisisi dan diolah menggunakan program IDE *object-oriented Pascal*.

H. Kalkulasi Envelope Sinyal EMG

Kalkulasi *envelope* EMG merupakan bagian dari proses ekstraksi fitur sinyal EMG. Tahap ini termasuk didalamnya proses *filtering* dan *rectification* secara digital [19]. *Filtering* dilakukan untuk mengembalikan *baseline* sinyal EMG menjadi nol dengan *high pass filter* dan menghilangkan gangguan jala-jala listrik di 50 Hz dan harmoniknya di 150 Hz, 250 Hz, 350 Hz, dan 450 Hz, serta *Low Frequency Noise* di 100 Hz dengan *notch filter*.

$$HPF: y(n) = K[x(n) - x(n - 1)] + ay(n - 1) \tag{3}$$

di mana $K = \frac{1+a}{2}$ dan ditentukan $a = 0.98$

$$Notch: y(n) = K[x(n) - 2 \cos(\theta) x(n - 1) + x(n - 2)] + 2r \cos(\theta) y(n - 1) - r^2 y(n - 2) \tag{4}$$

di mana $K = \frac{1-2r \cos(\theta) - r^2}{2-2 \cos(\theta)}$, $\theta = 2\pi f_c$, dan ditentukan $f_c = 50 \text{ Hz}, 100 \text{ Hz}, 150 \text{ Hz}, 250 \text{ Hz}, 350 \text{ Hz}, 450 \text{ Hz}.$

Rectification adalah proses integrasi sinyal EMG agar hanya sinyal bernilai positif saja yang diambil. Pada penelitian ini dilakukan *full-wave rectification*, yakni seluruh sinyal EMG diabsolutkan sehingga sinyal yang bernilai negatif menjadi positif.



Gambar 8. Posisi peletakan elektroda pada otot sternocleidomastoid.

$$y(n) = |x(n)| \quad (5)$$

Kemudian, *envelope* sinyal EMG diperoleh dengan melewati sinyal hasil *rectification* ke *low pass filter*. Pada tahap ini, sinyal difilter dengan frekuensi potong 5 Hz [20].

$$y(n) = K[x(n) - 2x(n-1) + x(n-2)] + 2r \cos(\theta) y(n-1) - r^2 y(n-2) \quad (6)$$

di mana $K = \frac{1-2r \cos(\theta)-r^2}{4}$, $\theta = 2\pi f_c$, dan ditentukan $f_c = 5$ Hz.

I. Ekstraksi Fitur Sinyal Suara

Pemrosesan sinyal suara dibagi menjadi dua alur, yakni kalkulasi energi jangka pendek dan *autocorrelation*. Kalkulasi energi jangka pendek merupakan bagian ekstraksi fitur sinyal suara untuk deteksi (waktu) bicara, sedangkan *autocorrelation* merupakan metode untuk deteksi frekuensi fundamental dari sinyal suara. Keduanya proses dilakukan setiap segmen sinyal suara di mana panjang segmen ditentukan 27 milidetik.

J. Energi Jangka Pendek

Energi jangka pendek adalah penghitungan energi dari sinyal suara yang dilakukan secara tersegmentasi. Energi jangka pendek akan memberikan informasi variasi nilai amplitudo per segmen yang dapat menunjukkan apakah sinyal suara mengandung *voiced speech* (sedang berbicara) atau *unvoiced speech* (sedang diam). *Voiced speech* secara umum memiliki amplitudo yang lebih besar daripada *unvoiced speech*. Energi dihitung pada domain waktu dengan *moving average filter*:

$$y(n) = \sum_{i=0}^{M-1} x(n-i) \cdot w(i) \quad (7)$$

di mana y adalah keluaran filter, x adalah sinyal suara masukan, M adalah lebar *window* atau segmen untuk perhitungan energi jangka pendek, dan w adalah fungsi *window* yang digunakan. Fungsi *window* yang digunakan untuk ekstraksi fitur sinyal suara di sini adalah Hamming:

$$w(n) = 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{M-1}\right) \quad (8)$$

