

Bidang Ilmu: Rekayasa

**LAPORAN AKHIR
PENELITIAN DISERTASI DOKTOR**



**Klasifikasi Intonasi Wicara
Berbasis Sinyal EMG otot Leher**

**Fatchul Arifin, ST., MT.
NIDN: 00080572007**

Dibiayai oleh:

Direktorat Penelitian dan Pengabdian Masyarakat
Direktorat Jenderal Pendidikan Tinggi
Kementerian dan Kebudayaan

Sesuai dengan Surat Perjanjian Pelaksanaan Penugasan Penelitian Disertasi Doktor
Nomor: 02/PDD-Multitahun/UN34.21/2013, tanggal 18 Juni 2013

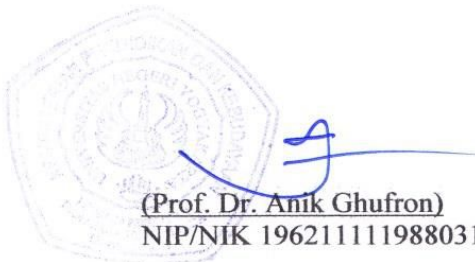
**UNIVERSITAS NEGERI YOGYAKARTA
YOGYAKARTA
Nopember 2013**

HALAMAN PENGESAHAN

Judul Kegiatan : Klasifikasi Intonasi Wicara Berbasis Sinyal EMG otot Leher
Peneliti/Pelaksana
Nama Lengkap : FATCHUL ARIFIN MT
NIDN : 0008057207
Jabatan Fungsional : Lektor
Program Studi : Pendidikan Teknik Informatika
Nomor HP : 085725125326
Alamat surel (e-mail) : fatchul.ar@gmail.com
Institusi Mitra (jika ada)
Nama Institusi Mitra : -
Alamat :
Penanggung Jawab :
Tahun Pelaksanaan : Tahun ke 1 dari rencana 1 tahun
Biaya Tahun Berjalan : Rp 50.000.000,00
Biaya Keseluruhan : Rp. 50.000.000,00

Mengetahui
Ketua LPPM - UNY

Yogyakarta, 26-11-2013
Ketua peneliti,



(Prof. Dr. Anik Ghufron)
NIP/NIK 196211111988031001



(Fatchul Arifin, MT.)
NIP/NIK 197205081998031002

RINGKASAN

Intonasi suara manusia dipengaruhi oleh *pitch* dan *loudness*. *Pitch* identik dengan frekuensi suara manusia, sedangkan *loudness* identik dengan magnitudo suara manusia. Seseorang yang tidak mempunyai pita suara maka dia tidak akan mampu menghasilkan suara/berbicara. Hal inilah yang dialami oleh pasien *laryngectomy*. Lebih dari separoh pasien *laryngectomy* di seluruh dunia menggunakan perangkat *electrolarynx* untuk membantu agar mereka dapat kembali berbicara. Sayangnya suara yang dihasilkan *electrolarynx* ini sangatlah datar, nyaris tanpa intonasi. Pemberian variasi *pitch* dan *loudness* pada suara *electrolarynx* ini akan menjadikan pasien *laryngectomy* dapat mengekspresikan perasaannya dengan lebih baik. Beberapa peneliti telah mencoba memanfaatkan sinyal Electromyography (EMG) otot leher untuk mengatur *pitch electrolarynx*.

Di dalam penelitian ini hubungan antara intonasi suara manusia (*pitch* dan *loudness*) dengan sinyal EMG otot leher dipelajari lebih mendalam. Suara manusia, dan sinyal EMG otot leher direkam secara bersamaan, ketika relawan mengucapkan suara "A" dengan berbagai variasi intonasi. Selanjutnya hasil rekaman sinyal EMG diolah dengan *amplifying, filtering, rectifying*, dan "*moving average*" *process*. Disisi lain suara manusia diolah dengan algoritma FFT untuk mendapatkan frekuensi fundamental dan magnitudo suaranya (*pitch* dan *loudness*). Selanjutnya sinyal EMG dan komponen intonasi ini (*pitch* dan *loudness*) dicari nilai koefisien *correlation* dan *mutual information* nya.

Hasil menunjukkan bahwa koefisien *correlation* antara sinyal EMG dengan magnitudo suara manusia adalah 0.93, sedangkan koefisien *correlation* antara sinyal EMG dengan frekuensi suara manusia adalah 0.88. Terlebih lagi *mutual information* antara sinyal EMG dengan magnitudo suara manusia adalah 1.07, sedangkan *mutual information* antara sinyal EMG dengan frekuensi suara manusia adalah 0.65. Hasil ini menginformasikan bahwa hubungan sinyal EMG dengan magnitudo suara manusia adalah lebih kuat dibandingkan dengan hubungan sinyal EMG dengan frekuensi suara manusia. Oleh karena itu akan lebih tepat dan menguntungkan apabila sinyal EMG otot leher dipergunakan untuk mengatur *loudness* *electrolarynx* dibandingkan dengan digunakan untuk mengatur *pitch electrolarynx*.

Kata kunci: sinyal EMG otot leher, *Loudness* dan *pitch electrolarynx*, *Laryngectomies patients*, *Correlation*, *Mutual Information*.

PRAKATA

Segala puji bagi Allah yang telah melimpahkan Rahmat, Nikmat dan Hidayah-Nya kepada kita semua, Salawat dan Salam semoga selalu tercurah kepada Rasulullah SAW, sehingga penulis dapat menyelesaikan laporan Penelitian Disertasi Doktor dengan judul “Kalsifikasi Intonasi Berbasis Sinyal EMG Otot Leher” ini.

Dalam laporan ini penulis ingin menyajikan salah satu alternatif untuk membantu para pasien tuna larynx agar dapat kembali berbicara menggunakan perangkat electrolarynx dengan kualitas suara yang baik. Penulis menyampaikan alternatif mengontrolan variasi loudness (intonasi) elektrolarynx dengan mempergunakan sinyal EMG otot leher. Sepenuhnya penulis menyadari bahwa selama menyelesaikan penelitian ini banyak pihak yang telah memberikan bantuannya, sehingga pada kesempatan ini kami ingin menyampaikan banyak terima kasih secara tulus kepada:

1. Direktorat Pendidikan Tinggi Departemen Pendidikan dan Kebudayaan Republik Indonesia yang telah memberikan support pendanaan melalui Program Penelitian Disertasi Doktor DP2M DIKTI (2013), sehingga penelitian ini dapat berjalan dengan baik.
2. Bapak Prof. Dr. Rochmat Wahab, M.Pd. selaku Rektor Universitas Negeri Yogyakarta yang telah memberikan dukungan dan kesempatan kepada penulis untuk melakukan penelitian ini.
3. Bapak Dr. Mochamad Bruri Triyono, M.Pd. selaku Dekan Fakultas Teknik yang telah memberikan nasihat, dukungan dan kesempatan kepada penulis untuk menempuh studi lanjut.
4. Bapak Muhammad Munir, M.Pd. selaku Ketua Jurusan Pend. Teknik Elektronika FT Universitas Negeri Yogyakarta yang telah memberikan dukungan dan kesempatan kepada penulis untuk menempuh studi lanjut.
5. Bapak Prof. Ir. Mauridhi Hery Purnomo, M.Eng, Ph.D. dan Bapak Dr Tri Arief Sardjono, ST., MT. selaku Pembimbing dan Co- Pembimbing S3 di ITS, yang telah memberikan bimbingan dan dorongan semangat dengan tulus dan penuh kesabaran.
6. Istriku tercinta Sri Hastuti, Msi. yang dengan tulus telah memberikan kesempatan, dukungan, do'a, pengorbanan, dan pengertian dengan

kesabaran dan ketabahan yang sangat luar biasa, sehingga penulis dapat menyelesaikan semua ini.

7. Anak-anakku Kanza, Faris, Dhiya, dan Falha, kalian telah memberikan semangat tersendiri bagi “Abi” untuk menyelesaikan penelitian ini.
8. Pihak-pihak lain yang tidak dapat kami sebutkan satu-persatu dan telah memberikan bantuan dan do’anya selama ini.

Akhirnya penulis pun sadar bahwa sebagai manusia biasa, kami memiliki keterbatasan dan kekurangan sehingga karya ini mungkin masih belum sempurna. Untuk itu saran dan kritik yang membangun akan diterima dengan tangan terbuka.

Yogyakarta, 26 Nopember 2013

Penulis,
Fatchul Arifin

DAFTAR ISI

HALAMAN PENGESAHAN.....	ii
RINGKASAN.....	iii
PRAKATA.....	iv
DAFTAR ISI.....	vi
DAFTAR GAMBAR.....	viii
DAFTAR TABEL.....	ix
BAB 1.....	10
PENDAHULUAN.....	10
1.1. Latar Belakang.....	10
1.2. Road Map Penelitian.....	12
1.3. Keterkaitan Penelitian dengan Disertasi.....	13
BAB 2.....	14
TINJAUN PUSTAKA.....	14
2.1. Komunikasi dan Suara Manusia.....	14
2.1.1. Komunikasi.....	14
2.1.2. Proses Produksi Suara Manusia.....	14
2.1.3. Intonasi.....	16
2.2. Komunikasi Pasien Laryngectomy.....	17
2.2.1. Wicara Esophagus.....	17
2.2.2. Wicara Tracheosophagus.....	18
2.2.3. Elektrolarynx.....	18
2.2.4. Voice Pattern Recognition: Esophageal, Tracheosophagus, and Electrolarynx Speech...20	
2.3. Electromyography.....	20
2.3.1. Resting membrane potential.....	21
2.3.2. Muscle fiber action potential.....	23
2.3.3. Perekaman ekstrasellular <i>action potential</i>	24
2.3.4. Potensial Aksi dari Motor Unit.....	25
2.3.5. Sinyal Surface Electromyographic.....	26
2.3.6. Electrode Surface <i>surface</i> elektromiogram (sEMG).....	27

a.	Jarak antar permukaan pendeteksian.....	27
b.	Ukuran dan bentuk dari permukaan elektrode.....	27
c.	Penempatan Elektroda Utama.....	28
d.	Penempatan Elektroda Referensi.....	28
BAB 3.....		30
TUJUAN DAN MANFAAT PENELITIAN.....		30
3.1.	Tujuan.....	30
3.2.	Manfaat penelitian.....	30
BAB 4.....		32
METODE PENELITIAN DAN EKSPERIMENT.....		32
4.1.	Metode.....	32
4.2.	Tahapan Pelaksanaan Penelitian (Eksperimen).....	33
4.2.1.	Perancangan instrumentasi EMG.....	33
4.2.2.	Pengambilan data.....	33
4.2.3.	Pengolahan sinyal EMG dan sinyal suara manusia.....	34
4.2.4.	Analisa.....	34
BAB 5.....		37
HASIL DAN PEMBAHASAN.....		37
5.1.	Perekaman Data dan Hasil Pengolahan Sinyal.....	37
5.2.	Analisa Korelasi dan Mutual Informasi.....	40
BAB 6.....		44
RENCANA TAHAPAN BERIKUTNYA.....		44
BAB 7.....		46
KESIMPULAN DAN SARAN.....		46
7.1.	Kesimpulan.....	46
7.2.	Saran.....	46
REFERENCES:.....		47

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1, (a). Gambar pasien sebelum operasi larynx [4],	10
Gambar 2, Road Map Penelitian secara global	12
Gambar 3, Perangkat wicara manusia [12]	15
Gambar 4, Proses pembangkit suara esophagus [16]	17
Gambar 5, Produksi Tracheosophageal Speech [17]	18
Gambar 6, Wicara electrolarynx [20]	19
Gambar 7, Intra Oral Electrolarynx	19
Gambar 8, Diagram dari system membrane cairan <i>Intracellular</i>	22
Gambar 9, (a) resting potensial pada intracellular, (b) pengukuran resting potensial pada intracellular.	23
Gambar 10, Perubahan konduktansi natrium dan kalium selama terjadi potensial aksi. [24]	24
Gambar 11, Pengukuran potensial dengan menggunakan elektroda pada permukaan suatu jaringan . [24]	25
Gambar 12, Bentuk sinyal EMG [25]	26
Gambar 13, Penampang bentuk dari elektroda bar dan lingkaran [25]	28
Gambar 14, Lokasi elektroda yang baik memotong sebanyak mungkin serat otot [25]	28
Gambar 15, Diagram blok model pencarian relasi antara suara manusia dengan sinyal EMG	32
Gambar 16, Mutual Information dari dua buah variables	35
Gambar 17, Anatomy of the neck muscle [30]	37
Gambar 18, Penempatan Electrode EMG dan Microphone	38
Gambar 19, Proses perekaman sinyal EMG	38
Gambar 20, Hasil rekaman sinyal EMG	39
Gambar 21, Sinyal mentah EMG dan hasil full rectification	39
Gambar 22, full rectified EMG signal dan sinyal envelope sbg output moving average proses	39
Gambar 23, The correlation between magnitude of human voice and EMG signal of neck muscle	41
Gambar 24, The correlation between frequency of human voice and EMG signal of neck muscle	41
Gambar 25, Diagram block aplikasi sinyal EMG otot leher untuk “kontrol loudness” dan “automatic on off” Electrolarynx	44

DAFTAR TABEL

Tabel 1, Konsentrasi ion intraselular dan ekstraselular untuk otot (mEq/L) [24]	21
Tabel 2, Hasil output FFT dari suara manusia (Frekuensi dan Magnitude) dan magnitude sinyal envelope EMG yang bersesuaian	40
Tabel 3, Hasil Mutual Information antara Human voice (frequency dan magnitude)	42

BAB 1

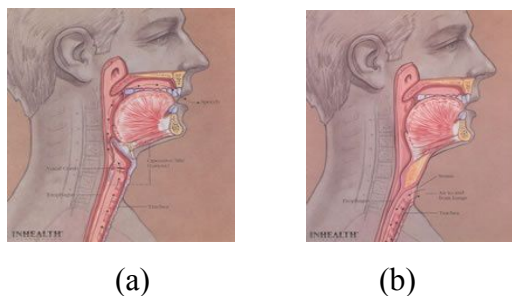
PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

WHO pada tahun 2010 mempublikasikan bahwa kematian yang diakibatkan oleh kanker mencapai 7 juta [1]. Pada tahun yang sama 11 juta orang didiagnosa sebagai penderita kanker baru [1]. Sementara itu, masih dalam tahun yang sama, jumlah penderita kanker di Indonesia mencapai 1,02 juta jiwa [2]. Ada bermacam macam jenis penyakit kanker, dan salah satunya adalah kanker larynx. Di Amerika Serikat lebih dari 12.000 orang terindikasi sebagai penderita baru kanker larynx, dari jumlah penderita kanker larynx total 1.529.560 [3].

Penyebab pasti kanker laring sampai saat ini belum diketahui, namun didapatkan beberapa hal yang berhubungan erat dengan terjadinya keganasan laring yaitu: rokok, alkohol, sinar radioaktif, polusi udara radiasi leher dan asbestosis.

Ostomy adalah suatu jenis tindakan operasi yang diperlukan dengan membuat lubang (stoma) pada bagian tubuh tertentu. Salah satu macam *ostomy* adalah *Laryngectomy*, yakni operasi yang dilakukan terhadap pasien penderita kanker laring (tenggorokan). Operasi ini akan mengambil bagian tenggorokan yang terkena kanker sampai bersih. Dampak dari operasi ini akan menjadikan *trachea* (saluran yang menghubungkan antara rongga mulut-hidung dengan paru) terpisah dengan esophagus dan pasien tidak dapat lagi bernapas dengan hidung, melainkan melalui stoma (sebuah lubang di leher pasien). Lebih jelas terkait kondisi sebelum dan sesudah operasi, dapat dilihat pada Gambar 1.



Gambar 1, (a). Gambar pasien sebelum operasi larynx [4],
(b). Gambar pasien setelah operasi larynx [4]

Pengangkatan laring, otomatis akan mengangkat perangkat suara manusia. Sehingga pasca operasi laring, pasien tidak dapat lagi berbicara (bersuara) sebagaimana sebelumnya. Hal inilah yang menjadikan pukulan berat bagi pasien.

Suara merupakan salah satu alat komunikasi utama manusia. Tanpa suara manusia tidak dapat berbicara yang pada akhirnya, tidak akan dapat lagi menyampaikan kemauannya kepada orang lain secara bebas. Bahasa tubuh atau tulis yang dapat dilakukan manusia, tentu tetap akan membatasi komunikasi. Karena kecepatan tulis atau bahasa tubuh tidak secepat dan sejelas bahasa suara.

Berbagai usaha agar para penderita tuna laring dapat kembali berbicara telah dilakukan. Cara paling mudah agar pasien tuna laring dapat kembali berbicara adalah dengan mempergunakan bantuan perangkat elektrolaring. Electrolaring adalah alat bantu bicara, yang dipergunakan dengan cara diletakkan pada dagu bawah. Getaran yang ada di leher akan diubah menjadi suara. Akan tetapi hal yang kurang menggembirakan, suara yang dihasilkannya ini sangatlah datar, tidak ada intonasi, “mirip suara robot”.

