TUGAS AKHIR – EE 184801

DETEKSI AKTIVITAS PERNAPASAN MANUSIA DENGAN KONSEP RADAR DAN ANTENA UWB UNTUK APLIKASI WBAN

Charis Revoansyah Permady Rizky
NRP 07111640000076

Dosen Pembimbing
Prof. Ir. Gamantyo Hendrantoro, M.Eng.,Ph.D.
Dr. Ir. Achmad Mauludiyanto, MT.

DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2020

Lembar ini sengaja dikosongkan

TUGAS AKHIR – EE 184801

DETEKSI AKTIVITAS PERNAPASAN MANUSIA DENGAN KONSEP RADAR DAN ANTENA UWB UNTUK APLIKASI WBAN

Charis Revoansyah Permady Rizky
NRP 07111640000076

Dosen Pembimbing
Prof. Ir. Gamantyo Hendrantoro, M.Eng.,Ph.D.
Dr. Ir. Achmad Mauludiyanto, MT.

DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2020

Lembar ini sengaja dikosongkan

FINAL PROJECT – EE 184801

DETECTION OF HUMAN BREATHING ACTIVY USING THE CONCEPT OF UWB ANTENNA AND RADAR FOR WBAN APPLICATION

Charis Revoansyah Permady Rizky
NRP 07111640000076

Supervisor
Prof. Ir. Gamantyo Hendrantoro, M.Eng.,Ph.D.
Dr. Ir. Achmad Mauludiyanto, MT.

ELECTRICAL ENGINEERING DEPARTEMENT
Faculty of Intelligent Electrical and Informatics Technology
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2020

Lembar ini sengaja dikosongkan

PERNYATAAN KEASLIAN
TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi sebagian maupun keseluruhan Tugas Akhir saya dengan judul "**DETEKSI AKTIVITAS PERNAPASAN MANUSIA DENGAN KONSEP RADAR DAN ANTENA UWB UNTUK APLIKASI WBAN"** adalah benar-benar hasil karya intelektual mandiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya pihak lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka. Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai peraturan yang berlaku.

Surabaya, 7 Juni 2020

Charis Revoansyah Permady Rizky
NRP. 07111640000076

Lembar ini sengaja dikosongkan

DETEKSI AKTIVITAS PERNAPASAN MANUSIA DENGAN KONSEP RADAR DAN ANTENA UWB UNTUK APLIKASI WBAN

TUGAS AKHIR

Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik

Pada

Bidang Studi Teknik Telekomunikasi
Departemen Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Menyetujui:

Dosen Pembimbing I

Prof. Ir. Gamantyo Hendrantoro, M.Eng., Ph.D

SURABAYA

JULI, 2020

DETEKSI AKTIVITAS PERNAPASAN MANUSIA DENGAN KONSEP RADAR DAN ANTENA UWB UNTUK APLIKASI WBAN

TUGAS AKHIR

Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik

Pada

Bidang Studi Teknik Telekomunikasi
Departemen Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Menyetujui:

Dosen Pembimbing II

Dr. Ir. Achmad Mauludiyanto, M.T.

SURABAYA

JULI, 2020

Lembar ini sengaja dikosongkan

DETEKSI PERNAPASAN MANUSIA DENGAN KONSEP RADAR DAN ANTENA UWB UNTUK APLIKASI WBAN

Nama : Charis Revoansyah Permady Rizky
Pembimbing I : Prof. Ir. Gamantyo Hendrantoro, M.Eng.,Ph.D.
Pembimbing II : Dr. Ir. Achmad Mauludiyanto, MT.

ABSTRAK

Wireless Body Area Network (WBAN) kini sedang dikembangkan secara pesat karena potensi aplikasi yang cukup luas, salah satunya adalah aplikasi medis untuk deteksi pernapasan manusia. Pernapasan manusia dapat dideteksi dengan melihat pantulan pergerakan pada dada. Antena *UltraWideband* (UWB) menjadi kandidat utama dalam melakukan deteksi pergerakan dada karena kemampuan presisi yang tinggi saat mendeteksi gerakan bernapas yang sangat kecil saat menghirup atau menghembus. Tugas akhir ini meneliti deteksi pernapasan manusia dengan melihat pergerakan dada saat bernapas menggunakan antena UWB radar.

Dalam tugas akhir ini dilakukan pengambilan data parameter S_{21} sinyal pantul oleh dada menggunakan *Vector Network Analyzer*. Selanjutnya data tersebut akan diolah dan dianalisis, sehingga menghasilkan informasi pernapasan berdasarkan pergerakan dada. Informasi pernapasan tersebut ditampilkan dalam bentuk sinyal impuls berdasarkan sinyal pantul pada pergerakan dada.

Hasil pengukuran menunjukkan pernapasan dapat terdeteksi dengan baik saat dada bergerak > 4 cm. Saat dada bergerak < 4 cm, pernapasan tetap terdeteksi namun memiliki persentase keberhasilan yang rendah. Pergerakan dada dapat terdeteksi dengan memanfaatkan *delay* waktu dengan konsep gelombang radar. Plot hasil pengukuran pergerakan dada memiliki pola yang serupa dengan perhitungan gelombang radar. Namun, sistem ini memiliki kinerja yang kurang baik dalam membandingkan pergerakan dada antar kedua subjek. Pada akhirnya ,deteksi pernapasan dengan antena UWB radar dapat dilakukan untuk aplikasi WBAN.

Kata Kunci: *Deteksi Pernapasan, Radar, Antena UWB, WBAN.*

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DETECTION OF HUMAN BREATHING ACTIVY USING THE CONCEPT OF UWB ANTENNA AND RADAR FOR WBAN APPLICATION

Name : Charis Revoansyah Permady Rizky
Supervisor I : Prof. Ir. Gamantyo Hendrantoro, M.Eng.,Ph.D.
Pembimbing II : Dr. Ir. Achmad Mauludiyanto, MT.

ABSTRACT

Wireless Body Area Networks (WBAN) are now being developed because of the potential applications, one of which is a medical application for monitoring human breathing. Human breathing activity can be detected by looking at the reflection of movement in the chest. UltraWideband Antenna (UWB) are the main candidates in detecting chest movements due to their high precision capability when detecting very small breathing movements when inhaling or blowing. This final project improves human detection by looking at chest movements when using a UWB antenna.

In this final project, the retraction signal S_{21} parameter data collection will be performed by the chest using a Vector Network Analyzer. Furthermore, the data will be processed and analyzed to produce respiratory information based on chest movements. Respiratory information is displayed in the form of impulse signals based on reflective signals on chest movement.

The measurement results show breathing can be detected properly when the chest moves > 4 cm. While, when the chest moves <4 cm, breathing remains detected but has a low percentage of success. Chest movement can be detected by utilizing the time delay with the concept of radar waves. The plot of the measurement of chest movement has a pattern similar to the calculation of radar waves. However, this system has poor performance in comparing chest movements between the two subjects. Finally, breathing detection with a UWB radar antenna can be carried out for WBAN applications.
Keywords : *Breathing Detection, Radar, UWB Antenna, WBAN.*

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

KATA PENGANTAR

Buku ini disusun guna melengkapi mata kuliah Tugas Akhir di Teknik Elektro ITS. Saya menyusun buku ini berkat anugerah dan kekuatan yang diberikan oleh Allah SWT, Tuhan Yang Maha Esa karena atas rahmat, dan karunia-Nya saya dapat menyelesaikan tugas akhir ini dengan judul "**Deteksi Pernapasan Manusia dengan Konsep Radar dan Antena UWB Untuk Aplikasi WBAN**". Dalam menjalankan dan menyusun tugas akhir ini, saya juga berterima kasih atas bantuan bimbingan, dan kerja sama yang diberikan oleh:

1. Mama, dan kakak yang selalu memberi semangat untuk terus melakukan hal yang positif.
2. Dosen pembimbing, Prof. Ir. Gamantyo Hendrantoro, M.Eng.,Ph.D. dan Dr. Ir. Achmad Mauludiyanto, MT. yang telah membimbing penyusunan tugas akhir ini sejak awal topik diberikan hingga buku tugas akhir ini selesai.
3. Tim WBAN, Fachry, dan Adam.
4. Rekan-rekan lab Antena dan Propagasi, dan rekan-rekan bidang studi TMM baik mahasiswa S1,S2,S3.
5. Rekan-rekan kos yang selalu mendorong untuk mengerjakan buku ini seawal mungkin.
6. Rekan-rekan e56.
7. Teman-teman Pengabdian Masyarakat Himatekro ITS.
8. Pihak lain yang sudah membantu penulis dalam perkuliahan.

Surabaya, Juni 2020

Penulis

Lembar ini sengaja dikosongkan

DAFTAR ISI

ABSTRAK ..... **i**
ABSTRACT ..... **iii**
KATA PENGANTAR ..... **v**
DAFTAR ISI ..... **vii**
DAFTAR GAMBAR ..... **ix**
DAFTAR TABEL ..... **x**
BAB 1 Pendahuluan **1**
1.1 Latar Belakang 1
1.2 Rumusan Masalah 2
1.3 Tujuan 2
1.4 Batasan Masalah 2
1.5 Metodologi 3
1.6 Sistematika Penulisan 4
1.7 Relevansi 5
BAB 2 Tinjauan Pustaka **7**
2.1 Arsitektur WBAN 7
2.2 Mekanisme Pernapasan Manusia 8
2.3 Komunikasi *Far-Field* UWB Radar 9
2.3.1 *Ultra Wideband* (UWB) 10
2.3.2 Komunikasi Radar 11
2.3.3 Resolusi Jarak 12
2.4 Antena 13
2.4.1 Antena Vivaldi Coplanar 13
2.4.2 *Scattering* Parameter 14
2.4.3 *Voltage Standing Wave Ratio* (VSWR) 15
2.4.4 *Bandwidth* 15
2.4.5 *Far-Field Region* 15
2.4.6 Pola Radiasi Antena 16
2.5 *Delay* Propagasi 16
2.6 Inverse Fast Fourier Transfrom 17
2.7 Uji analisis student-t 17
2.8 Instrumen Pengukuran 18
BAB 3 Metodologi Penelitian **20**

3.1 Pendahuluan 20
3.2 Alur Penelitian 21
3.3 Persiapan Instrumen 23
3.3.1 Fabrikasi Antena UWB Vivaldi Coplanar 23
3.3.2 Perhitungan Zona Medan Jauh 24
3.3.3 Proses Kalibrasi S_{11} dan S_{21} VNA 25
3.3.4 *Bandwidth* Antena UWB 26
3.3.5 Pengukuran *Loss Kabel* 28
3.4 Skenario Pengukuran 29
3.4.1 Skema WBAN 31
3.4.2 Posisi Antena UWB 32
3.4.3 Kondisi Dada Menghirup 32
3.4.4 Kondisi Dada Menghembus 33
3.4.5 Perhitungan *Delay* Propagasi 33
3.4.6 Perhitungan Resolusi Jarak 34
3.4.7 Perhitungan *Delay* Waktu Ideal 35
3.5 Pengambilan Data 36
3.5.1 Subjek Menghirup 36
3.5.2 Subjek Menghembus 37
3.6 Implementasi IFFT Menggunakan MatLab 38
3.6.1 Hasil Plot IFFT 39
3.6.2 Perbandingan Kondisi Pernapasan 40
3.7 Simulasi Uji Student-t Menggunakan SPSS 42
3.8 Evaluasi Pengukuran 44
BAB 4 Hasil dan Analisis Data 46
4.1 Pendahuluan 46
4.2 Hasil Deteksi Pernapasan Antar Subjek 46
4.3 Tingkat Keberhasilan Deteksi 47
4.4 Diskusi 48
BAB 5 Kesimpulan 53
DAFTAR PUSTAKA 54
LAMPIRAN 58
BIOGRAFI PENULIS 67

DAFTAR GAMBAR

Gambar Bab 2

Gambar 2. 1 Arsitektur WBAN 8
Gambar 2. 2 Fase Pernapasan Manusia..... 9
Gambar 2. 3 Komunikasi Far-Field UWB Radar..... 10
Gambar 2. 4 Komunikasi Radar..... 11
Gambar 2. 5 Ambiguitas Jarak Pada Dua Target 12
Gambar 2. 6 Illustrasi Antena Vivaldi 13
Gambar 2. 7 S-Parameter Two-Port Network..... 14
Gambar 2. 8 Pola Radiasi Antena Vivaldi Voplanar 16

Gambar Bab 3

Gambar 3. 1 Diagram Penelitian Tugas Akhir..... 20
Gambar 3. 2 Diagram Penelitian Tugas Akhir..... 22
Gambar 3. 3 Instrumen Pengukuran Penelitian..... 23
Gambar 3. 4 Ilustrasi Enam Buah Antena Vivaldi Coplanar 24
Gambar 3. 5 Fase Antena..... 26
Gambar 3. 6 VSWR Antena..... 27
Gambar 3. 7 Loss kabel magnitude..... 29
Gambar 3. 8 Loss kabel fase 29
Gambar 3. 9 Skema WBAN..... 31
Gambar 3. 10 Posisi Antena UWB..... 32
Gambar 3. 11 S_{21} Magnitude Subjek Menghirup 36
Gambar 3. 12 S_{21} Phase Subjek Menghirup 36
Gambar 3. 13 S_{21} Magnitude Subjek Menghembus 37
Gambar 3. 14 S_{21} Phase Subjek Menghembus 37
Gambar 3. 15 Diagram Alir Program IFFT..... 38
Gambar 3. 16 Hasil Plot IFFT..... 39
Gambar 3. 17 Perbandingan Kondisi pernapasan 41
Gambar 3. 18 Alur uji student-t 42
Gambar 3. 19 uji statistik SPSS 43

Gambar Bab 4

Gambar 4. 1 Karakteristik Pergerakan Dada..... 49

DAFTAR TABEL

Tabel Bab 3
Tabel 3. 1 VSWR Enam Antena Vivaldi Coplanar 28
Tabel 3. 2 Jarak Yang Diukur 30
Tabel 3. 3 Karakteristik Kedua Subjek 31
Tabel 3. 4 Perhitungan Delay Propagasi 34
Tabel 3. 5 Perhitungan Delay Waktu Ideal 35

Tabel Bab 4
Tabel 4. 1 Rata-Rata Δt Pergerakan Dada Kedua Subjek 47
Tabel 4. 2 Tingkat Keberhasilan Deteksi Pernapasan Kedua Subjek 48
Tabel 4. 3 Δt Seluruh Pengukuran Kedua Subjek 50
Tabel 4. 4 Paired Sampel t-test 51

Lembar ini sengaja dikosongkan

BAB 1
Pendahuluan

1.1 Latar Belakang

Wireless Body Area Network (WBAN) sedang dikembangkan karena potensi aplikasi yang cukup luas, seperti monitoring pernapasan pada lansia dan anak-anak. Sistem WBAN menggunakan teknologi *Ultra Wideband* (UWB) sebagai kandidat utama, karena UWB mampu menurunkan rapat spektral daya, sehingga mengakibatkan umur baterai yang lebih lama, dan menurunkan paparan elektromagnetik untuk pemakaian terus menerus di badan [1]. Dalam aplikasi medis, UWB radar digunakan untuk mendeteksi pernapasan pasien saat tidak normal atau bahkan berhenti. UWB radar yang ditempatkan jauh dari subjek dapat digunakan untuk mengamati aktivitas pernapasan dengan mengukur perbedaan jarak pada dada karena perbedaan waktu kedatangan dari sinyal pantul [2]. Penelitian [3], menunjukkan bahwa sinyal yang dipantulkan oleh permukaan kulit bisa digunakan untuk mendeteksi aktivitas pernapasan saat UWB radar diletakkan jauh dari tubuh manusia [3].

Selama ini, instrumen untuk mengukur pernapasan umumnya memerlukan kontak langsung dengan kulit, sehingga tidak nyaman digunakan. Penerapan ini tidak efektif jika digunakan untuk kelompok pasien yang signifikan, seperti anak-anak, pasien luka bakar, dan orang tua. Selain itu, mahalnya peralatan dan ketidaktersediaan peralatan di negara berkembang menjadikan peralatan ini tidak efektif pada berbagai keadaan [4]. Dibutuhkan peralatan dan penelitian untuk mendeteksi pernapasan tanpa menggunakan kontak langsung, yang mudah, dan murah.

Oleh karena itu, pada tugas akhir ini dilakukan penelitian deteksi pernapasan menggunakan antena UWB radar untuk membuktikan tingkat keberhasilan deteksi pernapasan dan kinerja sistem pada alat ini. Penelitian ini mengambil data sinyal yang dipantulkan oleh dada subjek menggunakan *scatterring* parameter S_{21}. Teknik *inverse fast fourier transform* digunakan untuk mengolah data sinyal S_{21} menjadi domain waktu. Pantulan pertama pada permukaan kulit di dada mampu

menimbulkan perbedaan *delay* waktu saat dada menghirup dan menghembus [5]. Data puncak gelombang sinyal pada domain waktu tersebut diambil dan diolah pada setiap fase pernapasan guna menghasilkan perbedaan *delay* waktu. Perbedaan *delay* waktu digunakan untuk menghasilkan informasi pernapasan subjek.

