

DOI: doi.org/10.21009/03.SNF2019.02.PA.26

PENGEMBANGAN PERANGKAT LUNAK UNTUK PENANGANAN SISTEM ALARM PADA MESIN HEMODIALISA

Pratondo Busono

Pusat Teknologi Elektronika , BPPT, Gedung Teknologi 3, Kawasan Puspiptek Serpong, Tangerang Selatan

Email: pratondo.busono@bppt.go.id

Abstrak

Hemodialisa merupakan terapi pengganti ginjal yang dilakukan diluar tubuh dengan menggunakan ginjal buatan. Proses terapi dilakukan dengan mengambil darah dari pembuluh arteri dan memompa darah tersebut ke dialiser untuk disaring dan kemudian mengembalikan darah yang telah disaring tersebut ke pembuluh darah vena. Proses sirkulasi darah diatas dilakukan dengan mesin hemodialisa. Salah satu aspek yang perlu ditangani dalam pengembangan mesin hemodialisa adalah terpasangnya sistem alarm. Sistem alarm sangat penting untuk pengoperasian yang aman dan efisien untuk mesin hemodialisa. Selama proses terapi hemodialisa, beberapa alarm akan aktif, akan tetapi perlu dipastikan bahwa alarm tersebut akurat serta memberikan peringatan yang dapat diinterpretasikan. Tujuan dari penelitian ini adalah mengembangkan perangkat lunak firmware untuk membangkitkan peringatan berupa alarm bunyi maupun alarm visual pada prototipe mesin hemodialisa yang sekarang sedang dikembangkan. Metoda yang digunakan mencakup pengidentifikasian jenis-jenis alarm dan sensor-sensor yang terkait, penyediaan alarm board, mengembangkan algoritma maupun firmware untuk penanganan luaran dari sensor-sensor dan jenis alarm bunyi maupun alarm visual yang harus dihasilkan, implementasi firmware, pengujian dan evaluasi hasil pengujian. Pengujian dilakukan dengan beberapa skenario kejadian yang biasa muncul dalam proses terapi hemodialisa serta tindakan yang harus dilakukan oleh mesin hemodialisa, Hasil pengujian menunjukkan bahwa perangkat lunak sistem alarm telah berfungsi sesuai dengan kondisi yang diinginkan.

Kata-kata kunci: sistem alarm, mesin hemodialisa

Abstract

Hemodialysis is a renal replacement therapy that is performed outside the body using artificial kidney (dialyzer). The therapy is performed by the taking the blood from the arterial blood vessel. The blood is pumped to the dialyzer for waste removal, and the cleansed blood is pumped back to the body through vena AV Fistula needle. Such a circulation process was conducted using a dialysis machine. An important aspect in designing a safe hemodialysis machine is alarm system. Alarm system is important for safety and efficient operation of the dialysis machine. During the dialysis process, some alarms will be kept in operation, it will be active if the sensor reading is out of the permissible range. The objective of this work was to develop a firmware for generating both visual and audible alarms in the hemodialysis machine. The method used includes the identification of the types of alarms commonly used in the dialys machine, development of the alarm board and its controlling algorithm and alarm handler, firmware implemntation, testing and validation. The firmware was tested under various schenarios such as in the presence of air bubble passing to the venous line, blood leakage in the dialisat line, dialisat temperature, arterial pressure

as well as venous pressure out of range. Testing and validation results show that firmware for system alarms has performy correctly.

Keywords: blood leak detector, wireless medical device, hemodialysis therapy

PENDAHULUAN

Penyakit gagal ginjal terminal (ESRD) merupakan masalah kesehatan utama di berbagai negara, baik negara maju maupun berkembang. Selain tingkat kejadian yang terus meningkat, penyakit ini menjadi salah satu penyebab utama kematian apabila tidak ditangani dengan baik. Menurut laporan *The United States Renal Data System (USRDS)* tahun 2018, bahwa pada tahun 2016 ada sekitar 124.675 penderita ESRD baru, dengan incident rate sekitar 374.4/1.000.000 penduduk. Angka kematian ekstrapolasi tahun 2016 di Amerika Serikat untuk penyakit ESRD adalah 134/1000 orang per tahun. [1].

