SIMULASI KENDALI PID PADA SISTEM ALAT BANTU PERNAFASAN (CPAP)

SKRIPSI

Untuk memenuhi salah satu persyaratan
mencapai derajat Sarjana 1

Oleh :

Taufani Adi Nugroho

NIM :13524090

Jurusan Teknik Elektro

Fakultas Teknologi Industri

Universitas Islam Indonesia

Yogyakarta

2018

HALAMAN PENGESAHAN

LEMBAR PENGESAHAN

SIMULASI KENDALI PID PADA SISTEM ALAT BANTU PERNAFASAN (CPAP)

SKRIPSI

Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Memperoleh
Gelar Sarjana Teknik
Pada Program Studi Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Industri
Universitas Islam Indonesia

Disusun oleh:

Nama : Taufani Adi Nugroho

NIM : 13524090

Yogyakarta, 15 September 2018

Menyetujui

Pembimbing 1,	Pembimbing 2,
Yusuf A. Amrulloh S.T.,M.Eng.,Ph.D.	Dwi Ana Ratna Wati S.T.,M.Eng.
NIP 045240101	NIP 035240102

PERNYATAAN

PERNYATAAN

Dengan ini Saya menyatakan bahwa:

1. Skripsi ini tidak mengandung karya yang diajukan untuk memperoleh gelar kesarjanaan di suatu Perguruan Tinggi lain, dan sepanjang pengetahuan Saya juga tidak mengandung karya atau pendapat yang pernah ditulis atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali secara tertulis sebagai acuan dalam naskah ini dan disebutkan dalam daftar pustaka.
2. Informasi dan materi Skripsi yang terkait hak milik, hak intelektual, dan paten merupakan milik bersama antara tiga pihak yaitu penulis, dosen pembimbing, dan Univesitas Islam Indonesia. Dalam hal penggunaan informasi dan materi Skripsi terkait paten maka akan didiskusikan lebih lanjut untuk mendapatkan persetujuan dari ketiga pihak tersebut diatas.

Yogyakarta, 15-09-2018

Taufani Adi Nugroho

iii

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI

SIMULASI KENDALI PID PADA SISTEM ALAT BANTU PERNAFASAN (CPAP)

SKRIPSI

Disusun oleh:

Nama : Taufani Adi Nugroho

NIM : 13524090

Telah Dipertimbangkan di Depan Sidang Penguji Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik Elektro Fakultas Teknologi Industri Unirvitas Islam Indonesia.

Yogyakarta, 03 Oktober 2018

Tim penguji,

Yusuf Aziz Amrullah, ST, M.Eng, Ph.D.
Ketua

Alvin Sahroni, ST, M.Eng, Ph.D.
Anggota 1

Medilla Kusriyanto, ST, M.Eng.
Anggota 2

Mengetahui,
Ketua Program Studi Teknik Elektro
Universitas Islam Indonesia

Yusuf Aziz Amrullah, ST, M.Eng, Ph.D

KATA PENGANTAR

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَٰنِ الرَّحِيمِ

Assalamu'alaikum Wa Rahmatullah wa Barakatuh

Segala puji bagi Allah SWT, yang telah melimpahkan rahmat dan hidayah kepada seluruh hamba-Nya, sehingga tugas akhir ini dapat diselesaikan. Shalawat beserta salam ditujukan kepada Rasulullullah Muhammad SAW, beserta keluarga dan para sahabatnya. Tugas akhir dengan judul "**SIMULASI KENDALI PID PADA SISTEM ALAT BANTU PERNAFASAN (CPAP)"** yang disusun sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri, Universitas Islam Indonesia.

Pada kesempatan ini, penulis menyampaikan terimakasih kepada berbagai pihak yang turut memberikan bantuan, masukan, fasilitas sehingga tugas akhir ini dapat diselesaikan. Untuk itu, penulis ,menyampaikan terimakasih yang setulus-tulusnya kepada:

1. Kedua orang tua dan keluarga yang memberikan doa, dukungan dan dorongan hingga tugas akhir ini dapat diselesaikan.
2. Bapak Yusuf Aziz Amrulloh S.T., M.Eng., Ph.D. sebagai ketua Program Studi Teknik Elektro Universitas Islam Indonesia dan selaku dosen pembimbing yang telah meluangkan waktunya dan bimbingannya sampai tugas akhir ini selesai.
3. Ibu Dwi Ana Ratna Wati S.T., M.Eng., selaku dosen pembimbing yang telah meluangkan waktunya dan ide pemikirannya sampai tugas akhir ini selesai.
4. Teman-teman yang selalu memberikan semangat dan dukungan.
5. Serta banyak pihak lain yang telah membantu penulis dalam menyelesaikan tugas akhir ini.

Penulis menyadari bahwa dalam tugas akhir ini masih banyak kekurangan karena keterbatasan ilmu dan pengetahuan penulis. Untuk itu dengan segala kerendahan hati, penulis menerima kritik dan saran dari semua pihak. Harapan penulis, tugas akhir ini dapat memberikan manfaat bagi penulis dan pembaca pada umumnya.

Wassalamu'alaikum wr. wb.

Yogyakarta, 15 September 2018

ABSTRAK

Sleep apnea telah menjadi sebuah ancaman bagi setiap individu, karena penyakit ini menyerang saat seseorang dalam keadaan tidak sadar (tidur). CPAP merupakan salah satu pengobatan yang sangat populer dalam mensiasati penyakit ini, karena CPAP tidak membutuhkan pembedahan, dan hanya memberikan masker bertekanan udara ke pasien untuk membuka jalan udara ke paru-paru. Oleh karena itu, banyak pengembangan yang dilakukan untuk efektifitas dan kenyamanan pasien. Pada penelitian ini, dikembangkan suatu metode dalam penyesuaian pompa udara CPAP terhadap bentuk nafas dari pasien apnea, dan mampu mengoptimalkan kinerja dari CPAP, sehingga CPAP hanya bekerja saat *apnea* terjadi dan *stand by* saat *apnea* nya menghilang, dengan tujuan untuk kenyamanan penggunaan masker CPAP. Langkah pertama yang dilakukan adalah mengumpulkan *database* pasien *apnea* dari sumber physionet.org lalu mengambil 4 subjek pasien, untuk diambil 20 episode *apnea* per subjek untuk meneliti kepekaan parameter PI (proporsional dan integral) terhadap berbagai macam bentuk amplitudo sinyal nafas pasien. Percobaan ini menggunakan nilai P = 15 dan I = 0,1 dengan hasil percobaan yang beragam berdasarkan nilai *set point* yang diberikan, semakin kecil nilai *set point* yang diberikan, nilai tanggapan responnya akan bertabrakan dengan amplitudo sinyal nafas, sehingga pembacaan secara otomatis terhadap respon sinyal *step* akan membaca nilai *overshoot* yang tinggi. Sehingga dalam pembacaan respon sinyal pada simulasi ini, data yang digunakan untuk menemukan respon sinyal tiap subjek adalah dengan pengambilan sampel saat sistem menunjukan sinyal yang dapat menyalakan CPAP (saat *apnea*). Pengujian dilakukan sebanyak 4 kali per subjek dengan nilai referensi yang digunakan 0.3, 0.8, 1 dan 1.96 yang sesuai dengan rentang kerja dari CPAP dengan hasil respon sinyal yang baik sesuai dengan toleransi dari CPAP yaitu besar overshoot maksimal 19,6%.

Kata kunci: CPAP, *Sleep apnea*, PID

DAFTAR ISI

HALAMAN PENGESAHAN ii
PERNYATAAN iii
LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PENGUJI iv
KATA PENGANTAR v
ABSTRAK vi
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 Penelitian 2
1.4. Manfaaat Penelitian 2
1.5. Batasan Masalah 2
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA 3
2.1. Studi Literatur 3
2.2. Tinjauan Teori 4
2.2.1 *Obstructive Sleep Apnea* (OSA) 4
*2.2.2 Continous Positive Airway Pressure (*CPAP*)* 5
2.2.3 Pengendali PID 7
BAB 3 METODOLOGI 8
3.1 Alur Penelitian 8
3.2 Sistem Pengendalian dan Sistem Efisiensi Kerja CPAP 9
3.4 Metode Pengujian 12
3.5 Perancangan Program Labview 12
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN 15
4.1 Bentuk Sinyal Pernafasan antar Subjek 15
4.2 Pengujian *Plant* Dengan *Open Loop* 16
4.3 Pengujian Sistem dengan Pengendali PI 17
4.4 Pengujian Algoritma *switching* pada Sistem CPAP 18
4.5 Aplikasi Respon Sinyal Kendali pada CPAP dengan Algoritma *Switching* 19

BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN 25
5.1 Kesimpulan 25
5.2 Saran 25
DAFTAR PUSTAKA 26

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Posisi jalur nafas normal dan tertutup 4

Gambar 2. 2 Bentuk sinyal seorang penderita apnea dengan pembacaan berbagai sensor 5

Gambar 2. 3 Fungsi pemasangan CPAP 6

Gambar 3. 1 Diagram Alur Penelitian 8

Gambar 3. 2 Diagram blok sistem CPAP dengan kendali PID 10

Gambar 3. 3 Contoh sampel yang digunakan untuk mendeteksi sinyal switching 11

Gambar 3. 4 Pemberian blok derivatif (turunan) pada sinyal nafas 12

Gambar 3. 5 Diagram respon step sistem 12

Gambar 3. 6 Diagram sistem CPAP 13

Gambar 3. 7 Diagram Load Excel Data 14

Gambar 4. 1 Bentuk sinyal nafas Para Pasien 15

Gambar 4. 2 Respon Open Loop Sistem dengan 2 Nilai Referensi yang Berbeda 16

Gambar 4. 3 Respon sinyal nafas terhadap algoritma switching dan PID pada Pasien 1 20

Gambar 4. 4 Respon sinyal nafas terhadap algoritma switching dan PID pada Pasien 2 20

Gambar 4. 5 Respon sinyal nafas terhadap algoritma switching dan PID pada Pasien 3 21

Gambar 4. 6 Respon sinyal nafas terhadap algoritma switching dan PID pada Pasien 4 21

Gambar 4. 7 Respon Sistem dengan Threshold yang sama 23

Gambar 4. 8 Simulasi CPAP dengan gelombang sinus sebagai nafas pasien 24

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Respon Kendali PID.....7

Tabel 3.1 Data Subjek Penelitian.....9

Tabel 4.1 Tabel Uji Performa Parameter Kendali.....17

Tabel 4.2 Tabel Hasil Pemberian Batas Tiap Subjek.....19

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Obstructive Sleep Apnea (OSA) merupakan gangguan pernafasan saat tidur yang paling sering terjadi, dimana kondisi saat tidak adanya aliran udara yang masuk melalui kerongkongan meskipun terdapat usaha ventilasi yang ditandai dengan adanya kontraksi otot pernafasan (diafragma). Kelainan ini disebabkan oleh penyempitan dan penutupan saluran nafas bagian atas saat seseorang dalam posisi tertidur. Penyakit ini mengakibatkan kelelahan dan rasa kantuk yang berlebihan yang terjadi di siang hari dan kualitas tidur yang buruk karena pasien sering terbangun saat tidur dengan tersedak [1].

OSA merupakan suatu kondisi medis umum yang terjadi sekitar 5% hingga 15% dari populasi dunia, dimana berdasarkan data dari *US Cencus Bureau* (2004) terdapat sekitar 12 juta orang Amerika mengalami OSA pada tahun 2008, dan *American Heart Association* (AHA) juga mengatakan bahwa 15 juta orang dewasa America mengalami OSA.