Antena UWB yang menggunakan konsep gelombang radar dalam deteksi pernapasan manusia diteliti pada tugas akhir ini. S_{21} diukur dari tubuh subjek menggunakan antena UWB vivaldi coplanar dan *Vector Network Analyzer* (VNA). Selanjutnya, dilakukan pengolahan data sehingga data yang diperoleh menghasilkan informasi aktivitas pernapasan. Hasil yang ditampilkan pada buku ini diharapkan dapat menjadi referensi untuk penelitian lebih lanjut terkait deteksi pernapasan menggunakan antena UWB vivaldi coplanar dan VNA.

1.2 Rumusan Masalah

Permasalahan yang akan dibahas pada tugas akhir ini adalah:

1. Bagaimana mendeteksi sinyal UWB yang dipantulkan oleh dada manusia?
2. Bagaimana mendeteksi gerakan dada berdasarkan sinyal pantulan?
3. Bagaimana kinerja sistem deteksi gerakan pernapasan yang digunakan pada penelitian ini?

1.3 Tujuan

Tugas akhir ini bertujuan untuk mengetahui cara mendeteksi pernapasan manusia berdasarkan sinyal pantul yang diperoleh dari pergerakan dada.

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian tugas akhir ini adalah sebagai berikut :

1. Sistem pengukuran ini memiliki *bandwidth* 5 Ghz.
2. Sepasang antena UWB *vivaldi coplanar* digunakan sebagai *transmitter* dan *receiver*.
3. Instrumen pengukuran menggunakan VNA Agilent N9923A.
4. Pengambilan data pengukuran dilakukan di dalam ruangan Lab. Antena dan Propagasi B306 ITS.
5. Subjek yang dideteksi sebanyak dua orang.

6. Pergerakan dada subjek sebesar 1 hingga 5 cm dideteksi pada penelitian ini.
7. Proses simulasi menggunakan *software* MatLab dan SPSS.

1.5 Metodologi

Metodologi yang digunakan pada penelitian ini adalah :

1. **Studi Literatur**
   Pada tahap studi literatur, penulis mencari referensi dari publikasi ilmiah, jurnal ilmilah, artikel ilmiah, buku pendukung, dan sumber lainnya sebagai penunjang untuk mengerjakan tugas akhir. Adapun kata kunci untuk mencarinya adalah: Deteksi Pernapasan, Radar, Antena UWB, dan Aplikasi WBAN.
2. **Persiapan Instrumen**
   Tahap ini mempersiapkan instrumen penelitian, yaitu fabrikasi antena UWB, proses kalibrasi VNA, dan melakukan perhitungan yang diperlukan. Selanjutnya, skenario pengukuran juga akan ditampilkan dengan mempertimbangkan posisi dada subjek yang dideteksi pada pengukuran ini.
3. **Pengambilan Data**
   Pada tahap pengambilan data, VNA dan antena UWB akan mengukur *scattering parameter* S_{21} pada kedua subjek. Data S_{21} berupa fase dan magnitudo akan diolah menggunakan *software* MatLab. Pengolahan data *scattering* parameter menggunakan program *inverse fast fourier transform* untuk mendapatkan hasil pernapasan.
4. **Evaluasi Pengukuran**
   Evaluasi pengukuran dilakukan dengan mempertimbangkan *bandwidth* antena yang diperoleh, jumlah sampel yang diukur, dan keberhasilan program. Jika data dan pengukuran sudah sesuai, maka analisis data lebih lanjut dilakukan.
5. **Hasil dan Analisis Data**
   Hasil penelitian ini mempertimbangkan pergerakan dada pada subjek. Pada penelitian ini, hasil plot pernapasan saat dada menghirup dan menghembus disajikan. Selanjutnya, analisis data dilakukan dengan melihat tingkat keberhasilan, kinerja dan uji statistic antar kedua subjek.

6. **Penarikan Kesimpulan**
   Setelah data selesai diolah dan dianalisis, penarikan kesimpulan akan dilakukan pada tugas akhir ini. Kesimpulan akan menjawab rumusan masalah dan tujuan pada penelitian ini berdasarkan hasil dan analisis yang didapat
7. **Penyusunan Laporan**
   Penyusunan laporan dilakukan guna memenuhi mata-kuliah Tugas-Akhir. Laporan akan disusun menurut ketentuan penyusunan laporan Departemen Teknik Elektro ITS. Jadwal rencana kegiatan penyusunan laporan yang akan dilaksanakan pada tugas akhir ini direncanakan selama 14 minggu penuh.

1.6 Sistematika Penulisan

Buku ini akan terbagi menjadi lima bab dengan sistematika sebagai berikut :

BAB 1 Pendahuluan

Penadahuluan menjelaskan hal yang melatarbelakangi dilakukannya penelitian, perumusan masalah, tujuan penelitian, batasan permasalahan, manfaat dan sistematika buku.

BAB 2 Tinjauan Pustaka

Bab ini akan menjelaskan teori-teori dan landasan yang digunakan pada penelitian ini. Selain itu, persamaan matematis yang diperlukan pada penelitian ini juga dibahas.

BAB 3 Metode Penelitian

Metodologi penelitian membahas alur pengukuran, skenario pengukuran, spesifikasi instrumen yang digunakan, dan proses pengambilan data sebelum hasil diperoleh.

BAB 4 Hasil Dan Analisis Data

Bab ini berisi tentang hasil data pengukuran yang diperoleh pada penelitian ini. Hasil data yang diperlihatkan menjawab bagaimana deteksi pernapasan menggunakan gelombang radar. Analisis data menggunakan uji statistik untuk mengetahui kinerja deteksi pernapasan kedua subjek.

BAB 5 Kesimpulan

Bab ini berisi kesimpulan terhadap rumusan masalah, dan latar belakang yang dibandingkan dengan analisis data pada bab 4. Saran atau kritik

untuk pengembangan penelitian selanjutnya juga akan dihadirkan pada bab ini.

1.7 Relevansi

Hasil dari penelitian tugas akhir ini diharapkan dapat memberi manfaat sebagai berikut :

1. Menunjukkan hasil kinerja sistem deteksi pernapasan menggunakan antena UWB dengan melihat tingkat keberhasilan deteksi dan membandingkan kinerja pergerakan dada antar subjek.
2. Memberikan solusi mengenai deteksi pernapasan tanpa menggunakan kontak langsung ke dada.

Lembar ini sengaja dikosongkan

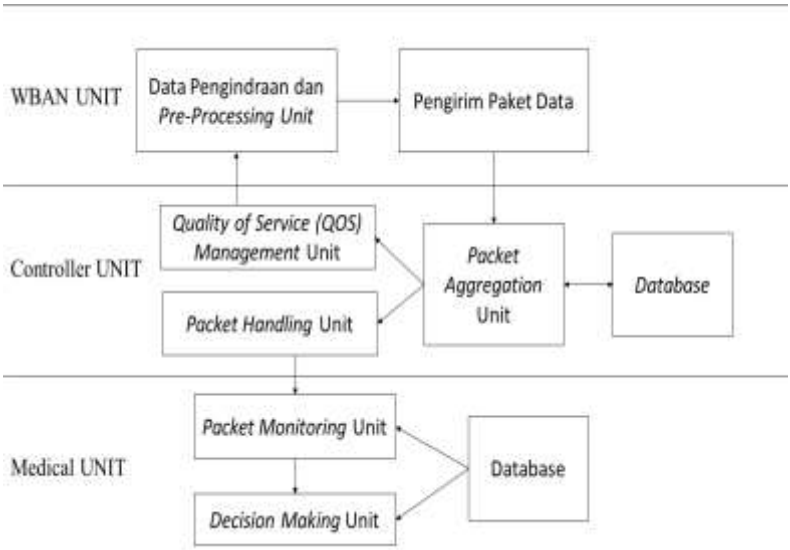
BAB 2
Tinjauan Pustaka

Sinyal yang dipantulkan oleh tubuh manusia hingga deteksi aktivitas pernapasan akan dijelaskan pada tinjauan pustaka. Bab tinjauan pustaka akan fokus pada empat hal, yaitu : WBAN, aktivitas pernapasan manusia, UWB radar, dan hubungan antar ketiganya.

2.1 Arsitektur WBAN

Wireless Body Area Network (WBAN), atau yang kerap kali disebut sebagai *Body Sensor Network* (BSN), adalah sebuah jaringan komunikasi nirkabel secara jarak dekat dimana sensor maupun alat pengindra diletakkan di permukaan maupun di sekeliling tubuh untuk monitoring aktivitas fisik khususnya pada manusia [6]. WBAN mempunyai kecepatan pengiriman yang dapat berubah-ubah dengan nilai antara 10 Kbps hingga 10 Mbps. Sebuah WBAN terdiri dari *personal-Body Area Network (BAN)*, dimana tiap BAN terdiri dari *portable coordinator*, perangkat medis, dan perangkat non-medis. Sebuah portable coordinator bertugas untuk mengumpulkan informasi medis yang diambil dari perangkat medis, mengatur perangkat, dan menjalin komunikasi dengan jaringan eksternal [7]. Arsitektur WBAN sendiri terdiri dari *Wearable Body Area (*WBAN) unit, *controller* unit, dan *medical server* unit.

Pada bagian WBAN Unit terdapat sensor *node* yang bertugas untuk mengambil, *sampling*, *filtering*, serta memproses sinyal-sinyal vital tubuh manusia dan mengirimkannya kepada *controller* unit melalui komunikasi nirkabel. Sinyal-sinyal tersebut kemudian akan disimpan dalam *database* dan dikirim pada bagian *medical* Unit. *medical* unit berfungsi untuk menganalisis data yang dikumpulkan oleh *controller* unit, mempelajari data yang diterima sekaligus data-data sebelumnya, mengambil keputusan serta mengupdate *database* medis [8]. Ilustrasi yang diperlihatkan pada gambar 2.1 memperlihatkan arsitektur WBAN mulai dari WBAN unit, *conttroller* unit hingga *medical* unit.

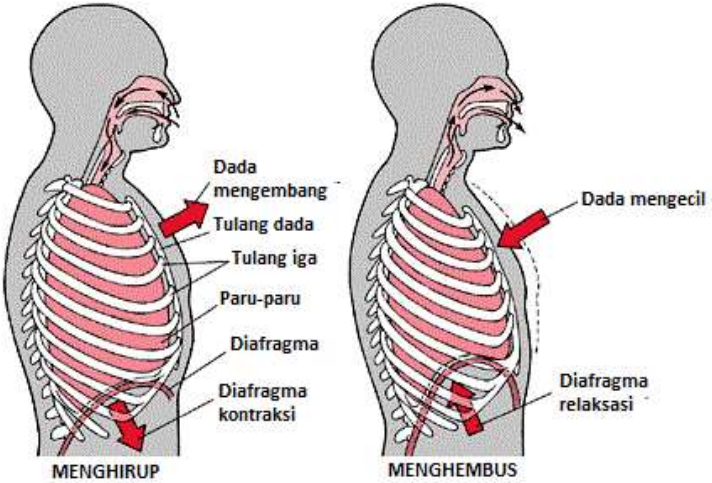


Gambar 2. 1 Arsitektur WBAN

2.2 Mekanisme Pernapasan Manusia

Penghirupan udara dimulai dengan kontraksi diafragma yang berkontraksi dan relaksasi sekitar 1 cm selama pernapasan normal hingga 10 cm pada pernapasan paksa. Saat kontraksi, otot-otot di toraks menarik ujung anterior setiap tulang rusuk ke atas dan memperbesar volumenya, sehingga pernapasan mengakibatkan pergerakan dada [9]. Pernapasan manusia memiliki perbedaan jarak pada pergerakan dada saat manusia menghirup dan menghembus. Kapasitas pergerakan dada tersebut dipengaruhi oleh beragam faktor, seperti *body mass index*, gender, dan usia. Pada penelitian yang dilakukan oleh [10] [11], dijelaskan bahwa pergerakan dada manusia pada umur 20-29 tahun memiliki nilai yang lebih besar pada bagian atas dada dibandingkan dada bagian bawah, dengan nilai rata-rata maksimum 5 cm. Hasil penelitian juga menunjukkan pergerakan dada pada pria lebih besar dari pergerakan dada wanita. Selain itu, efek *body mass index* juga berpengaruh terhadap

performa pernapasan manusia. Perbedaan jarak pergerakan dada saat subjek menghirup dan menghembus diilustrasikan pada gambar 2.2

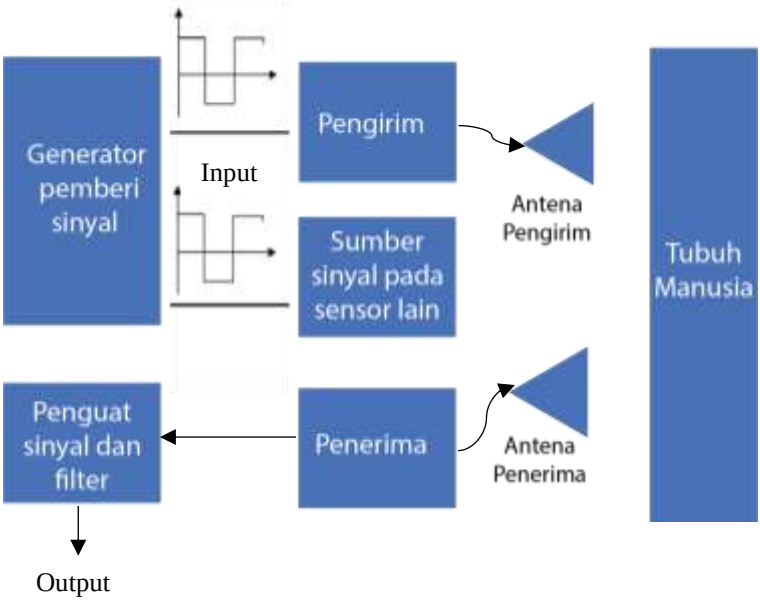


Gambar 2. 2 Fase Pernapasan Manusia [24]

2.3 Komunikasi Far-Field UWB Radar

Radar *Ultra wideband* (UWB) merupakan suatu sistem yang memiliki fungsi untuk melakukan penginderaan pada tanda tanda vital manusia seperti pernapasan dan detak jantung secara *remote*. Penginderaan ini didasari oleh deteksi sinyal UWB yang ditransmisikan oleh perangkat yang kemudian dipantulkan oleh tubuh manusia. Sinyal yang dipantulkan tubuh manusia inilah yang kemudian akan dianalisis perbedaan amplitudonya serta perbedaan waktu penerimaan sinyal [5]. Keuntungan penggunaan teknologi UWB yang utama ialah resolusi spasial yang tinggi, dimana dengan resolusi yang tinggi, teknologi ini mampu mendeteksi pergerakan-pergerakan kecil pada objek yang diindrakan, contohnya pergerakan-pergerakan pada dinding toraks manusia saat melakukan pernapasan. Kelebihan lainnya adalah kerapatan energi yang diradiasikan oleh UWB menyebar pada spektrum frekuensi yang lebar sehingga radar UWB dapat secara bebas digunakan pada

lingkungan dimana gangguan dari alat elektronik yang sensitif dapat menjadi masalah. Selain itu, radar UWB meradiasikan kerapatan daya yang rendah sehingga tidak berbahaya jika digunakan pada manusia [7]. Gambar 2.3 menjelaskan blok diagram radar UWB.



Gambar 2. 3 Komunikasi Far-Field UWB Radar

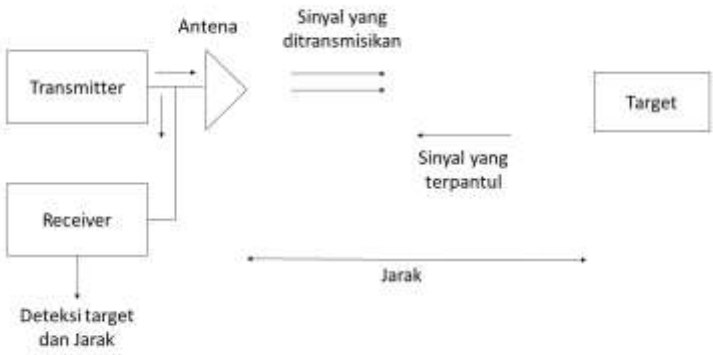
2.3.1 *Ultra Wideband* (UWB)

Komunikasi nirkabel *Ultra Wideband* (UWB) memberikan keuntungan yang beragam dibandingkan dengan sistem *narrowband* pada umumnya. UWB modern diteliti karena pertimbangan militer Amerika Serikat untuk menggunakan transmisi pulsa pada tahun 1960-an. Transmisi pulsa digunakan untuk pencitraan rahasia, komunikasi *stealth* (sembunyi-sembunyi) dan juga radar. UWB memiliki beragam aplikasi, seperti *Low Data Rate, High Data Rate, Home Networking and Home Electronics,* dan *Wireless Body Area Network (WBAN)* [12]. UWB didefinisikan oleh FCC sebagai semua sinyal yang memiliki bandwidth lebih dari 500 Mhz pada pita 3.1 hingga 10.6 Ghz. Berdasarkan alokasi

ini, UWB sudah tidak lagi dianggap teknologi, melainkan spektrum yang tersedia untuk penggunaan tanpa izin [13].