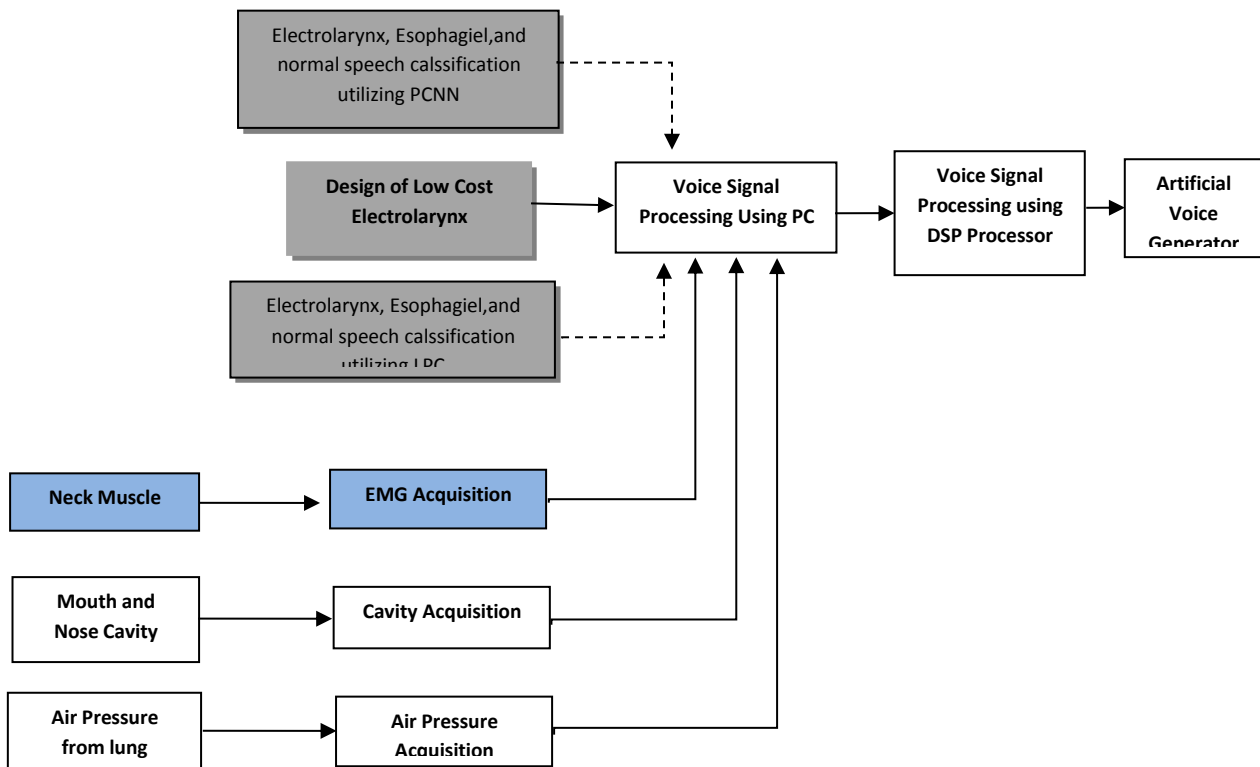
Sinyal elektromyografi (EMG) adalah sinyal listrik yang merekam aktivitas sinyal otot. Di leher terdapat beberapa otot yang terhubung dengan pita suara. Dengan demikian aktifitas pita suara juga dapat diamati melalui perekaman aktifitas otot leher. Heather L kubbert mengembangkan “*EMG Control of hands free electrolarynx using neck strap muscle*”, sebuah elektrolarynx yang dikendalikan oleh sinyal EMG dan tidak membutuhkan tangan untuk mengoperasikannya [5]. Step dan Heaton memanfaatkan sinyal EMG untuk mengontrol pitch electrolarynx. Tujuh buah elektrode digunakan untuk memindai sinyal EMG otot leher. Pengontrolan pitch dilakukan dengan menggunakan VCO (Voltage Controlled Oscillator) [6,7]. Pertanyaan yang muncul sudah tepatkah EMG signal dipergunakan untuk mengendalikan pitch electrolarynx selama ini.

Penelitian ini dimaksudkan untuk mencari hubungan antara intonasi suara manusia dengan sinyal EMG otot leher, yang pada akhirnya nanti akan dipergunakan untuk memperbaiki kualitas suara electrolarynx. Pada suara orang normal, faktor faktor yang mempengaruhi intonasi diantaranya adalah pitch dan loudness [8,9]. Pitch adalah tinggi rendahnya suara manusia, yang ditentukan oleh tinggi rendahnya frekuensi suara. Kecepatan getar dari vocal cord lah yang mempengaruhinya. Sedangkan loudness adalah keras lemahnya suara manusia. Loudness dipengaruhi oleh tekanan otot leher yang terkait dengan vocal cord dan banyaknya udara yang mengalir dari paru paru ke mulut.

Pada penelitian ini dilakukan ekstraksi dan evaluasi lebih dalam tentang signal EMG otot leher, apakah signal EMG mempunyai hubungan lebih kuat terhadap pitch dibandingkan dengan loudness, ataukah sebaliknya. Evaluasi mana yang lebih kuat ini diperlukan sehingga pengendalian terhadap intonasi elektrolarynx oleh EMG akan lebih optimal.

1.2. Road Map Penelitian

Road map global dari penelitian ini dapat ditunjukkan dalam Gambar 2.



Gambar 2, Road Map Penelitian secara global

Beberapa bagian dari road map telah dilakukan dalam penelitian-penelitian pendahulu oleh pengusul. Blok yang diarsir adalah bagian penelitian yang telah dicapai/dilaksanakan. Sedangkan focus penelitian yang diajukan pada hibah doctor ini ditunjukkan dengan bagian berwarna biru.

1.3. Keterkaitan Penelitian dengan Disertasi

Penelitian ini mengambil tema tentang klasifikasi intonasi (Mencari pola hubungan) antara suara manusia dengan sinyal Electromyography (EMG) dari otot leher. Sedangkan tema disertasi penulis adalah pengembangan *artificial speech generator* (Electrolaring). Dalam disertasi tersebut diharapkan dapat dirancang model artificial speech generator yang mendekati suara manusia asli (mempunyai intonasi). Elektrolaring yang sudah ada selama ini, suara yang dihasilkannya monoton seperti suara robot.

Faktor utama penentuan intonasi adalah variasi frekuensi dari suara yang dihasilkan. Dengan penelitian hibah doctor diharapkan akan ditemukan hubungan antara bentuk sinyal EMG dengan variasi frekuensi suara. Dengan demikian hasil penelitian hibah doctor ini diharapkan akan dapat digunakan untuk mengatur variasi suara *artificial voice generator* (tema disertasi).

BAB 2

TINJAUN PUSTAKA

2.1. Komunikasi dan Suara Manusia

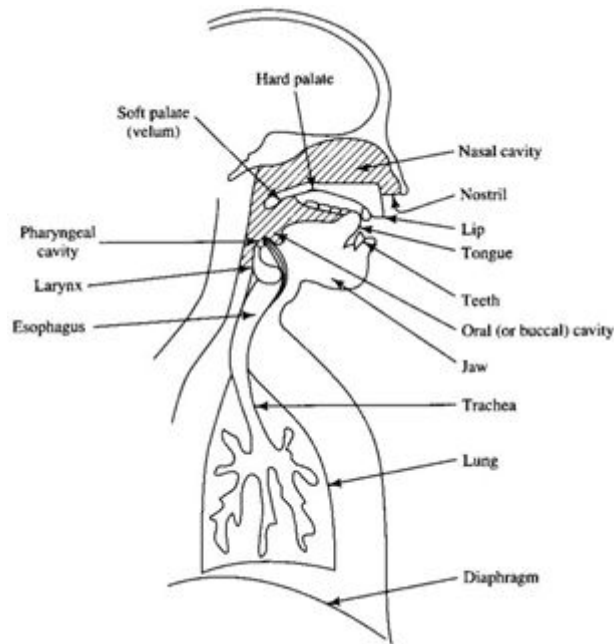
2.1.1. Komunikasi

Komunikasi adalah suatu proses penyampaian informasi (pesan, ide, gagasan) dari satu pihak kepada pihak lain agar terjadi saling mempengaruhi di antara keduanya. Pada umumnya, komunikasi dilakukan secara lisan atau verbal yang dapat dimengerti oleh kedua belah pihak. Apabila tidak ada bahasa verbal yang dapat dimengerti oleh keduanya, komunikasi masih dapat dilakukan dengan menggunakan gerak-gerik badan, yang menunjukkan sikap tertentu, misalnya tersenyum, menggelengkan kepala, mengangkat bahu, dan lain sebagainya [10]. Cara seperti ini disebut komunikasi dengan bahasa nonverbal/bahasa tubuh. Disamping hal diatas komunikasi juga dapat dilakukan dengan tulisan melalui surat, email, maupun chatting. Akan tetapi walaupun komunikasi dapat dilakukan dengan berbagai model, komunikasi menggunakan suara tetap merupakan pilihan terbaik dan lebih menjamin tersampainya maksud dan tujuan satu pihak ke pihak lainnya.

2.1.2. Proses Produksi Suara Manusia

Fellbaum menjelaskan bahwa suara manusia dihasilkan oleh perpaduan antara paru-paru, katup tenggorokan (epiglottis) dengan pita suara (vocal cord), dan artikulasi yang diakibatkan oleh bentuk rongga mulut (mouth cavity) dan rongga hidung (nose cavity) [11]. Proses produksi suara pada manusia dapat dibagi menjadi tiga buah proses, yaitu : pembentukan aliran udara dari paru-paru, perubahan aliran udara dari paru-paru menjadi suara, baik *voiced*, maupun *unvoiced* yang dikenal dengan istilah *phonation* yang dalam hal ini dilakukan oleh pita suara, dan artikulasi yang dilakukan oleh bentuk rongga mulut dan hidung yaitu proses modulasi/ pengaturan suara menjadi bunyi yang spesifik .

Secara detail Organ tubuh yang terlibat pada proses produksi suara meliputi: paru-paru, tenggorokan (*trachea*), laring (*larynx*), faring (*pharynx*), pita suara (*vocal cord*), rongga mulut (*oral cavity*), rongga hidung (*nasal cavity*), lidah (*tongue*), dan bibir (*lips*) [12]. Hal ini dapat dilihat pada gambar Gambar 3.



Gambar 3, Perangkat bicara manusia [12]

Organ tubuh pembentuk suara manusia ini dapat dikelompokkan menjadi tiga bagian, yaitu : *source generator* (terdiri dari paru-paru, tenggorokan, dan *larynx*), *vocal tract* (berawal di awal bukaan pita suara atau glottis, dan berakhir di bibir), dan *nasal tract* (dari velum sampai nostril). Ukuran *vocal tract* bervariasi untuk setiap individu, namun untuk laki-laki dewasa rata-rata panjangnya sekitar 17 cm. Luas dari *vocal tract* juga bervariasi antara 0 (ketika seluruhnya tertutup) hingga sekitar 20 cm². Ketika *velum*, organ yang memiliki fungsi sebagai pintu penghubung antara *vocal tract* dengan *nasal tract*, terbuka, maka secara akustik *nasal tract* akan bergandengan dengan *vocal tract* untuk menghasilkan suara *nasal*.

Aliran udara dihasilkan dari dorongan otot paru-paru. Ketika pita suara dalam keadaan berkontraksi, aliran udara yang lewat membuatnya bergetar. Aliran udara tersebut dipotong-potong oleh gerakan pita suara menjadi sinyal pulsa yang bersifat *quasi-periodik*. Sinyal pulsa tersebut kemudian mengalami modulasi frekuensi ketika melewati *pharynx*, rongga mulut ataupun pada rongga hidung. Sinyal suara yang dihasilkan pada proses ini dinamakan sinyal *voiced*. Namun, apabila pita suara dalam keadaan relaksasi, maka aliran udara akan berusaha melewati celah sempit pada permulaan *vocal tract* sehingga alirannya menjadi turbulen, proses ini akan menghasilkan sinyal *unvoiced*. Ketika sumber suara melalui *vocal tract*, kandungan frekuensinya mengalami modulasi sehingga terjadi resonansi pada *vocal tract* yang disebut *formants*. Apabila sinyal suara yang dihasilkan

adalah sinyal *voiced*, terutama vokal, maka pada selang waktu yang singkat bentuk *vocal tract* relative konstan (berubah secara lambat) sehingga bentuk *vocal tract* dapat diperkirakan dari bentuk spektral sinyal *voiced*. Aliran udara yang melewati pita suara dapat dibedakan menjadi *phonation*, bisikan, *frication*, kompresi, vibrasi ataupun kombinasi diantaranya. *Phonated excitation* terjadi bila aliran udara dimodulasi oleh pita suara. *Whispered excitation* dihasilkan oleh aliran udara yang bergerak cepat masuk ke dalam lorong bukaan segitiga kecil antara *arytenoids cartilage* di belakang pita suara yang hampir tertutup. *Frication excitation* dihasilkan oleh desakan di *vocal tract*. *Compression excitation* dihasilkan akibat pelepasan udara melalui *vocal tract* yang tertutup dengan tekanan tinggi. *Vibration excitation* disebabkan oleh udara yang dipaksa memasuki rusang selain pita suara, khususnya lidah. Suara yang dihasilkan oleh *Phonated excitation* disebut *voiced*. Suara yang dihasilkan oleh *Phonated excitation* ditambah *frication* disebut *mixed voiced*, sedangkan yang dihasilkan oleh selain itu disebut *unvoiced*. Karakteristik suara tiap individu bersifat unik karena terdapat perbedaan dalam hal panjang maupun bentuk *vocal tract*.

2.1.3. Intonasi

Ketika seseorang melakukan komunikasi dengan suara (berbicara) ada beberapa factor yang mempengaruhinya, yakni: lafal/fonem, tekanan, jeda dan intonasi. Lafal/fonem merupakan kejelasan dari lafal yang diucapkan. Tekanan merupakan gejala yang ditimbulkan akibat adanya pengkhususan dalam pelafalan sebuah suku kata atau kata. Sedangkan jeda adalah penghentian atau kesenyapan ketika seseorang berbicara [10].

Sementara itu intonasi ialah tinggi rendahnya nada dalam pelafalan kalimat. Intonasi mempunyai peranan yang sangat penting ketika seseorang berbicara. Intonasi lazim dinyatakan dengan angka (1,2,3,4). Angka 1 melambangkan titinada paling rendah, sedangkan angka 4 melambangkan titinada paling tinggi [13]. Penggunaan intonasi menandakan suasana hati penuturnya. Dalam keadaan marah seseorang sering menyatakan sesuatu dengan intonasi menaik dan meninggi, sedangkan suasana sedih cenderung berintonasi menurun. Intonasi juga dapat menandakan ciri-ciri sebuah kalimat. Kalimat yang diucapkan dengan intonasi akhir menurun biasanya bersifat pernyataan, sedangkan yang diakhiri dengan intonasi menaik umumnya berupa kalimat tanya.

Menurut Haliday dan Daley intonasi dipengaruhi oleh *pitch*, *loudness* dan kualitas dari suara [8,9]. *Pitch* merupakan tinggi dan rendahnya suara manusia. Tinggi dan

rendahnya *pitch* ini dipengaruhi oleh frekuensi / kecepatan getar dari pita suara. Semakin tinggi kecepatan getar pita suara, maka akan makin tinggi *pitch* yang dihasilkannya. Sedangkan *loudness* adalah keras dan lemahnya suara. Magnitude dari *loudness* ditentukan oleh *tension* / ketegangan pita suara dan seberapa besar tekanan udara yang mengalir dari paru paru dan melewati oita suara. Semakin besar tekanan aliran udara dari paru paru, dan semakin tinggi *tension* dari *vocal cord* maka akan semakin keras suara yang dihasilkannya.

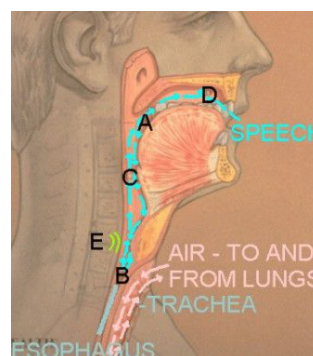
2.2. Komunikasi Pasien Laryngectomy

Sebagaimana telah disinggung di depan, suara manusia dibentuk dari kombinasi udara dari paru paru, getaran pita suara, dan artikulasi bentuk mulut serta hidung [14]. Apabila salah satu organ pembentuk suara ini tidak berfungsi, maka akan tergangguah produksi suaranya. Begitulah yang salah satunya dialami oleh penderita *laryngectomy* (pasien *cancer larynx*, yang telah diangkat *larynx* beserta jaringan disekitarnya termasuk pita suaranya). Mereka tidak lagi dapat berbicara sebagaimana sebelumnya.

Para ahli telah mengembangkan beberapa macam cara agar pasien *laryngectomy* dapat berbicara kembali, tiga diantaranya adalah *wicara esophagus*, *wicara tracheoesophagus*, dan *wicara electrolarynx*.

2.2.1. Wicara Esophagus

Wicara esophagus adalah salah satu metode *wicara* yang dapat dilakukan oleh pasien *laryngectomy* agar dapat melakukan komunikasi. Sumber suara berasal dari *esophagus* bagian atas yang bergetar, sebagaimana ketika seseorang bersendawa [15]. Gambaran bagaimana suara *esophagus* diproduksi dapat dilihat pada Gambar 4.



Gambar 4, Proses pembangkit suara esophagus [16]

Udara yang masuk mulut ditekan oleh lidah agar masuk esophagus (Lihat A pada gambar 5). Selanjutnya udara masuk ke esophagus (lihat B). Selanjutnya pada ujung esophagus bagian atas udara bergetar (lihat E). Getaran ini menghasilkan bunyi yang selanjutnya keluar lagi (lihat C). Selanjutnya suara ini akan diartikulasi oleh mulut/hidung sehingga akan menghasilkan ucapan (lihat D). Akhirnya udara dibuang keluar.