Di Indonesia sendiri, estimasi penderita penyakit OSA dengan jumlah penduduk sekitar 200 juta adalah sekitar 10 juta orang [2].

Dalam beberapa kasus *sleep apnea* dokter akan menyarankan pasien untuk mengubah gaya hidupnya, seperti mengurangi berat badan atau berhenti merokok. Metode lain yang dirasa lebih efektif dengan melakukan metode pembedahan, seperti pembedahan pada hidung untuk menyembuhkan sinus, pembedahan plastik untuk palatum, uvula dan faring, namun bila pasien tidak ingin atau telah melakukan hal tersebut dan tidak berefek, terdapat beberapa alat yang dapat membantu untuk proses penyembuhan penyakit OSA ini, seperti salah satunya menggunakan *Continous Positive Airway Pressure* (CPAP).

CPAP merupakan sebuah alat kesehatan yang digunakan untuk orang yang memiliki masalah dalam pernapasan, seperti *sleep apnea*. CPAP merupakan sebuah langkah pengobatan yang dilakukan dari luar dan tidak ada prosedur pembedahan, sehingga metode pengobatan dengan menggunakan CPAP ini termasuk cara paling efektif untuk mengobati gangguan pernapasan. Cara kerja CPAP dengan memberi tekanan udara akan lebih besar daripada udara dari lingkungan sekitar, sehingga hal tersebut dirasa cukup untuk membuka rongga pernafasan bagian atas dan menahan jalur udara yang masuk ke paru-paru agar tetap terbuka.

Dengan fungsi dari mesin CPAP yang demikian penting dalam menjaga aliran udara masuk ke paru-paru, maka harus ada pengembangan – pengembangan yang dilakukan untuk terus mengoptimalkan kinerja CPAP, seperti penggunaan skema pendeteksi agar alat dapat merespon

dengan memberi udara positif segera sebelum terjadinya penutupan jalur udara ke paru-paru, dan sistem yang mengendalikan tekanan udara di masker agar selalu berada dititik *set point* saat *apnea* terjadi, oleh karena itu pada simulasi ini CPAP berada dalam posisi *stand by* setelah mesin dinyalakan, dan akan bekerja saat terindikasi *apnea* pada sinyal nafas pasien sebagai solusi untuk kenyamanan penggunaan CPAP pada pasien *apnea*.

1.2. Rumusan Masalah

Perumusan masalah yang akan dikaji pada tugas akhir ini adalah bagaimana mengimplementasikan sebuah metode yang berguna mengendalikan kinerja CPAP untuk efisiensi kinerja dari CPAP agar dapat digunakan pada masalah pernafasan dan kenyamanan penderita *sleep apnea* saat menggunakan masker.

1.3. Tujuan Penelitian

Penelitian pada tugas akhir ini bertujuan sebagai berikut:

1. Mengetahui grafik kinerja dari CPAP.
2. Melakukan simulasi kendali *close loop* pada sistem CPAP.
3. Menguji simulasi kinerja CPAP yang akan menyala bila ada terjadi *apnea*, dan mati bila nafas kembali normal.

1.4. Manfaaat Penelitian

Manfaat penelitian yang diharapkan dari penelitian ini adalah hasil pemrosesan sinyal pernapasan yang diolah secara digital dapat mendeteksi akan adanya gangguan pernapasan yang dialami pasien, sehingga diharapkan dengan penelitian yang dilakukan dapat mengurangi atau bahkan meniadakan adanya kegagalan pernapasan.

1.5. Batasan Masalah

Batasan masalah yang ditetapkan untuk tugas akhir ini adalah:

1. Pengambilan sampel nafas dari *website* Physionet.org.
2. Simulasi sistem untuk melihat kinerja sistem *output* menggunakan LabView sebagai pemrograman dan antarmuka nya.

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Studi Literatur

Terdapat beberapa penelitian dan artikel yang turut membahas tentang sistem pengendalian untuk CPAP, sehingga dalam sub bab ini dilakukan peninjauan terhadap penelitian-penelitian sebelumnya yang relevan dengan penelitian ini.

Penelitian di tahun 2012, CPAP diberi beberapa sensor untuk pengoperasiannya, menggunakan tekanan udara sebagai input sistem dan keluaran berupa nilai dari sensor yang mengukur kelembapan udara pada masker, lalu data dari hasil pengukuran akan tertampil di LCD. Dalam penelitian ini, *user* dapat mengendalikan tekanan udara yang masuk ke dalam alat, dan metode ini berjalan berdasarkan persamaan nilai antara nilai output dan nilai input [3]. Namun dalam fungsinya alat ini mempunyai keterbatasan dalam hal konsumsi daya, sebab dengan banyak nya sensor yang digunakan, maka sumber daya yang digunakan juga akan besar.

Pada tahun yang sama Zheng Long Chen dkk melakukan penelitian untuk mendesain sistem kendali untuk CPAP dengan kendali PID metode Ziegler dan Nichols yang mengandalkan sistem *feed forward compensator* dan *feedback* PID untuk mengatur tekanan udara dari blower menuju masker yang berguna untuk meminimalkan variasi tekanan karena pernapasan penderita dan tekanan positif dari alat [4]. Namun dalam penelitian ini, masih memiliki kendala mengenai bagaimana mengatur udara bertekanan yang berada di masker untuk kenyamanan pasien *sleep apnea* karena adanya benturan antara udara keluar paru-paru dan udara masuk dari *blower.*

Lalu ditahun 2013, penelitian yang dilakukan oleh Trung Q. Lee dkk mengenai prediksi dari peristiwa-peristiwa yang terjadi pada *sleep apnea* yang diukur menggunakan sensor dengan koneksi *wireless* (*Bluetooth*) dan dengan mengumpulkan berbagai macam sinyal dari EKG, respirasi dan suara, dan dalam penelitian ini, digunakan berbagai macam sinyal non linier dalam pengembangan sistem ini [5].

Penelitian yang dilakukan Brian Aji Hisif mengenai pemantauan gelombang sinus sebagai simulasi pernafasan manusia menguji bagaimana respon PID terhadap gelombang CPAP dan sistem akan *on* atau *off*. Simulasi pengendalian CPAP dimana udara dihembuskan hanya saat terjadi *apnea*. Dengan metode ini, pengguna dapat mulai tidur tanpa terganggu adanya tekanan udara, kemudian jika terjadi *apnea* maka CPAP otomatis akan menghembuskan udara sampai pernapasan kembali normal [6]. Namun pada simulasi ini masih menggunakan sinyal sinus sebagai bentuk dari nafas pasien, yang mana mempunyai keterbatasan dalam menyesuaikan kinerja dari simulasi terhadap pasien *sleep apnea* yang sebenarnya.

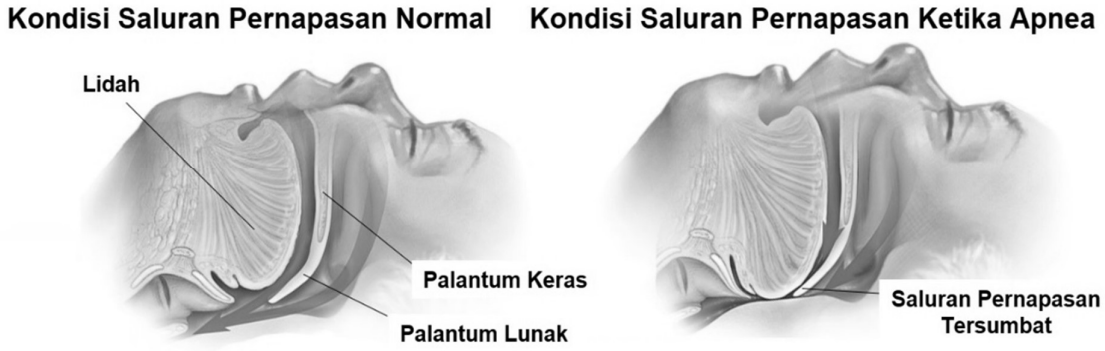
Oleh karena masih terbatasnya penelitian dalam membuat sistem kendali yang diterapkan pada CPAP, dan belum adanya penggunaan sistem *on/off* dengan menggunakan data pernafasan pasien *sleep apnea*, maka penulis merasa perlu untuk melakukan penelitian dan percobaan mengenai pengoptimalan operasial CPAP dengan menggunakan sinyal nafas asli dari pasien *sleep apnea*.

2.2. Tinjauan Teori

2.2.1 *Obstructive Sleep Apnea* (OSA)

Pertama kali dipublikasikan pada tahun 1956 oleh Sydney Burwell untuk kepentingan penelitian klinisnya. OSA merupakan gangguan pernafasan saat tidur yang paling sering terjadi, dimana kondisi saat tidak adanya aliran udara yang masuk melalui kerongkongan meskipun terdapat usaha fentilasi yang ditandai dengan adanya kontraksi otot pernafasan (diafragma). Kelainan ini disebabkan oleh penyempitan dan penutupan saluran nafas bagian atas saat seseorang dalam posisi tertidur.

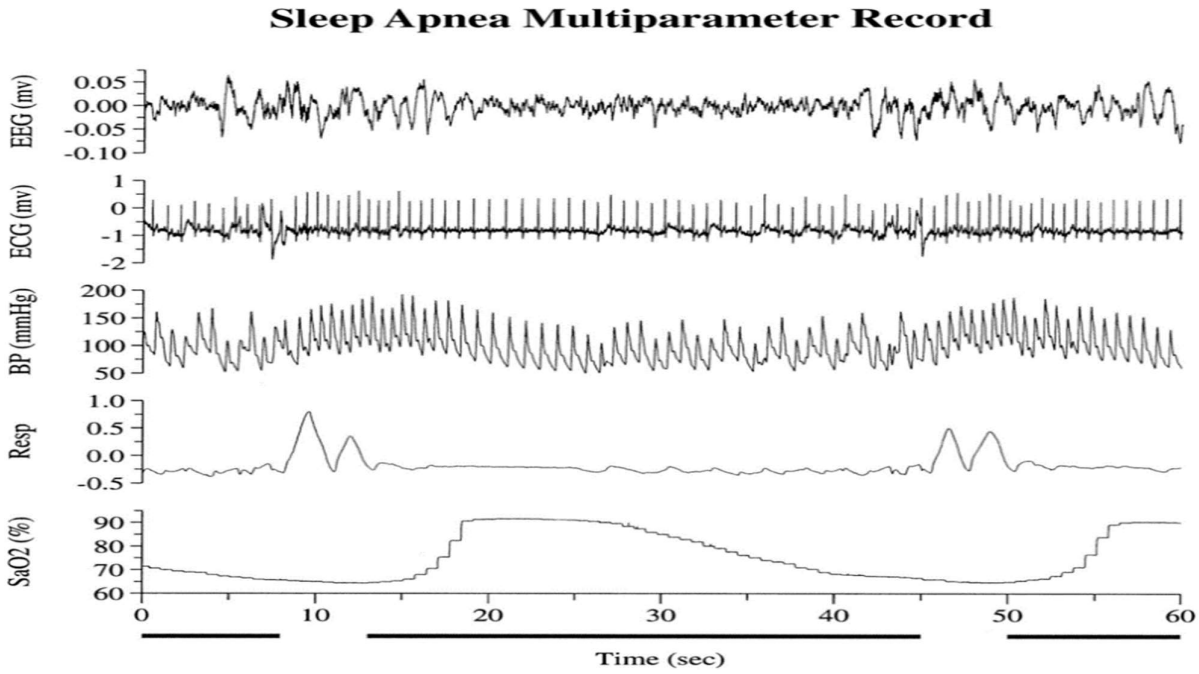
Bila tenggorokan bentuknya sempit atau relaksasi otot berlebihan, saluran udara bisa tertutup seluruhnya, sehingga tidak bisa bernapas. Bila hal ini terjadi berkali-kali pada malam hari, disebut penyakit Obstructive Sleep *Apnea* (OSA). Hambatan aliran udara pada penderita OSA bisa terjadi antara 10 detik sampai 2 menit atau lebih lama. Akibatnya otak kekurangan oksigen, sehingga memerintahkan tubuh untuk bangun dan bernapas kembali [7]. Hal ini dapat terjadi walaupun pasien tidak menyadarinya, seperti yang terlihat pada Gambar 2.1 mengenai perbedaan posisi jalur pernafasan.