2.3.2 Komunikasi Radar

Radar adalah sistem elektromagnetik untuk deteksi dan lokasi dari objek yang terpantul seperti pesawat terbang, kapal, pesawat ruang angkasa, kendaraan, manusia, dan lingkungan alam. Energi yang dipantulkan oleh radar tidak hanya mengindikasikan keberadaan target, tapi dengan membandingkan sinyal *echo* atau sinyal pantul yang diterima dengan sinyal yang dikirim, maka lokasi target bisa diketahui beserta informasi target lainnya. Kemampuan radar untuk mengukur jarak dengan akurasi yang tinggi dalam segala jenis cuaca adalah salah satu kelebihan radar. Jarak target dapat diketahui dengan mengukur waktu yang diperlukan oleh sinyal radar untuk pergi ke target dan kembali ke radar [14]. Gambar 2.4 menunjukkan diagaram komunikasi radar.



Gambar 2. 4 Komunikasi Radar [14]

Jarak dari target dalam komunikasi radar ditentukan oleh waktu T_r yang diperlukan radal sinyal untuk pergi ke target dan kembali. Gelombang elektromagnetik di ruang hampa merupakan kecepatan cahaya, atau c = 3 x 10^8 m/s [14]. Hubungan antara jarak, waktu dan kecepatan cahaya pada gelombang radar ditunjukkan melalui persamaan 2.1 :

$$R = \frac{c.Tr}{2} \tag{2.1}$$

dimana,

R : jarak antara subjek dengan sensor radar,

c : kecepatan cahaya

Tr : waktu yang diperlukan untuk sinyal pergi dan kembali

2.3.3 Resolusi Jarak

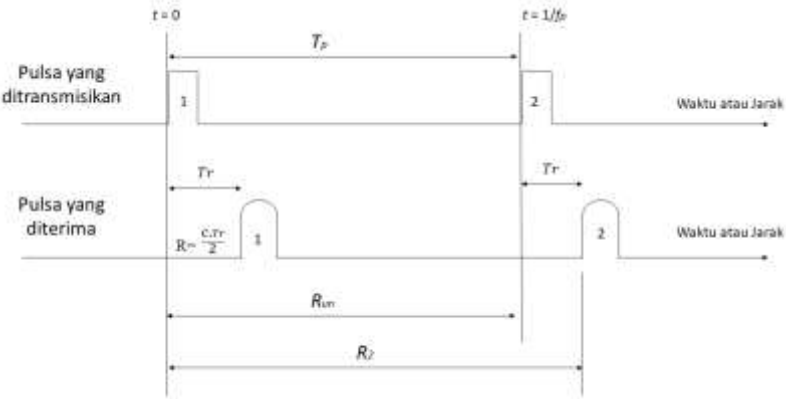
Resolusi jarak digunakan karena terdapat ambiguitas jarak pada pulsa yang dikirim dan diterima. Resolusi jarak yang dinotasikan sebagai *Run* merupakan metrik radar yang menggambarkan kemampuannya untuk mendeteksi target yang berdekatan satu sama lain sebagai objek yang berbeda. Dengan mengilustrasikan terdapat dua target, dan waktu antara pulsa (Tp) yang terlalu sempit, sinyal yang datang dari target terjauh mungkin baru sampai setelah transmisi pulsa berikutnya [14]. Maka menurut buku [14], jarak ambiguitas maksimum atau *Run* adalah :

$$Run = \frac{cTp}{2} = \frac{c}{2fp} \tag{2.2}$$

dimana,

Tp : periode pengulangan pulsa (detik)

fp : frekuensi pengulangan pulsa (Hz atau pps).



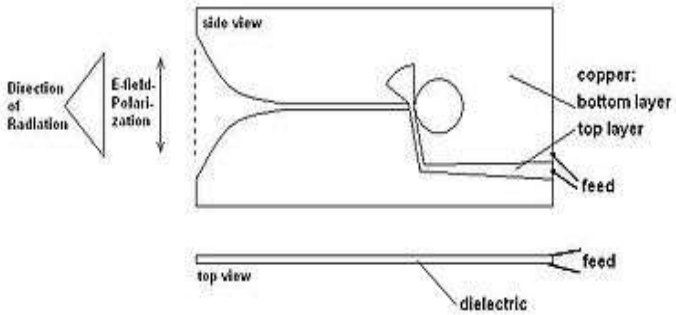
Gambar 2. 5 Ambiguitas Jarak Pada Dua Target [14]

2.4 Antena

Sinyal listrik dapat dibawa dari satu titik ke titik yang lain dengan dua cara: melalui saluran transmisi atau ruang kosong menggunakan antena. Dalam memancarkan sinyal listrik mencapai jarak jauh, maka digunakan sebuah perangkat bernama antena. Antena pasti digunakan dalam beberapa aplikasi, contohnya komunikasi bergerak, komunikasi bandara, kapal, dan kendaraan darat membutuhkan antena. Pada aplikasi komunikasi jarak jauh, menggunakan komunikasi radio antena *transmit* dan *receive* lebih layak, dan murah dibandingkan saluran transmisi [15].

2.4.1 Antena Vivaldi Coplanar

Antena vivaldi adalah antena dengan bandwidth yang lebar, memiliki pola radiasi yang terarah dan ringan. Dalam desain strukturnya, antena vivaldi dapat dibagi menjadi tiga jenis, yaitu antena vivaldi coplanar, antena vivaldi antipodal, dan antena vivaldi balanced antipodal [16]. Antena vivaldi memiliki keuntungan berupa karakteristik pita lebar yang dimilikinya, sehingga antena vivaldi cocok digunakan untuk aplikasi yang menggunakan UWB. Walaupun demikian, antena vivaldi juga memiliki kekurangan yaitu sisi ujung pada antena tersebut mampu menghasilkan nilai loss yang disebabkan *Side Lobe Level* (SLL) [17]. Pada penelitian ini akan digunakan antena vivaldi jenis coplanar, yaitu jenis antena yang memiliki dua slot meruncing di sisi yang sama dari substrat dielektrik.



Gambar 2. 6 Illustrasi Antena Vivaldi [25]

2.4.2 *Scattering* Parameter

Scattering parameter atau s-parameter merupakan besaran daya sinyal yang menyatakan hubungan *input-output* suatu terminal dengan arti daya sinyal masuk dan keluar. Berdasarkan buku [18], daya sinyal yang masuk memiliki simbol a_n, sedangkan daya sinyal yang keluar memiliki simbol b_n, dimana n mewakili port pada *network*. Karena daya terkait dengan tegangan, maka persamaan 2.3 dapat digunakan untuk menghitung b_n dan a_n :

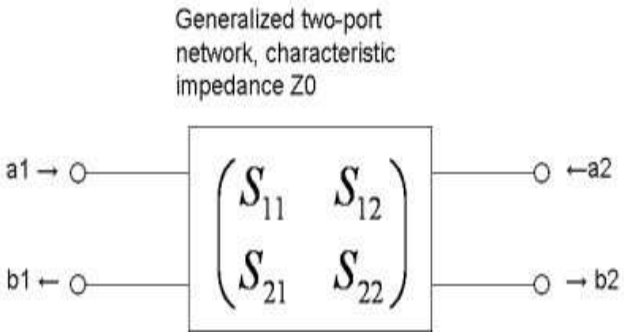
$$b_n = \frac{V^-}{\sqrt{Z0}}, \text{ dan } a_n = \frac{V^+}{\sqrt{Z0}} \tag{2.3}$$

dimana,

V^- : amplitudo tegangan yang keluar port (V),

V^+ : amplitude tegangan yang masuk ke dalam port (V),

$\sqrt{Z0}$: impendansi karakteristik antara sisi input dan output (Ω).



Gambar 2. 7 S-Parameter Two-Port Network [18]

sehingga menghasilkan persamaan sebagai berikut [18] :

$$s_{11} = \frac{b_1}{a_1} = \frac{daya\ sinyal\ yang\ keluar\ di\ port\ 1}{daya\ sinyal\ yang\ masuk\ di\ port\ 1} \quad \text{dengan } a_2\text{=0,} \tag{2.4}$$

$$s_{21} = \frac{b_2}{a_1} = \frac{daya\ sinyal\ yang\ keluar\ di\ port\ 2}{daya\ sinyal\ yang\ masuk\ di\ port\ 1} \quad \text{dengan } a_2\text{=0,} \tag{2.5}$$

$$s_{22} = \frac{b_2}{a_2} = \frac{daya\ sinyal\ yang\ keluar\ di\ port\ 2}{daya\ sinyal\ yang\ masuk\ di\ port\ 2} \quad \text{dengan } a_1\text{=0,} \tag{2.6}$$

$$s_{12} = \frac{b_1}{a_2} = \frac{daya\ sinyal\ yang\ keluar\ di\ port\ 1}{daya\ sinyal\ yang\ masuk\ di\ port\ 2} \quad \text{dengan } a_1\text{=0.} \tag{2.7}$$

2.4.3 *Voltage Standing Wave Ratio* (VSWR)

VSWR adalah rasio antara nilai tegangan maksimum dengan nilai tegangan minimum. VSWR yang ideal memiliki nilai 1, dimana nilai terendahnya adalah tak hingga. Semakin rendah nilai VSWR maka pantulan sinyal yang terjadi pada saluran juga semakin rendah. VSWR hanya bisa diaplikasikan pada transmisi *lossless* [18]. Persamaan 2.8 menunjukkan perhitungan VSWR pada antena :

$$VSWR = \frac{|Vmax|}{|Vmin|} \tag{2.8}$$

dimana,

$VSWR$: *Voltage Standing Wave Ratio*,

$Vmax$: amplitudo tegangan gelombang maksimum (V),

$Vmin$: amplitudo tegangan gelombang minimum (V).

2.4.4 *Bandwidth*

Bandwidth adalah rentang frekuensi paling rendah dan paling tinggi suatu sistem yang menjadi parameter kinerja dapat diterima. Menurut buku [15], antena *bandwidth* dapat didefinisikan sebagai pengurangan batas atas frekuensi dengan batas bawah frekuensi. *Bandwidth* dapat diekpresikan dengan besaran rasio, persen atau frekuensi. *Bandwidth* sebuah sistem dapat diukur dengan [15]:

$$Bandwidth = f_1 - f_2 \tag{2.9}$$

dimana,

f_1 : batas atas frekuensi kerja (Hz),

f_2 : batas bawah frekuensi kerja (Hz).

2.4.5 *Far-Field Region*

Far-field region atau zona medan jauh adalah zona aman dimana antena bisa meradiasikan gelombang dengan baik, karena komponen E- dan medan H- saling tegak lurus satu sama lain. Zona medan jauh dapat ditentukan dengan korelasi dimensi antena dan panjang gelombang. [15]. Zona medan jauh dapat diartikan sebagai zona dimana sinyal elektromagnetik diradiasikan dengan lancer. Zona *far-field* (r) dapat dihitung dengan [15]:

$$r \geq \frac{2D^2}{\lambda} \quad (2.10)$$

dimana,

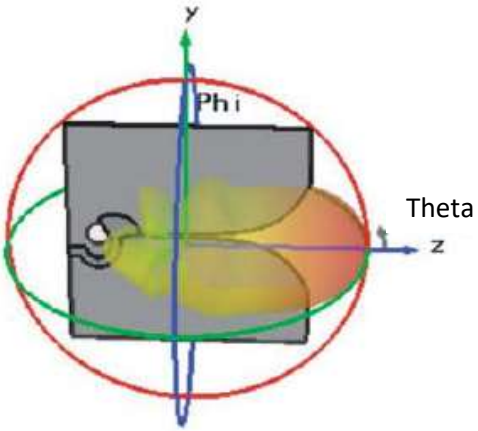
r : zona *far-field*

D : diameter antena (m)

λ : panjang gelombang (m)

2.4.6 Pola Radiasi Antena

Pola radiasi merupakan representasi gambar dari fungsi matematika radiasi antena. Pola radiasi antena terarah digunakan untuk melihat properti antena dan beam yang dipancarkan oleh antena tersebut [19]. Antena vivaldi coplanar memiliki pola radiasi yang sejajar dengan patch antena, atau sumbu z.Gambar 2.8 memperlihatkan pola radiasi yang dipancarkan oleh antena vivaldi coplanar secara tiga dimensi.



Gambar 2. 8 Pola Radiasi Antena Vivaldi Voplanar [16]

2.5 Delay Propagasi

Delay propagasi adalah waktu yang dibutuhkan sinyal sampai dari pengirim ke penerima [20] *Delay* propagasi dapat terjadi pada kabel ataupun ruang hampa. Pada kabel, *delay* propagasi yang terjadi dipengaruhi oleh cepat rambat gelombang dalam kabel. *Delay* propagasi dalam kabel dapat dihitung menggunakan persamaan :

$$t_{prop} = \frac{Link\ length}{Vprop} \quad (2.11)$$

dimana,

t_{prop} : *delay* waktu propagasi

Link length : panjang kabel

V_{prop} : cepat rambat gelombang

2.6 Inverse Fast Fourier Transfrom

Inverse Fast Fourier Transform (IFFT) adalah sebuah algoritma komputasional yang efisien untuk menghitung *Inverse Discrete Fourier Transform* (IDFT). Secara umum, IDFT memiliki persamaan sebagai berikut :

$$x(n) = 1/N \sum_{k=0}^{N-1} X(k) W_N^{-nk} \quad (2.12)$$

IDFT dan IFFT memiliki kemampuan untuk mengubah sinyal domain frekuensi menjadi sinyal domain waktu dalam diskrit. IFFT dan FFT menjadi efisien karena memiliki properti yang simetris seperti yang ditunjukkan pada persamaan 2.12 dan 2.13

$$\textit{Symmetry property}: W_N^{k+N/2} = -W_N^k \quad (2.13)$$

$$\textit{Periodicity property}: W_N^{k+N} = W_N^k \quad (2.14)$$

dimana,

x(n) : cuplikan frekuensi

W_N^{nk} : *twiddle factor* dengan nilai $e^{-j2\pi nk/N}$

N : panjang cuplikan

Dengan menggunakan IFFT, maka kompleksitas dari transformasi yang digunakan pada IDFT bisa berkurang, sehingga dalam aplikasi di dunia nyata algoritma IDFT tersebut bisa dijalankan secara cepat [21]. Pada program MatLab IFFT mengetes sejumlah data *array* untuk melihat apakah vektor data tersebut *symmetric*. Selanjutnya, program IFFT pada MatLab mentransformasikan data yang diukur menjadi domain waktu.

2.7 Uji analisis student-t

Dalam metode statistik, t-test atau uji student-t digunakan untuk membandingkan rata-rata kelompok untuk variabel tertentu. Uji student-

t efisien digunakan saat kurangnya informasi terhadap sampel. Dalam distribusi normal, nilai rata-rata selalu 0 dan standard deviasi selalu 1, sedangkan distribusi t memiliki rata-rata 0 dan standar deviasi yang lebih besar dari 1. Uji student-t menggunakan degrees of freedom (d.f) untuk mencapai standard deviasi 1 [22]. Berdasarkan [22], Nilai t pada dua sampel dapat dicari menggunakan rumus sebagai berikut, dimana n adalah jumlah sampel pada kedua subjek yang ingin diuji.

$$t = \frac{mean1 - mean2}{SP\sqrt{(\frac{1}{n1}+\frac{1}{n2})}} \tag{2.15}$$

SP atau *pooled standard deviation* pada student-t adalah nilai estimasi gabungan dari dua standard deviasi pada kedual sampel. Persamaan (2.15) digunakan untuk mencari nilai SP,

$$SP = \sqrt{\{\frac{[(n1-1)(varians1)+(n2-1)(varians2)]}{n1+n2-2}\}} \tag{2.16}$$

2.8 Instrumen Pengukuran

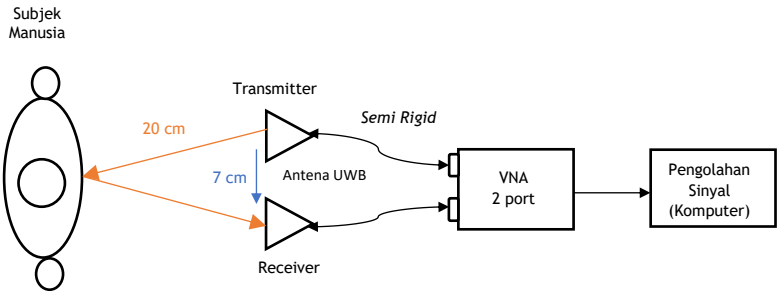
Pengukuran menggunakan *Vector Network Analyzer* (VNA), kabel *semi rigid*, sepasang antena vivaldi coplanar, dan *software* MatLab dan SPSS guna mengolah data. Antena vivaldi coplanar difabrikasi pada penelitian ini dengan dimensi 6x6x6 cm^3.