2.2.2. Wicara Tracheosophagus

Tracheosophageal speech atau *Paryngosophageal speech* adalah cara wicara yang dapat dilakukan oleh pasien Laryngectomy dengan melibatkan saluran trachea/pharynx dan Esophagus. Sebuah valve (pipa) menghubungkan saluran Trachea dan Esophagus. Saat Laryngectomy ingin bicara, lubang stoma harus ditutup. Udara akan mengalir dari paru paru, lalu dibelokkan masuk ke esophagus melalui shunt valve yang menghubungkan keduanya. Esophagus bagian atas (Pharyngo-esophagus) akan berperan menjadi sumber bunyi pengganti vocal cord. Selanjutnya sumber bunyi ini akan diartikulasi oleh mulut dan hidung menjadi suatu ucapan [17]. Untuk lebih jelasnya, bagaimana suara tracheosophagus diproduksi dapat dilihat Gambar 5.

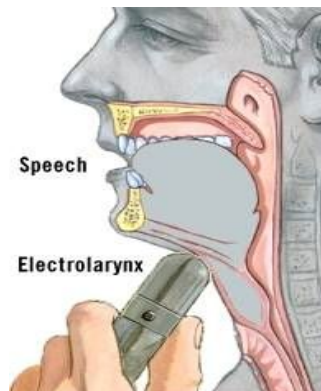


Gambar 5, Produksi Tracheosophageal Speech [17]

2.2.3. Elektrolarynx

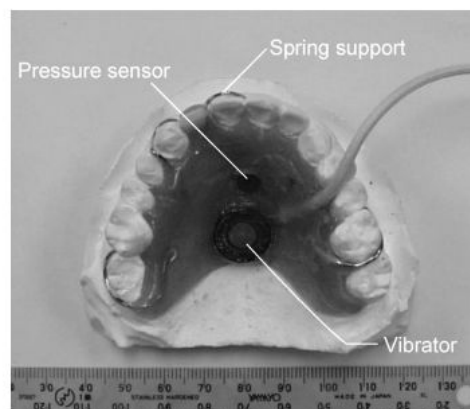
Alternatif lain yang dapat digunakan oleh pasien laryngectomy agar bisa berbicara kembali, tanpa resiko dan sangat gampang penggunaannya adalah *electrolarynx*. Electrolarynx adalah sebuah perangkat electro-mekanik yang dapat menghasilkan getaran, membutuhkan power batteray. Getaran yang dihasilkan bersifat tetap dengan frekuensi dasar mendekati frekuensi dasar suara manusia. Electrolarynx dipergunakan dengan cara ditempel/ditekan kan pada leher/dagu bagian bawah. Getaran yang dihasilkan oleh elektrolarynx akan menyebabkan bergetarnya udara di dalam mulut. Getaran inilah yang menjadi sumber bunyi. Selanjutnya bunyi ini akan diartikulasi oleh rongga mulut dan hidung sehingga menghasilkan ucapan [18,19]. Agar lebih jelas, bagaimana wicara

elektrolarynx dihasilkan, dapat dilihat pada gambar Gambar 6.



Gambar 6, Wicara electrolarynx [20]

Disamping elektrolarynx eksternal yang digunakan dengan dipegang oleh tangan dan ditempelkanya pada dagu/leher bagian bawah, ada pula model *oral electrolarynx*. Electrolarynx jenis ini berbentuk lebih kecil dan ditempatkan didalam mulut pasien. Prinsip kerja *oral electrolarynx* hampir sama dengan electrolarynx konvensional yaitu dengan membangkitkan getaran. Bedanya sumber getaran diperoleh dari *microspeaker* yang ditempatkan didalam mulut pengguna. Suara yang dibangkitkan oleh *oral electrolarynx* selanjutnya akan diartikulasi oleh rongga mulut dan hidung. Salah satu contoh intra oral electrolarynx dapat dilihat pada Gambar 7.



Gambar 7, Intra Oral Electrolarynx

Selama ini suara yang diproduksi oleh elektrolarynx bersifat tetap dan *monotone* tanpa intonasi. Suara nya mirip suara robot, sehingga tidak dapat memberikan ekspresi apakah seseorang sedang gembira, sedang sedih, maupun sedang marah. Hal inilah yang menjadi keluhan para pengguna, sehingga komunikasi mereka jadi kurang jelas. Hal lain

yang masih kurang menggembirakan harga elektrolarynx masih cukup mahal sehingga tidak terjangkau bagi kalangan menengah ke bawah.

2.2.4. Voice Pattern Recognition: Esophageal, Tracheosophagus, and Electrolarynx Speech

Pada sub bab sebelumnya telah dipaparkan beberapa model cara komunikasi yang dapat digunakan oleh pasien laryngectomy. Namun demikian, kualitas suara yang dihasilkan nya masih belum bisa menyamai kualitas suara orang normal. Disisi lain technology pengenalan suara (voice recognition) dan aplikasinya telah berkembang sangat pesat. Diharapkan perkembangan teknologi *voice recognition* ini juga akan dapat digunakan oleh mereka yang kurang normal dalam berbicara, dalam hal ini khususnya mereka yang mempergunakan wicara esophagus, Tracheosophagus dan *electrolarynx* dengan baik, sehingga tidak terjadi deskriminasi.

Penelitian pengenalan suara esophagus, Tracheosophagus dan *electrolarynx* telah dilakukan oleh penulis. Untuk mengekstraksi feature suara nya digunakan metode LPC (linier Predictive Coding), FFT (Fast Fourier Transform), dan PCNN (Pulse Coupled Neural Network). LPC dan FFT sudah sering digunakan untuk ekstraksi suara orang normal. Sementara itu PCNN selama ini banyak digunakan untuk ekstraksi feature image dan jarang sekali untuk ekstraksi suara, akan tetapi kali ini digunakan untuk ekstraksi suara esophagus, Tracheosophagus dan *electrolarynx*. Sedangkan untuk pengenalan polanya digunakan metode ANN (Artificial Neural network). Hasilnya pengenalan suara dapat dilakukan dengan baik. Hasil ini telah dipresentasikan dalam *International Convergence on Green computing (ICGC)* dan *International Conference on Biomedical Engineering (BME days)*, serta telah dipublikasikan dalam Jurnal nasional terakreditasi IPTEK [21-23].

2.3. Electromyography

Elektromiografi (EMG) adalah teknik untuk memeriksa dan merekam aktivitas sinyal otot. Pengukuran sinyal EMG dilakukan dengan instrumen bernama elektromiograf, sedangkan hasil rekamannya dinamakan elektromiogram. Elektromiograf mendeteksi potensi listrik yang dihasilkan oleh sel otot ketika otot ini aktif maupun non aktif.

Untuk menghasilkan sebuah signal EMG, otot akan mengalami beberapa tahapan

yaitu *resting membrane potential*, *muscle fiber action potential* ditambah noise dan artifacts sehingga menghasilkan suatu kumpulan *motor unit action potential*.

2.3.1. Resting membrane potential

Sebuah serat otot dikelilingi oleh *sarkolemma*. *Sarkolemma* adalah suatu membran tipis semipermeabel yang tersusun atas *lipid* dengan lapisan ganda yang mempunyai kanal-kanal, sehingga ion-ion tertentu dapat berpindah antara cairan di dalam sel dan di luar sel. Komposisi cairan di dalam dan di luar sel adalah berbeda sebagaimana ditunjukkan oleh

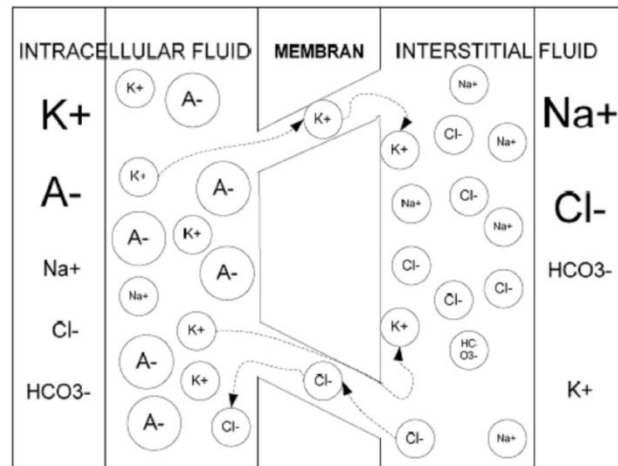
Tabel 1. Cairan di dalam sel mempunyai konsentrasi kalium (K^+) dan anion organik (A^-) yang tinggi. Ion-ion K^+ mempunyai ukuran cukup kecil untuk melewati kanal-kanal yang ada di membran. Anion-anion organik mempunyai ukuran yang sangat besar untuk mengalir melalui membran. Cairan di antara sel mempunyai konsentrasi ion Natrium (Na^+) dan ion klorida (Cl^-). Ion-ion Cl^- mempunyai ukuran cukup kecil untuk dapat melewati kanal membran tetapi ion Na^+ yang mempunyai ukuran cukup besar, mempunyai kesulitan dalam menembus membran.

Tabel 1, Konsentrasi ion intraselular dan ekstraselular untuk otot (mEq/L) [24]

Ion	Cairan intraselular	Cairan ekstraselular
K^+	140	4
Na^+	14	142
Cl^-	4	125
HCO_3^-	8	28
A^-	150	

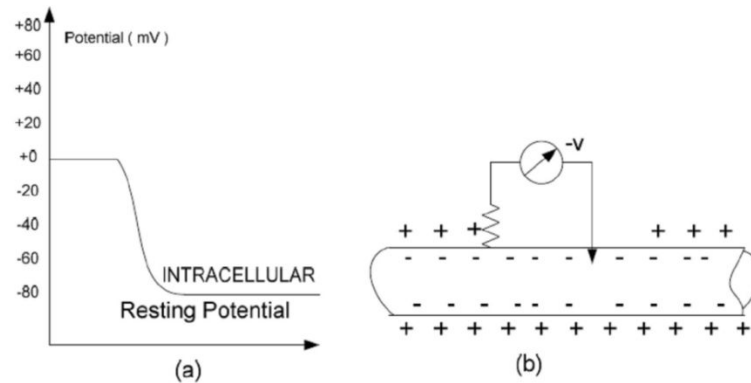
Untuk memahami *resting membrane potential*, dapat diperhatikan bahwa tidak ada beda potensial antara cairan di dalam dan di luar sel (lihat Gambar 8). Hanya karena konsentrasi yang lebih tinggi di dalam sel bila dibandingkan dengan kondisi di luar, K^+ akan berdifusi melalui membran sel ke cairan luar sel. Ion-ion A^- terlalu besar untuk dapat berdifusi keluar melalui membran. Ion-ion Na^+ tidak dapat bergerak melalui

membrane dalam jumlah yang cukup untuk menggantikan ion K^+ sehingga beda potensial akan muncul melintasi membrane. Muatan-muatan yang muncul pada bagian luar membrane memperlambat difusi dari ion K^+ didalam dan diluar sel. Ion-ion Cl^- beraksi dengan cara yang sama dan tetap dalam kondisi yang seimbang disebabkan karena adanya interaksi antara gradient konsentrasi dan muatan listrik.



Gambar 8, Diagram dari system membrane cairan *Intracellular* dan cairan *interstitial* (*Ekstracellular*) [24]

Pengaruh total dari pergerakan ion K^+ dan ion Cl^- adalah menciptakan suatu muatan positif pada bagian luar membran dan suatu muatan negatif pada bagian dalam membran. Karena muatan-muatan serupa saling bertolakan, maka muatan positif pada bagian luar membran akan berkombinasi dengan *gradient* konsentrasi yang besar pada ion Na^+ sehingga akan mendorong ion Na^+ ke dalam sel. Jika pergerakan Na^+ ke dalam sel tepat maka pada bagian dalam dari sel akan dimuati secara positif relatif terhadap bagian luar. Tetapi potensial membran dipertahankan oleh suatu sistem transportasi ion aktif yang dinamakan pompa Natrium-Kalium. Sistem pompa menggunakan energi *metabolic* untuk mengangkut ion Na^+ secara aktif dari bagian dalam sel ke bagian luar sel dan untuk memompa ion K^+ mundur kebagian dalam sel.



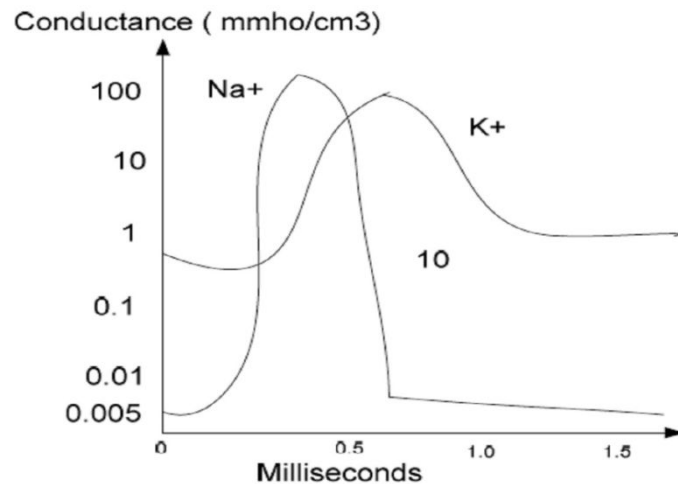
Gambar 9, (a) resting potensial pada intracellular, (b) pengukuran resting potensial pada intracellular.
Beda potensial antar bagian dalam dan luar dari sel adalah -80mV [24]

Beda potensial merupakan potensial membran pada keadaan istirahat dan diukur sekitar -80 mV di dalam serat otot dengan respect terhadap bagian luar (Gambar 9). Pada sistem otot saraf yang sehat, serat otot yang terpolarisasi ini akan tetap berada dalam kondisi kesetimbangan sampai mendapat stimulasi secara eksternal dan internal.

2.3.2. Muscle fiber action potential

Beberapa kejadian harus terjadi sebelum suatu serat otot berkontraksi. Aktivitas sistem saraf pusat mengawali suatu depolarisasi pada *motoneuron*. Depolarisasi akan terjadi sepanjang *motoneuron* sampai pada bagian ujung dari motor serat otot. Pada bagian lapisan ujung bahan kimia, *asetilcholine*, dilepas sehingga akan terjadi difusi melintasi *cleft synaptic* yang menyebabkan depolarisasi yang cepat dari serat otot di bawah lapisan ujung dari motor.

Depolarisasi dan repolarisasi yang cepat dan berturutan dari serat otot merupakan *Action Potential (AP)*. Secara singkat potensial aksi dapat dijelaskan sebagai berikut, rangsangan dari serat otot menyebabkan suatu peningkatan pada membran permeabel serat otot terhadap Na^+ . Peningkatan permeabilitas terhadap Na^+ , dan *gradient* konsentrasi ion, menyebabkan suatu limpahan dari Na^+ ke serat otot. Depolarisasi cepat dari serat otot terjadi dan terus berlanjut sampai serat membran membalik polaritasnya dan mencapai sekitar +20mV di bagian dalam dengan respect terhadap bagian luar. Di dekat puncak polaritas balik, penurunan limpahan dari Na^+ dan peningkatan aliran keluar dari K^+ menyebabkan polarisasi yang cepat dari serat otot.



Gambar 10, Perubahan konduktansi natrium dan kalium selama terjadi potensial aksi. [24]

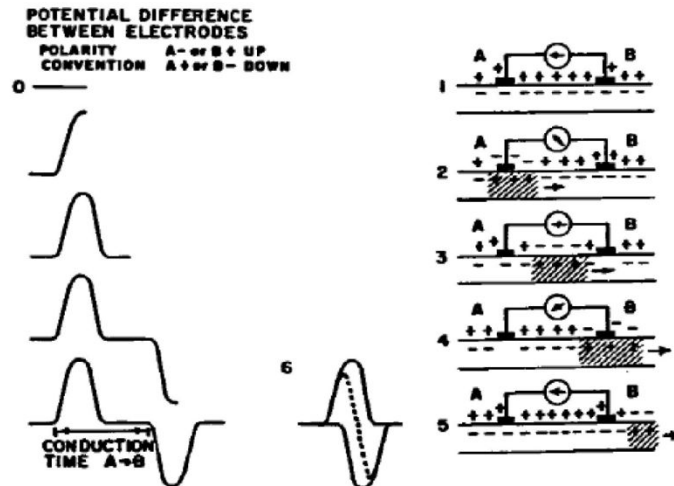
Ketika depolarisasi dari membran di bawah lapisan ujung dari motor terjadi, beda potensial akan muncul antara daerah aktif dan daerah tak aktif secara berturut-turut dari serat otot Gambar 10. Arus ion akan menurunkan potensial membran dari daerah tak aktif ke suatu titik dimana permeabilitas membran terhadap Na^+ meningkat secara cepat pada daerah tak aktif dan menyebabkan terjadinya potensial aksi. Dengan cara ini, potensial aksi merambat menjauh dari aktif awal pada kedua arah sepanjang serat otot. Secara *in vivo*, suatu potensial aksi serat otot dapat direkam dengan menggunakan teknik mikro elektroda.

2.3.3. Perekaman ekstraselular *action potential*

Elektroda eksternal dapat digunakan untuk mendeteksi potensial aksi. Suatu model sederhana yang dapat digunakan untuk membantu dalam pemahaman perekaman aksi dengan elektroda ekstraselular dapat dilihat pada Gambar 11. Dua elektroda ditempatkan pada jarak tertentu, menempel secara langsung pada permukaan serat otot. Elektroda-elektroda dihubungkan ke *oscilloscope* untuk mengukur perubahan tegangan.