K. Deteksi Frekuensi Fundamental

Sebelum dilakukan deteksi frekuensi fundamental suara, sinyal melalui tahapan *pre-processing* terlebih dahulu, yaitu *filtering*. *Filtering* dilakukan menggunakan *low pass filter* sebelum menghitung frekuensi fundamental setiap segmen sinyal suara guna menghilangkan sinyal harmonik yang terkandung dalam sinyal suara untuk menghindari kesalahan

deteksi frekuensi fundamental suara. Frekuensi fundamental suara manusia umumnya berada di *bandwidth* 60 Hz hingga 300 Hz. Oleh karenanya, sinyal suara difilter dengan *low pass filter* menggunakan (4) dengan frekuensi potong f_c adalah 300 Hz.

Setelahnya, dilakukan *autocorrelation* untuk mendeteksi frekuensi fundamental per segmen suara. Korelasi antara dua sinyal dilakukan untuk mengukur kemiripan keduanya yang hasilnya ditunjukkan sebagai fungsi *time lag* di antara mulainya dua sinyal. *Autocorrelation* merupakan korelasi suatu sinyal dengan dirinya sendiri pada interval waktu yang berbeda. Fungsi diskrit *autocorrelation* tersegmentasi (*finite*) dapat didefinisikan sebagai:

$$R_{xx}(k) = \sum_{i=0}^{M-1-k} x(n-i) \cdot x(n-i+k) \quad (9)$$

Autocorrelation dapat digunakan untuk mendeteksi frekuensi fundamental suara dengan mencari nilai maksimum R_{xx} yang diperoleh. Nilai (index) *lag* yang terdeteksi adalah besar frekuensi fundamental terukur dengan rumusan:

$$f_0 = \frac{f_s}{lag} \text{ Hz} \quad (10)$$

L. Thresholding

Thresholding adalah prosedur untuk mendeteksi adanya sinyal bicara berdasarkan amplitudo EMG yang dihasilkan otot leher. Tahap ini merupakan proses penyamaan waktu sinyal suara dan sinyal EMG terekam untuk menentukan amplitudo *envelope* sinyal EMG minimum ketika *voiced speech* terdeteksi dan ketika beralih menjadi *unvoiced speech* (akan berhenti berbicara). Ketika amplitudo *envelope* sinyal EMG melebihi *onset threshold*, maka sinyal logika 1 dihasilkan (aktuator aktif). Sebaliknya, jika amplitudo *envelope* sinyal EMG kurang dari *offset threshold*, maka sinyal logika 0 dihasilkan (aktuator tidak aktif).

Penentuan amplitudo *envelope* sinyal EMG minimum sebagai *threshold*, baik *onset* maupun *offset*, dilakukan secara manual dengan merata-ratakan nilai yang didapat pada semua subjek dan menurunkannya 10% dengan maksud untuk menghindari *delay* (transduser mulai bergetar lebih lambat dari waktu *onset* sebenarnya atau berhenti lebih cepat dari waktu *offset* sebenarnya). Pada penentuan *threshold*, perlu dipastikan bahwa *threshold* untuk *offset* harus lebih rendah dari *onset* untuk menghindari kesalahan deteksi [1].

M. Peletakan Elektroda

Peletakan elektroda yang tepat merupakan hal yang penting dalam menganalisis sinyal listrik aktivitas otot yang memiliki keterkaitan dengan pembentukan suara. *Neck strap muscle* menjadi bagian otot yang umum dipelajari dalam penelitian EMG-EL sebelumnya, khususnya bagian *sternohyoid muscle* [3], [4], [7], [8], [20]. Akan tetapi, bagian *neck strap muscle* beresiko tinggi mengalami dampak dari prosedur operasi pengangkatan laring sehingga sulit atau bahkan tidak bisa digunakan untuk fungsi kontrol EMG-EL. [15] dalam penelitiannya mempelajari aktivitas *nonlaryngeal muscle*, *sternocleidomastoid* dan *inferior belly of omohyoid*, yang dikatakan memiliki keterkaitan dengan nada suara. Dalam studinya, penulis membandingkan kedua otot dalam mendefinisikan nada suara yang dihasilkan dalam pengucapan

Tabel 1.