Gambar 2. 1 Posisi jalur nafas normal dan tertutup [7]

Dalam perkembangan waktu dan ditemukannya teknologi seperti ECG, EKG, EOG dan yang lainnya proses terjadinya *sleep apnea* ini dapat dipantau dengan menggunakan ECG tampilan

berupa sinyal-sinyal yang sebelumnya tubuh pasien dipasangi node-node seperti di jantung, di masker pernafasan maupun sensor yang terpasang untuk mengetahui gerakan abdomen manusia saat bernafas. Aliran nafas yang terpantau saat seorang pasien terkena sleep *apnea* terlihat ada saat pasien terhenti bernafas, seperti yang terlihat pada Gambar 2.2 berikut.



Gambar 2. 2 Bentuk sinyal seorang penderita *apnea* dengan pembacaan berbagai sensor [8]

Pada Gambar 2.2 diatas menampilkan grafik sinyal nafas seorang pasien OSA yang mengalami henti nafas selama beberapa detik lalu mendadak terjadi lonjakan sinyal nafas yang bisa diartikan pasien tersedak, lalu bernafas normal kembali [8].

*2.2.2 Continous Positive Airway Pressure (*CPAP*)*

CPAP merupakan sebuah alat kesehatan yang digunakan untuk orang yang memiliki masalah dalam pernapasan, seperti *sleep apnea* yaitu gangguan tidur dimana terdapat jeda dalam bernapas. CPAP merupakan sebuah langkah pengobatan yang dilakukan dari luar dan tidak ada prosedur pembedahan, sehingga metode pengobatan dengan menggunakan CPAP ini termasuk cara paling efektif dan ideal untuk mengobati gangguan pernapasan.

Dengan menggunakan CPAP ini, tekanan udara akan lebih besar daripada udara dari lingkungan sekitar, sehingga hal tersebut dirasa cukup untuk membuka rongga pernafasan bagian atas dan menahan jalur udara yang masuk ke paru-paru agar tetap terbuka.

Kinerja dari mesin CPAP yaitu dengan memberikan aliran udara bertekanan melalui selang ke hidung dan atau mulut pasien sehingga saluran pernapasan tetap terbuka saat pasien dalam posisi tidak sadar. Tekanan udara yang diberikan tergantung pada tingkat keparahan *sleep apnea*

yang diderita pasien, dimana tekanan yang diperlukan biasanya ditentukan oleh dokter setelah meninjau studi selama satu malam di laboratorium tidur di bawah pengawasan. Selain itu dalam keadaan darurat, CPAP juga sering digunakan pada pasien kritis di sebuah rumah sakit untuk menangani masalah gagal napas pada pasien [9].

CPAP juga digunakan untuk mengobati bayi prematur yang paru-paru belum sepenuhnya berkembang, dimana orgam vital dari bayi tersebut belum sepenuh nya berkembang. Untuk pengobatan ini, garpu lembut ditempatkan dalam lubang hidung bayi, mesin CPAP dengan lembut meniupkan udara ke dalam hidung bayi, yang membantu membuat paru-paru mengembang, sehingga udara dapat masuk dan keluar scara normal dan hal ini demi meningkatkan kelangsungan hidup bayi.

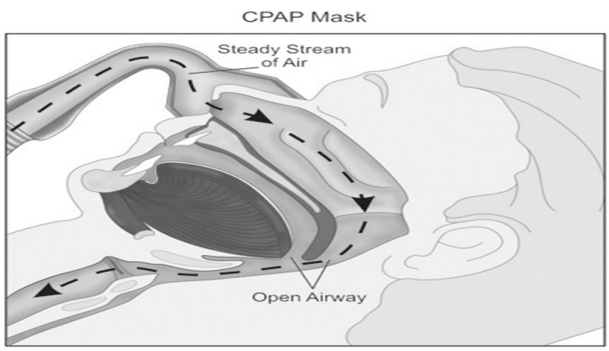
Pada umumnya, mesin CPAP mempunyai manfaat untuk menjaga jalan napas pada saat pasien tertidur, sehingga akan menghindarkan adanya kejadian napas tersedak saat pasien mendengkur sewaktu tidur, dengan ketentuan kinerja alat adalah, mesin dari CPAP akan memberikan tekanan udara tidak lebih dari 20cm H2O dalam keadaan normal dan 30cm H2O bila terjadi kondisi gagal napas.

Continuous Positive Airway Pressure (CPAP) memiliki tiga bagian utama, yaitu:

1. Masker (atau perangkat lain) yang cocok di hidung atau mulut.
2. Tabung yang menghubungkan masker dan motor mesin.
3. Motor blower yang meniupkan udara ke dalam tabung.

Saluran pernapasan terdiri dari hidung, mulut, dan tenggorokan, yang memungkinkan aliran udara yang membawa oksigen masuk ke dalam paru-paru dan mengeluarkan karbodioksida dari paru-paru.

Pada orang dengan *obstructive sleep apnea* saluran pernapasan mengalami penyempitan atau bahkan menutup sepenuhnya sehingga memblokir aliran udara nafas, sehingga diperlukan sebuah pertolongan dengan memberikan masker oksigen bertekanan udara positif agar dapat membantu pasien bernafas secaara normal, sebab penyakit ini terjadi saat pasien dalam kondisi tertidur, sehingga keadaan otot pernafasan pasien dalam keadaan relaks, seperti yang terlihat pada Gambar 2.3 yang memperlihatkan fungsi dari pemasangan CPAP.



Gambar 2. 3 Fungsi pemasangan CPAP

2.2.3 Pengendali PID

Sistem pengendalian dengan algoritma PID merupakan sebuah algoritma yang mengatur nilai dari *Proportional, Integral* maupun *Derivative*. Parameter tersebut dapat bekerja sendiri-sendiri maupun terpisah, sesuai dengan respon sistem yang dihasilkan, dan fungsi dari parameter-parameter itu untuk memperbaiki respon sistem yang ingin di kerjakan.

Berikut ini adalah persamaan dari kendali PID:

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t)dt + K_d \frac{d}{dt} e(t) \tag{2.1}$$

dengan:

$u(t)$ = sinyal kontrol
K_p = Penguat *proportional*
K_i = Penguat *integral*
K_d = Penguat *derivatif*
e = nilai *error*
(t) = persamaan dalam domain waktu

Setiap parameter kendali mempunyai kegunaan tershadap respon sistem, seperti *Proportional*, berfungsi untuk memperbaiki respon transisi, dimana respon sistem akan mempercepat waktu sinyal menuju nilai referensi, *Integral* berguna untuk memperbaiki *steady state error* dan *derivative* berguna untuk mengurangi adanya *overshoot* pada respon sistem. Efek penggunaan dari tiap sistem terlihat pada Tabel 2.1.

Tabel 2 1: Respon kendali PID

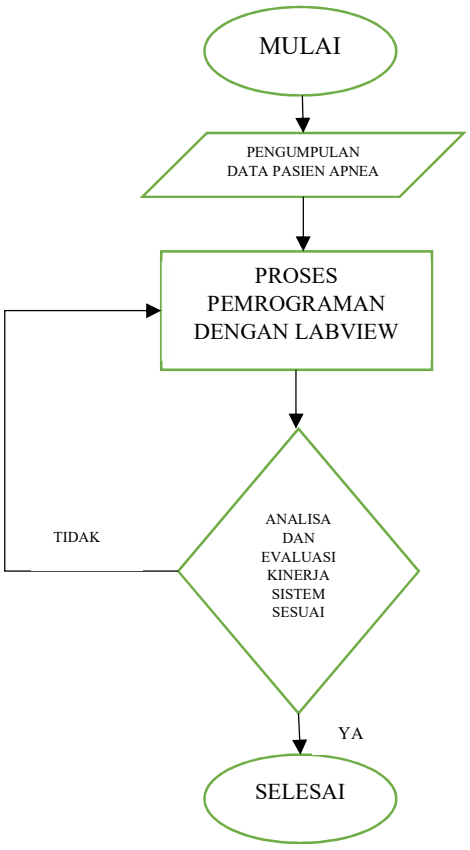
Respon *close loop*	***Rise time***	***Overshoot***	***Settling time***	***Steady state error***
Kp	Turun	Tambah	Berubah	Turun
Ki	Turun	Tambah	Tambah	Hilang
Kd	Sedikit berubah	Turun	Turun	Sedikit berubah

BAB 3

METODOLOGI

Dalam perancangan sistem kendali PID pada sistem CPAP, perlu diketahui langkah-langkah yang digunakan secara jelas, hal ini bertujuan untuk memperlancar proses penelitian yang dilakukan. Untuk mengetahui kinerja automasi dari sistem CPAP, maka dibuatlah simulasi dengan menggunakan *LabVIEW* sebagai piranti yang membantu dalam perancangan simulasi. Sistem menggunakan algoritma PID sebagai sistem pengendali tekanan udara yang dihasilkan CPAP agar dapat menyesuaikan dengan tekanan udara referensi yang diberikan dokter.

3.1 Alur Penelitian



Gambar 3. 1 Diagram Alur Penelitian

Pada diagram alur diatas, menunjukkan tahapan-tahapan dalam pengerjaan penelitian yang akan dilakukan oleh penulis. Sebelum merancang simulasi CPAP pada *LabView*, perlu untuk mempersiapkan data *apnea* yang akan ditampilkan pada antarmuka, oleh karena itu diambil

sampel pasien penderita *apnea* yang telah dikumpulkan oleh T Penzel dkk yang terangkum dalam jurnal *The Apnea-ECG Database* dan *website* www.physionet.net, dimana terdapat data dari pasien penderita *apnea* dari berbagai usia. Lalu dari bentuk sinyal nafas dari pasien *apnea* didapat informasi mengenai karateristik sinyal pernafasan yang membedakan saat terjadi *apnea* dan saat pernafasan normal.

Untuk dapat lebih mengetahui kinerja sistem CPAP secara terperinci, karena setiap sinyal memiliki waktu perekaman rata-rata selama 6-8 jam, maka dikumpulkan setiap satu subjek sebanyak 20 episode, yaitu dari keadaan normal-*apnea*-normal kembali, data pasien dapat terlihat pada Tabel 3.1.

Tabel 3.1 : Data Subjek Yang Digunakan Untuk Penelitian

SUBJEK	PANJANG REKAMAN	PENGAMBILAN DATA
1 (a02er)	08:50:20	16 menit
2 (a03er)	08:42:30	18 menit
3 (a04er)	08:16:40	18 menit
4 (a01er)	08:12:50	18 menit

Subjek penelitian sinyal pernafasan pasien *apnea* berjumlah empat pasien dengan jenis kelamin yang beragam dan rentang usia dari 29-63 tahun. Lalu dari mengetahui bentuk sinyal pasien *apnea*, kemudian dirancanglah suatu indikator untuk mendeteksi keadaan normal dan keadaan *apnea* dan apabila hasil yang telah dirancang tidak sesuai dengan hasil yang diharapkan, maka akan di rancang kembali program menggunakan *LabView*.