Menurut Riset Kesehatan Dasar tahun 2013, prevalensi pasien penyakit ginjal kronis di Indonesia sekitar 0.2 % dari jumlah penduduk [2]. Sedangkan menurut laporan WHO Country Health Profiles 2012, penyakit ginjal menempati peringkat ke 10 penyebab kematian di Indonesia, yakni sekitar 3% [3]. Menurut laporan Perhimpunan Nefrologi Indonesia (Pernefri) pada tahun 2016, ada sekitar 52835 pasien aktif yang menjalani terapi hemodialisa, dengan jumlah pasien baru sekitar 25.446 orang. Dari tahun 2007-2016, jumlah pasien hemodialisa terus mengalami kenaikan yang cukup signifikan. Sedangkan, jumlah mesin hemodialisa yang ada sekitar 6604 mesin dengan jumlah perawat sekitar 4728 orang [4]. Jumlah mesin tersebut masih jauh dari cukup, adapun kebutuhan idealnya apalin tidak 15.000 mesin. Saat ini mesin heamodialisa dan perangkat pendukungnya umumnya masih diimpor, sehingga menyebabkan biaya perawatan menjadi mahal.

Tingginya angka kematian karena keterbatasan fasilitas mesin, mendorong perlunya penelitian untuk mencari solusi guna mengatasi permasalahan tersebut melalui deteksi dini, pencegahan, pengobatan dan penatalaksanaan yang tepat untuk menekan munculnya kasus baru, mengobati dan mempertahankan kualitas hidup atau memperpanjang harapan hidup bagi penderita. Rancang bangun mesin hemodialisa yang kompetitif dan handal mendesak untuk dilakukan guna menekan biaya pengobatan dan menekan kendala karena keterbatasan fasilitas.

Hemodialisa adalah terapi untuk membersihkan darah dari racun-racun tubuh serta menjaga keseimbangan cairan dan zat kimia tubuh seperti sodium dan kalium, secara extracorporeal yakni dengan menggunakan ginjal buatan yang kompartemen darahnya adalah kapiler-kapiler selaput semipermeabel. Walaupun tidak menggantikan keseluruhan fungsi ginjal, akan tetapi paling tidak kualitas hidup yang diperoleh menjadi lebih baik dan harapan hidupnya meningkat. Terapi tersebut dilakukan pada penyakit ginjal kronik stadium 5, yaitu pada laju filtrasi glomerulus kurang dari 15 ml/menit.. Proses tindakan medis biasanya dilakukan 2-3 kali seminggunya dan memakan waktu sekitar 3.5-5 jam [5].

Saat ini, riset dan pengembangan mesin hemodialisa telah banyak dilakukan baik untuk meningkatkan kinerja dan peningkatan keamanan baik pada tingkatan komponen maupun sistem. Busono et al telah mengembangkan metoda untuk mengontrol sistem pemanas cairan dialisat berbasis Fuzzy Logic [6]. Telah dikembangkan pula sensor untuk pengamanan pasien saat menjalani terapi hemodialisas yakni sensor untuk medeteksi gelembung udara berbasis ultrasonic [7] maupun kapasitansi [8].