Nilai *envelope* maksimum EMG yang diperoleh ketika mulai dan akan berhenti berbicara.

Data	Nilai <i>Envelope</i> EMG Maksimum	
	Mulai	Berhenti
Sampel 1	$1.38682285341039 \times 10^{-2}$	$7.00274980551793 \times 10^{-3}$
Sampel 2	$4.58813985231996 \times 10^{-2}$	$4.97125279239748 \times 10^{-2}$
Sampel 3	$5.11197050980926 \times 10^{-2}$	$1.09078754908183 \times 10^{-1}$
Sampel 4	$1.26806897863844 \times 10^{-2}$	$9.41343396783817 \times 10^{-3}$
Sampel 5	$1.51825007718730 \times 10^{-1}$	$9.19470249970504 \times 10^{-2}$
Sampel 6	$4.65246258214402 \times 10^{-2}$	$5.31676434183100 \times 10^{-2}$
Rata-rata	$5.36499425803251 \times 10^{-2}$	$45760305002982 \times 10^{-2}$

Tabel 2.

Perbandingan nilai amplitudo maksimum *envelope* sinyal EMG dan *pitch* yang terdeteksi.

Amplitudo <i>Envelope</i> Sinyal EMG	<i>Pitch</i> Terdeteksi
1.79E-01	167
7.50E-02	175
1.47E-01	181
1.16E-01	184
6.03E-02	193
6.17E-02	197
2.70E-01	200
8.37E-02	204

kata-kata dalam bahasa Kanton. Penulis menyimpulkan otot *sternocleidomastoid* merupakan otot *nonlaryngeal* yang mungkin bisa diandalkan untuk memprediksi frekuensi fundamental suara sebagai *sEMG-based pitch control* karena amplitudonya yang lebih besar dikarenakan otot ini terletak langsung di bawah kulit (tidak terhalang otot lain).

IV. PENGUJIAN DAN ANALISIS SISTEM

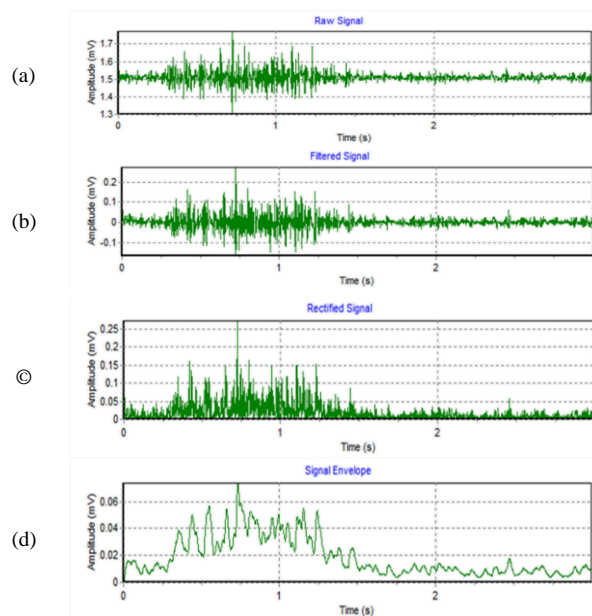
A. Pengujian Instrumentasi EMG

Pada pengujian instrumentasi EMG keseluruhan, dilakukan perekaman sinyal EMG pada otot *sternocleidomastoid* ketika mengucapkan kata ‘‘A’’. Gambar 9a menunjukkan sinyal EMG yang terekam.