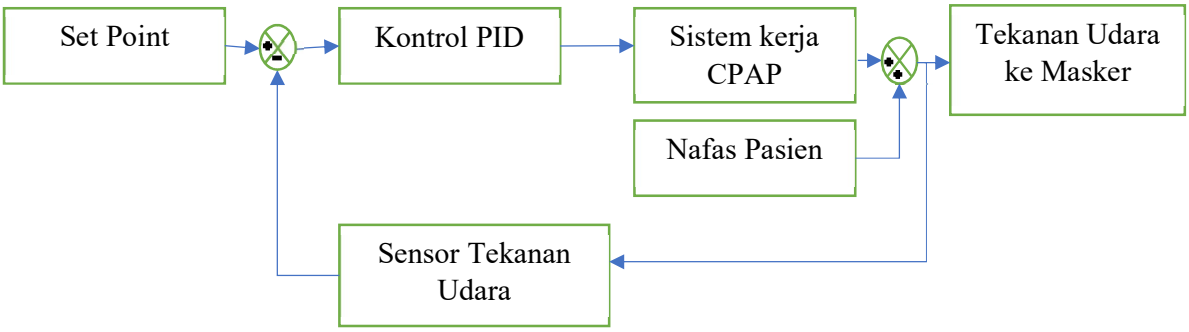
3.2 Sistem Pengendalian dan Sistem Efisiensi Kerja CPAP

Lalu setelah mengetahui keadaan nafas yang akan di analisa, dibuatlah sistem kendali yang akan di terapkan pada sistem CPAP. Untuk metode ini, penerapan parameter PID bergantung pada model matematika yang ada pada sistem CPAP. Selanjutnya setelah mengetahui bentuk matematika dari model CPAP, diterapkan lah suatu parameter kendali yang menggunakan nilai P dan I. Setelah pengamatan dari simulasi CPAP dengan menggunakan nafas dari *database*, hasil respon yang dihasilkan di analisa untuk berbagai nilai referensi (tekanan) yang diberikan dan subjek (pasien) untuk menguji ketepatan dan kemampuan dari sistem dalam mengatasi bentuk nafas yang beragam dari setiap subjek. Lalu sebagai cara untuk mengefisiensikan kinerja CPAP, maka dibuatlah algoritma *On/Off* berdasarkan pemantauan sinyal nafas. Untuk persamaan matematika dari CPAP konvensional sendiri adalah:

$$P_M = \frac{k_A}{(A_S+1)(B_S+1)}\text{VC} \qquad (3.1)$$

Dimana $P_M = tekanan\ masker$, $k_A = sistem\ gain$, A_s dan B merupakan nilai konstan, s merupakan parameter dari transformasi Laplace, dan VC merupakan pengendali tegangan pada *valve* yang mengatur tekanan udara, dengan nilai parameter k_A = 1.1, A_S = 0,25, B_S = 0 [9].

Pemasangan algoritma PID pada sistem CPAP bertujuan untuk mendapatkan nilai sinyal yang sesuai dengan nilai referensi yang diberikan, karena nilai referensi ini di peroleh dari saran para ahli yang berkompeten di bidang *sleep apnea.* Bentuk diagram dari sistem CPAP yang telah diberi kendali PID terlihat seperti pada Gambar 3.2.



Gambar 3. 2 Diagram blok sistem CPAP dengan kendali PID

Dari Gambar 3.2 dapat diketahui bahwa masukan sistem berupa nilai dari tekanan udara yang ingin dipompakan ke dalam aliran nafas dari pasien, kendali PID berguna untuk mengarahkan sinyal respon yang diterima untuk mendekati ke respon dari nilai referensi yang diberikan.

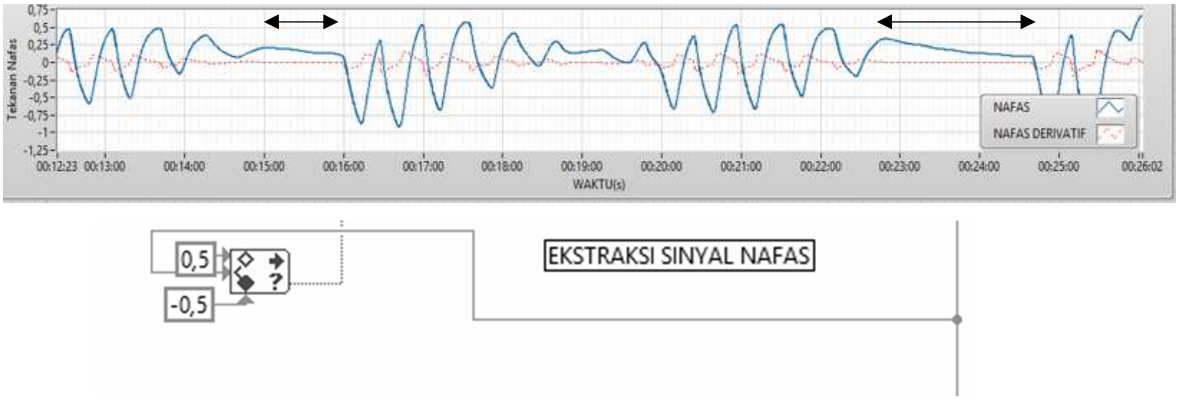
Nilai dari *set point* merupakan nilai referensi dari tekanan nafas yang disarankan, sebab pemasangan nilai referensi ini berdasarkan saran dari ahli yang telah memantau pasien *apnea* selama tidur semalam. Masukan dari PID merupakan nilai selisih dari sensor tekanan udara yang terpantau di masker dan nilai referensi, yang kemudian akan menggerakan aktuator yang berupa *pressure regulating valve* untuk mensuplai udara positif ke masker yang akan bernilai sesuai dengan nilai refernsi yang diberikan, lalu nafas pasien akan menjadi sinyal *disturbance* yang akan memberikan bentuk gelombang nafas asli pasien.

CPAP pada sistem ini akan bekerja dengan kondisi *stand by* dan akan menyala bila terjadi *apnea* ataupun gagal nafas secara normal pada pasien. Metode dalam penentuan saat terjadinya *apnea* berdasarkan pemantauan sinyal nafas pasien dan setelah diberi respon *derivatif*, lalu masing-masing diberi nilai batas atas dan bawah yang akan memfilter pembacaan sinyal berdasarkan rentang yang diberikan.

Setelah proses kendali telah ditentukan, lalu sebagai langkah untuk efisiensi kerja dari CPAP menggunakan sistem on/off, penggunaan algoritma *switching* berguna sebagai indikator terjadinya *apnea* yang berdasarkan dari pola pernafasan dari pasien yang sebelumnya telah dilakukan perekaman pembacaan tekanan nafas oleh ahli yang berkompeten pada *sleep apnea.*

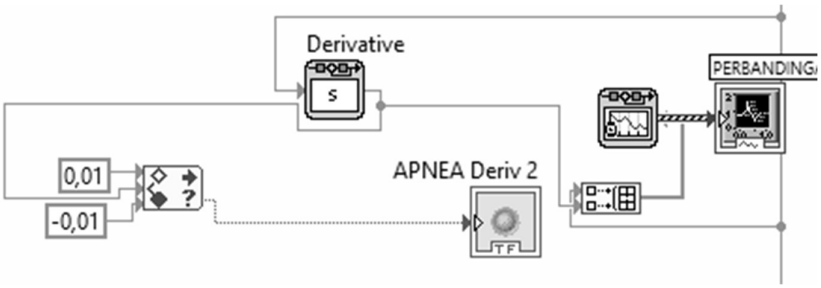
Pada penelitian ini, digunakan parameter yang terukur dari dua sumber, yaitu dari pembacaan berdasarkan sinyal dari nafas asli dan dari pembacaan sinyal nafas setelah diberi blok *derivatif,* seperti yang terlihat pada Gambar 3.3 dan Gambar 3.4 dibawah.

Untuk merancang algoritma ini, pertama saat mengamati sinyal nafas pasien harus mengetahui titik kapan akan terjadinya *apnea*, lalu kemudian diberi sebuah parameter sinyal untuk nilai atas dan bawahnya, seperti yang terlihat pada Gambar 3.3 berikut.



Gambar 3. 3 Contoh sampel yang digunakan untuk mendeteksi sinyal switching

Dari Gambar 3.3, dapat diambil informasi bahwa dari sinyal pernafasan pasien *apnea* terdapat titik dimana nilai tekanan nafas (amplitudo) berada saat *apnea* akan terjadi yang ditandai dengan garis, disaat itulah nilai batas diberikan baik untuk batas atas amplitudo dan batas bawah amplitudo. Dan untuk lebih memberikan nilai kecocokan yang tinggi, diberikan lah sebuah parameter lagi dari nilai sinyal yang ada, yaitu nilai turunan (derivatif) dari sinyal pernafasan, seperti yang terlihat pada Gambar 3.4 berikut.



Gambar 3. 4 Pemberian blok derivatif (turunan) pada sinyal nafas

Hasil yang didapat dengan menambahkan blok *derivatif* ini, memberikan sebuah sinyal yang saat nilai maksimum pada sinyal asli akan menjadikan nilai nol dengan derifatif ini, sehingga saat pemantauan sinyal akan terlihat sinyal *derivatif* turun mendekati titik nol. Dengan pemberian blok *derivatif* ini, sangat membantu dalam mempersempit kembali parameter *switching* yang diberikan karena pembacaan sinyal yang dihasilkan mendekati titik nol, yang kemudian blok *derivatif* itu juga diberikan nilai batas atas dan bawah, seperti pada Gambar di atas.

Lalu setelah mengamati bentuk sinyal perbandingan kedua parameter seperti yang terlihat pada Gambar 3.4 di atas, dapat ditentukan kapan CPAP akan hidup dan kapan CPAP akan mati.

Metode dengan menggunakan *threshold* pada amplitudo nafas ini sangat dipengaruhi oleh ketelitian dari peneliti dalam menentukan nilai agar sistem dapat bekerja sesuai dengan episode adanya *apnea* saja.

3.4 Metode Pengujian

Agar dapat mengetahui respon dari *plant* CPAP serta kinerja simulasi sistem yang dikerjakan, maka dilakukan beberapa skema pengujian, yaitu:

1. Pengujian open loop untuk mengetahui sinyal yang dihasilkan dari model matematis CPAP.
2. Menyiapkan *database* nafas penderita *apnea* sebagai input *disturbance* pada sistem
3. Pengujian sistem dengan menggunakan pengendali PID dengan menggunakan *disturbance*.
4. Memantau respon sinyal yang dihasilkan sebagai parameter untuk menentukan *threshold* yang cocok untuk algoritma *switcing.*

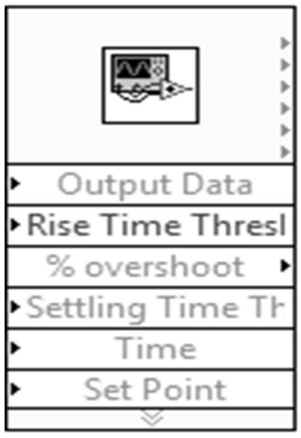
3.5 Perancangan Program Labview

Sub bab ini membahas tentang implementasi simulasi sistem CPAP dengan menggunakan *software LabVIEW*. Dari Gambar diagram blok *LabVIEW* 3.4 dan 3.5 dibawah, terdapat 4 bagian utama yang memiliki fungsi penting, yang pertama adalah blok dari "RANGKAIAN INTI CPAP". Terdapat sensor tekanan nafas yang berguna sebagai pengukur jumlah tekanan pada masker, lalu dibantu algoritma PID yang akan dibandingkan dengan nilai referensi yang di butuhkan untuk operasional dari CPAP. Kemudian sinyal keluaran PID akan digabungkan dengan sinyal nafas untuk memantau bentuk sinyal yang terjadi di masker.