Lembar ini sengaja dikosongkan

BAB 3
Metodologi Penelitian

3.1 Pendahuluan

Bab ini akan membahas rancangan penelitian yang dilakukan pada penelitian. Pada penelitian ini, dilakukan pengukuran secara langsung di Laboratorium Antena dan Propagasi ITS sejak tanggal 10 Februari hingga 2 April 2020. Persiapan instrumen, skenario pengukuran, pengambilan data, dan evaluasi pengukuran akan dibahas pada bab ini. Penelitian tugas akhir ini secara spesifik dilakukan untuk mendeteksi pergerakan dada manusia untuk mendeteksi aktivitas pernapasan. Data yang digunakan untuk deteksi pernapasan ini menggunakan informasi sinyal yang terpantul oleh dada saat bernapas. Selanjutnya, data tersebut disesuaikan dengan skenario saat dada menghirup dan menghembus. Pada akhirnya, data sinyal tersebut diolah dan menghasilkan deteksi pernapasan. Gambar 3.1 menunjukkan diagram sistem pengukuran yang digunakan pada penelitian ini.



Gambar 3. 1 Diagram Penelitian Tugas Akhir

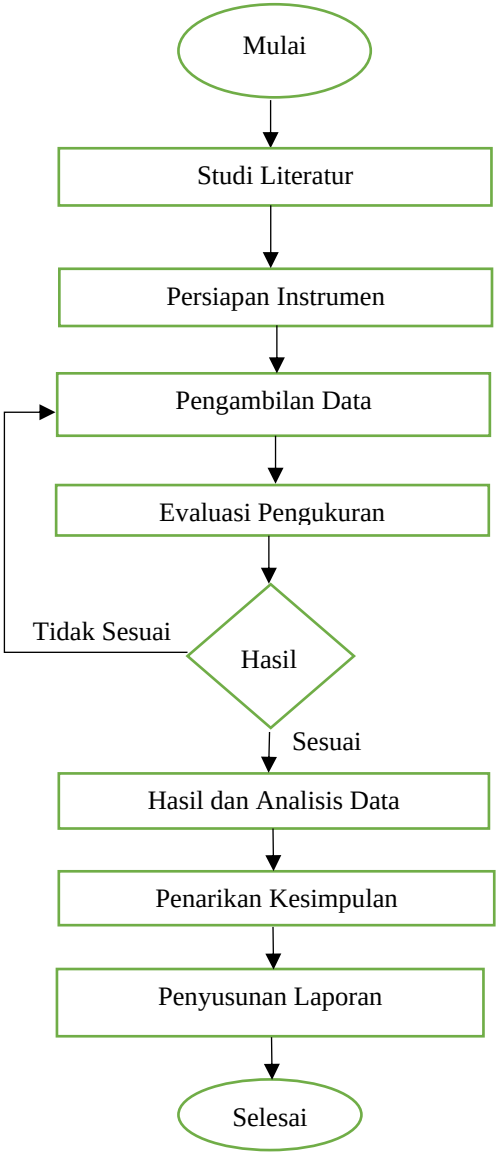
Rancangan dari gambar 3.1 menunjukkan jarak sebesar 20 cm yang digunakan untuk deteksi pernapasan subjek. Jarak tersebut mempertimbangkan resolusi jarak sistem dan medan jauh antena. Penelitian ini mendeteksi pergerakan dada sebesar 5 cm dengan mempertimbangkan referensi pergerakan dada manusia saat bernapas

sesuai subbab 2.2. Berdasarkan referensi tersebut, penulis menggunakan jarak antara dada subjek dan antena sebesar 20 hingga 27 cm dengan interval 1 cm untuk meneliti pergerakan dada subjek. Peneliti menggunakan deteksi pernapasan berdasarkan beda jarak saat subjek menghirup dan menghembus. Informasi perbedaan jarak tersebut akan menghasilkan perbedaan *delay* waktu sesuai persamaan 2.1.

Pada penelitian ini, antena UWB berjarak 7 cm satu sama lain digunakan untuk memberi dan menerima sinyal radar. Antena tersebut menggunakan kabel *semi rigid* untuk menyambungkan antena dengan port di VNA. Selanjutnya, VNA 2 port digunakan untuk menganalisis S_{21} sinyal radar yang diterima. Selanjutnya, data S_{21} tersebut diolah pada komputer untuk menghasilkan informasi deteksi pernapasan. Diperlukan data *bandwidth* sistem, program IFFT, dan s-parameter *magnitude* dan *phase* untuk menghasilkan deteksi pergerakan dada pada pengukuran ini. Data yang diperoleh kemudian dievalusi sebelum ditampilkan hasil yang diperoleh pada penelitian ini.

3.2 Alur Penelitian

Alur dalam penelitian tugas akhir ini dapat dilihat melalui diagram penelitian tugas akhir pada gambar 3.2. Gambar ini menjelaskan perancangan dari awal hingga selesai. Tahapan awal dimulai dengan studi literatur terkait deteksi pernapasan berbasis antena UWB, yang dilanjutkan oleh persiapan instrumen. Sebelum data diambil, instrumen disiapkan dan diukur. Selanjutnya pengambilan data dilakukan dengan hasil berupa *scattering parameter* S_{21} yang dihasilkan oleh pernapasan subjek. Selanjutnya, pengukuran dievaluasi dengan mempertimbangkan kesesuaian antena UWB, alat ukur pada penelitian ini, jumlah sampel yang diperlukan, dan keberhasilan program. Data yang sudah sesuai, selanjutnya ditampilkan hasilnya dan dianalisis melalui plot data. Kinerja pengukuran juga diukur menggunakan analisis student-t. Setelah data dianalisis, penarikan kesimpulan dilakukan untuk menyimpulkan hasil yang diperoleh dengan rumusan masalah yang dirancang. Pada tahap akhir, dilakukan penyusunan buku tugas akhir menggunakan sistematika penulisan tugas akhir yang dirancang di bab 1.



Gambar 3. 2 Diagram Penelitian Tugas Akhir

3.3 Persiapan Instrumen

Tahap pertama yang dilakukan pada penelitian ini adalah mempersiapkan instrumen. Peneliti melakukan fabrikasi antena UWB sebanyak enam buah, menyiapkan VNA dengan kalibrasi, dan mengukur semua instrumen agar siap digunakan. Hal utama yang disiapkan pada pengukuran ini antara lain adalah *bandwidth* antena UWB, kalibrasi VNA, dan *loss* kabel. Peneliti menampilkan sub-bab tahap ini secara urut mengikuti *timeline* yang terjadi saat penelitian. Penelitian ini menggunakan VNA, kabel *semi rigid* 30 cm, antena vivaldi coplanar, dan konektor. Antena vivaldi coplanar yang digunakan memiliki tebal substrat 1.6 mm, tebal tembaga 0.035 mm, permitivitas 4.6, dengan dimensi 6cm$^{3.}$ Pada ujung *antena*, terdapat slot untuk memasukkan arus listrik melalui kabel semi *rigid.* Selanjutnya, salah satu ujung kabel *semi rigid* disambungkan dengan port VNA melalui konektor SMA. Gambar 3.3 menampilkan instrumen yang digunakan pada penelitian ini

Gambar 3. 3 Instrumen Pengukuran Penelitian

3.3.1 Fabrikasi Antena UWB Vivaldi Coplanar

Pada tahap ini, antena UWB vivaldi coplanar dengan dimensi 6x6x6 cm^3 difabrikasi selama dua minggu. Fabrikasi antena ini menggunakan model antena yang dirancang oleh penelitian [16].

Berdasarkan penelitian tersebut, antena vivaldi mampu didesain dengan VSWR kurang dari 2.4 pada frekuensi UWB. Pada penelitian ini, antena UWB difabrikasi sebanyak enam buah. Pada proses fabrikasi terdapat faktor *error* yang disebabkan oleh mesin. Apabila terdapat *error* atau ketidaksamaan ukuran desain, performa antena juga akan berubah terhadap hasil desain dan simulasi. Jika terdapat perubahan pada lapisan *ground* dan *substrate*, impedansi dan konstanta dielektrik efektif antena akan berubah. Jika terdapat perbedaan ukuran pada *patch*, maka frekuensi kerja yang akan berubah. Oleh karena itu, enam buah antena difabrikasi untuk mengurangi faktor *error* tersebut. Selanjutnya, dipilih dua buah antena dengan *bandwidth* terbaik untuk digunakan pada tugas akhir ini. Tugas akhir ini memerlukan *bandwidth* minimum antena sebesar 500 Mhz agar memenuhi kategori UWB menurut FCC. Gambar 3.4 mengilustrasikan antena UWB yang difabrikasi

Gambar 3. 4 Ilustrasi Enam Buah Antena Vivaldi Coplanar

3.3.2 Perhitungan Zona Medan Jauh

Perhitungan zona medan jauh perlu dilakukan untuk mendapatkan jarak medan jauh pada antena UWB yang digunakan di penelitian ini. Untuk mendapatkan jarak medan jauh persamaan 2.10 digunakan. Antena UWB *vivaldi coplanar* yang digunakan memiliki sisi terpanjang sebesar 6 cm dengan frekuensi kerja terbesar adalah 6 Ghz. Jarak medan jauh didadapatkan dari persamaan berikut:

$$r \geq \frac{2D^2}{\lambda}$$
$$r \geq \frac{2\ x0.06^2}{6.10^{-9}}$$
$$r \geq 14.4 \text{ cm}$$

Menurut perhitungan diatas, diperoleh jarak medan jauh sebesar 14.4 cm. Berdasarkan jarak tersebut, pengukuran antara antena dengan dada harus melebihi 14.4 cm agar berjalan dengan baik.

3.3.3 Proses Kalibrasi S_{11} dan S_{21} VNA

Setelah antena selesai difabrikasi, maka kalibrasi VNA perlu dilakukan agar pengukuran pernapasan subjek dan instrumen mendapatkan nilai impendasi yang sesuai atau *matching*. Kalibrasi dilakukan dengan *calibration kit* VNA Agilent N9923A dan kabel *semi rigid* untuk menyambung port 1 dan port 2 saat kalibrasi. Kalibrasi S_{11} dilakukan untuk mempersiapkan pengukuran parameter antena yang menggunakan VSWR dari parameter S_{11}. Pengukuran pernapasan subjek menggunakan kalibrasi S_{21} dengan melihat transfer daya antara port 2 dan port 1. Pada subbab ini akan disajikan prosedur kalibrasi alat ukur VNA pada kalibrasi S_{11} dan S_{21}. Berikut merupakan prosedur kalibrasi S_{11} dan S_{21} :

Kalibrasi S_{11}

a. Hidupkan VNA Agilent N9923A dan tunggu proses *booting* hingga VNA menyala.
b. Pada menu utama, pilih S_{11} dan tekan ok.
c. Tekan tombol *cal* pada VNA hingga muncul tiga opsi kalibrasi.
d. Pilih salah satu menu kalibrasi, lalu hubungkan standar kalibrasi beban *open* atau *short* ke port 1. Magnitude S_{11} harus mendekati 0 dB.
e. VNA mode S_{11} siap digunakan.

Kalibrasi S_{21}

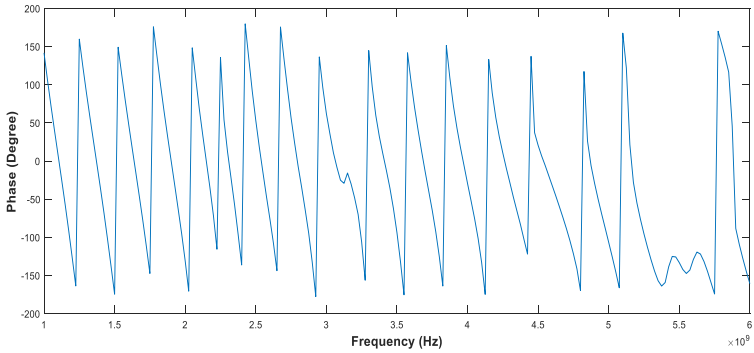
a. Hidupkan VNA Agilent N9923A dan tunggu proses *booting* hingga VNA menyala.

b. Pada menu utama, pilih S_{11} dan tekan ok.
c. Tekan tombol *cal* pada VNA hingga muncul tiga opsi kalibrasi.
d. Piliha salah satu menu kalibrasi, lalu hubungkan standar kalibrasi beban pada port 1 dan port 2.
e. Koneksi kabel penghubung antara port 1 dan port 2 untuk kalibrasi port 2 menuju port 1.
f. VNA mode S_{21} siap digunakan.

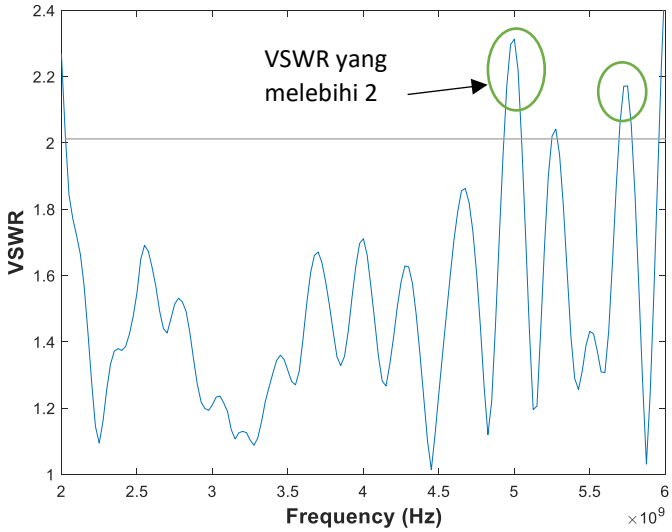
Pada pengukuran ini, kabel *semi rigid* digunakan sebagai kabel penghubung antara port 1 dan port 2 pada mode kalibrasi S_{21}. Kabel *semi rigid* 30 cm dipilih karena memiliki nilai *loss* paling mendekati 0 dB dari rentang 1-5 Ghz. Setelah VNA selesai dikalibrasi, maka VNA siap digunakan.

3.3.4 *Bandwidth* Antena UWB

Saat VNA sudah siap digunakan, parameter antena akan diukur menggunakan mode pengukuran S_{11} pada VNA. VSWR dan fase antena akan diukur pada penelitian ini. Pengukuran VSWR dilakukan untuk mendapatkan *bandwidth* setiap antena yang sudah difabrikasi. Selanjutnya perhitungan *bandwidth* dilakukan dengan menggunakan persamaan 2.9. Gambar 3.5 dan 3.6 menunjukkan hasil pengukuran VSWR dan Fase pada VNA



Gambar 3. 5 Fase Antena



Gambar 3. 6 VSWR Antena

Setelah mendapatkan VSWR dan fase antena, *bandwidth* setiap antena dihitung menggunakan pengurangan batas atas dan batas bawah VSWR yang diukur. Pada penelitian ini, VSWR yang diperbolehkan agar antena bekerja dengan baik adalah VSWR<2.4. Hal ini dilakukan karena terdapat VSWR yang melebihi 2 pada beberapa frekuensi. Konsekuensi dari hal ini adalah daya yang dikirim akan lebih rendah, karena daya pantul yang diterima lebih besar. Dapat dilihat pada gambar 3.6 terdapat VSWR yang melebihi 2 pada beberapa titik frekuensi. Namun, dengan mempertimbangkan, VSWR yang melebihi 2 tidak konstan, dan terjadi secara singkat pada frekuensi tertentu, maka VSWR<2.4 dijadikan acuan pada penentuan *bandwidth* antena penelitian ini agar *bandwidth* lebih lebar dapat diperoleh. Perhitungan *bandwidth* diperlukan dengan mempertimbangkan resolusi pergerakan dada yang kecil. Semakin besar *bandwidth* kedua antena, maka semakin bagus pula resolusinya pada pengukuran ini. Berdasarkan pengukuran *bandwidth*, antena 1 dan antena 3 menjadi kandidat utama dalam pengukuran ini karena memiliki bandwidth terbesar. Hasil *bandwidth* berbeda diperoleh karena tedapat

perbedaan fabrikasi *patch* antena 1 hingga antena 6, yang mengakibatkan frekuensi kerja yang dihasilkan berbeda. Tabel 3.1 Memperlihatkan *bandwidth* pada setiap antena yang terukur.