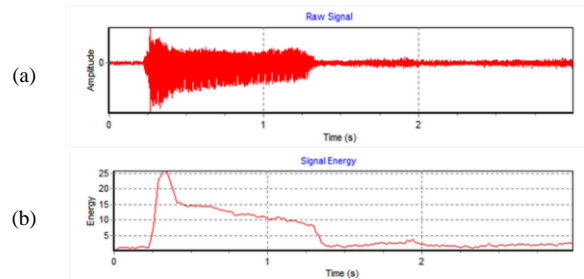
B. Pengujian dan Analisis Algoritma Kalkulasi Envelope EMG

Pengujian algoritma kalkulasi *envelope* EMG pada setiap prosesnya ditunjukkan pada Gambar 9 yang sinyal masukannya merupakan sinyal EMG ketika mengucapkan kata ‘A’. Berdasarkan selubung sinyal EMG, dapat dilihat bahwa ketika aktivitas listrik pada otot terdeteksi, maka amplitudo selubung sinyal EMG akan meningkat. Besar amplitudo selubung sebanding dengan absolut tegangan sinyal EMG yang terekam.

Hasil tersebut digunakan untuk menganalisis adanya aktivitas listrik pada otot terkait ketika berbicara. Mengamati grafik sinyal EMG tersebut dapat terlihat bahwa ada perubahan sinyal EMG ketika mulai berbicara dan akan berhenti berbicara. Artinya sinyal EMG pada otot leher dapat diukur saat suara diproduksi. Akan tetapi, sinyal yang dihasilkan sangat kecil sehingga perlu nilai penguatan yang besar dan sinyal ini rentan akan *noise*. Salah satu *noise* yang dapat menutup sinyal EMG



Gambar 9. Grafik untuk setiap proses algoritma kalkulasi selubung sinyal EMG secara berurut. Grafik menunjukkan sinyal EMG mentah yang diterima PC (a), hasil HPF dan notch filter (b), *rectification* (c), dan LPF (d) sebagai hasil akhir, yaitu *envelope* EMG.



Gambar 10. Sinyal suara terekam dan energi yang dihasilkan. (a) menunjukkan sinyal suara mentah yang diterima oleh PC dan sinyal masukan algoritma energi jangka pendek. (b) menunjukkan hasil algoritma energi jangka pendek dari sinyal suara masukan

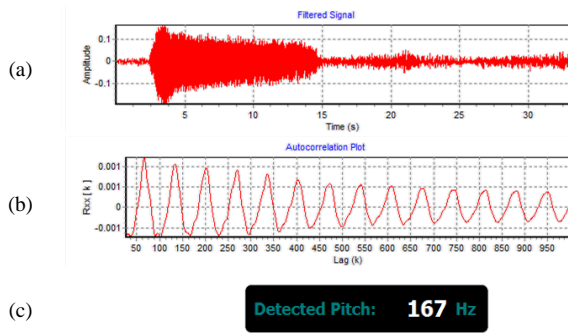
leher adalah sinyal pada frekuensi rendah yang amplitudonya bisa lebih besar dari sinyal EMG leher itu sendiri.

C. Pengujian dan Analisis Algoritma Energi Jangka Pendek Sinyal Suara

Pengujian algoritma energi jangka pendek sinyal suara dilakukan menggunakan sinyal suara yang mengucapkan kata ‘‘A’’ ditunjukkan pada Gambar 10a. Sinyal suara tersebut diambil bersamaan dengan data EMG pada Gambar 9a. Hasil pengujian algoritma ditunjukkan pada Gambar 10b. Dapat dilihat, ketika subjek memulai mengeluarkan suara maka energinya meningkat, dan menurun ketika akan berhenti / diam.

D. Pengujian dan Analisis Algoritma Deteksi Frekuensi Fundamental Sinyal Suara

Pengujian algoritma deteksi frekuensi fundamental sinyal suara dilakukan menggunakan sinyal masukan yang sama dengan pengujian algoritma energi jangka pendek sinyal suara (Gambar 10a). Grafik pada Gambar 11a menunjukkan hasil sinyal terfilter. Kemudian dihitung *autocorrelation* sinyal



Gambar 11. Sinyal suara terfilter dan hasil *autocorrelation*-nya. (a) menunjukkan sinyal suara hasil LPF. (b) menunjukkan hasil algoritma *autocorrelation* dan (c) *pitch* yang terdeteksi.

secara keseluruhan dengan orde 200. Hasil *autocorrelation* dapat dilihat pada Gambar 11b.