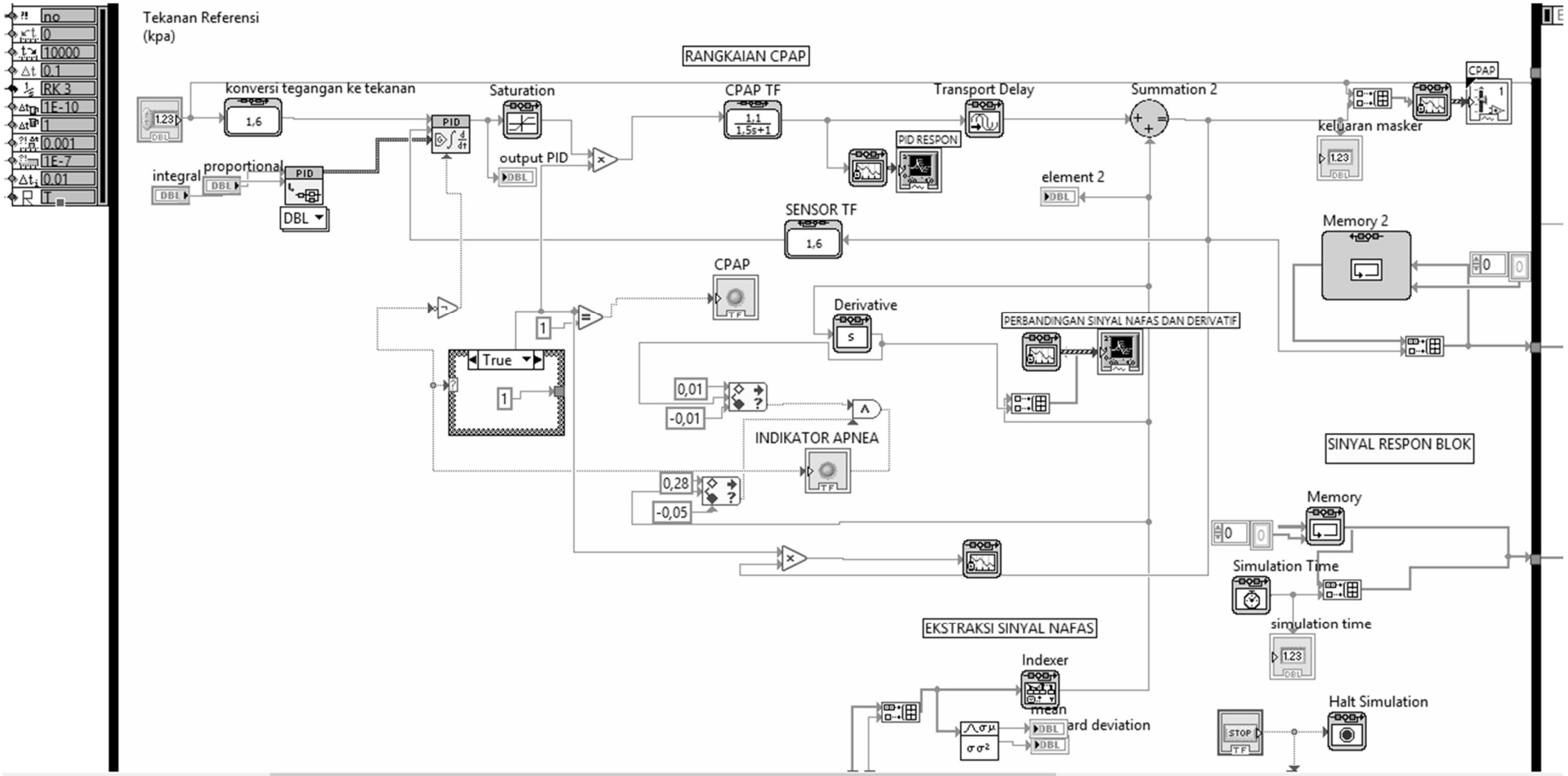
Berikutnya ada blok bagian "EKSTRAKSI SINYAL" nafas dari *database*, disini sinyal nafas akan digunakan sebagai masukkan untuk pembuatan algoritma pendeteksi *apnea* yang juga akan menjadi pemicu untuk menyalakan CPAP dan kemudian di antarmuka nya akan ada indikator yang menandakan terjadinya *apnea* dan CPAP menyala.

Berikutnya, sinyal nafas yang berupa data *array* diberikan ke sistem CPAP sebagai sinyal gangguan di inisialisasikan menggunakan blok "*LOAD EXCEL".* Pada blok ini, sinyal nafas yang berupa data *array*, tersimpan pada *microsoft excel* di baca dan data dimasukkan ke sistem CPAP satu persatu selama waktu penjalanan simulasi, dimana perbandingan waktu dan jumlah data yaitu satu detik per seratus data.

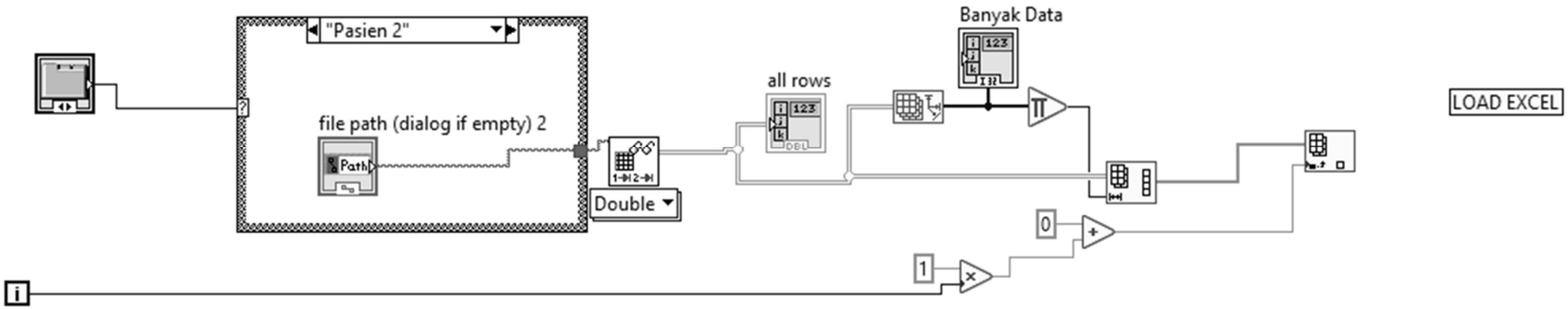
Lalu untuk pencatatan data mengenai respon algoritma PID pada sistem, terdapat blok "SINYAL RESPON", yang akan menampilkan data *overshoot*, *settling time* dan *rising time* saat simulasi di berhentikan, dengan tujuan untuk mengetahui nilai dari respon sinyal terhadap algoritma kendali saat apnea terjadi (CPAP menyala), seperti yang terlihat pada blok respon sistem pada Gambar 3.3.



Gambar 3. 5 Diagram respon step sistem



Gambar 3. 6 Diagram sistem CPAP



Gambar 3. 7 *Diagram Load Excel Data*

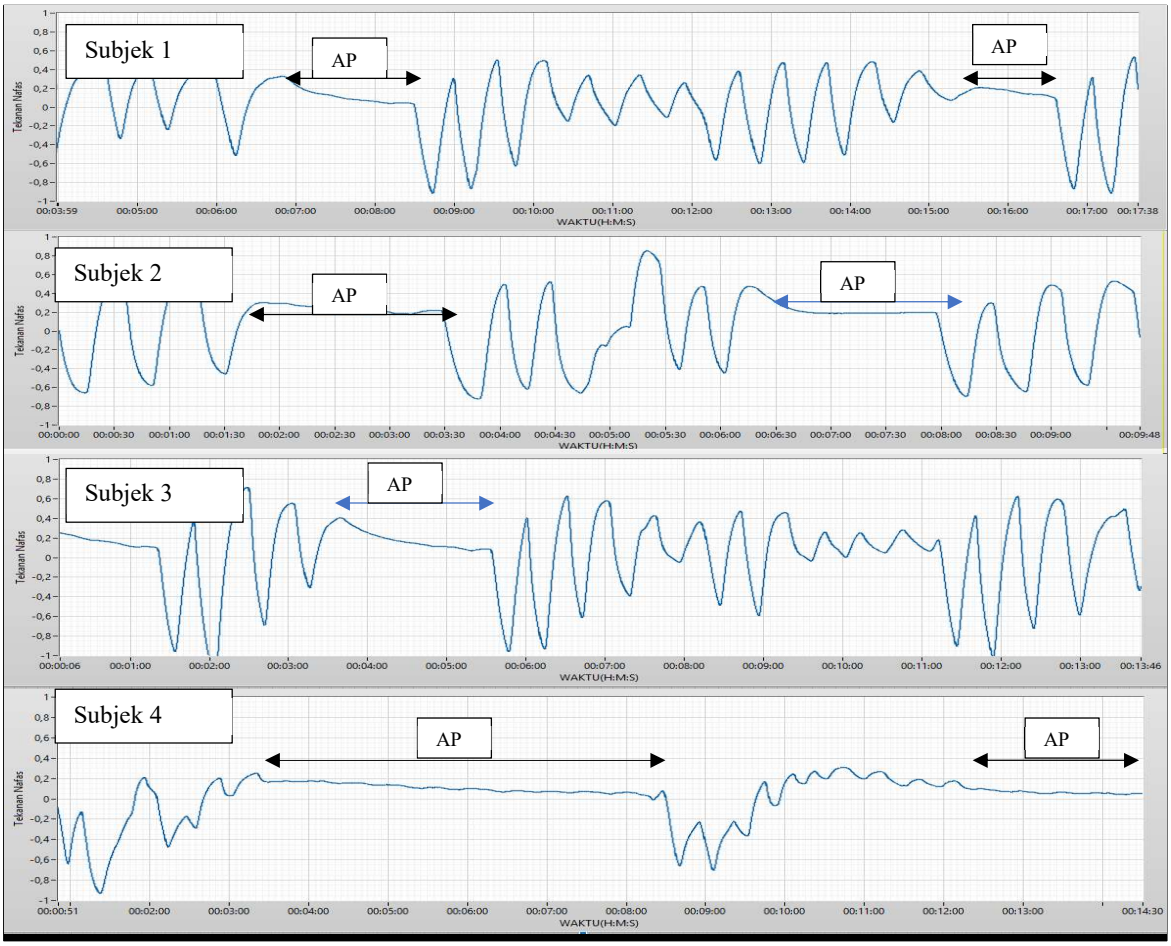
BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

Setelah melakukan percobaan dan pemantauan terhadap *database* nafas pasien *sleep apnea*, maka dapat diambil data pemantauan yang dibutuhkan untuk memantau kinerja dari sistem CPAP yang dirancang. Hal pertama yang dilakukan adalah dengan pemantauan respon sinyal saat belum diberi kendali dan beban, lalu pemantauan respon sinyal dari sistem setelah diberi kendali, lalu pemantauan respon sistem terhadap sinyal nafas setelah diberi algoritma *On/Off*.

4.1 Bentuk Sinyal Pernafasan antar Subjek

Data dari pasien yang terkena *sleep apnea* dibutuhkan sebagai sarana untuk membuat langkah-langkah yang akan digunakan dalam perancangan sistem yang dikerjakan, sebab kinerja dari sistem kendali PID akan bereaksi terhadap gelombang sinyal yang menpunyai amplitudo sangat kecil. Bentuk gelombang nafas dari pasien terlihat pada Gambar 4.1 berikut.