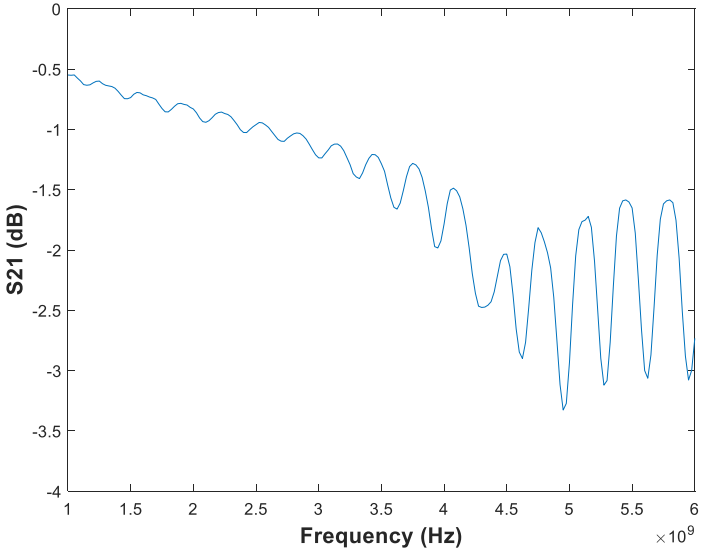
Tabel 3. 1 VSWR Enam Antena Vivaldi Coplanar

Antena	Frekuensi		Bandwidth(Ghz)
	Bawah	Atas	
A1	1.8	4.88	3.08
A2	1.98	3.55	1.57
A3	2	5.98	3.98
A4	1.8	4.58	2.78
A5	2.03	3.98	1.95
A6	2	4.63	2.63

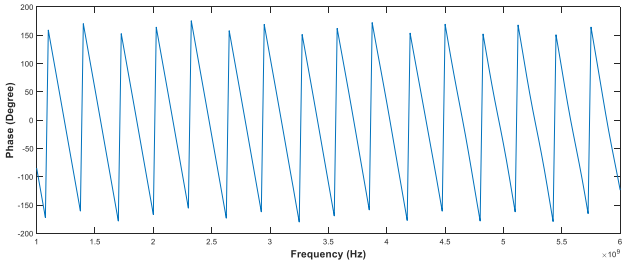
3.3.5 Pengukuran *Loss Kabel*

Pengukuran ini menggunakan dua buah kabel *semi rigid* dengan panjang masing-masing 30 cm. *Loss* kabel diukur dengan menghubungkan dua port pada VNA dengan konektor untuk menyambungkan kabel *semi rigid*. *Loss* kabel pada pengukuran ini diukur dengan melihat transfer daya yang diberikan oleh port 1 VNA dengan yang diterima oleh port 2 VNA. Pengukuran ini menggunakan kalibrasi S_{21} dengan satu buah kabel *semi rigid* sebagai nilai acuan. Perlu diingat bahwa dalam kalibrasi S_{21}, sebuah kabel *semi rigid* digunakan untuk kalibrasi port 2 menuju port 1 S_{21} parameter diukur dari rentang frekuensi 1 hingga 6 Ghz. *Loss* kabel yang diukur meliputi nilai *magnitude* dan *phase*.

Berdasarkan hasil pengukuran magnitude S_{21}, terlihat bahwa kabel memiliki *loss* yang mulai tidak konstan sejak frekuensi 4 Ghz hingga 6 Ghz, sedangkan fase kabel terlihat konstan pada setiap frekuensi. Pengukuran magnitudo dan *fase* kabel diilustrasikan pada gambar 3.7 dan gambar 3.8.



Gambar 3. 8 *Loss* kabel magnitude



Gambar 3. 7 *Loss* kabel fase

3.4 Skenario Pengukuran

Pada penelitian ini dilakukan pengukuran dengan skenario subjek bernapas saat menghirup dan menghembus. Subjek yang dideteksi berada dalam posisi duduk dan bernapas seperti biasa.

VNA *two port* network sebagai pengganti *signal generator* digunakan untuk memberi tegangan pada antena tx melalui port 1, sedangkan antena rx pada port 2 digunakan untuk menangkap sinyal yang dipantulkan oleh dada manusia. Hasil sinyal pantul tersebut akan ditampilkan oleh VNA sebagai *oscilloscope.* Perbandingan daya sinyal yang diterima melalui port 2 dengan yang dikirim melalui port 1 diukur oleh parameter S_{21} pada VNA.

Pada penelitian ini dipilih jarak antar antena dan dada subjek sebesar 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, dan 27 cm. Jarak tersebut merepresentasikan kondisi menghirup dan menghembus. Selisih antara kedua jarak saat kondisi menghirup dan menghembus diharapakan dapat memenuhi pergerakan dada manusia hingga 5 cm. Selanjutnya Tabel 3.2 menampilkan jarak yang diukur pada pengukuran ini.

Tabel 3. 2 Jarak Yang Diukur

Kondisi menghirup (cm)	Kondisi menghembus (cm)	Pergerakan dada (cm)
20	21,22,23,24,25	1,2,3,4,5
21	22,23,24,25,26	1,2,3,4,5
22	23,24,25,26, 27	1,2,3,4,5
23	24,25,26,27	1,2,3,4
24	25,26,27	1,2,3
25	26,27	1,2
26	27	1

Berdasarkan tabel diatas, dihasilkan jumlah sampel pergerakan dada sebanyak 25. Jumlah sampel tersebut digunakan untuk melihat karakteristik pernapasan manusia saat dada bergerak 1 hingga 5 cm. Selanjutnya, skenario diatas diuji pada subjek yang berbeda. Subjek yang diuji merupakan laki-laki, umur 21 tahun dengan *Body Mass Index* (BMI) ideal < 24.9. Dengan kategori umur, jenis kelamin, dan *body mass index* ideal, pernapasan maksimum sebesar 5 cm dapat diperoleh sesuai subbab 2.2 pada tinjauan pustaka. Diharapkan kesaman karakteristtik kedua subjek menghasilkan deteksi pernapasan yang sama melalui sistem yang

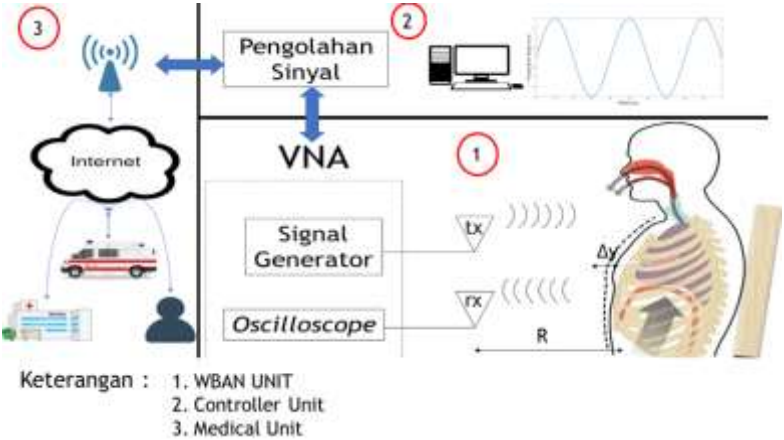
digunakan pada penelitian ini. Tabel 3.3 memperlihatkan karakteristik kedua subjek yang diukur

Tabel 3. 3 Karakteristik Kedua Subjek

	Umur	Kelamin	BMI
Subjek 1	21 tahun	Laki-laki	22.7
Subjek 2	21 tahun	Laki-laki	24.4

3.4.1 Skema WBAN

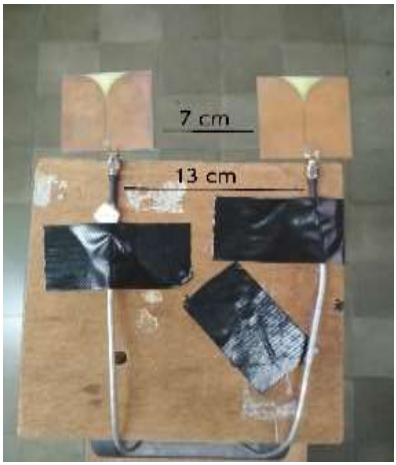
Dalam sistem WBAN terdapat tiga tingkat komunikasi, yaitu : 1. WBAN unit, 2. *Controller* unit, 3. *Medical* Unit. Pada penelitian ini, Antena UWB tx dan rx bertindak sebagai sensor jarak jauh dalam WBAN unit. Antena UWB mengambil data pernapasan manusia dalam format frekuensi kemudian diolah di komputer sebagai *controller* unit. Hasil dari olahan tersebut menampilkan informasi pernapasan manusia. Informasi tersebut dikirim kepada *medical unit* melalui internet atau *access point*. Jika terdapat informasi dada tidak bergerak atau dada bergerak terlalu cepat, maka *medical* unit dapat melakukan penanganan langsung untuk menyelamatkan pasien tersebut.. Gambar 3.9 menampilkan skema WBAN pada penelitian ini.



Gambar 3. 9 Skema WBAN

3.4.2 Posisi Antena UWB

Pada penelitian ini, jarak antara antena Tx dan Rx adalah 7 cm antar antena, dan 13 cm antar kabel. Informasi jarak antar antena tersebut dapat digunakan untuk menghitung sinyal yang ditangkap oleh rx melalui *side lobe* atau *main lobe* saat tx dipancarkan. Antena Tx dan Rx ditempatkan diatas meja kayu dengan tinggi sebesar 135 cm. Tinggi tersebut menyesuaikan posisi dada subjek saat duduk di kursi. Kedua antena tersebut diletakkan dengan posisi horizontal terhadap meja dan menghada. Hal ini dilakukan mengingat arah polarisasi antena lurus, dan sejajar dengan dua slot meruncing pada antena tersebut. Gambar 3.10 menampilkan posisi antena UWB yang dilakukan pada penelitian ini.



Gambar 3. 10 Posisi Antena UWB

3.4.3 Kondisi Dada Menghirup

Pengukuran dengan kondisi dada menghirup terdiri dari jarak subjek dan antena sebesar 20, 21, 22, 23, 24, 25, dan 26 cm. Pada pengukuran ini subjek menghirup napas sebesar-besarnya dari jarak 25 cm menuju jarak 20 cm. Hal ini dilakukan mengingat deteksi pergerakan dada yang diteliti sebesar 1 hingga 5 cm.

3.4.4 Kondisi Dada Menghembus

Pengukuran dengan kondisi menghembus dilakukan dengan jarak sebesar 21, 22, 23, 24, 25, 26, dan 27 cm. Pada penelitian ini subjek menghembuskan napas secara perlahan sebanyak 1 cm.

3.4.5 Perhitungan *Delay* Propagasi

Pada tahap ini, dilakukan perhitungan *delay* propagasi pada setiap jarak pengukuran, dan pada jarak antar antena. Perhitungan ini bertujuan untuk membandingkan waktu yang diperoleh saat pengukuran, dan perhitungan. *Delay* propagasi yang diperlukan pada penelitian ini adalah *delay* propagasi setiap jarak pernapasan, dan *delay* propagasi antar antena UWB.

Delay propagasi kabel *semi rigid* akan dihitung dengan mengacu pada total panjang kabel tersebut, yaitu 60 cm. Karakteristik kabel *semi* rigid adalah memiliki propagasi sebesar 70% kecepatan asli. Dengan menggunakan persamaan 2.10, maka *delay* propagasi kabel adalah :

$$t_{prop} = \frac{60\ \text{cm}}{70\%\ \text{x}\ 3.10\text{^}8\ \text{m/s}}$$
$$= 2.8\ \text{ns}$$

Dengan mempertimbangkan posisi antar antena adalah 7 cm, maka jarak *delay* propagasi antar antena adalah jumlah dari hukum dua newton untuk waktu dan persamaan 2.10 :

$$t\ \textit{direct}\ \text{antena} = \frac{7\ \text{cm}}{3.10\text{^}8\ \text{m/s}} + 2.8\ \text{ns}$$
$$= 3\ \text{ns}$$

Dihasilkan *delay* propagasi sebesar 3 ns pada kabel dan ruang hampa antar antena. Hasil perhitungan ini akan dibandingkan dengan hasil pengukuran, dimana pada hasil pengukuran diharapkan terdapat sebuah *impulse* sinyal pada saat 3 ns.

Selanjutnya, perhitungan *delay* propagasi pada gelombang radar dan kabel dilakukan. *Delay* propagasi yang didapatkan dinotasikan sebagai t sinyal pantul, atau waktu yang diperlukan sinyal untuk pergi dan kembali, mulai dari port 1 VNA hingga diterima di port 2 VNA. Posisi

antara subjek dan antena diatur dengan jarak sebesar 20 hingga 27 cm. Dengan menggunakan persamaan 2.1 dan 2.11, maka *delay* propagasi yang diperoleh pada sinyal pantul adalah :

$$t \text{ sinyal pantul} = \frac{2R}{c} + t_{prop}$$

Berdasarkan rumus diatas, *delay* propagasi yang diperoleh pada jarak yang digunakan oleh penelitian ini adalah:

Tabel 3. 4 Perhitungan Delay Propagasi

Jarak (cm)	*Delay radar* (ns)	*Delay* propagasi total (ns)
20	1.34	4.14
21	1.40	4.20
22	1.47	4.27
23	1.54	4.34
24	1.60	4.4
25	1.67	4.47
26	1.74	4.53
27	1.81	4.6

Dihasilkan *delay* propagasi mulai dari 4.14 ns hingga 4.6 ns pada sinyal yang pergi dengan konsep gelombang radar. Hasil perhitungan ini akan dibandingkan dengan hasil pengukuran, dimana hasil pengukuran diharapkan terdapat *impulse* sinyal pantul pada waktu *delay* propagasi total yang ditunjukkan oleh tabel 3.4.

3.4.6 Perhitungan Resolusi Jarak

Sistem ini menggunakan *bandwidth* 5Ghz. *Bandwidth* tersebut diasumsikan sebagai periode pengulangan pulsa (fp). Dengan menggunakan persamaan 2.2, maka resolusi jarak dari sistem ini adalah :

$$Run = \frac{c}{2fp}$$
$$= \frac{3.10^8 m/s}{2x5.10^9 Hz}$$
$$= 3 \text{ cm.}$$

Berdasarkan perhitungan ini, maka pergerakan dada saat jarak < 4cm dapat mengakibatkan ambiguitas jarak pulsa, sehingga informasi yang didapat tidak akurat. Namun, dalam pengukuran ini pergerakan dada < 4 cm juga dideteksi dikarenakan pengambilan data dilakukan saat dada berhenti pada posisi tertentu, sehingga tidak ada perubahan jarak pada dada.

3.4.7 Perhitungan *Delay* Waktu Ideal

Perhitungan *delay* waktu bertujuan untuk mendapatkan *delay* waktu pada saat dada bergerak 1 hingga 5 cm. Selain itu, resolusi *delay* juga dihitung untuk melihat cuplikan data waktu yang terjadi pada proses pengolahan data. Sistem ini memiliki *bandwidth* sebesar 5 Ghz. Dengan menggunakan resolusi jarak sebesar 3 cm, maka resolusi *delay* sesuai persamaan 2.2 adalah

$$3 \text{ cm} = \frac{3.10^8 m/s \; x \; tp}{2}$$

$$tp = 0.2 \text{ ns}$$

Hal ini berarti semua data yang dapat terdeteksi memiliki data poin sebesar 0.2 ns, sehingga cuplikan data terjadi setiap 0.2 ns. Delay *waktu* ideal yang dihitung dengan persamaan 2.1 pada pergerakan dada 1 hingga 5 cm disajikan pada tabel 3.5

Tabel 3. 5 Perhitungan Delay Waktu Ideal

Pergerakan Dada (cm)	*Delay* Waktu Ideal (ns)	Resolusi *Delay* (ns)
1	0,067	0,2
2	0,133	0,2
3	0,2	0,2
4	0,267	0,2
5	0,33	0,2

Pada tabel 3.5 dilihat bahwa dengan resolusi *delay* 0.2 ns, *delay* waktu yang kurang dari resolusi tersebut berada pada pergerakan dada < 4 cm. Namun, pergerakan dada 1, dan 2 cm yang memiliki *delay* waktu kurang dari resolusi *delay* tetap diukur pada pengukuran ini untuk melihat

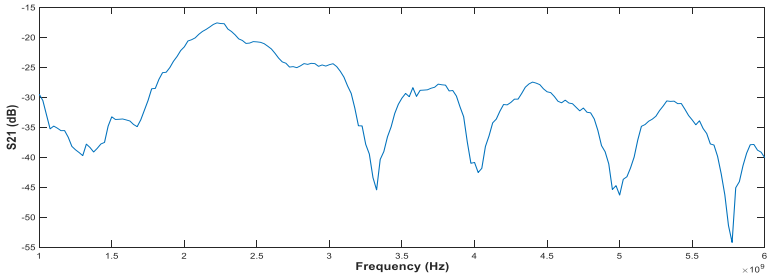
kinerja sistem deteksi penelitian ini. *Delay* waktu ideal menurut tabel 3.5 akan dibandingkan dengan perbedaan *delay* waktu pada pengukuran.

3.5 Pengambilan Data

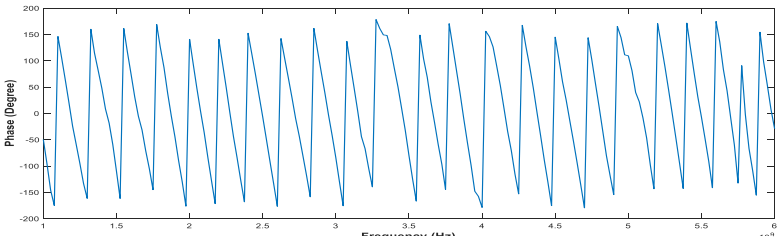
Pada tahap ini, data pernapasan subjek diambil sesuai skenario yang disebutkan diatas. Pengambilan data bertujuan untuk memperoleh S_{21} sinyal yang terpantul oleh dada. Selanjutnya, data *magnitude* dan *phase* S_{21} tersebut diubah menjadi bilangan kompleks, sehingga IFFT dapat diimplementasikan.