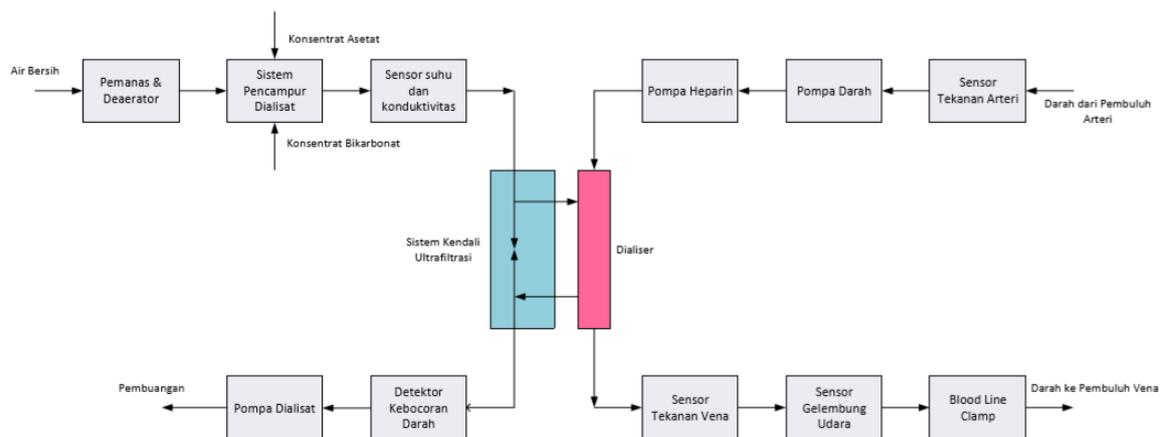
Tujuan dari penelitian ini adalah mengembangkan perangkat lunak firmware untuk penanganan sistem alarm pada prototipe mesin hemodialisa yang sedang dikembangkan. Alarm yang ditangani mencakup alarm suhu, alarm konduktivitas, alarm tekanan arteri, alarm tekanan vena, alarm kebocoran daran dan alarm gelembung udara.

SISTEM ALARM PADA MESIN HEMODIALISA

Mesin hemodialisa seperti yang terlihat pada Gambar 1, secara umum terdiri dari 2 bagian, yakni saluran yang langsung bersinggungan dengan darah (saluran ekstrakorporeal) dan saluran dialisat. Pada bagian saluran ekstrakorporeal, terdapat sebuah pompa peristaltic yang memompa darah yang diambil

dari pembuluh arteri melalui “artery AV Fistula needle” dan dilewatkan pada dialyser untuk disaring kemudian dikembalikan lagi ke pembuluh vena pasien melalui ke “vena AV Fitsula needle”. Agar darah tidak menggumpal, cairan heparin diinjeksikan kedalam saluran extracorporeal tersebut dengan menggunakan pompa heparin. Kecepatan aliran darah normal selama proses terapi hemodialisa berkisar antara 200-400 ml/menit.

Sedangkan proses yang terjadi dalam saluran dialisat adalah sebagai berikut. Air dari instalasi pengolahan air terlebih dahulu dimurnikan dan diproses sedemikian rupa sebelum dicampur dengan cairan bicarbonat maupun asetat. Proses tersebut mencakup pemanasan sampai mencapai suhu sekitar 35-40 °C dan penghilangan gelembung-gelembung udara yang timbul akibat pemanasan. Air yang telah dipanaskan dan dihilangkan gelembung udaranya tersebut dipompa ke sistem pencampur untuk dicampur dengan konsentrat asetat dan konsentrat bikarbonat dengan komposisi campuran 1:1.225:32.775 untuk konsentrat asam, konsentrat bikarbonat dan air [5].



GAMBAR 1. Diagram Blok Mesin Hemodialisa [2]

Campuran antara air, konsentrat asam dan konsentrat bikarbonat yang biasa disebut dengan cairan dialisat, diukur terlebih dahulu konduktivitasnya sebelum dialirkan ke dialyzer dan sistem ultrafiltrasi. Konduktivitas dialisat yang aman untuk terapi hemodialisa antara 11-15 mS/cm. Pada sistem ultrafiltrasi tersebut pelepasan cairan tubuh dikontrol dengan menggunakan *balancing chamber*, dimana satu sisi kompartemen digunakan untuk menampung dan mengukur cairan dialisat segar sedangkan sisi lainnya digunakan mengukur cairan dialisat bekas pakai.