Pada keadaan istirahat, serat otot secara listrik berada dalam kondisi kesetimbangan, yaitu positif pada bagian luar dan negatif pada bagian dalam (Gambar 11 posisi 1). Karena dua elektroda berada pada bagian luar dari serat otot, maka tidak ada beda potensial diantara keduanya. Dengan demikian akan nampak di *oscilloscope* hasil pengukuran pada posisi *base line*. Jika serat mendapat eksitasi pada bagian kiri dari elektroda A, potensial aksi akan dimulai dan dirambatkan sepanjang serat menuju elektroda A. Ketika potensial aksi mencapai daerah di bawah elektroda A, maka akan

menjadi negatif dengan respek terhadap elektroda B, dan *oscilloscope* akan menyimpang ke arah atas (Gambar 11 posisi 2). Ketika potensial aksi berlanjut menuju ke elektroda B, daerah di bawah permukaan elektroda A akan mengalami repolarisasi dan *oscilloscope* akan berada pada kondisi *base line*. (Gambar 11 posisi 3).



Gambar 11, Pengukuran potensial dengan menggunakan elektroda pada permukaan suatu jaringan . [24]

Ketika potensial aksi terjadi pada posisi antara dua elektroda, daerah di bawah elektroda A telah kembali pada keadaan semula dan daerah di bawah elektroda B belum mengalami depolarisasi. Sehingga beda potensial antara elektroda adalah nol (Gambar 11 posisi 3). *Oscilloscope* berada pada *base line* sampai daerah di bawah elektroda B mengalami depolarisasi. Ketika potensial aksi bergerak di bawah elektroda B, maka daerah tersebut menjadi negatif dengan respek terhadap daerah di bawah elektroda A, dan *oscilloscope* menyimpang ke bawah (Gambar 11 posisi 4). Ketika repolarisasi terjadi di bawah elektroda B, beda potensial kembali nol (Gambar 11, posisi 5). *Output* dari model ini adalah dua gelombang *monophasic* yang terpisah oleh suatu periode waktu yang singkat ketika tidak ada beda potensial yang terukur. Waktu antara dua gelombang bergantung pada kecepatan konduksi dari serat otot dan jarak antara dua elektroda.

2.3.4. Potensial Aksi dari Motor Unit

Jaringan-jaringan hidup beraktifitas sebagai suatu volume konduktor, oleh karena itu pengukuran dan perekaman dari potensial tidak terbatas terhadap permukaan dari

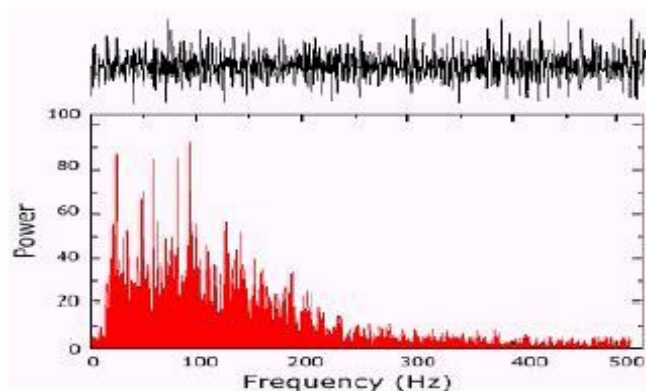
membran. Dalam suatu volume konduktor, suatu sumber potensial, seperti potensial aksi serat otot akan dihantarkan menjauh dari asalnya, melalui gerakan ion. Jaringan-jaringan hidup juga beraksi sebagai suatu *filter*. Pada kenyataannya, elektroda di dalam otot atau pada permukaan kulit dapat digunakan untuk merekam potensial aksi serat otot.

Jika kita menerapkan prinsip-prinsip dari model yang didiskusikan terdahulu, variabel-variabel yang mempengaruhi amplitudo, bentuk dan rekaman potensial aksi unit motor, maka unit fungsional paling kecil dari sistem *neuromuscular* dapat difahami. Pada jaringan yang sehat, potensial aksi merambat sepanjang motoneuron ke lapisan ujung dari motor dari serat otot.

Unit-unit motor individual dapat direkam dan diukur dengan menggunakan jarum dan elektroda kawat kecil. Durasi potensial listrik dari unit motor bervariasi dari beberapa milidetik sampai dengan 14 milidetik; amplitudonya bervariasi dari beberapa mikrovolt sampai 5 mV. Di bawah kondisi tertentu, potensial aksi motor unit dapat diamati dengan menggunakan *surface electrode*. Dalam pengukuran menggunakan *surface electrode*, sinyal *myoelectric* merupakan penjumlahan dari keseluruhan unit motor yang aktif.

2.3.5. Sinyal Surface Electromyographic

Sinyal EMG memiliki karakteristik bahwa amplitudonya bersifat stokastik (acak) secara alami dan dapat diwakili oleh suatu fungsi distribusi Gaussian. Amplitudo dari sinyal dapat terbentang dari 0,1 sampai 10 mV (*peak-to-peak*). Energi yang dapat dipakai dari sinyal dibatasi pada frekuensi mencakup 0 sampai dengan 500 Hz, dengan energi yang dominan menjadi cakupan di 20-150 Hz. Contoh dari spektrum frekuensi EMG nampak pada Gambar 12.



Gambar 12, Bentuk sinyal EMG [25]

2.3.6. Electrode Surface *surface* elektromiogram (sEMG)

Sepanjang sejarah dari *electromyography*, bentuk dan penampang dari permukaan pendeteksian elektroda belum banyak diperhatikan. Hampir bisa dipastikan para peneliti sinyal *electromyography* terdahulu hanya tertarik pada aspek kuantitatif. Kemajuan dari teknik pemrosesan sinyal untuk menyadap informasi yang kualitatif dari EMG sinyal memerlukan fokus lebih besar pada bentuk atau wujud dari elektroda itu. Beberapa hal yang perlu diperhatikan: jarak antar permukaan elektrode, ukuran dan bentuk dari permukaan elektrode, penempatan elektroda utama, dan penempatan elektroda referensi [26].

a. Jarak antar permukaan pendeteksian.

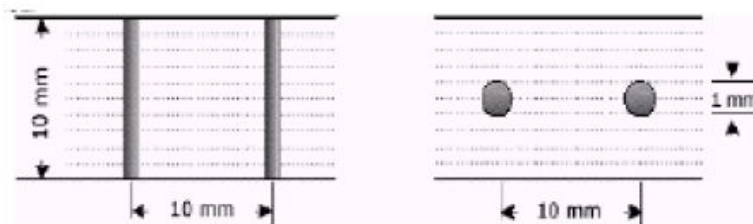
Jarak antar permukaan pendeteksi mempengaruhi lebar pita frekuensi dan amplitudo dari sinyal EMG. Jarak yang lebih kecil akan menggeser lebar pita frekuensi menuju ke yang lebih tinggi dan menurunkan amplitudo dari sinyal itu. Karena alasan ini, jarak harus ditetapkan, dan diperbaiki sedemikian hingga perbandingan yang kuantitatif antar perekaman dapat dibuat di dalam dan antar otot, serta antar individu. Permukaan pendeteksian harus ditetapkan pada suatu lokasi tertentu. Pertimbangan yang lain dalam menentukan jarak pendeteksi antar permukaan adalah keseluruhan dimensi dari elektroda. Ukuran elektroda harus dapat digunakan pada otot yang kecil, tidak hanya pada otot yang besar. Keadaan yang harus dipertimbangkan bila dilakukan pendeteksian pada otot yang relatif kecil adalah permasalahan tentang *crosstalk*. *Crosstalk* merupakan kontaminasi sinyal EMG oleh sinyal lain yang berasal dari otot yang bersebelahan. Telah dilakukan penelitian bahwa suatu jarak deteksi permukaan ± 1.0 cm akan memberikan suatu bentuk aktivitas EMG yang terbaik [25]. Membatasi jarak sekitar 1.0 cm, merupakan cara yang cukup tepat untuk mendeteksi sinyal dari otot yang kecil.

b. Ukuran dan bentuk dari permukaan elektrode.

Semakin besar ukuran permukaan elektrode, maka semakin besar pula amplitudo sinyal yang akan dideteksi dan lebih sedikit *noise* listrik yang akan dihasilkan. Desain yang baik adalah dengan yang memaksimalkan banyaknya serabut otot pada suatu permukaan pendeteksian, memperkecil *noise* elektrik yang dihasilkan pada antarmuka dan memperkecil ukuran fisik dari permukaan pendeteksian.

c. Penempatan Elektroda Utama

Elektroda harus ditempatkan antara titik motor dan penyisipan tendon atau antara dua titik motor, membentang secara longitudinal pada garis tengah dari otot. Sumbu longitudinal dari elektroda (yang melewati kedua permukaan pendeteksi) harus di sejajarkan secara paralel pada panjang dari serat otot. Gambar 14 memberikan gambaran lokasi penempatan elektroda yang disarankan.



Gambar 13, Penampang bentuk dari elektroda bar dan lingkaran [25]



Gambar 14, Lokasi elektroda yang baik memotong sebanyak mungkin serat otot [25]

d. Penempatan Elektroda Referensi

Elektroda referensi (elektroda *ground* atau pasif) diperlukan untuk memberikan suatu referensi bersama terhadap *input* deferensial dari *preamplifier*. Untuk tujuan ini elektroda referensi harus ditempatkan sejauh mungkin, dan pada jaringan yang bersifat netral secara biolistrik. Hal ini kadang kala tidak bersesuaian karena pemisahan kabel dari elektroda pendeteksi (aktif) dan elektroda pasif memerlukan dua kabel yang terbentang antar elektroda dan amplifier. Jika ukuran elektroda lebih kecil, maka bahan elektroda ini harus bersifat sangat konduktif dan harus mempunyai sifat perekat yang kuat sehingga akan mengamankannya terhadap kulit pada keadaan gangguan yang bersifat mekanik. Gel yang bersifat konduktif secara listrik pada umumnya sangat cocok untuk tujuan ini. Seringkali *noise* interferensi jala-jala listrik dapat direduksi dan dieliminasi oleh penempatan elektroda *ground* yang baik.

e. Lokasi Perekaman Sinyal *Surface Electromyographic*

Lokasi perekaman sinyal *surface EMG* sangat bergantung pada berbagai macam keperluan atau situasi. Peletakan posisi elektroda aktif belum ada kesimpulan yang pasti dimana posisi yang terbaiknya. Beberapa peneliti menyarankan penggunaan sisi otot yang paling mudah untuk distimulasi, menjadi lokasi penempatan elektrode yang terbaik. Mereka menyatakan beberapa hal yang perlu diperhatikan anantara lain:

- Kontak elektroda harus terletak dalam posisi paralel terhadap serat otot dan tidak dalam posisi melintang.
- Pemisahan elektroda dari pusat ke pusat harus berjarak antara 2 sampai dengan 10 mm.
- Media kontak perekaman harus sebesar mungkin, yang berarti bahwa satu dimensi linier harus setidaknya sebesar setengah jarak antara pasangan elektroda.
- Kontak perekaman bipolar harus sama dalam hal ukuran dan impedansi.

BAB 3

TUJUAN DAN MANFAAT PENELITIAN

3.1. Tujuan

Tujuan umum dari penelitian ini adalah untuk membantu para pasien tuna laring agar dapat kembali berbicara dengan mempergunakan alat bantu wicara elektrolarynx, dengan harga yang terjangkau dan kualitas suara yang bagus. Dengan kualitas yang bagus, punya intonasi yang baik, maka diharapkan para pasien tuna larynx akan dapat mengekspresikan perasaan dan isi hatinya dengan leluasa kepada lawan bicaranya, sebagaimana dahulu sebelum mereka operasi pengangkatan larynx.

Secara khusus tujuan penelitian ini adalah untuk mendapatkan pola hubungan yang pasti, antara suara manusia dengan sinyal EMG otot leher. Selama ini sinyal EMG hanya dipergunakan untuk memperbaiki pitch dari elektrolarynx. Padahal intonasi tidak hanya dipengaruhi oleh pitch, tapi juga loudness. Bagaimakah hubungan loudness dengan suara manusia? Dugaan peneliti, hubungan loudness dengan sinyal EMG adalah lebih kuat dibandingkan dengan pitch.

3.2. Manfaat penelitian

Suara merupakan salah satu alat komunikasi utama manusia. Tanpa suara manusia tidak dapat berbicara yang pada akhirnya, tidak akan dapat lagi menyampaikan kemauannya kepada orang lain secara bebas. Bahasa tubuh atau tulis yang dapat dilakukan manusia, tentu tetap akan membatasi komunikasi. Karena kecepatan tulis atau bahasa tubuh tidak secepat dan sejelas bahasa suara.

Ketika seseorang terserang kanker laring ganas (studium lanjut), yang pada akhirnya harus dilakukan operasi/pengangkatan pada laring tersebut, akan menyebabkan hilangnya kemampuan seseorang tersebut untuk berbicara. Tentu saja hal ini merupakan pukulan yang sangat berat.

Penelitian ini dimaksudkan untuk membantu orang yang tidak bisa berbicara (setelah pita suaranya diangkat) agar dapat berbicara kembali dengan hasil suara mendekati suara manusia normal. Kebanyakan pasien tuna laring mengalami depresi terkait suaranya yang hilang. Dari sini dapat dikatakan bahwa penelitian ini mempunyai nilai kepedulian sosial yang luar biasa tinggi. Diharapkan dengan alat bantu bicara, dengan

hasil suara mendekati suara normal ini akan menjadikan para pasien tunalaring kembali mempunyai rasa percaya diri yang tinggi, yang pada akhirnya mereka akan bisa menjalani hidup normal. Ketika teknologi diaplikasikan untuk kepedulian sosial dan membantu yang lemah, secara hakiki tentu ini akan sangat penting dan bermanfaat. Sistem ini akan menjadikan harapan mereka (para penyandang tuna laring) untuk dapat berbicara kembali secara normal akan terwujud. Nilai-nilai kepedulian sosial yang seperti inilah yang akan memperkokoh persatuan dan kesatuan bangsa, yang merupakan modal pembangunan yang sangat penting.

Untuk mendukung penelitian ini, peneliti sudah menjalin hubungan dengan Departemen THT-Rehabilitasi Medik rumah sakit dr. Soetomo Surabaya, dan RSCM Jakarta. Tim peneliti sudah melakukan pengambilan data awal di kedua RS tersebut (bertemu dengan anggota paguyuban tuna larynx). Hal yang lebih menguatkan peneliti juga telah mempunyai hubungan dengan Biomedical Engineering department, RUG - University of Groningen Netherland, yang juga konsen terhadap para pasien tuna laring. Pada bulan Nopember 2009 peneliti pernah melakukan diskusi dengan Prof G.J verkerke dari University of Groningen, saat beliau berkunjung ke Indonesia. Pada bulan Nopember 2010 sd January 2011, Peneliti pernah berkunjung ke RUG Netherlands untuk melakukan riset awal dan pengambilan beberapa data yang terkait dengan riset ini. Sehingga penelitian ini diharapkan akan semakin menguatkan hubungan baik/kerjasama antara institusi lokal dengan lembaga luar negeri.

Disamping masalah kepedulian social, penelitian ini diharapkan akan mampu menyumbangkan hal hal yang baru pada perkembangan ilmu pengetahuan dan technology. Model PCNN yang akan dipergunakan oleh peneliti untuk mengekstrak sinyal EMG, adalah sesuatu yang baru. Model PCNN ini diaharapkan akan memudahkan implementasi model jaringan syaraf tiruan secara hardware.

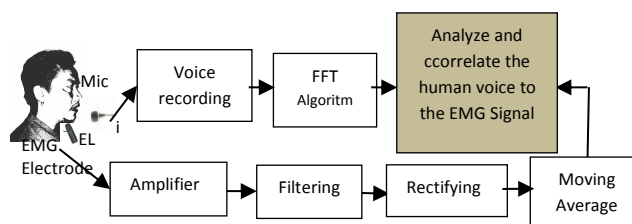
BAB 4

METODE PENELITIAN DAN EKSPERIMENT

4.1. Metode

Metode yang dipergunakan dalam penelitian ini adalah Research and Development. Sebagaimana disinggung dalam Bab sebelumnya bahwa tujuan dari riset ini adalah untuk mencari pola hubungan antara sinyal EMG otot leher dengan suara manusia. Diagram blok model pencarian relasi / hubungan antara suara manusia dengan sinyal EMG otot leher dapat dilihat pada Gambar 15

Ketika relawan mengucapkan suara “A” dengan variasi intonasi, suara nya direkam bersamaan dengan perekaman sinyal EMG otot leher. Perekaman suara dilakukan oleh “voice recording unit”, sedangkan perekaman sinyal EMG dilakukan dengan “EMG instrumentation unit” yang masing masing terhubung dengan laptop. Voltage sinyal asli EMG sangatlah kecil (dalam orde mV) oleh karena itu diperlukan penguat instrumentasi medis dengan penguatan ratusan-ribuan kali. Setelah dikuatkan selanjutnya sinyal EMG ini akan difilter. Sinyal EMG biasanya terletak pada rentang frekuensi 20 Hz - 500 Hz. Oleh karena itu untuk meminimalkan kehadiran noise maka diperlukanlah beberapa macam filter: High Pass Filter (HPF), Low Pass Filter (LPF), dan notch filter.