Dari hasil *autocorrelation*, dapat diperoleh nilai frekuensi fundamental suara terekam dengan menganalisis magnitudo dari *time lag* terukur. Karena frekuensi fundamental suara manusia dibatasi hingga 350 Hz maka *Rxx* di *lag* di bawah 27 diabaikan. Berdasarkan hasil *autocorrelation* pada Gambar 11, frekuensi fundamental yang terdeteksi adalah 167 Hz.

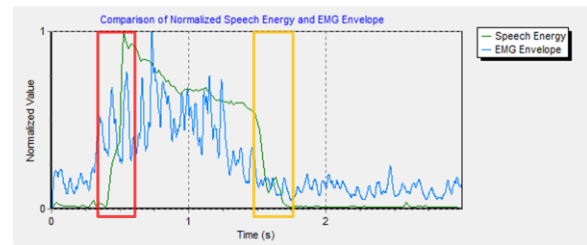
E. Analisis Sinyal EMG pada Otot Sternocleidomastoid Terhadap Sinyal Suara

1) Analisis Envelope Sinyal EMG dan Energi Sinyal Suara untuk Mendeteksi Terjadinya Wicara

Envelope sinyal EMG dan energi sinyal suara terekam dibandingkan untuk dianalisis. Grafik hasil *envelope* sinyal EMG dan energi sinyal suara yang keduanya telah dinormalisasi dapat dilihat pada Gambar 12. Berdasarkan grafik tersebut, dapat dilihat bahwa amplitudo *envelope* EMG meningkat ketika subjek akan mulai berbicara yang diindikasikan dengan energi sinyal suara yang lebih besar (lihat kotak merah pada Gambar 12). *Envelope* EMG juga menunjukkan penurunan amplitudo ketika akan berhenti bicara (lihat kotak kuning pada Gambar 12). Berdasarkan analisis tersebut maka dapat dilakukan *thresholding* dengan mengambil nilai maksimum amplitudo *envelope* EMG pada segmen energi ketika wicara terdeteksi dan ketika energi wicara tidak terdeteksi lagi.

Nilai amplitudo *envelope* sinyal EMG maksimum dari segmen ketika subjek mulai berbicara diperoleh dari beberapa sampel/data rekam. Hasil nilai *envelope* maksimum yang terdeteksi pada subjek dapat dilihat pada Tabel 1. Hasil rata-rata dari nilai-nilai tersebut kemudian dijadikan sebagai dasar nilai *threshold* estimasi aktivasi sinyal eksitator (*onset*). Nilai amplitudo *envelope* sinyal EMG maksimum dari segmen ketika subjek akan berhenti berbicara diperoleh dari sampel/data rekam yang sama. Hasil nilai *envelope* maksimum yang terdeteksi pada subjek dapat dilihat pada Tabel 1. Hasil rata-rata dari nilai-nilai tersebut kemudian dijadikan sebagai dasar nilai *threshold* estimasi penghentian sinyal eksitator (*offset*).

Penentuan amplitudo *envelope* sinyal EMG minimum sebagai *threshold*, baik *onset* maupun *offset*, dilakukan secara manual dengan merata-ratakan nilai yang didapat pada semua subjek dan menurunkannya 10% dengan maksud untuk



Gambar 12. Perbandingan *envelope* sinyal EMG dan energi sinyal suara yang telah dinormalisasi.

menghindari/mengurangi *delay* (transduser mulai bergetar lebih lambat dari waktu *onset* sebenarnya atau berhenti lebih cepat dari waktu *offset* sebenarnya). Pada penentuan *threshold*, *threshold* untuk *offset* harus lebih rendah dari *onset* untuk menghindari kesalahan deteksi [3].