Untuk keamanan pasien, tekanan darah arteri maupun tekanan vena, keberadaan gelembung udara pada darah yang mengalir pada saluran ekstracorporeal perlu dipantau secara terus menerus. Pada saluran dialisat, suhu dan konduktivitas dialisat perlu dipantau secara terus menerus, demikian pula keberadaan darah pada saluran dialisat. Sistem alarm perlu dipasang untuk pengamanan pasien. Berikut adalah parameter yang dipantau secara terus menerus selama terapi hemodialisa:

Alarm Tekanan Arteri : Tekanan arteri adalah tekanan antara jarum Fistula arteri yang dimasukkan kedalam saluran arteri darah dengan pompa darah. Tekanan arteri ini harus negative, karena pompa menghisap darah dari jarum Fistula arteri. Jika pompa menarik darah lebih cepat dibandingkan dengan kemampuan yang diberikan oleh jarum Fistula arteri, maka alarm tekanan arteri akan bunyi, modul sistem alarm akan menghentikan pompa darah dan menutup aliran darah ke pembuluh vena dengan mengaktifkan venous line clamp.

Alarm Tekanan Vena: Tekanan vena adalah tekanan pada selang darah antara pompa darah dengan jarum Fistula vena. Tekanannya selalu positif karena pompa mendorong darah kedalam jarum Fistula vena. Jika mesin mendorong darah lebih kencang dibandingkan dengan kemampuan jarum Fistula vena untuk menerima maka alarm akan aktif. Modul sistem alarm selanjutnya akan

menghentikan pompa darah dan menutup aliran darah ke pembuluh vena dengan mengaktifkan venous line clamp.

Alarm Konduktivitas: Konduktivitas merupakan besaran fisis untuk mengukur konsentrasi dari bahan kimia terlarut dalam larutan dialisis. Jika konduktivitasnya tinggi, maka berarti bahwa terlalu banyak bahan kimia terlarut. Jika konduktivitas terlalu rendah, hal ini berarti bahwa terlalu sedikit bahan kimia yang terlarut dalam larutan dialisis. Jika konduktivitas nilainya diluar jangkauan, maka mesin akan membuka katup bypass dan cairan dialisis tersebut dialirkan ke pembuangan.

Alarm Suhu. Sensor suhu digunakan untuk mengukur suhu cairan dialisis. Jika cairan dialisis terlalu panas, maka bisa menghancurkan sel-sel darah merah. Jika cairan dialisis terlalu dingin, maka pasien akan merasakan dingin. Jika temperatur dialisis ada diluar rentang batas, cairan dialisis akan dialirkan ke saluran pembuangan.

Alarm Gelembung Udara. Detektor gelembung udara digunakan untuk memantau keberadaan gelembung udara pada selang darah sebelum dialirkan balik ke jarum Fistula vena. Jika gelembung udara terdeteksi oleh detektor, maka pompa darah akan dihentikan dan aliran darah akan ke jarum Fistula vena akan ditutup dengan *venous line clamp*.

Alarm Kebocoran Darah. Detector ini digunakan untuk memantau darah yang bocor dari dialyser dan mengalir ke dalam saluran dialisis. Robeknya membrane dialyser dapat menyebabkan hilangnya sel-sel darah merah. Selain itu memudahkan bakteri-bakteri masuk ke dalam aliran darah. Jika kebocoran darah itu terjadi, maka dialiser harus diganti dengan yang baru.

Tombol Mute. Mesin hemodialisa biasanya dilengkapi dengan sebuah tombol yang akan menghentikan bunyi alarm untuk sementara waktu. Tombol ini tidak digunakan untuk mengaktifkan mesin.

METODOLOGI

Dalam rangka implementasi perangkat lunak untuk penanganan sistem alarm, terlebih dahulu dikembangkan modul elektronik sistem alarm yang terhubung dengan modul elektronik akuisisi data yang terhubung sensor-sensor yang dipasang pada saluran extracorporeal dan saluran dialisis serta modul elektronik aktuator yang terhubung ke pompa, seleoid valve dan venous line clamp. Sensor-sensor tersebut akan digunakan untuk merekam tekanan arteri, tekanan vena, mendeteksi gelembung udara, mengukur suhu dan konduktivitas dialisis serta mendeteksi kebocoran darah pada dialyser. Sistem alarm yang dikembangkan mengacu pada standar internasional ANSI/AAM RD5:2003 [9] dan CEI/IEC 601-2 [10].