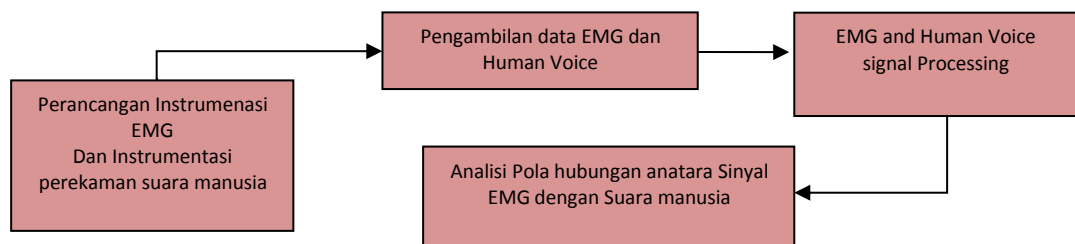


Gambar 15, Diagram blok model pencarian relasi antara suara manusia dengan sinyal EMG

Sinyal EMG yang telah difilter selanjutnya akan disearahkan, sehingga seluruh sinyal EMG akan berada diatas sumbu nol (positif). Ada dua macam penyearahan, yakni *half wave* dan *full wave rectification*. Dalam penelitian ini dipilih *full wave rectification*, sehingga data sinyal EMG akan dijadikan *single polarity* (positif semua), dengan menambahkan bagian yang dibawah baseline ke bagian yang diatas baseline. Signal EMG yang telah disearahkan ini selanjutnya akan dicari signal envelopnya. Dalam penelitian ini digunakan cara “*moving average process*”.

4.2. Tahapan Pelaksanaan Penelitian (Eksperimen)

Adapun tahapan tahapan yang dilakukan dalam penelitian hibah doktor ini, dapat dilihat pada Gambar 16



Gambar 16, Tahapan tahapan penelitian

Tahapan tahapan ini dapat dijelaskan sebagai berikut:

4.2.1. Perancangan instrumentasi EMG

Perancangan instrumentasi EMG ini merupakan bagian utama dan terpenting dari keseluruhan proses. Tanpa instrumentasi yang baik, tentu tidak akan dapat dilakukan pengambilan data maupun proses-proses yang lainnya. Di dalam tahapan ini paling tidak ada empat tahap.

- a.1. Pemilihan jenis elektrode yang tepat
- a.2. Pengembangan sistem amplifier
- a.4. Pengembangan filtering
- a.5. Pengembangan interfacing ke digital processor (Laptop / DSP)

Luaran dari tahapan ini adalah terwujudnya instrumentasi EMG yang cukup baik, memiliki penguatan sesuai dengan yang diharapkan, dapat memfilteran noise noise yang ada, serta dapat mengirimkannya sinyal EMG ke unit digital processor.

Pengembangan sistem instrumentasi EMG ini akan dilaksanakan di laboratorium elektronika medis ITS dan laboratorium elektronika UNY.

4.2.2. Pengambilan data

Proses pengambilan data sinyal EMG, bukanlah faktor yang mudah. Hal ini dikarenakan sinyal listrik yang dihasilkan oleh otot leher sangatlah kecil (orde milivolt). Ada beberapa hal yang perlu diperhatikan:

- b.1. Penempatan elektrode harus tepat. Posisi elektrode sangat mempengaruhi hasil pengukuran
- b.2. Jarak antar elektrode juga perlu diperhatikan. Dari referensi, jarak yang bagus berkisar 20mm [7].
- b.3. Sebelum dilakukan pengukuran, keringat/kotoran yang mungkin menempel pada kulit haruslah dibersihkan terlebih dulu.

Data akan diambil dari 10 relawan. Setiap relawan akan diminta mengucapkan beberapa kata tertentu, setiap kata dengan tiga macam intonasi yang berbeda (tinggi, sedang, rendah). Pengambilan data awal akan dilaksanakan di laboratorium, sedangkan pengambilan data lebih lanjut akan dilaksanakan di paguyuban wicara Esophagus Jawa Timur.

Luaran dari tahapan ini adalah didapatkannya data base sinyal EMG otot leher, yang akan siap diolah pada tahap selanjutnya.

4.2.3. Pengolahan sinyal EMG dan sinyal suara manusia

Voltage sinyal asli EMG sangatlah kecil oleh karena itu diperlukan penguat instrumentasi medis. Selanjutnya sinyal EMG ini akan difilter. Biasanya sinyal EMG terletak pada frekuensi 20 Hz - 500 Hz. Oleh karena itu diperlukan filter BPF. Sinyal EMG yang telah difilter selanjutnya akan disearahkan. Ada dua macam penyearahan, yakni *half wave* dan *full wave rectification*. Selanjutnya akan dicari signal envelopnya. Dalam penelitian ini digunakan cara "*moving average process*".

Disisi lain data suara manusia yang telah direkam bersamaan dengan sinyal EMG otot leher akan diolah dengan algoritma Fast Fourier Transform (FFT). Dengan algoritma FFT ini akan didapatkan nilai frekuensi fundamental dan magnitude dari setiap data suara manusia yang ada. Pemrosesan FFT dilakukan dengan jumlah points 512 dan Hanning window.

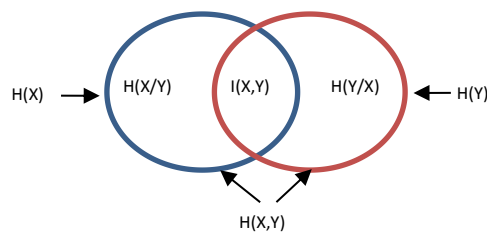
4.2.4. Analisa

Selanjutnya suara manusia dan signal EMG otot leher ini akan dicari hubungannya. Untuk mengetahui manakah yang hubungannya lebih kuat, dapat digunakan beberapa macam metode, dua diantaranya, yang digunakan dalam penelitian ini adalah *Correlation* dan *Mutual Information*.

Correlation adalah cara untuk mengukur hubungan antara dua buah variable secara kuantitatif. Koefisien korelasi “r” merupakan suatu besaran yang menunjukkan hubungan keeratan antara dua buah variable. Nilai koefisien korelasi bergerak antara 0 sd 1. Jika r mempunyai nilai mendekati 1 (misal 0,9) maka dapat dikatakan bahwa kedua variable mempunyai hubungan yang sangat erat, sebaliknya jika nilai r mendekati 0, maka kedua variable dikatakan mempunyai hubungan yang sangat rendah. Nilai koefisien korelasi bisa positif maupun negatif. Secara lengkap dapat dikatakan nilai r berkisar antara -1 sd 1. Nilai negatif menunjukkan hubungan yang bersifat terbalik antara kedua variable, sedangkan nilai positif menunjukkan hubungan yang searah. Nilai koefisien antara dua buah variable dapat dihitung berdasarkan persamaan (2) [27], dimana r adalah nilai koefisien korelasi, x dan y adalah dua buah variable yang dicari korelasinya dan n adalah jumlah data.

$$\dots \tag{2}$$

Korelasi baik digunakan jika kedua variable dianggap linier. Akan tetapi jika linieritas kedua variable dianggap meragukan maka diperlukan cara lain untuk mengukur hubungan/relasi antara dua buah variable tersebut. Salah satu cara untuk mengukur relasi antara dua buah variable yang nonlinier adalah dengan *mutual information*.



X dan Y adalah dua buah variable random,
 $I(X,Y)$ adalah mutual information dari X dan Y,
 $H(X)$ dan $H(Y)$ adalah entropi dari X dan Y,
 $H(X|Y)$ dan $H(Y|X)$ adalah entropi X independent Y dan entropi Y independent X.

Gambar 17, Mutual Information dari dua buah variables

Mutual informasi adalah pengukuran kuantitatif seberapa banyak sebuah variable random (X) akan memberikan informasi terhadap variable random lainnya (Y) [28]. Mutual informasi seringkali digunakan untuk merangking beberapa

sumber informasi, sehingga akan diketahui sumber informasi yang mana yang memberikan sumbangan dominan terhadap sebuah kasus tertentu [29]. Gambaran mutual informasi dapat dilihat pada Gambar 17.

Perhitungan mutual informasi didasarkan atas asumsi teori distribusi probabilitas yang direpresentasi oleh entropy dari masing masing variable. Entropy adalah ukuran statistik kerandoman sebuah variable [29]. Nilai mutual informasi dapat dihitung dengan menggunakan persamaan (3) – (7), dimana X dan Y adalah dua buah variable random, $I(X,Y)$ adalah mutual information dari X dan Y, $H(X)$ dan $H(Y)$ adalah entropi dari X dan Y, $H(X/Y)$ dan $H(Y/X)$ adalah entropi X independent Y dan entropi Y independent X. Sedangkan $P(X)$ dan $P(Y)$ adalah probabilitas dari X dan Y, sementara $P(X,Y)$ adalah joint probability dari X dan Y. Mutual informasi mengukur informasi bersama antara kedua variable X dan Y.

$$I(X,Y) = H(X) - H(X/Y) = H(Y) - H(Y/X) \quad \dots \quad (3)$$

$$H(X,Y) = H(X) + H(Y/X) = H(Y) + H(X/Y) \quad \dots \quad (4)$$

$$H(X) = \sum P(X) \cdot \log_2 P(X) \quad \dots \quad (5)$$

$$H(Y) = \sum P(Y) \cdot \log_2 P(Y) \quad \dots \quad (6)$$

$$H(X,Y) = \sum \sum P(X,Y) \cdot \log_2 P(X,Y) \quad \dots \quad (7)$$

Jika kedua variable saling bebas, X sama sekali tidak mempunyai informasi tentang Y atau sebaliknya, maka nilai mutual informasi antara keduanya akan sama dengan nol (0). Pada kasus yang ekstrem jika X dan Y adalah identik, X mempunyai semua informasi tentang Y, maka nilai mutual informasinya akan sama dengan nilai uncertainty (kerandoman) yang dimiliki oleh X (atau Y) itu sendiri, yang disebut dengan nilai entropy X (atau Y). Dengan demikian range nilai mutual informasi berkisar mulai dari 0 sd nilai entropy X (atau Y).

BAB 5

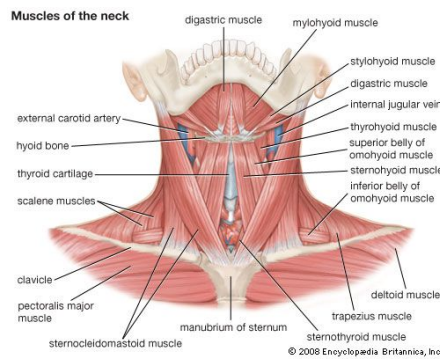
HASIL DAN PEMBAHASAN

5.1. Perekaman Data dan Hasil Pengolahan Sinyal

Tuju puluh lima data “suara manusia” dan “sinyal EMG otot leher” di rekam dari 3 orang relawan, normal, laki laki, dengan usia 24, 27 dan 41 tahun. Dipilih relawan normal (sehat) karena disamping sinyal EMG, pada relawan juga akan dilakukan perekaman suaranya. Suara dan sinyal EMG ini nantinya akan dicari korelasinya.

Sepasang electrode utama ditempatkan diatas permukaan kulit yang bertepatan dengan lokasi otot sternohyoid sebelah kiri dengan jarak antar elektrode 1 cm. Sedangkan electrode ground ditempatkan pada tulang dada. Electrode yang digunakan berbentuk bulat dengan diameter 2 cm. Pemilihan lokasi pada otot thyrohoid ini, karena otot thyroid mempunyai sambungan kuat pada pita suara. Detail anatomi otot leher dapat dilihat pada Gambar 18. Sedangkan pemilihan lokasi electrode ground pada tulang dada, dikarenakan pada dada mempunyai konstruksi tulang yang cukup lapang dan lokasinya yang tidak terlalu jauh dari leher.

Sementara itu untuk merekam suara manusia, di depan mulut relawan ditempatkan satu buah unit microphone yang terhubung dengan PC. Posisi penempatan elektrode dan microphone pada tubuh relawan saat pengambilan data dapat dilihat pada Gambar 19.



Gambar 18, Anatomy of the neck muscle [30]

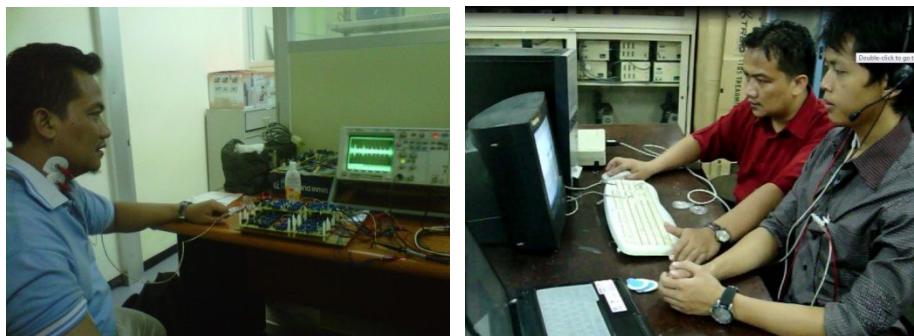


Gambar 19, Penempatan Electrode EMG dan Microphone saat perekaman data EMG dan Data Suara

Pada perekaman ini, setiap relawan diminta mengucapkan kata kata:

- “A” dengan intonasi rendah
- “A” dengan intonasi sedang
- “A” dengan intonasi tinggi

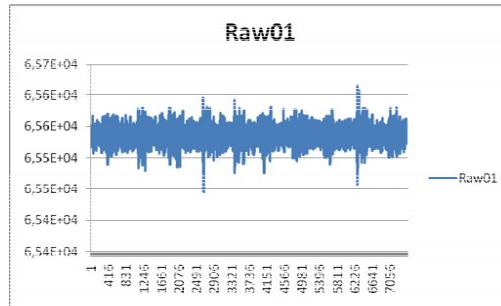
setiap katanya diulang sebanyak 25 x. Mengapa dipilih suara “A” saja? Mengapa tidak suara lain yang lebih panjang dan lebih menarik? Karena pada penelitian ini diinginkan pengamatan focus pada permasalahan “frekuensi dan magnitudo” dari suara manusia dengan ucapan tertentu. Jika dipilih ucapan yang lebih panjang dan bermacam macam, tentu data-data yang didapatkan akan bias. Proses perekaman dapat dilihat pada Gambar 20.



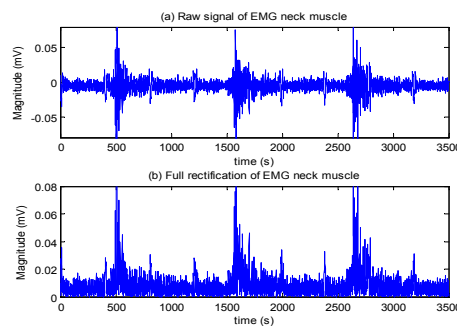
Gambar 20, Proses perekaman sinyal EMG

Hasil perekaman sinyal EMG mentah dapat dilihat pada gambar Gambar 21. Sedangkan hasil amplifiying, filtering dan moving average sinyal EMG dapat dilihat pada Gambar 22 dan Gambar 23. Sementara itu hasil pemrosesan suara manusia dengan

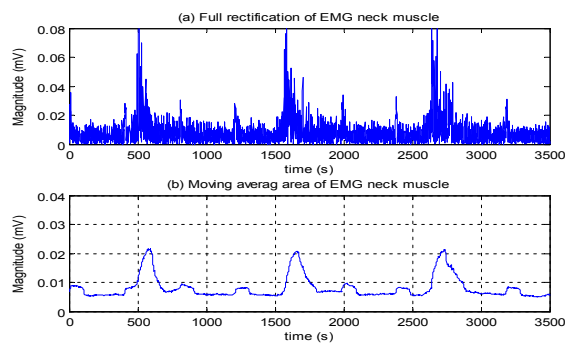
algoritma FFT dan magnitude sinyal envelope EMG (yang bersesuaian dengan data frekuensi dan magnitude suara manusia) dapat dilihat pada Tabel 2.



Gambar 21, Hasil rekaman sinyal EMG



Gambar 22, Sinyal mentah EMG dan hasil full rectification



Gambar 23, full recited EMG signal dan sinyal envelope sbg output moving average proses

Tabel 2, Hasil output FFT dari suara manusia (Frekuensi dan Magnitude) dan magnitude sinyal envelope EMG yang bersesuaian

Volunteer	Repetition	Spectrum Frequency of Human Voice		Output of MA of EMG Signal (mV)
		Freq (Hz)	Mag (db)	
Subject1	1	115	-63	0,011
	2	143	-64	0,009
	3	126	-66	0,009
	4	114	-62	0,0099
	5	103	-64	0,011

	26	116	-62	0,0098
Subject2	1	166	-52	0,014
	2	167	-49	0,016
	3	170	-55	0,015
	4	167	-50	0,019

	26	166	-52	0,017
Subject3	1	117	-57	0,015
	2	115	-59	0,011
	3	164	-53	0,015
	4	153	-58	0,011
	5	130	-59	0,012

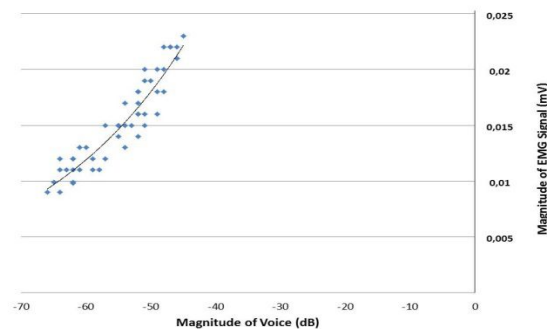
	26	154	-55	0,015

5.2. Analisa Korelasi dan Mutual Informasi

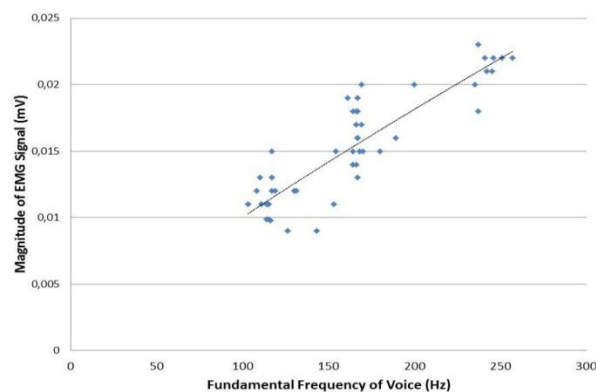
Dengan menggunakan persamaan 2, data output FFT suara manusia dan sinyal EMG otot leher Tabel 2 dapat dihitung nilai koefisien korelasinya. Dari hasil perhitungan menunjukkan bahwa koefisien korelasi, r , antara sinyal EMG otot leher dengan magnitude suara manusia nilainya 0,93. Sedangkan koefisien korelasi, r , antara sinyal EMG otot leher dengan frekuensi suara manusia nilainya 0,88. Hal tersebut menunjukkan bahwa kedua korelasi sama sama kuatnya. Hubungan antara pitch dan loudness terhadap sinyal EMG otot leher sama sama kuat. Namun demikian ditilik dari nilainya, nilai r loudness lebih tinggi dibandingkan dengan nilai r pitch. Hal ini menunjukkan hubungan sinyal EMG otot

leher dengan magnitudo suara manusia lebih kuat hubungannya dibandingkan dengan korelasi antara sinyal EMG otot leher dengan frekuensi suara manusia.