Berdasarkan hasil *thresholding* untuk *onset* dan *offset* terhadap data EMG yang telah direkam (data *offline*). Sinyal eksitator aktif lebih cepat dengan rata-rata 0.2 ms dari sinyal wicara yang terdeteksi. Sementara itu, hal yang sama dilakukan untuk menguji *offset threshold*. Menggunakan *offset threshold* yang telah dihitung sebelumnya, sinyal aktuator berhenti dengan rata-rata waktu berhenti 0.12 ms lebih cepat dari sinyal wicara ketika sudah tidak terdeteksi.

2) Analisis Envelope Sinyal EMG terhadap Pitch Suara Terdeteksi

Pengumpulan data sinyal EMG dan sinyal suara yang dilakukan secara bersamaan untuk setiap pengambilan data. Korelasi amplitudo sinyal EMG terhadap *pitch* kemudian diamati. Berdasarkan data pada Tabel 2, ketika nada yang dihasilkan lebih tinggi, maka amplitudo sinyal EMG *trend*-nya cenderung meningkat. Akan tetapi hal tersebut tidaklah mutlak. *Trend* tersebut juga tidak bisa ditunjukkan langsung oleh data yang diperoleh karena jumlah sampel yang terlalu sedikit.

V. KESIMPULAN

Perekaman sinyal EMG otot leher dapat dilakukan dengan menggunakan instrumentasi yang terdiri dari penguat instrumentasi dengan rangkaian *common-mode rejection*, filter analog *high pass*, *low pass*, *notch filter*, dan rangkaian *adder*.

Berdasarkan hasil analisis pada penelitian ini, sinyal EMG otot leher, dengan konfigurasi peletakan elektroda di otot *sternocleidomastoid*, pada saat berbicara sangatlah kecil dan dapat diukur dengan baik menggunakan instrumentasi EMG yang dirancang dengan total penguatan lebih dari 2000x.

Otot *sternocleidomastoid* sendiri merupakan otot leher *nonlaryngeal*. Berdasarkan perekaman yang dilakukan, proses pembentukan suara ketika berbicara memiliki keterkaitan dengan besar amplitudo sinyal EMG yang dihasilkan.

Metode kalkulasi *envelope* sinyal EMG *low-pass filter* dan *thresholding* dengan dua nilai *threshold*, *onset* dan *offset*, dilakukan untuk mendeteksi wicara. *Onset threshold* dapat dengan baik mendeteksi wicara sekitar 0.2 ms sebelum wicara terjadi. Akan tetapi, *offset threshold* yang ditentukan pada penelitian ini belum mampu mendeteksi berhentinya wicara dengan baik, di mana wicara terdeteksi berhenti lebih cepat sekitar 0.12 ms dari seharusnya. Hal ini mungkin dapat

diperbaiki dengan menerapkan *threshold* adaptif.

Selain untuk mendeteksi wicara, *envelope* sinyal EMG memiliki korelasi dengan *pitch* suara yang dihasilkan, yakni *pitch* suara yang lebih tinggi menghasilkan amplitudo maksimum *envelope* sinyal EMG yang lebih rendah dan menghasilkan amplitudo maksimum yang lebih tinggi ketika *pitch* suara lebih rendah.