3.5.1 Subjek Menghirup

Pengukuran data subjek menghirup dilakukan dengan kondisi dada mengembang penuh menggunakan antena UWB dan VNA. Illustrasi dada mengembang penuh terdapat pada lampiran. Pada tahap ini, diperlukan setting frekuensi start 1 Ghz dan stop 5 Ghz pada VNA. Tahap ini bertujuan untuk mendapatkan *magnitude* dan *phase* melalui pengukuran S_{21}. Gambar 3.11 dan 3.12 mengilustrasikan S_{21} parameter *magnitude* dan *phase* yang diukur.



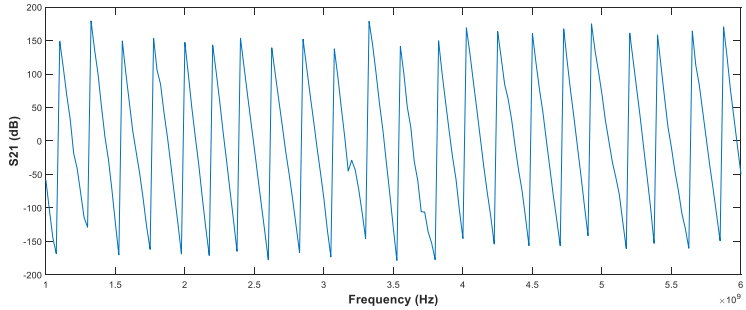
Gambar 3. 11 S_{21} *Magnitude* Subjek Menghirup



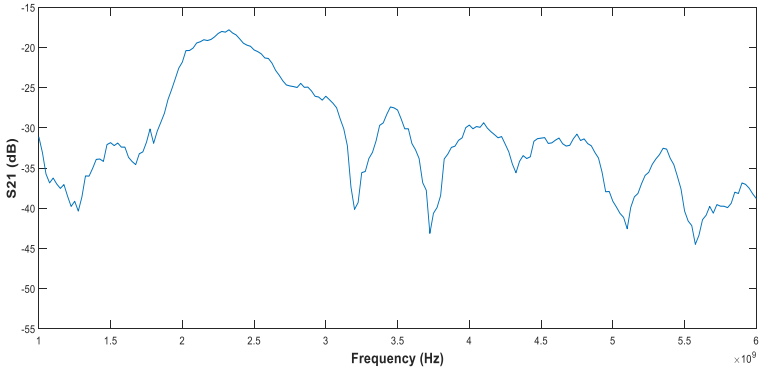
Gambar 3. 12 S_{21} *Phase* Subjek Menghirup

3.5.2 Subjek Menghembus

Pengukuran data subjek menghembus dilakukan dengan kondisi dada mengempis perlahan setelah menghirup penuh . Ilustrasi subjek dada mengempis disajikan pada lampiran. Pada tahap ini setting frekuensi yang digunakan oleh VNA adalah 1 hingga 5 Ghz. Hasil *magnitude* yang ditampilkan oleh gambar 3.13 memang tidak menunjukkan perbedaan signifikan dibandingkan gambar 3.11. Oleh karena itu, pengolahan sinyal lebih lanjut dilakukan setelah kondisi subjek menghirup dan menghembus diukur. Gambar 3.13 dan 3.14 mengilustrasikan S_{21} parameter *magnitude* dan *phase* pada subjek menghembus.



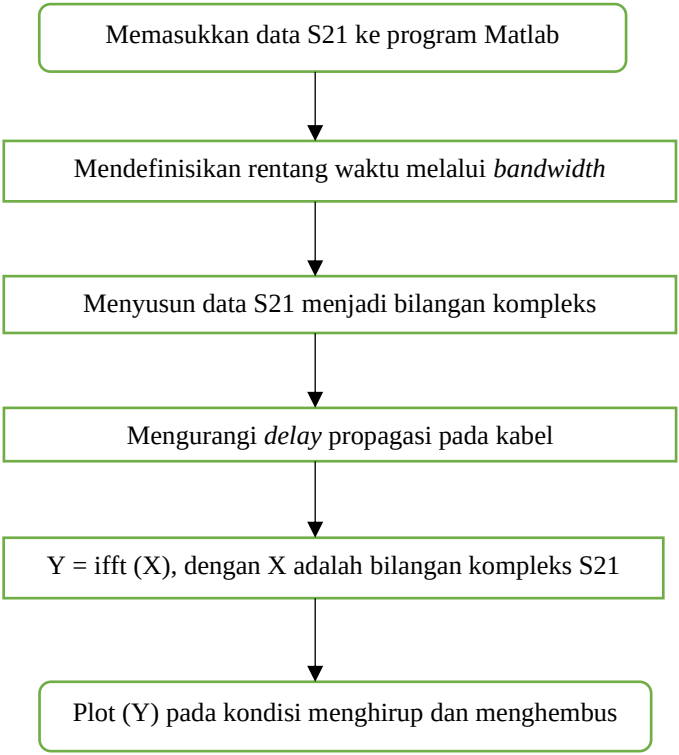
Gambar 3. 14 S_{21} *Phase* Subjek Menghembus



Gambar 3. 13 S_{21} *Magnitude* Subjek Menghembus

3.6 Implementasi IFFT Menggunakan MatLab

Setelah nilai S21 *phase* dan *magnitude* diperoleh pada setiap kondisi pernapasan, penulis mengaplikasikan *Inverse Fast Fourier Transfrom* (IFFT) melalui program MatLab. Tahap ini memerlukan bilangan kompleks yang disusun melalui *magnitude* dan *phase* S21 yang diukur. Langkah ini bertujuan untuk menghasilkan data pernapasan dengan besaran tegangan terhadap waktu. Program MatLab menghitung *inverse discrete fourier transform* dengan IFFT pada data S21 saat menghirup dan menghembus. Gambar 3.15 mengilustrasikan alur IFFT pada yang digunakan pada penelitian ini

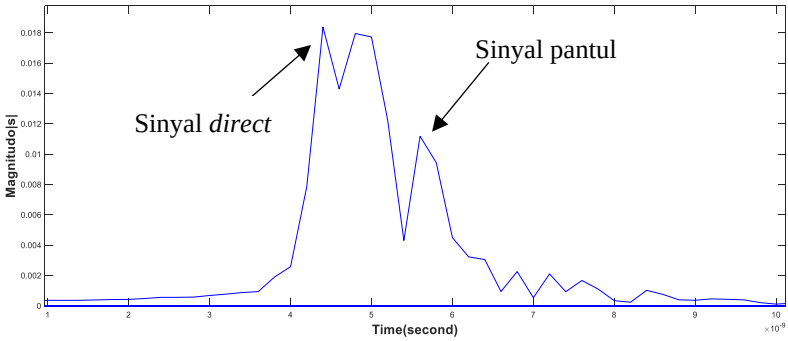


Gambar 3. 15 Diagram Alir Program IFFT

Pertama, data S21 *magnitude* dan *phase* pada kondisi menghirup dan menghembus dimasukkan kedalam program MatLab. Data diproses satu persatu untuk memperoleh perbedaan jarak pada pergerakan dada saat kondisi menghirup dan menghembus. Selanjutnya, rentang frekuensi dan data poin VNA didefinisikan di program untuk diubah menjadi rentang waktu. Setelah itu, data S21 yang sudah dimasukkan diubah menjadi bilangan kompleks. Data yang diubah menjadi bilangan kompleks adalah data *loss* kabel, dan data pernapasan subjek. Pengurangan bilangan kompleks antara data pernapasan dan *loss* kabel dilakukan pada program ini. Bilangan kompleks tersebut ditransformasi menggunakan program IFFT pada MatLab. Setelah IFFT diterapkan, data amplitudo diperoleh dengan mengaplikasikan *peak detection* guna melihat data puncak. Plot data amplitudo terhadap waktu ditampilkan untuk mengevaluasi pengukuran ini. Hasil dari program IFFT diharapkan dapat memberikan perbedaan *delay* waktu antara pernapasan menghirup dan menghembus.

3.6.1 Hasil Plot IFFT

Hasil plot IFFT bertujuan untuk mendapatkan informasi *delay waktu* sinyal pantul. *Delay* waktu yang diperoleh pada sinyal pantul dapat disusun pada setiap kondisi pergerakan dada untuk mendapatkan informasi pernapasan. Data yang digunakan pada proses ini adalah data S_{21} bilangan kompleks yang sudah dikurangi *losses* kabel. Gambar 3.16 mengilustrasikan hasil plot IFFT pernapasan dengan jarak sebesar 21 cm



Gambar 3. 16 Hasil Plot IFFT

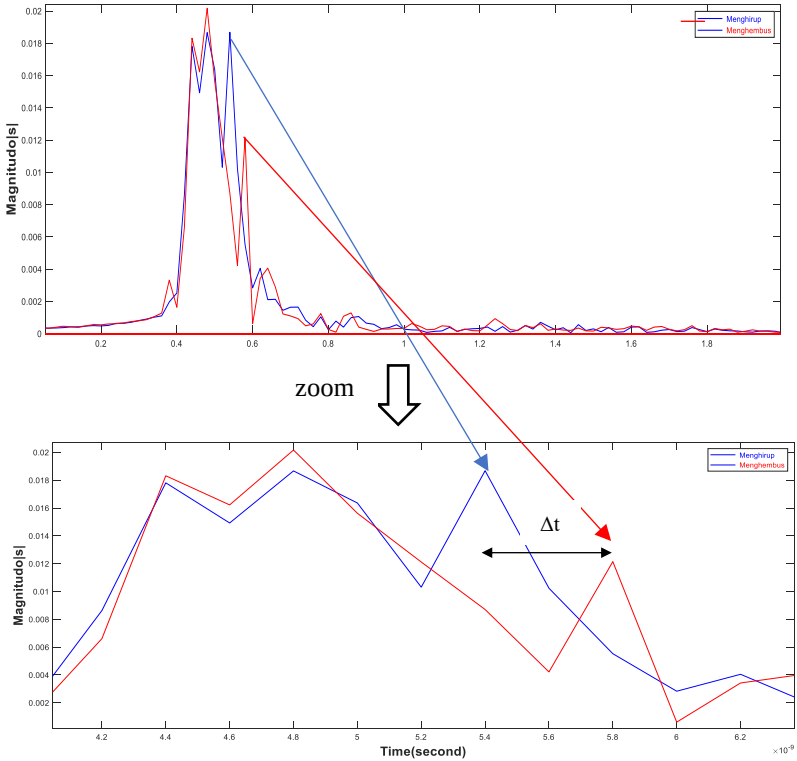
Hasil plot IFFT menunjukkan bahwa terdapat dua informasi sinyal, yaitu sinyal *direct* pada waktu 4.4 ns dan sinyal pantul pada waktu 5.6 ns. Klasifikasi kedua sinyal tersebut didasarkan pada impuls tegangan yang relatif tinggi > 1 mv. Penulis menggunakan kata sinyal *direct* sebagai sinyal yang ditangkap langsung oleh antena 2 karena pola radiasi *side lobe* atau *main lobe* antena 1 dengan jarak 7 cm. Sinyal pantul adalah sinyal yang terpantul oleh dada. Terlihat pada gambar, sinyal pantul datang lebih terlambat dan memiliki puncak gelombang yang lebih kecil dibandingkan sinyal *direct*. Plot yang disajikan berupa sinyal kontinyu walaupun sinyal yang diproses pada MatLab merupakan kumpulan sinyal diskrit. Sinyal yang diperoleh saat proses IFFT adalah sinyal *amplitude* dan *phase*. Akar kuadrat rata-rata dari sinyal tersebut dilakukan untuk mendapatkan magnitudo. Dengan titik poin yang sama antara VNA dan proses IFFT, sinyal magnitudo di plot pada MatLab. Hal ini karena *amplitude* tidak bisa diplot dikarenakan bilangan yang dihasilkan bilangan kompleks, sehingga plot magnitudo dilakukan. Namun, plot magnitudo yang dilakukan menggunakan fungsi *plot*, bukan *stem* pada MatLab. Hal ini mengakibatkan terjadinya kebingungan dalam menggolongkan sinyal kontinyu atau sinyal diskrit. Pertimbangan menggunakan fungsi *plot* dikarenakan referensi penelitian yang serupa, dan kemudahan analisis pada perbandingan kondisi pernapasan.

Hasil plot IFFT ini dibandingkan dengan perhitungan *delay* propagasi pada tabel 3.4. Pada jarak 7 cm (sinyal *direct*) memiliki *delay* perhitungan sebesar 3 ns, sedangkan pada sinyal pantul dengan jarak 21 cm memiliki *delay* perhitungan sebesar 4.2 ns. Hasil perhitungan dan pengukuran menunjukkan perbedaan, dimana sinyal hasil perhitungan datang lebih cepat 1.4 ns dibandingkan pengukuran. *Error* pada data tersebut dianggap sebagai rugi-rugi yang disebabkan oleh kondisi lingkungan, *multipath*, dan rugi lain-lain. Seluruh data yang diukur pada penelitian ini menunjukkan hasil yang sama, dimana terdapat *error* sebesar 1.2-1.6 ns.

3.6.2 Perbandingan Kondisi Pernapasan

Hasil plot IFFT pada jarak yang berbeda diaplikasikan dengan skenario dada menghirup dan menghembus. Diharapkan terdapat $\Delta t > 0$ pada setiap pengukuran, dimana sinyal pantul pada kondisi menghembus

datang lebih terlambat dibandingkan menghirup. Skenario yang digunakan pada gambar dibawah adalah saat subjek menghirup dengan jarak 20 cm dan menghembus 25 cm., atau dada bergerak 5 cm. Menurut perhitungan gelombang radar, saat dada bergerak 5 cm, *delay* waktu yang diperoleh adalah 0.33 ns. Hasil plot ini akan terbagi menjadi dua warna, dimana kondisi menghirup berwarna biru, dan kondisi menghembus berwarna merah. Hasil ini selanjutnya akan dianalisis pada bab 4 untuk mengetahui informasi pernapasan subjek dan kinerja sistem pengukuran. Gambar 3.17 mengilustrasikan *delay* waktu antar kondisi pernapasan



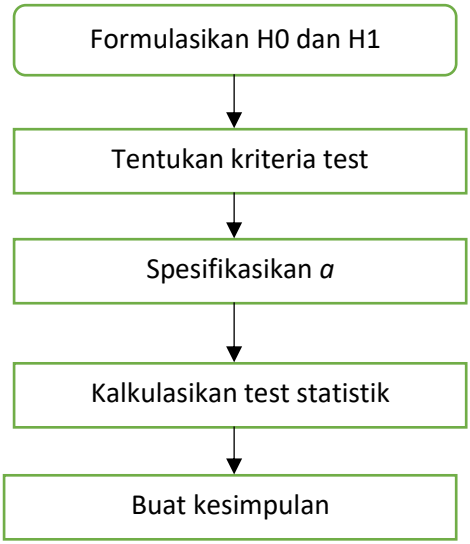
Gambar 3. 17 Perbandingan Kondisi pernapasan

Pada gambar 3.17 terlihat sinyal memiliki amplitudo yang sama pada puncak tertinggi (sinyal *direct*), yaitu 4,4 ns. Setelah sekitar 0.8 ns, sinyal pantul yang berasal saat subjek menghirup terlihat mendahului

dibandingkan sinyal pantul menghembus. Deteksi perbedaan *delay* waktu atau Δt menggunakan *peak detection*, yaitu menggunakan puncak gelombang sinyal pantul. *Delay* 0.4 ns terlihat jelas antara sinyal pantul saat menghirup dan menghembus. Melalui hasil perbandingan kondisi pernapasan ini disimpulkan bahwa saat dada bergerak lebih jauh, maka sinyal pantul akan datang lebih terlambat. Selanjutnya, hasil Δt ini digunakan untuk membandingkan pengukuran antar subjek dan tingkat keberhasilan deteksi pernapasan.

3.7 Simulasi Uji Student-t Menggunakan SPSS

Uji analisis menggunakan student-t dilakukan pada kedua subjek dengan karakteristik yang sama. Diharapkan terdapat kesamaan pengukuran pada kedua subjek secara statistik pada hasil analisis. Alur dalam mendapatkan uji student-t disajikan pada gambar berikut :

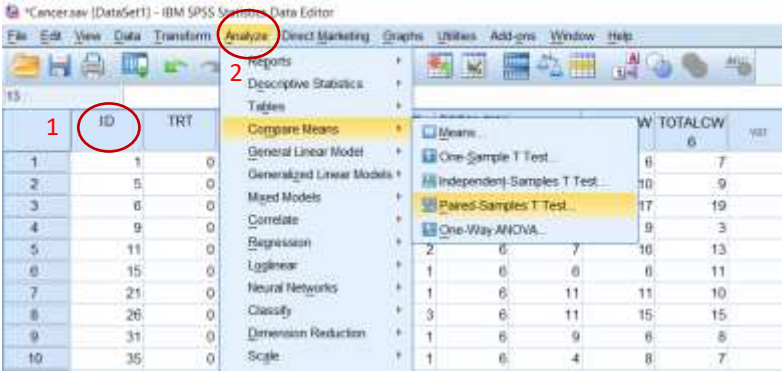


Gambar 3. 18 Alur uji student-t

Pada uji kinerja kali ini, dilakukan pertanyaan riset :
"Delay waktu yang dihasilkan pada pengukuran subjek cenderung sama. Benarkah?", lalu untuk hipotesis *null* dan alternatifnya adalah,

- H0 (Hipotesis Null) : “Terdapat perbedaan *delay* waktu yang signifikan antara kedua subjek”
- H1 (Hipotesis Alternatif) :“Tidak Terdapat perbedaan *delay* waktu yang signifikan antara kedua subjek”

Diharapkan hipotesis H1 didapatkan pada pengukuran antar subjek. Selanjutnya, penentuan kriteria test dilakukan. Kriteria test yang digunakan pada uji student-t adalah *paired sample* test. Test ini digunakan



Gambar 3. 19 uji statistik SPSS

karena uji analisis membandingkan antar subjek (*paired*). Level signifikansi yang digunakan adalah 0.05. Level ini menunjukkan zona *rejection* H0. Selanjutnya, test statistik menggunakan SPSS dilakukan. Gambar 3.19 mengilustrasikan test statistik menggunakan SPSS.