Untuk lebih memberikan gambaran korelasi ini, Gambar 24 dan Gambar 25 menampilkan kedua hubungan tersebut. Gambar 24 menunjukkan hubungan antara sinyal EMG otot leher dengan magnitudo suara manusia. Sumbu X adalah magnitudo suara manusia (dalam dB), sedangkan sumbu Y adalah sinyal EMG otot leher (dalam mV). Dari gambar dapat dilihat bahwa kedua data mempunyai trend linieritas yang cukup baik, dan sebaran data cukup merata. Sedangkan Gambar 25 menunjukkan hubungan antara sinyal EMG otot leher dengan frekuensi suara manusia. Sumbu X adalah frekuensi suara manusia (dalam Hz), sedangkan sumbu Y adalah sinyal EMG otot leher (dalam mV). Dari gambar dapat dilihat bahwa sebaran data mengumpul di beberapa tempat saja, kurang merata, sehingga mempunyai trend linieritas yang lebih rendah dibandingkan dengan Gambar 24.



Gambar 24, The correlation between magnitude of human voice and EMG signal of neck muscle



Gambar 25, The correlation between frequency of human voice and EMG signal of neck muscle

Selain dengan korelasi, hubungan antara sinyal EMG dengan suara manusia juga dilihat melalui mutual informasi. Mutual informasi dihitung dengan menggunakan Software R dengan Library Minet [31], hasilnya ditampilkan dalam Tabel 3. Dari tabel tersebut nampak bahwa mutual informasi antara magnitude suara manusia dengan sinyal EMG otot leher adalah 1,0736. Nilai ini lebih tinggi dari mutual informasi antara frekuensi suara manusia dengan sinyal EMG otot leher yang hanya menunjukkan nilai 0.6502.

Tabel 3, Hasil Mutual Information antara Human voice (frequency dan magnitude) dengan sinyal EMG otot leher.

Variable 1	Variable 2	Result of MI
Mag. of Voice	EMG Signal	1,0736
Freq. of Voice	EMG Signal	0,6502

5.3. Pembahasan/Diskusi

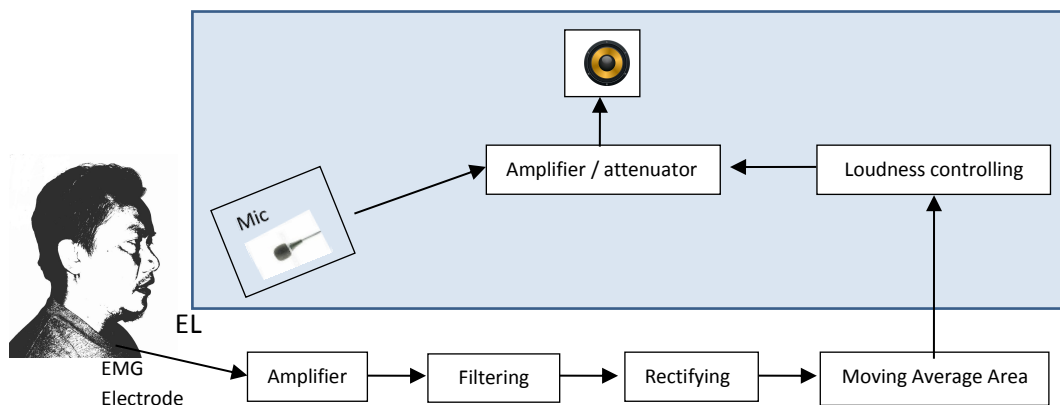
Goldstein dalam penelitiannya mengklasifikasikan suara manusia dengan jenis klasifikasi "High, Normal, Soft, Loud, dan Low". Goldstein merelasikan/menghubungkan frequency suara dengan sinyal EMG, dan memanfaatkan sinyal EMG otot leher untuk mengatur pitch electrolarynx [32]. Kalau diamati lebih jauh, klasifikasi yang dilakukan oleh Goldstein kurangnya akurat. Pengklasifikasian yang digunakan, "High, Normal, Soft, Loud, dan Low" sangatlah subyektif. Model klasifikasi seperti ini kurang terukur secara baik. Pada penelitian yang kami lakukan magnitude dan frekuensi suara manusia diklasifikasikan dengan nilai yang terukur pasti. Selanjutnya nilai frekuensi dan magnitude dari suara manusia ini dikorelasikan dengan EMG otot leher. Hasil korelasi menunjukkan bahwa kedua mempunyai nilai yang cukup tinggi. Artinya hubungan antara pitch dengan EMG otot leher, dan juga hubungan antara loudness dengan EMG otot leher adalah sama sama kuat. Namun demikian jika dilihat detail nilai r , r magnitude suara dengan EMG signal adalah lebih tinggi dibandingkan dengan r frekuensi suara dengan EMG signal.

Terlebih lagi nilai mutual informasi antara magnitude suara dengan EMG signal adalah juga lebih tinggi dibandingkan dengan mutual informasi antara frekuensi suara dengan EMG signal. Tabel 3, Gambar 24, dan Gambar 25 memberikan bukti tentang hal ini. Hal ini menunjukkan bahwa sinyal EMG otot leher akan memberikan informasi yang lebih banyak tentang loudness dibandingkan dengan pitch. Sebagai dampaknya tentu sinyal EMG otot leher akan lebih tepat dan menguntungkan jika digunakan untuk mengatur loudness elektrolarynx jika dibandingkan dengan untuk mengatur pitch elektrolarynx, sehingga suara elektrolarynx akan lebih natural.

BAB 6

RENCANA TAHAPAN BERIKUTNYA

Sejauh pengetahuan penulis, sejauh ini belum ada peneliti yang memanfaatkan sinyal EMG otot leher untuk mengontrol loudness elektrolaring. Sinyal EMG otot leher telah digunakan oleh beberapa ahli untuk meningkatkan performance elektrolaring, tapi belum ada satu pun dari mereka yang memanfaatkan sinyal EMG otot leher untuk pengendalian loudness dinamic elektrolaring. Goldstein dkk memanfaatkan sinyal EMG otot leher untuk mengendalikan pitch (frekuensi dasar) dari elektrolaring [33], [32]. Pitch diatur dengan cara mengatur getaran elektrolaring. Hasilnya dilaporkan 60-70% kalimat yang diucapkan oleh relawan menggunakan elektrolaring mempunyai intonasi yang tepat. Pada penelitian tersebut Goldstein tidak menyebutkan sama sekali tentang pengaturan dynamic loudness electrolarynx. Padahal di research yang penulis lakukan menunjukkan bahwa hubungan antara loudness dengan sinyal EMG adalah lebih kuat dibandingkan dengan hubungan antara pitch dengan sinyal EMG.



Gambar 26, Diagram block aplikasi sinyal EMG otot leher untuk “kontrol loudness” dan “automatic on off” Electrolarynx

Pada tahap selanjutnya diharapkan dapat diimplementasikan sinyal EMG otot leher untuk mengendalikan loudness elektrolarynx. Diagram blok dari rancangan aplikasi sinyal EMG otot leher untuk pengaturan Loudness elektrolarynx dapat dilihat pada Gambar 26. Melalui sepasang surface electrode, sinyal EMG otot leher akan dikuatkan, difilter, disearahkan dan dilakukan proses moving average. Output dari moving average akan digunakan untuk pengatuarn loudness dari elektrolarynx. Microphone, amplifier suara,

serta loudspeaker dibutuhkan untuk keperluan pengaturan loudness ini. Besarnya gain penguatan dari amplifier akan dikendalikan oleh sinyal EMG. Dengan demikian output suara loudspeaker akan mempunyai loudness yang bervariasi yang dikendalikan oleh sinyal EMG otot leher.

Sementara loudness dikendalikan oleh sinyal EMG, pitch dari electrolarynx dikendalikan dengan mekanisme yang lain yang telah banyak dikembangkan oleh peneliti sebelumnya. Salah satu cara yang dapat digunakan untuk mengendalikan pitch adalah dengan memanfaatkan tekanan pernapasan sebagaimana yang telah dikembangkan oleh Uemi [34]. Alternatif lainnya adalah dengan mengkombinasikan pengontrolan pitch yang berbasis sinyal EMG (sebagaimana yang telah dikembangkan oleh Goldstein [33], [32]) dengan pengontrolan Loudness berbasis sinyal EMG (yang diajukan dalam penelitian ini) secara simultan. Satu sisi sinyal EMG otot leher dimanfaatkan untuk mengendalikan Loudness dinamic, disisi yang lain juga digunakan untuk mengendalikan pitch electrolarynx. Dengan diaturnya Loudness dan pitch ini, diharapkan electrolarynx akan dapat menghasilkan suara buatan yang lebih baik dari sebelumnya, lebih alami intonasinya.

BAB 7

KESIMPULAN DAN SARAN

7.1. Kesimpulan

Intonasi elektrolaring tidak hanya ditentukan oleh pengontrolan pitch saja, melainkan juga pengontrolan Loudness nya. Para peneliti sebelumnya fokus pada pemanfaatan sinyal EMG otot leher untuk mengontrol pitch elektrolaring. Pada penelitian ini hubungan antara suara manusia (frekuensi-pitch dan madnitude-loudness) dengan sinyal EMG otot leher dievaluasi. Manakah diantara pitch dan loudness suara manusia yang mempunyai hubungan dengan sinyal EMG otot leher lebih kuat? Evaluasi dilakukan dengan mencari nilai korelasi r , dan nilai mutual informasi dari kedua hubungan tersebut. Hasil menunjukkan bahwa hubungan antara loudness suara manusia dengan sinyal EMG otot leher (nilai $r = 0,93$ dan mutual inforamsi = 1,07) adalah lebih kuat dibandingkan dengan hubungan antara pitch suara manusia dengan sinyal EMG otot leher (nilai $r = 0,88$ dan mutual inforamsi = 0,65). Oleh karena itu sinyal EMG otot leher akan lebih tepat dan menguntungkan jika digunakan untuk mengatur loudness elektrolaring, jika dibandingkan dengan untuk mengatur pitch elektrolaring. Hal ini membuka kemungkinan untuk mengembangkan pengontrolan intonasi elektroalring tidak hanya dengan pengontrolan pitch saja, tapi juga mengontrol loudness dinamic dari elektrolaring. Dengan demikian diharapkan elektrolaring akan mempunyai intonasi suara yang lebih natural.

7.2. Saran

Penelitian tentang pengembangan kualitas intonasi wicara elektrolaring ini dapat dikembangkan dengan metode feature extraction sinyal EMG yang berbasis frekuensi. Barangkali dengan berbasis frekuensi akan didapat ekstraksi sinyal EMG yang lebih teliti sehingga akan didapatkan hasil yang lebih baik. Selain itu penelitian peningkatan kualitas suara elektrolaring juga dapat dikembangkan dengan memanfaatkan microcamera, dimana microcamera ini akan memodelkan bentuk dalam rongga mulut maupun bentuk bibir ketika mengucapkan suatu ucapan tertentu.

REFERENCES:

- [1] "Jumlah Penderita Kanker di Dunia Naik 300 Persen Pada Tahun 2030," *Detik.com*. [Online]. Available: <http://health.detik.com/read/2012/08/30/165020/2003530/763/jumlah-penderita-kanker-di-dunia-naik-300-persen-pada-tahun-2030>. [Accessed: 26-May-2013].
- [2] "1 Juta Jiwa Idap Kanker," *KOMPAS.com*. [Online]. Available: <http://health.kompas.com/read/2012/02/06/03140118/1.Juta.Jiwa.Idap.Kanker>. [Accessed: 26-May-2013].
- [3] "Cancer Fact and Figure 2010," *cancer.org*. [Online]. Available: <http://www.cancer.org/acs/groups/content/@nho/documents/document/acspc-024113.pdf>. [Accessed: 26-May-2013].
- [4] "Laryngectomy," *throatdisorder.com*. [Online]. Available: <http://www.throatdisorder.com/surgeries/laryngectomy>. [Accessed: 28-May-2013].
- [5] H. L. Kubert, C. E. Stepp, S. M. Zeitels, J. E. Gooley, M. J. Walsh, S. R. Prakash, R. E. Hillman, and J. T. Heaton, "Electromyographic control of a hands-free electrolarynx using neck strap muscles," *Journal of Communication Disorders*, vol. 42, no. 3, pp. 211–225, May 2009.
- [6] J. T. Heaton, M. Robertson, and C. Griffin, "Development of a wireless electromyographically controlled electrolarynx voice prosthesis," in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, 2011, pp. 5352–5355.
- [7] 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," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 17, no. 2, pp. 146–155, Apr. 2009.
- [8] M. Halliday, *A Course in Spoken English: Intonation*. Oxford: Oxford University Press, 1970.
- [9] M. Daley, "Vocal Performance and Speech Intonation: Bob Dylan's 'Like a Rolling Stone,'" *Oral Tradition*, vol. 22, no. 1, pp. 84–98, 2007.
- [10] "Komunikasi," *Wikipedia bahasa Indonesia, ensiklopedia bebas*. 31-May-2013.
- [11] K. Fellbaum, "Human-Human Communication and Human-Computer, Interaction by Voice," in *Human Aspects of Telecommunications for Disabled and Older People*, 1999.
- [12] "Human Voice Production," *Human Voice Production*. [Online]. Available: <http://mirilab.org/jang/books/audiosignalprocessing/humanVoiceProduction.asp?title=3-3%20Human%20Voice%20Production%20%28%A4H%C1n%AA%BA%B2%A3%A5%CD%29>. [Accessed: 26-Oct-2013].
- [13] "Tekanan, Intonasi, dan Jeda dalam bahasa Indonesia," *Menyimak, Membaca, Berbicara, Menulis*. [Online]. Available: <http://pesisirjurnal.wordpress.com/2010/07/05/tekanan-intonasi-dan-jeda-dalam-bahasa-indonesia/>. [Accessed: 06-Jun-2013].
- [14] Wikipedia contributors, "Human voice," *Wikipedia, the free encyclopedia*. Wikimedia Foundation, Inc., 25-May-2013.
- [15] A. Hisada and H. Sawada, "Real-time clarification of esophageal speech using a comb filter," presented at the Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Assoc. Tech., Hungary, 2002, vol. 4, pp. 39–46.
- [16] "Throat cancer and Laryngectomy Rehabilitation," *webwhispers*. [Online]. Available: <http://www.webwhispers.org/library/EsophagealSpeech.asp>. [Accessed: 26-Oct-2013].
- [17] T. Haderlein, S. Steidl, E. Nöth, F. Rosanowski, and M. Schuster, "Automatic Recognition and Evaluation of Tracheoesophageal Speech," in *Text, Speech and Dialogue*, P. Sojka, I. Kopeček, and K. Pala, Eds. Springer Berlin Heidelberg, 2004, pp. 331–338.
- [18] 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," in *Instrumentation, Communications, Information Technology, and Biomedical Engineering (ICICI-BME), 2009 International Conference on*, 2009, pp. 1–5.