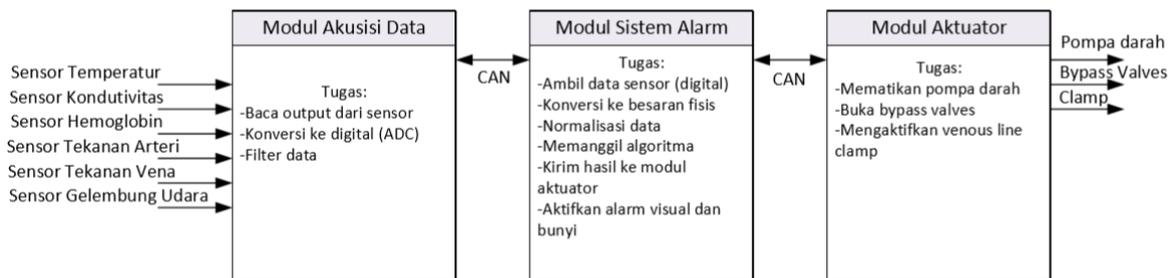
Functional Requirement

Perangkat lunak yang dikembangkan harus dapat diimplementasikan pada modul sistem alarm untuk melakukan fungsi-fungsi : membaca data keluaran dari sensor-sensor suhu, tekanan arteri, tekanan vena, konduktivitas, mendeteksi adanya kebocoran darah pada serabut dialyser yang pecah, mendeteksi adanya gelembung udara, mengaktifkan alarm bunyi dan visual, serta mengaktifkan tindakan penyelamatan.

Pengembangan Sistem Elektronik Untuk Penanganan Alarm

Sistem elektronik untuk penanganan alarm terhubung dengan modul elektronik akuisisi data untuk pengambilan data dari sensor-sensor dan modul elektronik aktuator untuk pengontrolan katup solenoid, venous line clamp dan pompa. Fungsi dari modul penanganan alarm adalah untuk memantau guna memastikan bahwa sistem mesin hemodialisa beroperasi dengan aman. Modul penanganan alarm ini secara terus menerus memantau bacaan dari sensor-sensor yang terpasang pada saluran dialisis maupun saluran ekstrakorporeal, serta melakukan penghitungan dengan algoritma yang telah disediakan dan melakukan tindakan apabila nilainya diluar batas aman. Tindakan tersebut berupa pemberian sinyal dengan prioritas tinggi pada modul aktuator untuk penghentian gerakan

pompa, membuka katup pengamanan atau menggerakkan rotary selenoind untuk menggentikan aliran darah ke jarum Fistula vena.