Proses pertama yang dilakukan adalah memasukkan variabel data, dimana pada tugas akhir ini adalah Δt subjek. Selanjutnya, analisis *paired* sampel t-test dilakukan pada menu *analyze – compare means – paired samples t-test*. Pada tahap ini Δt subjek 1 dan subjek 2 dimasukkan, sehingga menghasilkan analisis *paired sampel* berupa *t-score* dan *Sig-2tailed* (*p-value*). Hasil *p-value* dibandingkan dengan level signifikansi untuk melihat hipotesis mana yang diterima. Terakhir, hipotesis yang diterima dijadikan kesimpulan uji analisis.

3.8 Evaluasi Pengukuran

Tahap terakhir sebelum menganalisis dan menampilkan data adalah mengevaluasi hasil pengukuran. Penelitian ini memerlukan sistem deteksi pernapasan dengan spektrum UWB. Pengukuran ini menggunakan *bandwidth* VNA sebesar 5Ghz dengan *bandwidth* antena masing-masing 4 Ghz dan 3 Ghz. Hal ini membuktikan bahwa spektrum yang digunakan pada penelitian ini merupakan spektrum UWB, yaitu > 500 Mh.

Pada penelitian ini digunakan 25 sampel pada masing-masing subjek, sehingga uji *student-t analysis* dapat digunakan. Selain itu, program IFFT yang digunakan berhasil memperlihatkan informasi pernapasan dan menghasilkan Δt saat subjek menghirup dan menghembus. Selanjutnya, analisis data dilakukan untuk melihat deteksi pernapasan kedua subjek pada bab 4.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB 4
Hasil dan Analisis Data

4.1 Pendahuluan

Bab ini akan menampilkan hasil penelitian dan analisis data yang diperoleh. Hasil penelitian tersebut disajikan dalam bentuk plot gambar dan tabel. Pembahasan mengenai sinyal pantul saat kondisi menghirup dan menghembus dibahas guna mengetahui perbedaan *delay* waktu (Δt) yang dihasilkan. Selanjutnya, Δt tersebut digunakan untuk mengetahui karakteristrik pengukuran, sensitivtias pergerakan dada, dan uji kinerja sistem dengan dua subjek.

Hasil tugas akhir ini membuktikan bahwa pernapasan manusia dapat terdeteksi dengan memanfaatkan S_{21} parameter. Pernapasan dapat terdeketsi dengan membandingkan S21 dari perbedaan jarak antar dada dan antena UWB. Pernapasan kedua subjek yang diukur terlihat optimal saat dada bergerak > 4 cm. Selain itu, pola pengukuran pernapasan kedua subjek terlihat serupa dengan perhitungan ideal. Namun, hasil pengukuran Δt setiap pergerakan dada pada kedua subjek tidak signifikan secara statistik. Hasil yang tidak signifikan ini membuktikan sistem ini memiliki akurasi yang rendah saat diaplikasikan ke subjek yang berbeda. Pada akhirnya, sistem yang digunakan pada penelitian ini mampu mendeteksi pernapasan manusia berdasarkan pergerakan dada.

4.2 Hasil Deteksi Pernapasan Antar Subjek

Pergerakan dada saat bernapas terbukti dapat menghasilkan perbedaan *delay* waktu sebesar Δt. Pada penelitian ini dilakukan deteksi pernapasan melalui pergerakan dada dengan menguji dua subjek. Data yang diambil mengikuti skenario pengukuran, dimana pergerakan dada sebesar 1 hingga 5 cm dideteksi. Pengukuran ini mengambil lebih dari tiga sampel untuk mengambil rata-rata Δt pada setiap pergerakan dada. Hal ini dilakukan untuk membandingkan rata-rata tersebut dengan *delay* waktu ideal. Tabel 4.1 memberikan informasi nilai rata-rata Δt pada kedua subjek.

Tabel 4. 1 Rata-Rata Δt Pergerakan Dada Kedua Subjek

Δd (cm)	**Rata-Rata Δt Subjek 1 (ns)**	**Rata-RataΔt Subjek 2 (ns)**
1	0.057	0.029
2	0.067	0.067
3	0.120	0.160
4	0.200	0.250
5	0.267	0.267

Informasi pada tabel 4.1 menjelaskan bahwa semakin dada mengembang, maka *delay* waktu yang dihasilkan pada subjek juga semakin besar. Hal ini sesuai dengan teori gelombang radar, dimana sinyal yang dipantulkan pada jarak yang lebih jauh, maka waktu yang diterima akan lebih besar juga. Selain itu, pergerakan dada yang kecil dapat terdeteksi menggunakan antena UWB radar. Rata-rata perhitungan Δt pada tabel 4.1 disediakan pada lampiran. Terdapat rata-rata Δt yang sama saat dada bergerak 2 cm dan 5 cm. Hal ini bisa dijadikan acuan bahwa pernapasan subjek terdeteksi dengan nilai Δt yang sama pada jarak pergerakan dada tertentu.

4.3 Tingkat Keberhasilan Deteksi

Penelitian ini menggunakan total sampel sebanyak 25. Pergerakan dada yang diukur mulai dari 1 hingga 5 cm menggunakan jumlah sampel sesuai dengan tabel 3.2. Tingkat keberhasilan deteksi pernapasan yang baik terjadi jika probabilitas keberhasilan > 80%. Tingkat keberhasilan deteksi guna mengetahui apakah subjek bernapas atau tidak dengan mempertimbangkan Δt yang dihasilkan. Syarat agar deteksi berhasil adalah terdapaat Δt > 0. Kedua subjek yang diukur menghasilkan probabilitas keberhasilan deteksi yang cenderung berbeda pada setiap pergerakan dada. Tabel 4.2 menunjukkan tingkat keberhasilan deteksi pernapasan pada penelitian ini.

Tabel 4. 2 Tingkat Keberhasilan Deteksi Pernapasan Kedua Subjek

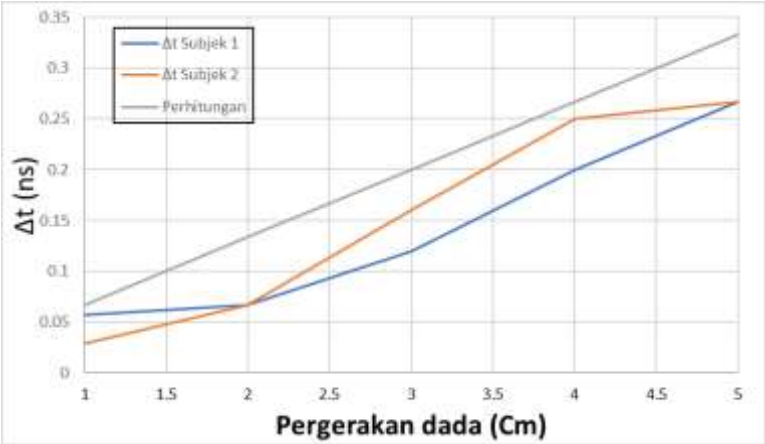
Pergerakan dada (cm)	Probabilitas berhasil (%)	
	Subjek 1	Subjek 2
1	42%	28%
2	33%	42%
3	60%	60%
4	100%	80%
5	100%	100%

Hasil yang diperlihatkan pada tabel diatas menunjukkan bahwa tingkat keberhasilan deteksi sistem terlihat sangat baik pada pergerakan dada 4 dan 5 cm. Namun, deteksi pergerakan dada juga bisa dilakukan pada jarak yang relatif kecil, yaitu 1 hingga 3 cm, walaupun memiliki tingkat keberhasilan yang rendah. Hal ini sesuai dengan perhitungan resolusi jarak pada bab 3, dimana jika jarak yang diukur > 3 cm, maka ambiguitas pulsa yang diterima tidak terjadi. Tabel ini juga menunjukkan semakin tinggi dada bergerak, maka probabilitas keberhasilannya semakin tinggi. Kesimpulan dari tabel diatas adalah sistem deteksi pernapasan ini lebih cocok digunakan untuk mendeteksi jarak > 3 cm.

4.4 Diskusi

Sinyal UWB yang memiliki *bandwidth* lebar dan daya yang rendah membuat sinyal ini aman digunakan deteksi pernapasan manusia Informasi yang dijadikan acuan pada deteksi radar ini adalah Δt yang diperoleh saat subjek menghirup dan menghembus. Δt yang dihasilkan digunakan untuk melihat tingkat deteksi keberhasilan deteksi pernapasan.

Informasi pernapasan yang dihasilkan dari pergerakan dada mengakibatkan variasi Δt yang berbeda. Variasi pengukuran Δt pada tabel 4.1 dibandingkan dengan perhitungan gelombang radar pada tabel 3.5. Tujuan dilakukan perbandingan tersebut adalah untuk melihat pola karakteristik pengukuran dengan perhitungan. Gambar 4.1 mengilustrasikan karakteristik Δt antar pengukuran dengan perhitungan.



Gambar 4. 1 Karakteristik Pergerakan Dada

Informasi yang ditampilkan pada gambar diatas memperlihatkan kenaikan Δt seiring dada bergerak pada pengukuran dan perhitungan. Jika Δt diketahui, maka pergerakan dada juga dapat diketahui, sehingga pernapasan dapat dideteksi. Pernapasan pada jarak terendah (1 cm), dapat terdeteksi dengan melihat Δt sekitar 0.05 ns. Perbandingan pergerakan dada antara subjek 1 dan 2 terlihat sama saat dada bergerak sebesar 2 cm dan 5 cm. Kesamaan tersebut menjadikan sistem ini cocok untuk diaplikasikan pada subjek yang berbeda dengan jarak pergerakan dada tertentu. Pada sistem deteksi pernapasan ini, pengukuran Δt subjek 1 dan subjek 2 dengan perhitungan gelombang radar memperlihatkan pola yang serupa, yaitu kenaikan Δt seiring dada bergerak. Hal ini membuktikan deteksi pernapasan dapat dilakukan dengan baik pada sistem pernapasan ini.

Selanjutnya, kesesuaian seluruh pengukuran antar kedua subjek dilakukan dengan analisis student-t. Tujuan dilakukannya analisis ini adalah untuk melihat probabilitas kesamaan Δt pengukuran antar kedua subjek dengan mempertimbangkan *p-value*. Jumlah sampel yang digunakan sebanyak 25, mengikuti skenario pada tabel 3.2. Data Δt antar kedua subjek dengan 25 sampel disajikan pada tabel 4.3

.

Tabel 4. 3 Δt Seluruh Pengukuran Kedua Subjek

Track Number	Delay waktu Subjek 1 (ns)	Delay Waktu Subjek 2 (ns)
1	0.2	0.0
2	0.2	0.0
3	0.2	0.2
4	0.2	0.4
5	0.4	0.4
6	0.0	0.0
7	0.0	0.2
8	0.0	0.4
9	0.2	0.4
10	0.2	0.2
11	0.0	0.2
12	0.0	0.4
13	0.2	0.4
14	0.2	0.2
15	0	0.2
16	0.2	0.2
17	0.2	0.2
18	0.2	0.0
19	0.2	0.0
20	0.2	0.0
21	0.2	-0.2
22	0.2	-0.2
23	0.0	-0.2
24	0.0	-0.2
25	0.0	0.0

Tabel 4.3 menunjukkan *track number* sebanyak 25, *track number* tersebut disusun berdasarkan pergerakan dada 1 hingga 5 cm, pada 25 sampel. Perlu diingat bahwa kedua subjek memiliki kesamaan karekteristik. Kesamaan pengukuran Δt menunjukkan sistem deteksi pernapasan ini cocok untuk diaplikasikan pada subjek yang berbeda dengan pertimbangan subjek tersebut memiliki umur, gender, dan *body mass index* yang sama. Perhitungan parameter t-test menggunakan SPSS. Hasil analisis-t pada tabel diatas disajikan pada tabel 4.4

Tabel 4. 4 *Paired* Sampel t-test

Subjek 1 dan 2	*Mean*	*Std. Deviasi*	*Std. Error mean*	*t-score*	*df*	*p-value*
	0.08	0.219	0.043	0.182	24	0.857

Pada tabel diatas disajikan enam hasil data yang berbeda. Dua data pertama dihitung dengan mengurangi hasil yang diperoleh pada subjek 1 dan subjek 2. Selisih hasil *mean* dan standard deviasi yang diperoleh adalah 0.08, dan 0.219. Hasil ini cukup baik, mengingat hasil yang dinginkan adalah hasil yang mendekati 0. Selanjutnya, *diperoleh t-score* sebesar 0.182 dengan *degrees of freedom* (df) 24. Angka tersebut dapat digunakan untuk menghitung *p-value* two tailed sesuai persamaan 2.14. Hasil yang diperlihatkan adalah, signifikansi memiliki nilai 0.857 > 0.05. Berdasarkan hasil tersebut, maka H0 dengan level signifikansi 95% diterima, sehingga terdapat perbedaan delay waktu yang signifikan secara statistik antara kedua subjek. Hasil ini tidak sesuai dengan yang diharapkan pada pertanyaan riset. Menurut uji analisis-t yang dilakukan, deteksi pernapasan yang digunakan pada sistem ini tidak optimal jika diaplikasikan ke subjek yang berbeda.

Analisis data menunjukkan bahwa deteksi pernapasan dapat dilakukan dengan memanfaatkan sinyal pantul yang diperoleh oleh pergerakan dada. Pengukuran ini memiliki grafik yang serupa terhadap perhitungan, namun memiliki hasil yang tidak signifikan secara statisik melalui pengukuran dua subjek. Pada akhirnya, penelitian ini dapat membuktikan tujuan yang diajukan pada tugas akhir ini. Deteksi pernapasan pada penelitian ini dapat berjalan lebih baik jika VNA yang digunakan memiliki tingkat akuisisi data yang lebih cepat, dan antena UWB memiliki *bandwidth* yang lebih besar.

Lembar ini sengaja dikosongkan

BAB 5
Kesimpulan

Pada tugas akhir ini, deteksi pernapasan menggunakan antena UWB dengan konsep radar secara *wireless* dilakukan. Hasil menunjukkan :

1. Probabilitas keberhasilan deteksi pernapasan pada sistem tugas akhir ini memiliki persentase yang baik saat mendeteksi pergerakan dada > 3 cm.
2. Informasi pernapasan manusia dapat diperoleh dengan memanfaatkan perbedaan *delay* waktu sinyal pantul yang datang saat dada bergerak.
3. Perbedaan *delay* waktu sinyal pantul dapat diperoleh dengan memanfaatkan S_{21} yang diperoleh saat subjek menghirup dan menghembus napas.
4. Karakteristik pernapasan subjek yang diukur memiliki pola yang serupa dengan perhitungan pernapasan ideal menggunakan persamaan gelombang radar.
5. Hasil uji analisis menunjukkan deteksi pernapasan pada penelitian ini tidak optimal jika digunakan pada subjek yang berbeda.

Dibutuhkan VNA dengan tingkat akuisisi data yang lebih cepat dan *bandwidth* antena UWB yang lebih lebar agar deteksi pernapasan ini dapat berjalan lebih baik. Penelitian lebih anjut disarankan untuk mendeteksi pernapasan manusia secara *real-time* menggunakan antena UWB.

DAFTAR PUSTAKA

[1] S. YAN, P. J. SOH and G. A. VANDENBOSCH, "Wearable Ultrawideband Technology-A Review of Ultrawideband Antennas, Propagation Channels, and Applications in Wireless Body Area Network," vol. 6, pp. 42177-42185, 2018.

[2] E. Pitella, B. Zanaj and S. Pisa, "Measurement of Breath Frequency by Body-Worn UWB Radars: A Comparison Among Different Signal Processing Techniques," *IEEE SENSORS*, vol. 17, no. 6, pp. 1772-1780, 2017.

[3] M. Cavagnaro, "UWB pulse propagation into human tissues," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 58, pp. 8689-8707, 2013.

[4] A. Al-Naji, A. J. Al-Askery, S. K. Gharghan and C. Chahl, "A System for Monitoring Breathing Activity Using an Ultrasonic Radar Detection with Low Power Consumption," *Journal of Sensor and Actuator Networks*, vol. 8, no. 32, pp. 1-2, 2019.