- [19] H. Liu, M. Wan, S. Wang, and H. Niu, "Aerodynamic characteristics of laryngectomees breathing quietly and speaking with the electrolarynx," *J Voice*, vol. 18, no. 4, pp. 567–577, Dec. 2004.
- [20] "Speech Enhancement of Electro-Larynx Speech," *Signal Processing and Speech Communication Laboratory*. [Online]. Available: http://www.spsc.tugraz.at/PhD_Theses/speech-enhancement-electro-larynx-speech. [Accessed: 29-May-2013].
- [21] F. Arifin, T. A. Sardjono, and M. H. Purnomo, "ElectroLarynx, Esopahgus, and Normal Speech Classification using Gradient Discent, Gradient discent with momentum and learning rate, and Levenberg-Marquardt Algorithm," in *International Convergence on Green Computing*, Yogyakarta, 2010.
- [22] F. Arifin, T. A. Sardjono, and M. H. Purnomo, "Esophageal speech Recognition Utilizing Pulse Coupled Neural Network," in *The 6th International Convergence on Biomedical Engineering*, Surabaya, 2010, vol. 6.
- [23] F. Arifin, T. A. Sardjono, and M. H. Purnomo, "Electrolarynx Voice Recognition Utilizing Pulse Coupled Neural Network," *IPTEK The Journal for Technology and Science*, vol. 21, no. 3, Aug. 2010.
- [24] E. D. SETIONINGSIH, *ANALISA EFEK TERAPI PANAS TERHADAP KELELAHAN OTOT*. Surabaya: Thesis Jurusan Teknik Elektro ITS, 2000.
- [25] D. L. Carlo, *Surface Electromyography : Detection and Recording*. Boston, MA, 02215: DelSys Incorporated, 2002.
- [26] S. Day, *Important Factors in surface EMG measurement*. 239 Springborough Way Calgary, Alberta T3H 5M8 Canada: Bortec Biomedical Ltd.
- [27] L. Egghe and L. Leydesdorff, "The relation between Pearson's correlation coefficient r and Salton's cosine measure," *Journal of the American Society for Information Science and Technology*, vol. 60, no. 5, pp. 1027–1036, 2009.
- [28] L. Ngobi, D. Wheeler, D. McClure, and J. Goldfarb, *Correlation and Mutual Information, Chemical Engineering Process Dynamics and Controls*. Ann Arbor, Michigan, US: the University of Michigan, 2007.
- [29] M. Subianto, "Measuring The Economic Potential of Fruit Plants Using Mutual Information," *J. Natural*, vol. 10, No. 2, pp. 26–29, 2010.
- [30] "The Human Muscle System," *Encyclopedia Britannica*. [Online]. Available: <http://www.britannica.com/EBchecked/media/119400/Muscles-of-the-neck>. [Accessed: 20-Jun-2013].
- [31] P. E. Meyer, F. Lafitte, and G. Bontempi, "MINET (Mutual Information Network), Machine Learning Group of the Universite Libre de Bruxelles," *MINET*. [Online]. Available: <http://minet.meyerp.com/>. [Accessed: 01-Jul-2013].
- [32] 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," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 51, no. 2, pp. 325–332, 2004.
- [33] 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," in *Neural Engineering, 2003. Conference Proceedings. First International IEEE EMBS Conference on*, 2003, pp. 169–172.
- [34] N. Uemi, T. Ifukube, M. Takahashi, and J. Matsushima, "Design of a new electrolarynx having a pitch control function," presented at the Robot and Human Communication, 1994. RO-MAN '94 Nagoya, Proceedings., 3rd IEEE International Workshop on, 18, pp. 198–203.

LAMPIRAN 1

PERSONALIA TENAGA PENELITI

A. Identitas diri

1.	Nama Lengkap	Fatchul Arifin
2.	Jabatan Fungsionla	Lektor
3.	Jabtan Struktural	-
4.	NIP	19720508 199802 1002
5.	NIDN	00080572007
6.	Tempat dan Tanggal lahir	Tulungagung, 08 Mei 1972
7.	Alamat Rumah	Jl. Bone Timur III No 34B, Rt 01/ RW II, Banyuanyar, Banjarsari, Surakarta, Jawa Tengah
8.	Nomor Telephon	085725125326
9.	Alamat Kantor	Kampus UNY Karangmalang, Yogyakarta
10.	Nomor Telepon/Faks	(0274) 550839 / (0274) 518617
11.	Alamat Email	fatchul@uny.ac.id fatchul.ar@gmail.com
12.	Lulusan yang telah dihasilkan	S1 = 15 orang
13.	Mata Kuliah yang diampu	1. Elektronika Digital 2. Mikroprosesor 3. Mikrokontroller 4. Sistem Kendali Dasar 5. Sistem Kendali Lanjut 6. Pengolah Sinyal Digital

B. Riwayat Pendidikan

	S-1	S-2	S-3
Nama Perguruan Tinggi	UNDIP Semarang	ITB Bandung	ITS Surabaya
Bidang Ilmu	Teknik Elektro	Teknik Elektro	Teknik Elektro
Tahun Masuk-Lulus	1991 - 1996	2000 – 2003	2009 -

Judul Skripsi/Thesis	Pelacak Jejak posisi Solar Cell ke Posisi Matahari	Rapid Prototyping of TMS320C5000 DSP Processor Using Simulink	
Nama Pembimbing	Ir. Agung Warsito, DHET	Dr. Armein Z.R. Langi	1. Prof. Dr. Mauridhy Heri Purnomo 2. DR Tri Arief Sardjono

C. Pengalaman Penelitian Dalam 5 Tahun Terakhir

No	Tahun	Judul Penelitian	Pendanaan	
			Sumber	Jumlah(Rp)
1.	2012	Alat Bantu Wicara Berbasis Microcamera tahun 2	Hibah Bersaing - Dikti	45.000.000,00
2.	2011	Alat Bantu Wicara Berbasis Microcamera tahun 1	Hibah Bersaing - Dikti	31.000.000,00
3.	2009	Rancang Bangun Modul pengelan huruf berbasis Mikrokontroller ATmega	DIPA UNY	7.500.000,00
4.	2009	Electronic Nose Sebagai Pembau Kemurnian BBM Bensin Th II	Hibah Bersaing - Dikti	40.000.000,00
5.	2008	Electronic Nose Sebagai Pembau Kemurnian BBM Bensin Th II	Electronic Nose Sebagai Pembau Kemurnian BBM Bensin Th II	45.000.000,00
6.	2007	Kendali Fuzzy Logic Jarak jauh berbasis WEB	Dosen Muda – Dikti	8.600.000,00

D. Pengalaman Penulisan Artikel Ilmiah Dalam Jurnal Dalam 5 tahun terakhir

No	Judul Artikel Ilmiah	Volume/No/Tahun	Nama Jurnal
1	Electrolarynx Voice Recognition Utilizing Pulsed Coupled Neural Network	21/3/2010	IPTEK (Nasional terakreditasi)
2	Desain dan simulasi Sistem suspense Mobile Berbasis Kendali Optimal		TELKOMNIKA (Jurnal Nasional)
3	Klasifikasi Kanker (Hasil Pap Smear) Berbasis Jaringan Syaraf Tiruan		

E. Pengalaman Penyampaian Makalah Secara Oral Pada Pertemuan / Seminar Ilmiah Dalam 5 Tahun Terakhir

No	Nama Pertemuan Ilmiah/Seminar	Judul Artikel Ilmiah	Waktu dan Tempat
1	BME Days (Biomedical Engineering)	Esophageal Speech Recognition Utilizing Pulsed Coupled Neural Network	2010, Surabaya
2	ICGC (International Conference Green Computing) 2010 and AUN/SEED	ElectroLarynx, Esopahgus, and Normal Speech Classification using Gradient Discent, Gradient discent with momentum and learning rate, and Levenberg-Marquardt Algorithm	2010, Yogyakarta
3	International Conference on Communication Technology & System	Electronic Nose For detecting of Impure Gasoline	2009, Surabaya
4	Seminar of Information Technology Research (SRITI)	Fuzzy Logic as mobile robot navigation Controller	2007, Surabaya

Semua data yang saya isikan dan tercantum dalam biodata ini adalah benar dan dapat dipertanggungjawabkan secara hukum. Apabila dikemudian hari ternyata dijumpai ketidaksesuaian dengan kenyataan, saya sanggup menerima resikoanya.

Yogyakarta, 26 Nopember 2013

Fatchul arifin, ST., MT.

LAMPIRAN 2

PUBLIKASI ILMIAH

Telah Accepted di Journal International Terindex Scoups. Nama Journal “Biomedical Engineering: Application, Basis, and Communication”

Manuscript Journal:

- i) The article title: **The Relationship between Electromyography Signal of Neck Muscle and Human Voice Signal for Controlling Loudness of Electrolarynx**
- ii) The authors' names and their affiliations :
FatchulArifin⁽¹⁾⁽²⁾, Tri Arief Sardjono⁽²⁾, Mauridhi Hery Purnomo⁽²⁾
¹Electronic Department, Universitas Negeri Yogyakarta, Indonesia, email: fatchul@uny.ac.id,
fatchul.ar@gmail.com
²Electrical Engineering Department, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya, Indonesia,
sardjono@elect-eng.its.ac.id, hery@ee.its.ac.id
- iii) The corresponding author's email address: fatchul@uny.ac.id, fatchul.ar@gmail.com
- iv) The running title: EMG in Controlling Loudness of Electrolarynx

ABSTRACT

Human voice intonation is affected by pitch and loudness. Pitch is related to the frequency of human voice, while Loudness is related to the magnitude of human voice. Someone who does not have vocal cords, He has no ability to produce voice and speech. This problem is suffered by laryngectomy patients. Over half of all laryngectomy patients worldwide are using electrolarynx for the rehabilitation of their speech ability. Unfortunately, the electrolarynx voice is monotonic and flatted intonation. Small changes in pitch and loudness of electrolarynx will give a better expression in laryngectomy patients. Previous researches have focused on utilization of Electromyography (EMG) signal of neck muscle for only pitch control. In this research, the relationship between human voice intonation (i.e., frequency and magnitude) and EMG signals of neck muscles was studied by looking for their correlation and their mutual information. Human voice signal and EMG signal of neck muscle were recorded simultaneously while subjects were saying “A” with varying intonation. The EMG signal of neck muscle was processed using amplifying, filtering, rectifying and “moving average” process. On the other hand, the human voice was processed by FFT Algorithm to obtain magnitude and fundamental frequency. The result shows that the correlation coefficient between human voice magnitudes and EMG signal of neck muscle is 0.93, while the correlation coefficient between human voice frequency and EMG signal of neck muscle is 0.88. Moreover, the mutual information between human voice magnitudes and EMG signal of neck muscle is 1.07, while the mutual information between human voice frequency and EMG signal of neck muscle is 0.65. These results show that the relationship

between human voice magnitudes and EMG signal of neck muscle is stronger than the relationship between human voice frequencies and EMG signal of neck muscle. Therefore, it is more appropriate to use the EMG signal of neck muscle for controlling loudness of electrolarynx than that of the pitch of electrolarynx.

Key words: Neck muscle electromyography signal, Loudness of electrolarynx voice, Laryngectomies patients, Correlation, Mutual Information

1. INTRODUCTION

Human voice is the sound produced by humans using the lungs and the vocal cord in the larynx. Voice is produced by pumping the air from the lungs, through the vocal cords. When air is pushed through the vocal cords with sufficient pressure, the vocal cords vibrate. Variation in pitch and loudness create intonation of human voice [1,2]. Pitch corresponds to the frequency of voice. The vibration speed of vocal cord influences the pitch. On the other hand, loudness determines how loud the voice is produced. Loudness corresponds to the magnitude of voice. The tension in the vocal muscle and the amount of air pressure from the lungs influences the loudness. Therefore, the higher the tension of the vocal cord and the greater the pressure of air from lungs, the louder the voice is produced.

However, not all of voices are meaningful and useful to communicate with others. Infants babble, humans laugh, cry, whinny, and growl are some examples of voice with little meaning. Some voices are articulated by oral and nasal cavity for speech. Speech is used to express one's feelings and desires to others.

Someone who does not have vocal cords, He has no ability to produce voice and speech. This problem is suffered by late-stage laryngeal cancer patients. They are usually treated with total laryngectomy, in which larynx, and tissues around it, including vocal cord, should be removed. By doing surgery, a hole in front of the patient's neck, known as stoma, is made. Then, the trachea is attached to this stoma which is used by the patients to breathe. As the vocal cord of the laryngectomies patients have been removed, they will not be able to speech anymore. They lost their ability to speak as they did [3].

To date, there are three key issues in electrolarynx study; electrolarynx hardware, user friendliness (patient must use one hand for reaching it from his pocket, applying it to the chin, and pressing the button for on-off electrolarynx), and monotonic-like robot voice. There are numbers of research on Electrolarynx in which related to these issues. Robert R. Riesz patented an activator hardware of electrolarynx. He placed tone generator at low chin [6]. Richard Lukovic patented a model of diaphragm as a sounding head of electrolarynx [7]. He also patented solenoid as electrolarynx activator [8]. Thomas M. Lenox designed hands-free electrolarynx. First, tone generator was placed at the glasses. Next, there was a tube that goes into the mouth to supply the vibration. To turn the system on or off, the rotation of the arm was used [9]. Barney and Richard Burtschi controlled the intonation of electrolarynx by varying resistor (R) and capacitor (C) [10,11]. The setting was performed manually through a button. Uemi *et al* controlled the intonation of electrolarynx using breath pressure [12], while Mitsuo *et al* developed electrolarynx with microcomputer with some installed melodies to sing a song [13]. Hoping that these melodies would give improvements in the intonation of electrolarynx.

To date, there are three key issues in electrolarynx study; electrolarynx hardware, user friendliness (patient must use one hand for reaching it from his pocket, applying it to the chin, and pressing the button for on-off electrolarynx), and monotonic-like robot voice. There are numbers of research on Electrolarynx in which related to these issues. Robert R. Riesz patented an activator hardware of electrolarynx. He placed tone generator at low chin [6]. Richard Lukovic patented a model of diaphragm as a sounding head of electrolarynx [7]. He also patented solenoid as electrolarynx activator [8]. Thomas M. Lenox designed hands-free electrolarynx. First, tone generator was placed at the glasses. Next, there was a tube that goes into the mouth to supply the vibration. To turn the system on or off, the rotation of the arm was used [9]. Barney and Richard Burtschi controlled the intonation of electrolarynx by varying resistor (R) and capacitor

(C) [10,11]. The setting was performed manually through a button. Uemi *et al* controlled the intonation of electrolarynx using breath pressure [12], while Mitsuo *et al* developed electrolarynx with microcomputer with some installed melodies to sing a song [13]. Hoping that these melodies would give improvements in the intonation of electrolarynx.

On the other hand, intonation can also be controlled by using Electromyography (EMG) signal of neck muscle. The EMG signal is a signal that shows the electrical activity of muscle. The value of EMG signal is in related to the activity of the muscle [14]. The more muscle activity, the greater the EMG signal produced. EMG signal is detected via a pair of electrode that is placed at neck strap muscle. Heaton and Step utilized EMG signal of neck muscle to control the pitch of electrolarynx [15,16]. Seven electrodes were used in order to detect EMG signal of neck muscle. Pitch controlling is performed via VCO (Voltage Controlled Oscillator).

Variation in pitch and loudness creates intonation of human voice. Therefore, the intonation of electrolarynx is not only determined by the pitch control but also by the loudness control. This research evaluates the relationship between the two elements that affect intonation of human voice (i.e. frequency and magnitude) and EMG signal of neck muscle. This work is very important because it will reveal which one has a stronger relationship to the EMG signal of neck muscle. Therefore, this research offers the possibility to improve the intonation control of electrolarynx.

2. MATERIALS AND METHODS

For that purpose, seventy eight human voice productions were recorded from three normal subjects of different ages. These three normal subjects were males, who were 21, 24 and 41 years old. Each subject was asked to say “A” 26 times repeatedly with a varied intonation. The reason behind this recording design was to focus on the observation of the frequency and magnitude of the human voice from certain productions. If the voice was produced in more various units (such as reading words or sentences), the observation would be biased and unfocused.

The human voices and EMG signals were recorded simultaneously to the subjects. The recording process was conducted using voice recording and EMG instruments unit. The recorded human voice then was processed using FFT algorithm to obtain its frequency and magnitude. FFT was used with 512 data points and Hanning method for the window.

A pair of general-purpose surface-electrode (positive and negative) was placed at neck muscle (sternocleidomastoid muscle), while a ground surface electrode was placed at sternum. The shape of the electrodes was circular with the diameter of 2 cm. The raw EMG signals typically have amplitudes in the range of mV, thus a powerful medical instrumentation with thousands gain was needed. The presence of EMG signal could be found within the frequency of 20 - 500 Hz, but dominant at 40 – 200 Hz. Some filters were required for eliminating higher and lower frequency and also power line inference noises. Band Pass Filter (BPF) was used to eliminate EMG signal with frequency lower than 40 Hz and higher than 200 Hz. FIR filter was used with its parameters; frequency stop1 = 38 Hz, frequency pass1 = 42 Hz, frequency pass2 = 198 Hz, and frequency stop2 = 202 Hz. On the other hand, notch filter 50 Hz was also used to eliminate power line interference noise.

In the next process, the EMG signal was rectified using full wave rectification to translate the raw EMG signals into single polarity (positive). The rectified EMG signal of the neck muscles was then extracted to find the envelope signal. One of the various ways in obtaining the envelope signal is by applying the moving average process. Suppose that the sequence of original data $y_1, y_2, y_3, y_4, \dots,$ and y_k were initially obtained. The moving average process was calculated using Eq. (1).

$$\dots \quad (1)$$

X_i is moving average element, while y_k and n are the original data and the number of members in the subgroup respectively. The first element of the moving average process was obtained by forming subgroups consisting of n initial data, and its average which was later obtained. The average of this subgroup was the

initial value of the moving average X_1 . The next element of the moving average was obtained by shifting forward the subgroups in which the first value of initial data of previous subgroup was left behind and the next value of initial data was taken to be the members of new subgroup. The average of this new subgroup was used to be the second value of the moving average, X_2 [17]. This process was then repeated over the entire data. The value of n affected the softness of the produced envelope signal. The greater the value of n , the more coarse signal envelope produced. In this study, the value $n = 10$ was selected.

As mentioned earlier, the purpose of this research is to study which relationship to the EMG signal of neck muscle is stronger, the magnitude of human voice or the frequency of human voice. To get an answer, the existing data must be processed by some tools. Two kinds of tools were used in this study, namely, correlation and mutual information which were used separately.

Correlation is a way of measuring the linear relationship between two random variables. The correlation coefficient r between two variables can be calculated using Eq. (2) [18] :

$$\dots \quad (2)$$

x and y are two variables that are correlated, while n is the number of data. The value of the correlation coefficient shows the strength of linear relationship between two variables. Two variables will have a correlation if one variable influences the other variables, either in the same direction or the opposite directions. Greater value of r indicates a stronger correlation. The ranges of r is 0 to 1. In this study, the calculation of r is performed using Pearson's method.