GAMBAR 2. Hubungan Antar Modul Elektronik

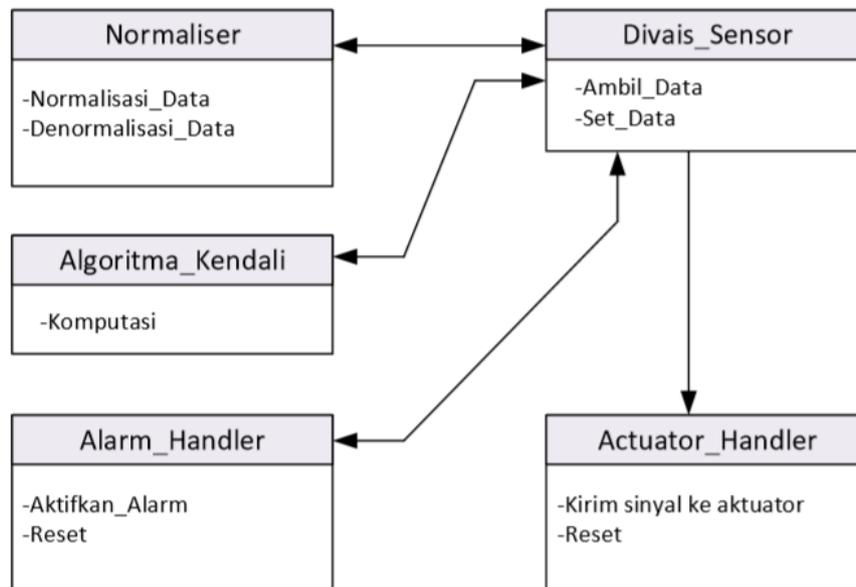
Modul elektronik akuisis data digunakan untuk pengambilan data dari sensor-sensor selama proses terapi hemodialisa berlangsung. Beberapa sensor yang dipasang pada saluran dialisat maupun ekstrakorporeal tersambung pada modul elektronik tersebut. Beberapa parameter yang selalu dipantau secara serempak adalah tekanan pada tekanan vena, tekanan arteri, suhu dialisat, konduktivitas dialisat, adanya heaemoglobin pada dialisat, gelembung udara. Luaran dari sensor tersebut setelah diproses secara analog maupun digital oleh modul elektronik akuisisi data, hasil pemrosesan selanjutnya dikirim ke modul penanganan alarm untuk diidentifikasi apakah bacaan sensor melebihi rentang yang aman apa tidak. Apabila hasil analisa dari bacaan sensor menunjukkan indikasi kurang atau melebihi ambang batas, maka sinyal dengan prioritas tinggi akan dikirim ke modul elektronik actuator untuk menghentikan pompa darah atau membuka katup atau mengaktifkan rotary solenoid untuk menghentikan aliran darah ke jarum vonous AV Fistula, dan alarm akan berbunyi. Proses pemantauan dan pengaturan yang dilakukan secara serempak tersebut dikerjakan oleh mikrokontroler STM32F411 [11].

Modul elektronik actuator merupakan integrasi dari modul mikrokontroler dan beberapa pump driver, solenoid driver, serta beberapa communication interface. Pump driver modul digunakan untuk menggerakkan motor pada pompa perilstatik (blood pump), degassing pump, dan dialisat pump. Di dalam pump driver modul tersebut terdapat rangkaian digital yang dilengkapi dengan mikrokontroler STM32F411, analog to digital converter (ADC), digital to analog converter (DAC) dan rangkaian power transistor. Khusus untuk blood pump, proses pengaturan putaran motor dilakukan oleh mikrokontroler berdasarkan informasi dari bacaan tekanan pada transduser arteri maupun Hall sensor yang merekam jumlah rotasi motor per menit. Modul communication interface digunakan untuk menjembatani komunikasi data pada setiap modul elektronik. Karena pada masing-masing modul terpasang mikrokontroler, maka komunikasi antar masing-masing modul digunakan protokol komunikasi yang sudah ada. Jenis protokol yang digunakan untuk komunikasi data adalah I²C, CAN dan USB, dimana protocol komunikasi ini disediakan oleh mikrokontroler STM32F411 [11].

Arsitektur Perangkat Lunak

Perangkat lunak firmware yang dikembangkan digunakan sebagai driver untuk modul elektronik sistem alarm. Firmware tersebut digunakan untuk mendrive modul elektronik sistem akuisisi data dan modul elektronik aktuator tidak dibahas disini. Didalam setiap modul elektronik dimana software embedded ditanam, terkoneksi dengan sensor (suhu, tekanan, laju alir, alarm, dan aktuator). Pada modul elektronik sistem alarm, hasil-hasil pengukuran output dari modul elektronik untuk akuisisi data tersebut, sebelum diproses lebih lanjut, terlebih dahulu dilakukan normalisasi, selanjutnya dikonversi kedalam besaran fisis, seperti derajat celcius untuk suhu, mmHg untuk tekanan dan mS/cm untuk konduktivitas. Nilai bacaan yang telah dikonversi tersebut selanjutnya digunakan sebagai input oleh algoritma untuk menentukan tindakan apa yang perlu dilakukan apabila nilai inputnya diluar batas

rentang yang diijinkan. jangkauan tertentu maka alarm akan aktif. Hubungan antara komponen dalam firmware dapat dilihat pada GAMBAR 3.