Adanya pengaruh pembentukan suara dengan aktivitas listrik otot leher *nonlaryngeal*, memungkinkan sinyal EMG pada leher ini untuk diterapkan selanjutnya sebagai kontrol *electrolarynx*.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Itzhak Brook, *The Laryngectomy Guide*. 2013.
- [2] T. A. Sardjono, R. Hidayati, N. Purnami, A. Noortjahja, G. J. Verkerke, and M. H. Purnomo, "A preliminary result of voice spectrum analysis from laryngectomised patients with and without electro larynx: A case study in Indonesian laryngectomised patients," *Int. Conf. Instrumentation, Commun. Inf. Technol. Biomed. Eng. 2009, ICICI-BME 2009*, 2009.
- [3] E. A. Goldstein, J. T. Heaton, J. B. Kobler, G. B. Stanley, and R. E. Hillman, "Design and Implementation of a Hands-Free Electrolarynx Device Controlled by Neck Strap Muscle Electromyographic Activity," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 2, pp. 325–332, 2004.
- [4] H. L. Kubert *et al.*, "Electromyographic Control of a Hands-Free Electrolarynx Using Neck Strap Muscles," *J. Commun. Disord.*, vol. 42, no. 3, pp. 211–225, 2009.
- [5] J. T. Heaton, M. Robertson, and C. Griffin, "Development of a wireless electromyographically controlled electrolarynx voice prosthesis," *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 5352–5355, 2011.
- [6] C. E. Stepp, J. T. Heaton, R. G. Rolland, and R. E. Hillman, "Neck and face surface electromyography for prosthetic voice control after total laryngectomy," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 17, no. 2, pp. 146–155, 2009.
- [7] F. Ahmadi, M. Araujo Ribeiro, and M. Halaki, "Surface electromyography of neck strap muscles for estimating the intended pitch of a bionic voice source," *IEEE 2014 Biomed. Circuits Syst. Conf. BioCAS 2014 - Proc.*, pp. 37–40, 2014.
- [8] K. Oe, S. Kokushi, and R. Nakamura, "Proposal of new control parameter for neck myoelectric control-type electrolarynx," *MHS 2017 - 28th 2017 Int. Symp. Micro-NanoMechatronics Hum. Sci.*, vol. 2018-January, pp. 1–2, 2018.
- [9] F. Arifin, T. A. Sardjono, and M. H. Purnomo, "the Relationship Between Electromyography Signal of Neck Muscle and Human Voice Signal for Controlling Loudness of Electrolarynx," *Biomed. Eng. Appl. Basis Commun.*, vol. 26, no. 05, p. 1450054, 2014.
- [10] L. F. Brosnahan and B. Malmberg, "The Production of Sound in the Vocal Tract," in *Introduction to Phonetics*, Cambridge: Cambridge University Press, 1976.
- [11] B. H. Story, "Mechanisms of Voice Production," in *The Handbook of Speech Production*, West Sussex: John Wiley and Sons, 2015.
- [12] J. Webster, "Elektromyography," *Encycl. Med. devices Instrum.*, pp. 98–109, 2006.
- [13] C. J. De Luca, "Delsys Surface Electromyography: Detection and Recording," *Delsys Inc.*, vol. 10, no. 2, pp. 1–10, 2002.
- [14] D. Erickson, T. Baer, and K. S. Harris, "The role of the strap muscles in pitch lowering," *Haskins Laboratories Status Report on Speech Research*, vol. SR-70. pp. 275–284, 1983.
- [15] S. Yu, T. Lee, and M. L. Ng, "Surface electromyographic activity of non-laryngeal neck muscles in Cantonese tone production," *Proc. 9th Int. Symp. Chinese Spok. Lang. Process. ISCSLP 2014*, pp. 304–307, 2014.
- [16] C. Kitchin and L. Counts, *A Designer's Guide To Instrumentation Amplifiers*, vol. 3. 2006.
- [17] S. A. Pactitis, *Active Filters: Theory and Design*. CRC Press, 2007.
- [18] M. N. Horenstein, "Active Filters and Oscillators," in *Microelectronic Circuits and Devices*, Prentice Hall, 1996.
- [19] L. R. Altimari, J. L. Dantas, M. Bigliassi, T. F. D. Kanthack, A. Carlos de Moraes, and T. Abrão, "Influence of Different Strategies of Treatment Muscle Contraction and Relaxation Phases on EMG Signal Processing and Analysis During Cyclic Exercise," in *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, InTech, 2012.
- [20] A. K. Fuchs, C. Amon, and M. Hagmüller, "Speech/Non-Speech Detection for Electro-Larynx Speech Using EMG," in *Proceedings of the International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing (BIOSIGNALS-2015)*, 2015, pp. 138–144.