Correlation is a valid tool if the measured variables are considered linear. However, if the variable linearity is absurbed, another tool is required to calculate the nonlinear dependence. In this present study the nonlinear dependence is measured by mutual information. Mutual information is a quantitative measurement of how much a random variable (X) gives information about another random variable (Y) [19]. Mutual Information is often used to rank sources of information based on the assumption that the uncertainty of each variable is represented by a probability distribution which the function can be represented by entropy. Entropy is a statistical measure that summarizes randomness [20]. Figure 1 shows the illustration of mutual information of two variables. *The calculation of mutual information is calculated by Eq. (3) – (7).*

$$I(X,Y) = H(X) - H(X/Y) = H(Y) - H(Y/X) \dots \quad (3)$$

$$H(X,Y) = H(X) + H(Y/X) = H(Y) + H(X/Y) \dots \quad (4)$$

$$H(X) = \sum P(X) \cdot \log_2 P(X) \dots \quad (5)$$

$$H(Y) = \sum P(Y) \cdot \log_2 P(Y) \dots \quad (6)$$

$$H(X,Y) = \sum \sum P(X,Y) \cdot \log_2 P(X,Y) \dots \quad (7)$$

$I(X,Y)$ is mutual information of X and Y , $H(X)$ and $H(Y)$ are entropy of X and Y , $H(X/Y)$ and $H(Y/X)$ are entropy of X independent of Y and entropy of Y independent of X . $P(X)$ and $P(Y)$ are the probability of X and Y , while $P(X,Y)$ is the joint probability of X and Y . The mutual information measures the information which is shared by Y and X . If Y and X are independent i. e., Y does not give any information about X , so that their mutual information is zero. In extreme case, if Y and X are identical then all of information about Y is shared with X . Thus, In case of identity, the mutual information is the same as the uncertainty contained in Y (or X) alone namely the entropy of Y (or X). Thus, the mutual information value ranges is 0 to entropy of Y (or X). In this research, mutual information was calculated by R Software with Minet Library [21].

3. RESULTS

When the subjects said "A", EMG signal of neck muscle can be seen in Fig. 2. Figure 2 (A) is raw of EMG signal of neck muscle. X axes is time in second (s), while Y axes is magnitude of EMG signal of neck

Muscle in millivolt (mV). Figure 2 (B) is rectified EMG signal of neck muscle. The overall data of this figure is over the baseline. Figure 2 (C) is output of moving average process EMG signal of neck muscle. Peak value of envelope signal is lower than peak value of rectified EMG signal. It is due to the effect of moving average process.

On the other hand, human voice is processed by FFT method. From the FFT process, frequency spectrum of human voice i.e., frequency and magnitude is obtained. Some of frequency spectrum are displayed in table I, while the peak value of EMG envelope signal which is recorded simultaneously to human voice is also displayed.

Using Eq. (2), r between human voice spectrum (frequency and magnitude) and EMG signal of neck muscle can be calculated. The result shows that the r value between the magnitude of human voice and EMG signal of neck muscle was 0.93, while r value between the human voice frequency and EMG signal of neck muscle was 0.88. Fig. 3 shows the plot of magnitude of human voice and EMG signal of neck muscle. X axes is magnitude of human voice in dB, while Y axes is magnitude of EMG signal of neck muscle in mV. Figure 3 shows that the data have a good linearity trend with uniform data spread. Figure 4 shows the plot of human voice frequency and EMG signal of neck muscle. X axes is frequency of human voice in dB, while Y axes is magnitude of EMG signal of neck muscle in mV. It is due to the data accumulation in some places. Therefore, trend linearity of data is lower than the Fig. 3.

The relationship between the human voice and EMG signal of neck muscle was also calculated by mutual information. The result of mutual information was obtained by applying R software with MINET library which is displayed in Table II. The mutual information between the magnitude of human voice and the EMG signal of neck muscle was 1.07. This result is higher than the mutual information between the frequency of the human voice and EMG signals of neck muscle, which is only 0.65.

4. DISCUSSION

Goldstein classified human voice by grouping "High, Normal, Soft, Loud, and Low". He related human voice frequency (pitch) to EMG signals of neck muscle [22]. This classification is less accurate, however. In Our study, the magnitude and frequency of human voice are classified accurately by measured value. The results show that *both of coefficient correlation, r . It means there are strong relationship between human voice magnitude with EMG signal of neck muscle, and strong relationship between human voice frequency with EMG signal of neck muscle. However, r of human voice magnitude and EMG signal is higher than r of human voice frequency and EMG signal. Moreover, the mutual information of human voice magnitude and EMG signals of neck muscle are also higher than the mutual information of human voice frequency and EMG signals of neck muscle. Figure 3, and 4, and Table II provide the evidence on the issue. This indicates that the magnitude of the human voice gives more information on EMG signals of neck muscle compared with the frequency of human voice. As a result, the EMG signals of neck muscle is more appropriate for controlling the loudness of electrolarynx rather than for controlling the pitch of electrolarynx, and the electrolarynx speech will be more naturally.*

However, to the extent of our knowledge, no previous research has employed the EMG signal for controlling the loudness. A proposed model of controlling of loudness of electrolarynx is shown at Figure 5. A laryngectomy patient speaks using electrolarynx device. A microphone converts electrolarynx speech to be electrical

signal which is then amplified or attenuated by an amplifier. The magnitude of amplification changes dynamically depending upon the preprocessed EMG signals of neck muscle.

EMG signals of Neck muscle has been used by several researchers to improve the performance of Elektrolarynx, but none of them use EMG signals of neck muscle to control the dynamic loudness of elektrolarynx. Goldstein et al. used the EMG signals of neck muscle to control the pitch (fundamental frequency) of elektrolarynx [3,22]. Pitch setting was done by controlling the frequency of vibration of elektrolarynx. Before using, the volunteers were trained how to use it. The results are reported that 60-70% of spoken sentence have correct intonation. Goldstein et al did not mention anything about the dynamic loudness control of electrolarynx, whereas in our study the relationship between loudness with EMG signal of neck muscle is stronger than the relationship between pitch with EMG signals of neck muscle.

While the loudness is controlled by EMG signals, the electrolarynx pitch can be controlled by other alternative mechanisms, one of which is the use of pressure of respiration at stoma, as demonstrated by Uemi [12]. Another option is by combining the control of pitch (which is developed by Goldstein) as well as the loudness (which is proposed in this study) simultaneously using EMG signal. One side of EMG signal of neck muscle is applied for pitch control, while another side of EMG signal is utilized for amplification scheme, which results in dinamic loudness variation of electrolarynx. Therefore, by enabling the control of both pitch and loudness, it is expected that the electrolarynx produces better intonation of artificial speech.

5. CONCLUSION

The intonation of electrolarynx is not only determined by the pitch control but also by the loudness control. Previous researches have focused on the utilization of Electromyography (EMG) signal of neck muscle for pitch control only. In this research, the relationship between EMG signals of neck muscles and human voice intonation (frequency and magnitude) was studied from the correlation coefficient r and the mutual information. The results show that the relationship between the human voice magnitude and the EMG signal of neck muscle (correlation coefficient r and mutual information are 0.93 and 1.07 respectively) is stronger than the relationship between the human voice frequency and the EMG signal of neck muscle (correlation coefficient r and mutual information are 0.88 and 0.65 respectively). Therefore, the EMG signals of neck muscle is more appropriate for controlling the loudness of electrolarynx than for controlling the pitch of electrolarynx. This opens the possibility to improve the control of intonation, not only by pitch control, but also by manipulating the dynamic loudness of electrolarynx.

ACKNOWLEDGEMENTS

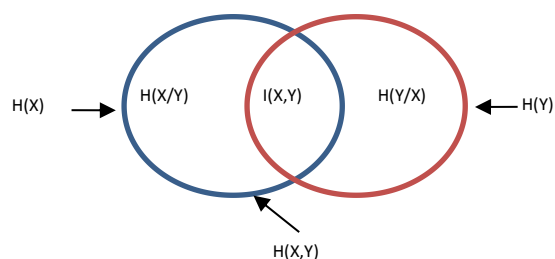
We would like to express our gratitude to Ministry of National Education and Culture of Republic Indonesia which has given the financial support to this research. We also would like to thank *to Medical Ethical Committee of Moewardi Hospital Surakarta who had approved this research.*

REFERENCES

1. Halliday M, *A Course in Spoken English: Intonation*, Oxford University Press, Oxford, 1970.

2. Daley M, Vocal Performance and Speech Intonation: Bob Dylan’s ‘Like a Rolling Stone, *Oral Tradition* **22**: 84, 2007.
3. Goldstein EA, Heaton JT, Kobler JB, Stanley GB, and Hillman RE, Design and implementation of a hands-free electrolarynx device controlled by neck strap muscle electromyographic activity, *Int IEEE EMBS Conf* **1**:169, 2003.
4. Kubert HL, Stepp CE, Zeitels SM, Gooley JE, Walsh MJ, Prakash SR, Hillman RE, and Heaton JT, Electromyographic control of a hands-free electrolarynx using neck strap muscles, *J Commun Disorders* **42**:211, 2009.
5. Sardjono TA, Hidayati R, Purnami N, Noortjahja A, Verkerke, and Mauridhy HP, A preliminary result of voice spectrum analysis from laryngectomised patients with and without electro larynx: A case study in Indonesian laryngectomised patients, *Int Conf Instrum, Commun, Inf Technol, and Biomed Eng (ICICI-BME)*, Jakarta, pp. 1–5, 2009.
6. Riesz RR, US Patent 2041487.
7. Lukacovic R, US Patent 20030031325 A1.
8. Lukacovic R, US Patent 20030031324 A1.
9. Lennox TM, US Patent 4292472 A.
10. Barney HL, US Patent 3072745.
11. Burtschi R, US Patent 4039756 A.
12. Uemi N, Ifukube T, Takahashi M, and Matsushima J, Design of a new electrolarynx having a pitch control function, *Proc Robot Hum Commun IEEE Int Workshop*, Nagoya, pp. 198–203, 1994.
13. Mitsuo H, Uemi N, Oikawa MY, Yoshinori, Sugai Y, Ifukube T, Industrialization of the Electrolarynx with a Pitch Control Function and Its Evaluation, *IEICE Inst Electron Inf Commun Eng* **6**: 1240, 2001.
14. Betts BJ, Binsted K, and Jorgensen C, Small-vocabulary speech recognition using surface electromyography, *Interact Compt J* **18**:1242, 2006.
15. Heaton JT, Robertson M, and Griffin C, Development of a wireless electromyographically controlled electrolarynx voice prosthesis, *Eng Med Biol Soc EMBC Ann Int Conf IEEE*, pp. 5352–5355, 2011.
16. Stepp CE, Heaton JT, Rolland RG, and Hillman RE, Neck and Face Surface Electromyography for Prosthetic Voice Control After Total Laryngectomy, *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* **17**:146, 2009.
17. Blake L, The Stability of Moving Average Technical Trading Rules on the Dow Jones Index, *Trading and Regulation* **5**:12, 1999.
18. Egghe LL, The relation between Pearson’s correlation coefficient r and Salton’s cosine measure, *J A Soc Inf Sci Technol* **60**:102, 2009.
19. Lilian N, Daniel W, Daniel MC, Jeremy G, *Correlation and Mutual Information, Chemical Engineering Process Dynamics and Controls Open Text book*, the University of Michigan, 2007.
20. Subianto M, Measuring The Economic Potential of Fruit using Mutual Information, *J Nat* **10**: 26, 2010.
21. Meyer PE, Lafitte F, and Bontempi G, *Minet: Mutual Information Network Inference*, R package version 2, 2009
22. Goldstein EA, Heaton JT, Kobler JB, Stanley GB, and Hillman RE, Design and implementation of a hands-free electrolarynx device controlled by neck strap muscle electromyographic activity, *IEEE Trans Biomed Eng* **51**: 325, 2004.

FIGURES and TABLES



X and Y are two random variables,



Fig. 1. Mutual Information of two variables

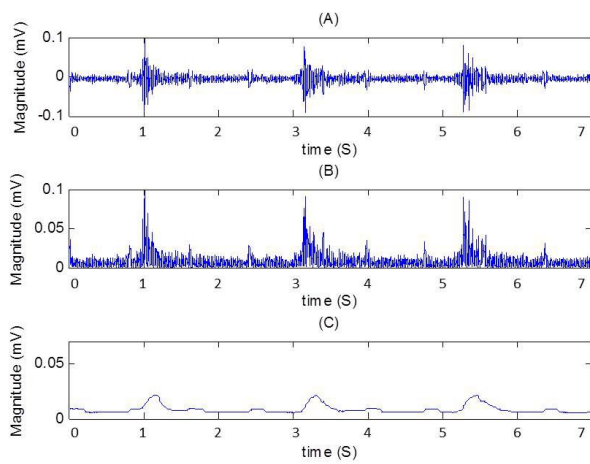


Fig. 2. The raw, rectified, and moving average process output of EMG signal of neck muscle

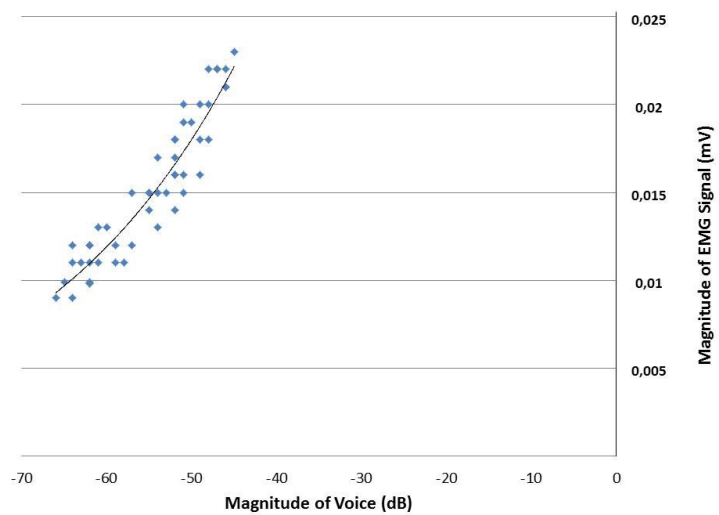


Fig. 3. Plot of magnitude of human voice and EMG signal of neck muscle

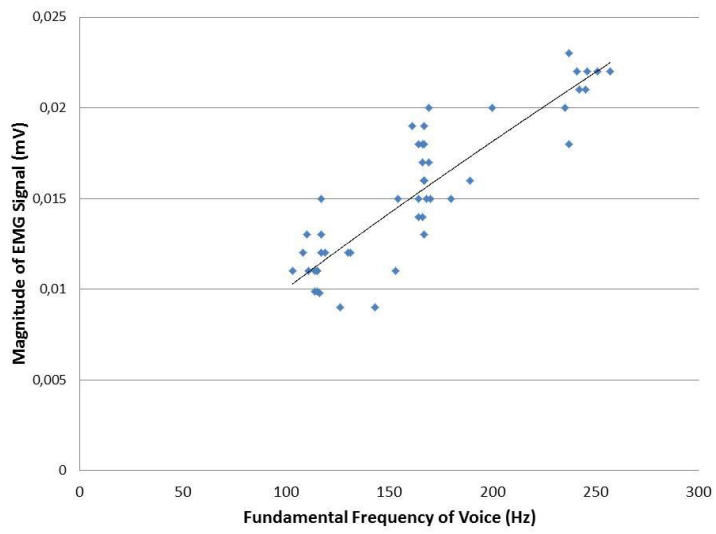


Fig. 4. Plot of human voice frequency and EMG signal of neck muscle

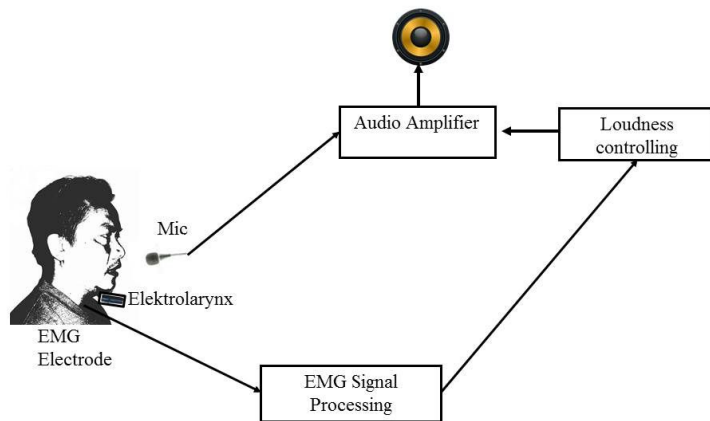


Fig. 5. The proposed model of Loudness control of Electrolarynx Speech

Table I. Some of the output data of FFT process (frequency and magnitude) of human voice and the output data of moving average process of EMG signal of neck muscle

Volunteer	Repetition	Spectrum Frequency of Human Voice		Output of MA of EMG Signal (mV)
		Freq (Hz)	Mag (db)	
Subject1	1	115	-63	0,011
	2	143	-64	0,009
	3	126	-66	0,009
	4	114	-62	0,0099
	5	103	-64	0,011

	26	116	-62	0,0098
Subject2	1	166	-52	0,014
	2	167	-49	0,016
	3	170	-55	0,015
	4	167	-50	0,019

	26	166	-52	0,017
Subject3	1	117	-57	0,015
	2	115	-59	0,011
	3	164	-53	0,015
	4	153	-58	0,011
	5	130	-59	0,012

26	154	-55	0,015	

Table II. Result of Mutual Information between Human voice (frequency and magnitude) and EMG signal of neck muscle.

Variable 1	Variable 2	Result of MI
Mag. of Voice	EMG Signal	1,0736
Freq. of Voice	EMG Signal	0,6502