GAMBAR 3. Hubungan antar komponen (archetype)

Uraian dari masing-masing komponen dengan mengacu pada [12] dapat dijabarkan sebagai berikut:

Divais_Sensor. Sistem dimodelkan sebagai sebuah hirarki divais, dimulai dengan entitas yang dekat dengan perangkat keras sampai dengan sistem komplit. Untuk setiap divais, ada nol atau lebih sub divais dan algoritma pengontrol. Divais tersebut dapat berupa *leaf device* atau *logical device*. *Leaf device* diparameterisasi dengan *algorithm* dan sebuah *normalizer*. Sedangkan *logical device* diparameterisasi dengan satu atau lebih sub device.

Algoritma_Kendali. Dalam *device archetype*, informasi tentang relasi dan konfigurasi disimpan. Sedangkan komputasi dilakukan dalam archetype yang terpisah, yang digunakan untuk memparameterisasi komponen divais. *AlgoritmaKendali* melakukan penghitungan untuk menentukan nilai-nilai suboutput dari divais yang didasarkan pada besarnya input yang dimasukkan pada subdivais dan kendali yang diterima dari divais yang ada dibawah kendalinya (*encapsulating devices*). Ketika divaise tersebut berupa *leaf node*, penghitungan biasanya nihil (*void*).

Normaliser. Untuk melakukan deal dengan satuan pengukuran yang berbeda biasanya digunakan *normalization archetype*. *Normalizer* digunakan untuk parameterisasi komponen divais dan invoke ketika normalisasi dari dan untuk satuan yang digunakan oleh divais dengan hirarki yang lebih tinggi dan *algoritma pengontrol* dari divais.

Actuator_Handler. Komponen-komponen dari *Actuator_Handlaer* bertanggung jawab untuk memantau sub device dan memastikan nilai yang dibaca dari sensor ada dalam nilai ambang alarm yang telah diset dan selanjutnya akan mengaktifkan kompone-komponen aktuator.

Alarm_Handler. Adalah *archetype* yang bertanggung jawab pada alarm dengan mengembalikan mesin hemodialisa pada keadaan aman atau dengan melakukan pengadresan penyebab alarm tersebut aktif.

Mesin hemodialysis diperlukan untuk beroperasi pada kondisi real time. Persyaratan ketat dalam respon time ketika muncul situasi bahaya dimana sistem harus secara cepat mendeteksi dan menghilangkan bahaya tersebut.

Uji Fungsi

Uji fugsi dilakukan untuk mengetahui apakah sistem alarm baik firmware maupun hardwarenya telah berfungsi dengan baik sebagaimana yang diharapkan. Oleh karena itu berbagai skenario peristiwa yang mensimulasikan

kejadian sehingga dapat mengaktifkan alarm baik alarm bunyi maupun alarm visual seperti misalnya pemberian air dengan suhu diluar batas yang diijinkan, pemberian konsentrat bikarbonat maupun konsentrat asetat sehingga menghasilkan konduktivitas dialisat diluar batas yang diijinkan yakni (11-15 mSm/cm), simulasi adanya kebocoran cairan darah pada saluran dialisat, simulasi adanya gelembung udara pada saluran ekstrakorporeal dan simulasi pompa darah bekerja dengan laju aliran melebihi batas tekanan vena yang diijinkan, pemberian tekanan lebih pada saluran antara jarum arteri dengan pompa darah. Masing-masing percobaan dilakukan sekitar 100 kali, untuk memberikan gambaran fungsi dan kinerja sistem alarm yang lebih baik.