[5] E. Pitella, S. Pisa and M. Cavagnaro, "Breath Activity Monitoring With Wearable UWB : Measurement and Analysis of the Pulses Reflected by the Human Body," *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, vol. 63, no. 7, pp. 1447-1454, 2016.

[6] E. BABA, A. Jilbab and A. HAMMOUCH, "A Health Remote Monitoring Application Based on Wireless Body Area Networks," no. 978-1-5386-4396-9, 2018.

[7] D.-Y. Kim and J. Cho, "WBAN meets WBAN: Smart Mobile Space over Wireless Body Area Networks," no. 978-1-4244-2515-0/09, 2009.

[8] G. Sapna and M. Kathuria, "DWBAN: Dynamic Priority based WBAN Architecture for Healthcare System," 2016.

[9] J. Tu, K. Inthavong and G. Ahmadi, "The Human Respiratory System," in *Computational Fluid and Particle Dynamics in the Human Respiratory System*, 2013, pp. 19-44.

[10] R. A. Adedoyin, O. E. Adeleke, A. O. Fehintola, G. E. Erharbor and L. A. Bisiryu, "Reference Values for Chest Expansion among Adulit Residents in IleIfe," *Journal of Yoga & Physical Therapy*, vol. 2, no. 3, p. 3, 2012.

[11] U. Bhatti, Z. A. Laghari and B. M. Syed, "Effect of Body Mass Index on respiratory parameters: A cross-sectional analytical study," *PAKISTAN JOURNAL OF MEDICAL SCIENCES*, vol. 35, pp. 1724-1729, 2019.

[12] B. Allen, T. Brown, K. Schwieger, E. Zimmermann, W. Malik, D. Edwards, L. Ouvry and I. Opermann, "Ultra Wideband: Applications, Technology and Future perspectives," *INTERNATIONAL WORKSHOP ON CONVERGENT TECHNOLOGIES (IWCT)*, 2005.

[13] G. R. Aiello and G. D. Rogerson, "Ultra-Wideband Wireless Systems," *IEEE microwave magazine*, pp. 36-47, 2003.

[14] M. I. Skolnik, "An Introduction to Radar," in *Introduction to Radar Systems third edition*, McGraw-Hill, 2001, pp. 1-30.

[15] W. L. Stutzman and G. A. Thiele, "Introduction," in *Antenna Theory and Design*, 1998, pp. 1-22.

[16] Nurhayati, E. Setijadi and G. Hendrantoro, "Radiation pattern analysis and modelling of coplanar vivaldi antenna element for linear array pattern evaluation," *Progress In Electromagnetic Research B*, vol. 84, pp. 74-96, 2019.

[17] A. M. De Oliveira, M. B. Perotoni, S. T. Kofuji and J. F. Justo, "A Palm Tree Antipodal Vivaldi Antenna with Exponential Slot Edge for Improved Radiation Pattern," *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters,* p. 1, 2015.

[18] R. Ludwig and P. Bretchko, RF Circuit Design, New Jersey: Tom Robbins, 2000.

[19] C. A. Balanis, "Radiation Pattern," in *Antenna Theory Analysis and Design 4th edition*, New Jersey, John Wiley & Sons, Inc., 2016, p. 25.

[20] D. Novali, "Delay Propagasi," in *PERHITUNGAN DELAY PROPAGASI BERDASARKAN DATA TOTAL ELECTRON CONTENT (TEC) SEBAGAIVERIFIKASI HASIL PENGUKURAN SISTEM KOMUNIKASI HIGH FREQUENCY (HF) DI DAERAH EKUATOR*, Surabaya, 2015, p. 17.

[21] J. G. Proakis and D. G. Manolakis, "Efficient Computation of the DFT : Fast Fourier Transform Algorithms," in *Digital Signal Processing 4th edition*, 523, Pearson Education, 2007.

[22] A. A. Achi, "The Student's t-Test: A Brief Description," *Journal of Hospital and Clinical Pharmacy,* vol. 5, no. 1, 2019.

[23] N. J. Gogtay and U. M. Thatte, "Principles of Correlation Analysis," *Journal of The Association of Physicisians of India,* vol. 86, p. 78, 2017.

[24] Wheatley and I, "Respiratory rate 3 : how to take an accurate measurement," 25 6 2018. [Online]. Available: https://www.nursingtimes.net/clinical-archive/respiratory-clinical-archive/respiratory-rate-3-how-to-take-an-accurate-measurement-25-06-2018/. [Accessed 9 7 2020].

[25] U. I, "Vivaldi antenna," 1 8 2017. [Online]. Available: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Vivaldiantenna.jpg. [Accessed 9 7 2020].

LAMPIRAN

Lembar Pengesahan Proposal

Departemen Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas – ITS

EE184801 TUGAS AKHIR – 6 SKS

Nama Mahasiswa	: Charis Revoansyah Permady Rizky
Nomer Pokok	: 0711 16 4000 0076
Bidang Studi	: Telekomunikasi dan Multimedia
Tugas Diberikan	: Semester Genap Tahun 2019/2020
Dosen Pembimbing	: 1. Prof. Dr. Ir. Gamantyo Hendrantoro, Ph.D. 2. Dr. Ir. Achmad Mauludiyanto, MT.
Judul Tugas Akhir	: **Deteksi Aktivitas Pernapasan Manusia dengan Konsep Radar dan Antena UWB untuk Aplikasi WBAN** ***(Detection of Human Breathing Activity Using the Concept of UWB Antenna and Radar for WBAN Applications)***

Uraian Tugas Akhir:

Wireless Body Area Network (WBAN) kini sedang dikembangkan secara pesat karena potensi aplikasi yang cukup luas, salah satunya adalah aplikasi medis untuk monitoring Pernapasan. Aktivitas pernapasan dapat terdeteksi karena pulsa *Ultra Wideband* (UWB) yang dipantulkan oleh tubuh manusia, khususnya dada. Aplikasi dari teknologi UWB ini sudah diajukan untuk menangani pasien dengan keadaan pernapasan yang tidak normal, seperti *sleep-apnea* dan *SIDS* (*Sudden Death Infant Syndrome*). Pada tugas akhir ini akan dilakukan penelitian deteksi aktivitas pernapasan manusia menggunakan antena UWB *vivaldi coplanar* dengan frekuensi kerja UWB (>500 Mhz) dan menggunakan konsep radar untuk mendapatkan sinyal pantul berbentuk pulsa dari pergerakan dada. Hal ini dilakukan guna membuktikan perbedaan jarak pada fase pernapasan dapat digunakan untuk mendeteksi aktivitas pernapasan manusia.

Kata Kunci : Deteksi-pernapasan, Radar, Antena UWB, WBAN

Dosen Pembimbing I,	Dosen Pembimbing II,
Prof. Dr. Ir. Gamantyo Hendrantoro, Ph.D. Nip : 197011111993031002	Dr. Ir. Achmad Mauludiyanto, MT. Nip : 196109031989031001
Mengetahui, Sekretaris Departemen I	Menyetujui, Kepala Laboratorium Antena dan Propagasi
Dimas Anton Asfani S.T., M.T., Ph.D Nip : 198109052005011002	Prof. Dr. Ir. Gamantyo Hendrantoro, Ph.D. Nip : 197011111993031002

Syntax matlab

```
%Span Frekuensi
Totalwaktu = 1/(5*10^9);
Datapoin = [0:200];
Frequency = Totalwaktu*Datapoin;

%LOSS 2 Kabel
MagKabelIn = %input data magnitude S21 Kabel dari excel
Fase Kabel in = %input data fase S21 kabel dari excel
volt_KabelIn= abs(10.^(MagKabelIn/20));
compl_KabelIn = volt_KabelIn.*exp(i*FaseKabelIn.*pi./180);
Totalloss = compl_KabelIn;

%Kondisi Menghirup
Mag = %input data magnitude menghirup S21 dari excel
Phase = %input data fase menghirup S21 dari excel
volt_peng = abs(10.^(Mag/20));
Compl_peng = volt_peng.*exp(i*Phase.*pi./180);
compl_peng_fix = Compl_peng/Totalloss;
Hasil = ifft (compl_peng_fix);
R = sqrt((real(Hasil).^2)+(imag(Hasil).^2));
hold on
plot(Frequency,R);

%Kondisi Menghembus
Mag2 = %input data magnitude menghembus S21 dari excel
Phase2 = %input data fase menghembus S21 dari excel
volt_peng2 = abs(10.^(Mag2/20));
Compl_peng2 = volt_peng2.*exp(i*Phase2.*pi./180);
compl_peng_fix2 = Compl_peng2/Totalloss;
Hasil2 = ifft (compl_peng_fix2);
R2 = sqrt((real(Hasil2).^2)+(imag(Hasil2).^2));
hold off
plot(Frequency, 'R2', 'b');
```

Spesifikasi VNA Agilent N9923A

Tabel Spesifikasi VNA Agilent N9923A

No.	Deskripsi	Keterangan
1	Frekuensi	2 Mhz hingga 6 Ghz
2	Data poin	101, 201, 401, 601, 801, 1001, 1601, 4001, 10,001
3	Pengukuran	S_{11}, S_{21} *magnitude* dan *phase* S_{22}, S_{12} *magnitude* dan *phase*
4	Format	*Log magnitude, linear magnitude, VSWR, phase, Smith chart, polar, group delay, unwrapped phase, real, imaginary*
5	VSWR	1.01 *to* 1000
6	Resolusi VSWR	0.01
6	Direktivitas	42 dB 38 dB (Diperbaiki dengan quick cal)
7	Impedansi sistem	50Ω (nominal) 75Ω dengan *adapter kit N9923A*
8	*IF bandwidth*	300 Hz, 1 KHz, 3 KHz, 10 KHz, *and* 30 KHz
9	Test port daya *output*	+5 dBm (nominal) -40 dBm (nominal)
10	Fase	-180 *to* 180 *degrees*
11	*Log Magnitude* S_{11} atau S_{22}	-1000 *to* 1000 dB
12	*Log Magnitude* S_{21} atau S_{12}	-1000 *to* 1000 dB

Spesifikasi Kabel *Semi Rigid*

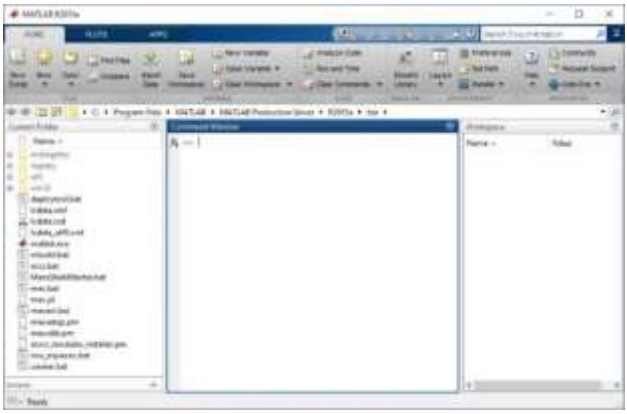
Pada penelitian ini digunakan kabel *semi rigid* dengan panjang 30 cm. Kabel ini digunakan baik pengukuran, dan kalibrasi. Pada penelitian ini, diperlukan informasi kecepatan rambat gelombang di dalam kabel, dan *loss* nya. Tabel dibawah merupakan spesifikasi kabel *semi rigid* RG 402 yang digunakan

Tabel Karakteristik kabel *semi rigid*

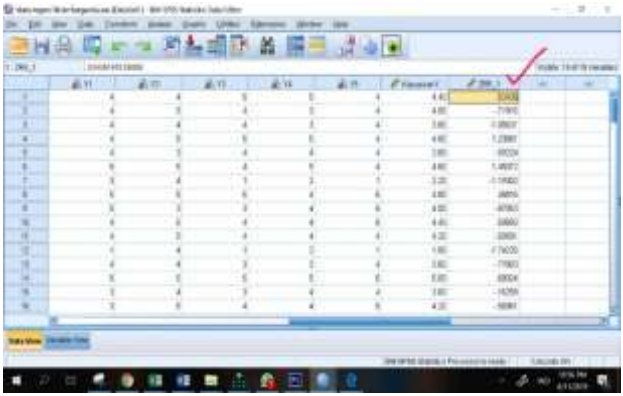
No.	Deskripsi	Keterangan
1	Impedansi	50 Ω
2	Frekuensi *range* (Ghz)	DC-34 Ghz
3	Cepat rambat gelombang (%)	70
4	*Insertion loss* 0.5 Ghz	0.26 dB/meter
	Insertion loss 1.0 Ghz	0.37 dB/meter
	Insertion loss 5.0 Ghz	0.91 dB/meter
	Insertion loss 10.0 Ghz	1.36 dB/meter
	Insertion loss 20.0 Ghz	2.09 dB/meter
5	Kapasitansi	95.1 pF/meter

***Software* Pengolahan Data**

Software MatLab dan SPSS digunakan pada penelitian ini untuk mengolah data. MatLab digunakan untuk implementasi program, dan plot hasil, sedangkan spss digunakan untuk membantu uji analisis pada bab 4. Gambar dibawah memberikan ilustrasi antarmuka software MatLab dan SPSS.



Illustrasi Antarmuka MatLab



Illustrasi Antarmuka SPSS

Illustrasi Subjek Menghirup dan Menghembus

Illustrasi Subjek Menghirup

Illustrasi Subjek Menghembus

Tabel rata-rata pergerakan dada

Adam (Subjek 1)						Fachry (Subjek 2)				
1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	5 cm		1 cm	2 cm	3 cm	4 cm	5 cm
0.2	0.2	0.2	0.2	0.4		0	0	0.2	0.4	0.4
0	0	0	0.2	0.2		0	0.2	0.4	0.4	0.2
0	0	0.2	0.2	0.2		0.2	0.4	0.4	0.2	0.2
0.2	0.2	0.2	0.2			0.2	0.2	0	0	
0	0	0				0	-0.2	-0.2		
0	0					-0.2	-0.2			
0						0				
0.057143	0.066667	0.12	0.2	0.266667		0.028571	0.066667	0.16	0.25	0.266667

keterangan : Mean =

Prosedur Pengambilan Bandwidth

1. Lakukan kalibrasi S_{11} terlebih dahulu
2. Masuk ke mode NA, dan pilih S_{11}
3. Kemudian pilih VSWR pada mode S_{11}
4. Usahakan untuk meletakkan antena di ruang terbuka
5. Nyalakan marker, dan atur posisi marker dengan VSWR yang paling kecil 2 untuk mendapatkan fh dan fl
6. Simpan data, bandwidth tersebut merupakan pengurangan antara fh dan fl

Prosedur Pengukuran Loss Kabel

1. Lakukan kalibrasi S21 terlebih dahulu
2. Masuk ke mode NA, dan pilih S21
3. Sambungkan kedua kabel *semi rigid* RG 402 dengan konektor SMA *female* to *female*
4. Pasang kabel *semi rigid* pada port 1 dan port 2
5. Masuk ke menu S21 Magnitudo dan Phase
6. Simpan data dalam bentuk bentuk excel

Prosedur Pengambilan Data Subjek Menghirup

1. Masuk ke mode NA, dan pilih S21
2. Atur subjek pada posisi yang diinginkan
3. Pasang antena UWB vivaldi coplanar tx pada port 1 dengan kabel *semi* rigid RG402
4. Pasang antena UWB vivaldi coplanar rx pada port 2 dengan kabel *semi rigid* RG402
5. Masuk ke menu S21 Magnitudo dan Phase
6. Simpan data magnitude dan *phase* tersebut dalam bentuk bentuk excel

Prosedur Pengambilan Data Subjek Menghirup

1. Masuk ke mode NA, dan pilih S21
2. Atur subjek pada posisi yang diinginkan
3. Pasang antena UWB vivaldi coplanar tx pada port 1 dengan kabel *semi* rigid RG402
4. Pasang antena UWB vivaldi coplanar rx pada port 2 dengan kabel *semi rigid* RG402
5. Masuk ke menu S21 Magnitudo dan Phase
6. Simpan data magnitude dan *phase* tersebut dalam bentuk bentuk excel

Lembar ini sengaja dikosongkan

BIOGRAFI PENULIS

Charis Revoansyah Permady Rizky,

Merupakan warga negara Indonesia, kelahiran Jakarta 13 mei 1998

Penulis sedang menyelesaikan studi semester akhir di Institut Teknologi Sepuluh Nopmeber dengan jurusan Teknik Elektro.

Selama masa perkuliahan penulis aktif mengikuti organisasi dan perlombaan. Penulis menjadi anggota tim ITS dalam lomba ilmiah internasional IEEE Comsoc Student Competition 2019 dan berhasil masuk dalam 15 besar serta mendapatkan penghargaan honorary mention. Selain itu, penulis juga menjadi delegasi ITS dalam lomba nasional Huawei ICT Competition. Semangat yang penulis tuang dalam perlomban juga diaplikasikan pada organisasi. Penulis sempat menjadi ketua acara pengabdian masyarakat dalam misi mengembangkan kehidupan nelayan di Surabaya. Penulis membuat buku ini guna membagi ilmunya untuk membantu dunia pendidikan