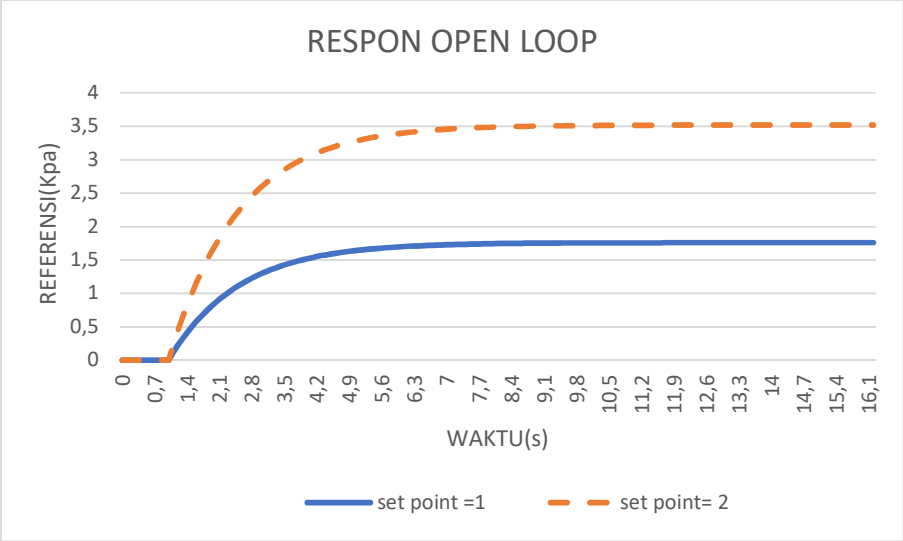


Gambar 4. 1 Bentuk sinyal nafas Para Pasien, AP merupakan saat *apnea* terjadi

Pada gambar di atas yang ditandai dengan garis panah (AP), merupakan potongan dari bentuk sinyal nafas dari pasien *apnea* yang terlihat sangat berbeda-beda besar amplitudo nya, baik saat keadaan normal maupun saat akan terjadi *apnea*. Dapat disimpulkan bahwa saat akan terjadi *apnea* terjadi penurunan tekanan nafas secara perlahan dan kemudian nafas akan mengalami jeda untuk beberapa saat. Dengan parameter PI yang telah di berikan, maka sistem akan bekerja dengan baik dengan bermacam-macam bentuk dari nafas dari pasien.

4.2 Pengujian *Plant* Dengan *Open Loop*

Pengujian performa sistem dengan metode *open loop* bertujuan untuk mengetahui respon awal dari sistem yang terdapat pada *plant* terhadap nilai referensi yang diberikan tanpa adanya pengendali, yang kemudian hasil dari pengujian dengan *open loop* ini akan dijadikan acuan dalam perancangan sistem pengendali yang diperlukan. Respon sinyal yang dihasilkan terlihat pada Gambar 4.1 berikut.



Gambar 4. 2 Respon Open Loop Sistem dengan 2 Nilai Referensi yang Berbeda

Dari respon sistem *open loop* terlihat respon sistem tidak dapat menyesuaikan terhadap nilai referensi yang diberikan, dimana nilai *overshoot* yang semakin membesar saat diberikan nilai referensi yang lebih besar, dan respon sistem terlihat pula sangat lama menuju titik stabil.

Jika tanpa menggunakan sistem kendali, sistem dengan performa seperti itu sangat tidak efisien untuk di terapkan karena sistem membutuhkan reaksi yang cepat dan akurat untuk kenyamanan dari pengguna, oleh karena itulah diperlukan sistem pengendali agar respon sinyal dapat menyesuaikan terhadap nilai referensi yang diberikan.

4.3 Pengujian Sistem dengan Pengendali PI

Sistem kendali yang di terapkan pada sistem bertujuan untuk mengendalikan sinyal respon dari sistem agar dapat memenuhi respon referensi yang diberikan, sehingga diharapkan respon dari sistem yang dihasilkan setelah dikendalikan PID menjadi lebih cepat tanggap, halus dan presisi, yang ditandai dengan persentase overshoot yang rendah (<20%), rise time yang cepat menuju nilai referensi dan waktu stabil yang cepat pula, data performa parameter yang digunakan dapat terlihat pada Tabel 4.1 berikut.

Tabel 4. 1 Tabel Uji Performa Parameter Kendali Terhadap Subjek

Subjek Pasien	Nilai Kp	Nilai Ki	Set Point (kpa)	Rise time (s)	Overshoot (%)	Setling Time (s)	Steady state error
1	3	0,01	0,3	0,10	0,53	0,6	0,009
2				0,2	0,06	117,8	0,0031
3				0	11,70	313,9	0,002
4				0,40	0,14	357,2	0,002
1	15	0,1		0.1	12,65	1	0,003
2				0,2	15,59	1	0,0013
3				0,3	11,70	1	0,0012
4				0,20	24,17	1,7	0,0011
1	3	0,01	0,8	15,5	0,07	421,3	0,005
2				21,3	0	524,7	0,0021
3				0,90	0,01	400,1	0,0041
4				69,2	0,04	479,3	0,0023
1	15	0,1		0,7	3,03	323	0,0019
2				0,7	2,31	686,7	0,0035
3				0,6	3,62	1002,6	0,00163
4				0,80	2,38	697,6	0.0014
1	3	0,01	1	45,2	0,04	467,2	0,002
2				58,5	0,02	530,3	0,002
3				18,2	0	444,5	0,0025
4				85,6	0,02	492	0,001
1	15	0,1		0,70	3,03	542,5	0,0001
2				0,70	2,31	496,9	0,011
3				0,60	1,25	336	0,0003
4				0,80	2,38	813,5	0,0016
1	3	0,01	1,96	100	0	526,3	0,002
2				108,8	0,01	552,7	0,015
3				94,8	0	515	0,0001
4				113,6	0,01	505	0,0011
1	15	0,1		2,3	0	858,5	0,04
2				2,3	0,01	956,7	0,011
3				2,10	0	775	0,05
4				2,5	0	948,1	0,01

Dalam penelitian ini, terdapat 2 referensi pengaturan parameter PID yang digunakan, yaitu dari penelitian sebelumnya yang berjudul "Simulasi Pengendalian CPAP (*continuous positive airway pressure*) berbasis LabView" dengan nilai parameter P = 3 dan I = 0,01 dan dari artikel Ahmed M.Al Jumaily [10] dengan nilai P = 15 dan I = 0,1 yang kemudian akan dijadikan pembanding untuk mencari kepekaan sistem saat diberikan nilai referensi yang berbeda-beda dengan nilai parameter yang sama. Dalam hal ini kendali D tidak digunakan sebab sinyal yang dihasilkan akan mengalami osilasi dan tidak stabil karena osilasi cenderung membesar.

Lalu untuk toleransi kinerja CPAP sendiri berdasarkan Ahmed M.Al Jumaily, dapat bekerja dengan rentang tekanan 0,3kpa hingga 2kpa dengan keadaan nafas yang mengalami gangguan [10].

Untuk respon sistem sendiri, menurut *US Food and Drug Administration*, CPAP mempunyai toleransi maksimal *overshoot* 19,6% dan *settling time* maksimal 2 detik agar CPAP dapat mencapai kondisi stabil saat 1 periode nafas pasien [4].

Hasil yang didapat setelah pengambilan data pengukuran terhadap respon sinyal pasien *sleep apnea* menunjukkan kedua paremeter dapat menunjukkan respon yang bagus karena dapat menyesuaikan sinyal nafas ke nilai referensi, namun dalam simulasi digunakanlah parameter P = 15 dan I = 0,1 sebab *overshoot* yang dihasilkan dapat lebih baik untuk rata-rata pasien dan waktu *rise time* yang lebih cepat.

Pada sistem ini, blok sinyal respon akan mencatat secara otomatis, sehingga untuk pencatatan nilai *overshoot* berpengaruh terhadap nilai referensi (*set point*), sebab semakin kecil nilai referensi yang diberikan, sistem akan otomatis membaca nilai *overshoot* yang tinggi karena nilai amplitudo nafas normal yang nilai maksimum nya melebihi nilai referensi, oleh karena itu untuk lebih mendapatkan nilai repon sistem yang ingin diketahui, diambilah sampel tiap subjek saat terdapat sinyal yang menandakan *apnea* terjadi, yang kemudian dilakukan kembali pemeriksaan respon sinyal tersebut.

4.4 Pengujian Algoritma *switching* pada Sistem CPAP

Sistem yang telah diberikan operasi kendali yang berguna untuk mengetahui respon sinyal kemudian akan diuji dengan diberikan sinyal gangguan berupa sinyal nafas untuk menentukan parameter yang pas dalam merancang algoritma *switching* (*ON/Off*), dimana algoritma ini bertujuan untuk mengefisiensikan kinerja dari CPAP, dimana CPAP hanya akan menyala jika terdapat episode akan terjadinya *apnea* berdasarkan pengamatan pada sinyal nafas pasien *apnea.*

Pengujian dilakukan dengan menggunakan nilai *threshold* yang berbeda-beda terlebih dahulu pada sinyal nafas asli dan nafas yang telah diberi *derivatif* untuk tiap subjek, karena nilai amplitudo setiap subjek terpantau berbeda-beda saat nafas normal maupun saat terjadi nya *apnea*. Data dari pemasangan *threshold* untuk tiap pasien dapat terlihat pada Tabel 4.2 berikut.

Tabel 4.2 Tabel Hasil pemberian batas tiap subjek

Pasien	Nafas asli		Derivatif	
	Batas atas	Batas Bawah	Batas Atas	Batas Bawah
Subjek 1	0,22	-0,05	0,01	-0,01
Subjek 2	0,301	-0,05	0,01	-0,01
Subjek 3	0,25	-0,05	0,01	-0,01
Subjek 4	0.31	-0,05	0,01	-0,01
Threshold Gabung	0,25	-0,05	0,01	-0,01

Seperti yang terlihat pada Tabel 4.2 diatas, pemberian *threshold* untuk tiap subjek berbeda-beda karena perbedaan amplitudo tiap sampel, begitu juga ketika momen saat terjadinya *apnea*. Oleh karena itu lah kenapa hanya batas atas pada pembacaan sinyal nafas yang berbeda-beda untuk setiap sampel.

Untuk penentuan *threshold* yang tepat untuk setiap parameter, digunakan lah nilai 0,25 untuk nilai batas atas pada sinyal nafas, sebab dengan nilai 0,25 respon sinyal dapat menyesuaikan dengan *apnea* setiap pasien walaupun masih terdapat dibeberapa titik terjadi respon sinyal yang tidak sesuai dengan keadaan pasien.

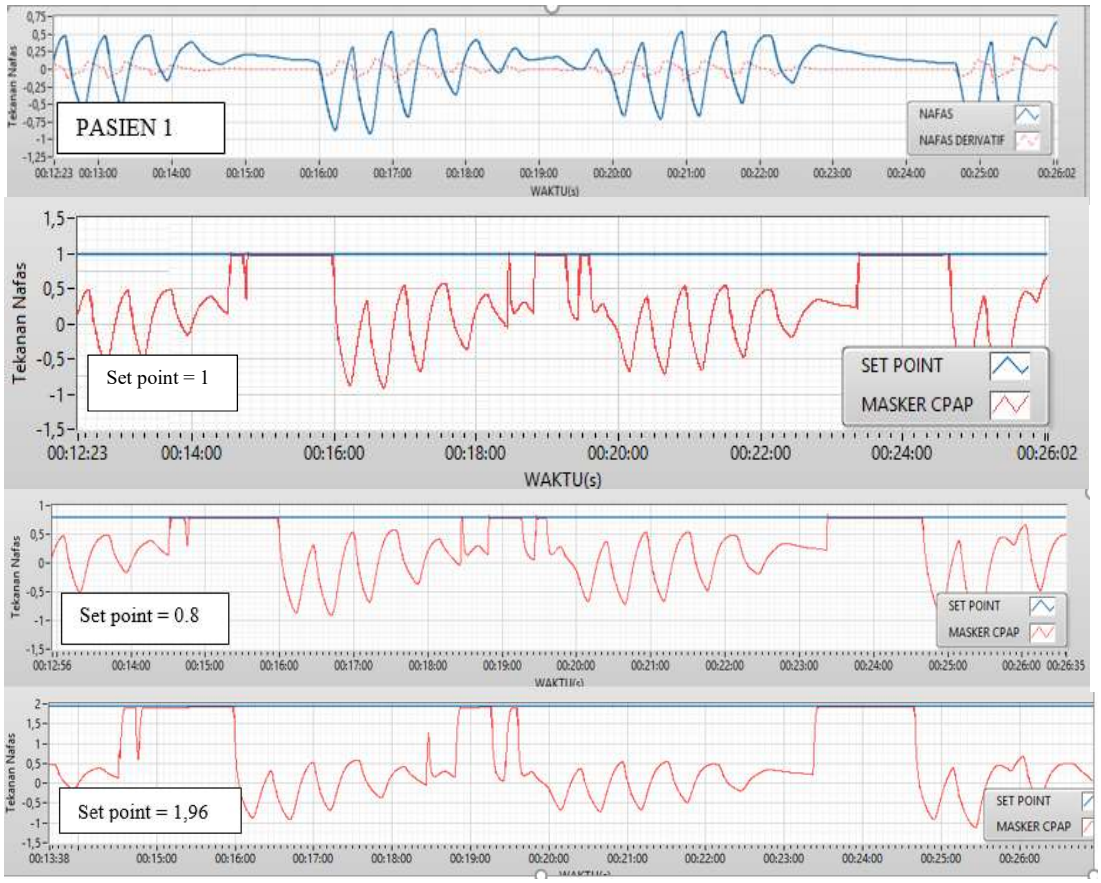
Terdapat kendala pula yang terjadi saat nilai *threshold* terlalu kecil untuk nilai batas atas dari pembacaan sinyal nafas, seperti terjadinya waktu tunda yang mengakibatkan kinerja motor pada *blower* akan menyala lebih lama setelah terjadinya sinyal indikasi *apnea.*

4.5 Aplikasi Respon Sinyal Kendali pada CPAP dengan Algoritma *Switching*

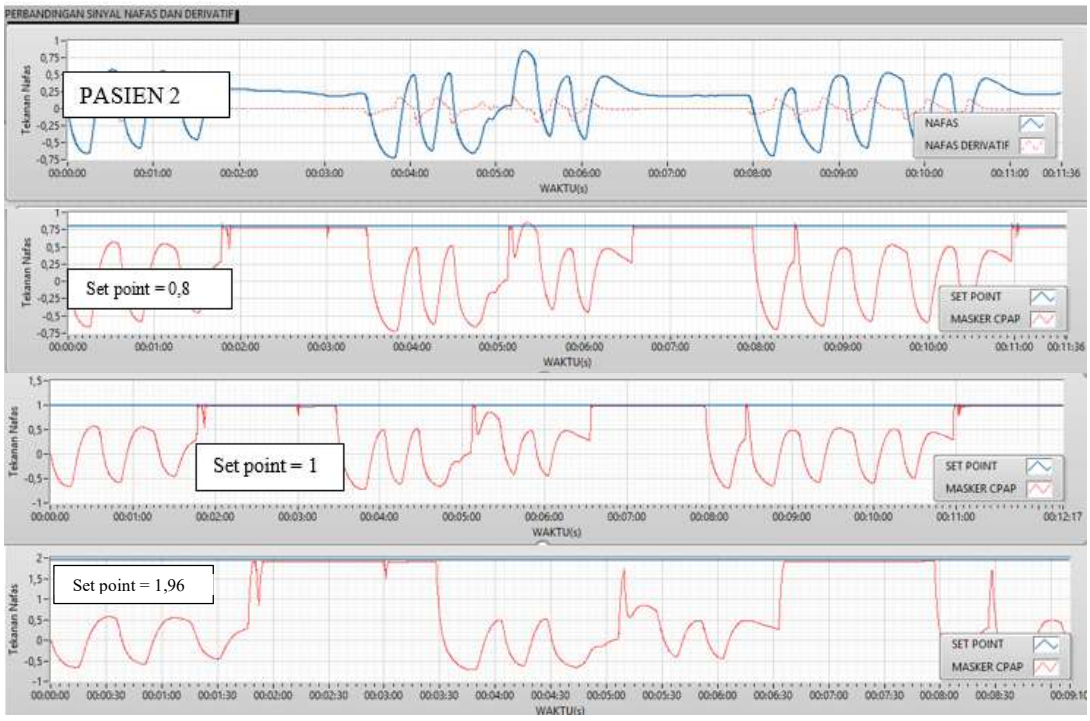
Setelah mendeskripsikan algoritma *switching,* lalu akan dipantau bagaimana algoritma itu bisa diterapkan dengan sistem kendali yang telah terpasang, hal ini bertujuan untuk memberi kenyamanan pada pasien pengguna masker kesehatan ini.

Dengan menerapkan algoritma *on/off* dan parameter P dan I, akan dihasilkan sinyal kendali nafas yang membantu memompa udara berdasarkan nilai *set point* yang diberikan, sehingga nafas dari pasien akan ikut terdorong menuju nilai *set point* saat *sleep apnea* terjadi.

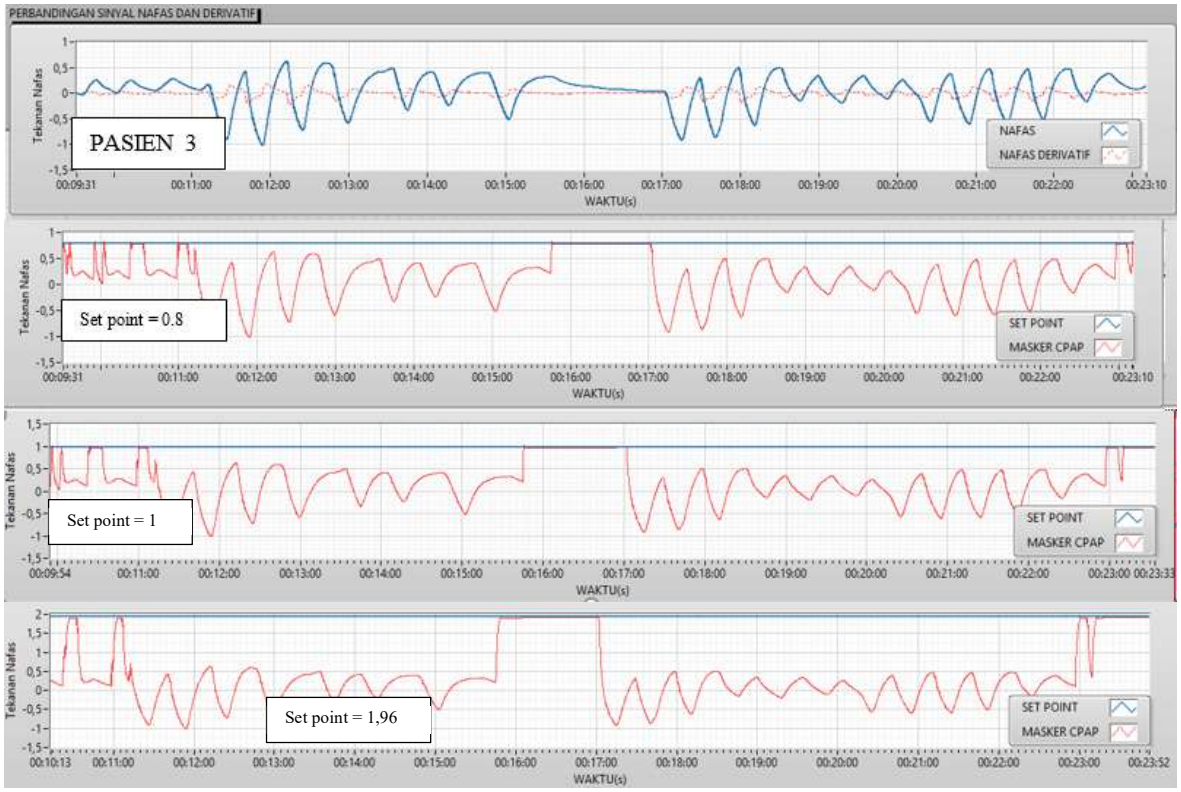
Pengamatan atas respon sinyal, dapat membantu dalam mendeteksi apakah terdapat ketidak sesuaian atau bahkan kehandalan sistem yang diterapkan, seperti yang terlihat pada Gambar 4.3 dan Gambar 4.4 berikut.



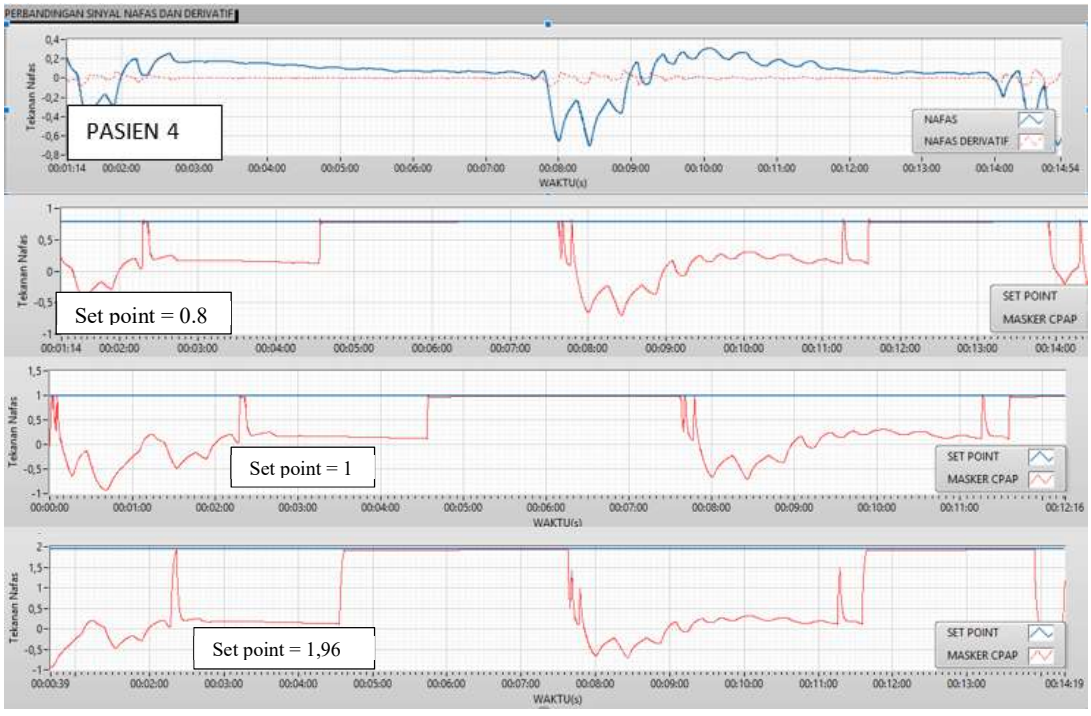
Gambar 4. 3 Respon sinyal nafas terhadap algoritma *switching* dan PID pada Pasien 1



Gambar 4. 4 Respon sinyal nafas terhadap algoritma *switching* dan PID pada Pasien 2



Gambar 4. 5 Respon sinyal nafas terhadap algoritma *switching* dan PID pada Pasien 3



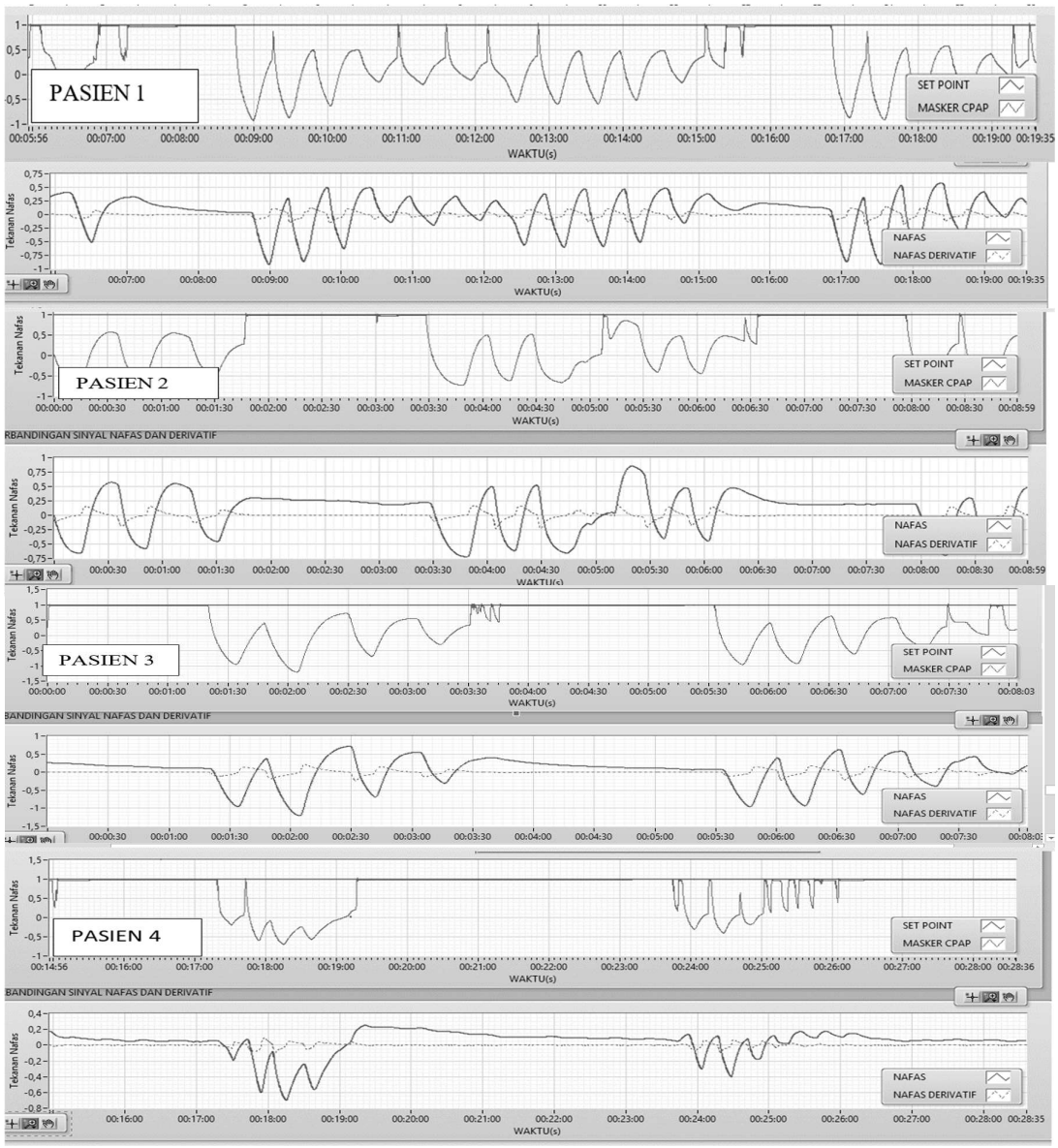
Gambar 4. 6 Respon sinyal nafas terhadap algoritma *switching* dan PID pada Pasien 4

Pada Gambar diatas dapat diinformasikan bahwa sinyal nafas dari setiap pasien *sleep apnea* mempunyai bentuk gelombang nafas yang berbeda-beda, tetapi terdapat kesamaan dalam pola akan terjadinya *apnea*, dimana saat terjadi *apnea* sinyal mengalami jeda untuk beberapa saat, pada simulasi ini, sistem akan otomatis menyala dan sinyal nafas akan terdorong menuju nilai referensi, seperti yang terlihat pada gambar paling atas, disaat itulah sistem CPAP menyala dan memompa udara ke masker yang dikenakan pasien.

Sebagai indikator yang merepresentasikan kinerja dari motor penyuplai oksigen, terdapat lampu indikator sebagai penanda terjadinya *apnea* dan bekerjanya CPAP dan grafik yang menampilkan kerja dari motor penyuplai udara.

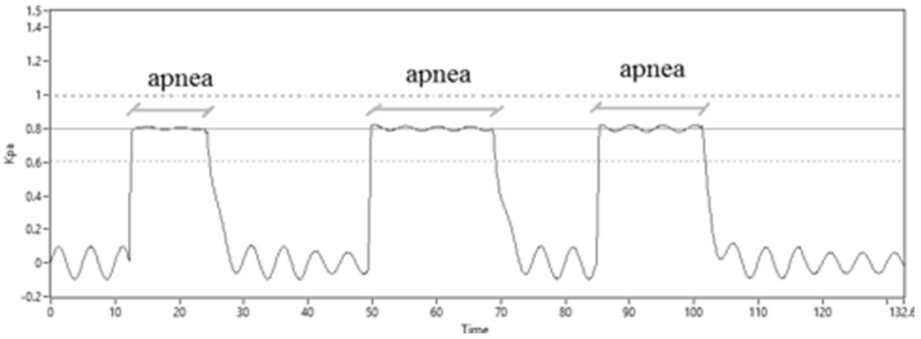
Pengujian kinerja algoritma *switching* dilakukan dengan cara mengamati respon saat CPAP diberikan nilai referensi (*set point*) yang berbeda sesuai dengan rentang kinerja CPAP, namun selama simulasi dijalankan masih terdapat keterbatasan dalam operasional sistem, dimana karena parameter *switching* yang diberikan bertujuan untuk mendeteksi *apnea* terhadap berbagai sampel dan terdapat perbedaan dalam bentuk amplitudo dari setiap sampel, maka terdapat kesalahan yang kadang terjadi saat pembacaan algoritma *switching* yang mengakibatkan adanya episode CPAP menyala untuk beberapa saat yang mana seharusnya sistem mematikan CPAP .

Bentuk respon sistem apabila mengunakan *threshold* yang sama untuk semua subjek dengan batas atas 0, 2 akan terlihat sinyal merespon saat amplitudo dari nafas pasien menyentuh titik 0,2, sehingga motor *blower* akan terlihat menyala sesaat, seperti yang terlihat pada Gambar 4.7 berikut.



Gambar 4. 7 Respon Sistem dengan *Threshold* yang Sama

Sebagai pembanding dari penelitian ini, terdapat penelitian penggunaan sinyal sinus sebagai representasi sinyal pasien, terdapat perbedaan dalam bentuk amplitudo dari pasien, dimana dengan menggunakan sinyal sinus alur dari pernafasan pasien terlihat memiliki amplitudo yang sama padahal kenyataan nya setiap pasien mempunyai pola nafas yang berbeda. Pola pengambilan data pada sinyal sinus dapat terlihat pada Gambar 4.8 berikut.



Sumber:Skripsi Brian Aji Hisif

Gambar 4. 8 Simulasi CPAP dengan gelombang sinus sebagai nafas pasien

Seperti yang terlihat pada Gambar 4.8 diatas, pengambilan contoh untuk pasien *sleep apnea* menggunakan gelombang sinus yang dikendalikan secara manual untuk membuat episode kapan terjadinya *sleep apnea.*

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

Setelah melakukan pengamatan dan pengambilan hasil, pada bab ini merupakan kesimpulan dan saran dari penulis untuk sistem ini dan harapan yang harus di lakukan untuk pengembangan sistem kedepannya.

5.1 Kesimpulan

Kesimpulan dari penelitian yang telah dilakukan adalah:

1. Simulasi CPAP secara *open loop* dan menggunakan algoritma PID ditambah algoritma *switching* telah berjalan dengan baik dengan indikasi sistem bekerja saat terjadi *apnea.*
2. Menggunakan 2 buah indikasi apnea pada sistem ini dalam memberikan algoritma *switching* yaitu dengan menggunakan sinyal nafas pasien dan dengan turunan dari nafas pasien.
3. Pengaturan *threshold* atas pada sinyal nafas asli berperan penting dalam menentukan kinerja sistem.
4. Algoritma *switching* mampu membaca sesuai bentuk gelombang nafas pasien dengan parameter sesuai dengan *threshold* data pembacaan sinyal nafas, yaitu sinyal turunan nafas dan sinyal nafas asli pasien sebagai parameter mematikan dan menyalakan indikator apnea

5.2 Saran

Saran diperlukan dalam pengembangan sistem kedepan nya, beberapa saran dari penulis adalah sebagai berikut:

1. Meminimalisir lagi adanya kesalahan dalam pemberian parameter dalam proses *switching* sehingga dapat menghilangkan saat terjadinya nilai yang terdeteksi saat CPAP seharusnya mati.
2. Pengembangan sistem dalam kenyamanan pasien.

DAFTAR PUSTAKA

[1] A. Cahyono, B. Hermani, E. Mangunkusumo, and R. S. Perdana, "Hubungan OSA dengan penyakit sistem kardiovaskuler," *Jurnal*, vol. 41, no. 1, pp. 37–45, 2011.

[2] S. R. Dika, "Perbedaan Kualitas Hidup pada Pasien Hipertensi dengan OSA dan tanpa OSA," *Jurnal*, pp. 1–10, 2014.

[3] M. X. Oliveira *et al.*, "Control system for continuous positive airway pressure," vol. 30, pp. 102–113, 2014.

[4] Z. Chen, Z. Hu, and H. Dai, "Control system design for a continuous positive airway pressure ventilator," *Jurnal*, pp. 1–13, 2012.

[5] T. Q. Le, C. Cheng, A. Sangasoongsong, and S. T. S. Bukkapatnam, "Prediction of Sleep Apnea Episodes from a Wireless Wearable Multisensor Suite," *Artikel*, pp. 16–18, 2013.

[6] B. aji Hisif, "SIMULASI PENGENDALIAN CPAP (CONTINUOUS POSITIVE AIRWAY PRESSURE) BERBASIS LabVIEW." 2018.

[7] B. Antariksa and B. M. Index, "Obstructive Sleep Apnea (OSA)," *Jurnal*, 2010.

[8] A. Goldberger and S. Havlin, "Components of a new research resource for complex physiologic signals," no. January, 2000.

[9] V. Hegde and P. Respironics, "Case Study - Risk Management for Medical Devices (Based on ISO 14971)," *Artikel*, 2011.

[10] A. M. A. Jumaily, "Medical Devices for Respiratory Dysfunction Control Systems for CPAP," *Artikea*, pp. 103–124, 2012.