Evaluasi

Dalam melakukan evaluasi terhadap hasil uji dari sistem alarm, dalam percobaan ini digunakan penghitungan sensitivitas, spesifisitas dan akurasi. Sensitivitas mengukur kemungkinan kejadian terdeteksi dengan benar. Dengan kata lain sensitivitas (S_e) merupakan proporsi antara positif benar (PB) dengan positif benar (PB) ditambah negatif palsu (NP) dikalikan dengan 100%. Spesifisitas (S_p) mengukur seberapa sering pengujian menjadi negative ketika diketahui bahwa pengukuran menunjukkan hasil diluar rentang yang diijinkan, atau spesifisitas sama dengan proporsi antara negatif benar (NB) dengan positif palsu (PP) dan negatif benar (NB) dikalikan 100%. Sedangkan untuk akurasi (Acc) menunjukkan sejauh mana hasil pengukuran sesuai dengan kenyataannya. Akurasi merupakan rasio anatar positive benar (PB) dengan positif benar (PB) dan positif palsu (PP) serta negative palsu (NP) dikalikan 100%. Positif benar (PB) adalah kondisi dimana alarm aktif karena mendeteksi keadaan fisis ada dalam keadaan tidak aman. Negatif benar (NB) adalah kondisi bahwa alarm tidak aktif pada saat keadaan fisis ada dalam keadaan aman. Positif palsu (PP) adalah kondisi dimana alarm aktif tapi kondisi fisis ada dalam keadaan aman. Negatif palsu (NP) adalah kondisi dimana alarm tidak aktif pada saat kondisi aman.

HASIL DAN PEMBAHASAN

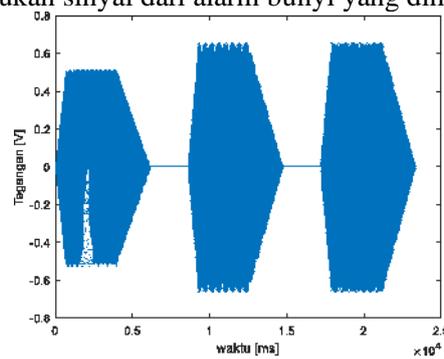
Dalam rangka implementasi perangkat lunak untuk penanganan sistem alarm, terlebih dahulu telah dikembangkan modul elektronik untuk penanganan sistem alarm yang terhubung dengan papan elektronik untuk akuisisi data dimana sensor-sensor yang dipasang dan modul papan elektronik untuk pengontrolan actuator maupun pompa-pompa. Sensor-sensor tersebut digunakan untuk memantau tekanan arteri, tekanan vena, mendeteksi gelembung udara, mengukur suhu dan konduktivitas dialisat dan mendeteksi adanya kebocoran darah pada dialyser.

Pada tahap awal pengembangan, modul papan elektronik untuk penanganan sistem alarm seperti yang terlihat pada GAMBAR 4 menggunakan development board STM32F4 discovery, yang ditumpangkan pada carrier board yang mana pada permukaan carrier board tersebut terpasang komponen-komponen elektronik, yang menghubungkan antara mikrokontroler dengan modul papan elektronik untuk akuisisi data maupun modul papan elektronik untuk pengaturan aktuator/pompa (pompa darah, *bypass valves* dan *blood line clamp*). Firmware yang telah dikembangkan selanjutnya diintegrasikan dengan modul elektronik yang dikembangkan agar dapat melakukan fungsi sesuai dengan yang dikehendaki.



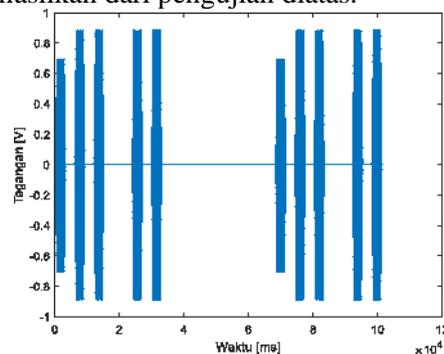
GAMBAR 4. Papan elektronik untuk penanganan sistem alarm dan alarm visual

Untuk mengetahui fungsionalitas dan kinerja sistem alarm, beberapa skenario pengujian telah dilakukan. Pada saluran dialisis, beberapa pengujian telah dilakukan, yakni uji alarm suhu, uji konduktivitas dan uji kebocoran darah. Uji alarm suhu dilakukan dengan cara menginjeksi saluran dialisis dengan air dingin dan air hangat secara bergantian, dimana air dingin diambil langsung dari air kran, sedangkan air hangat diambil dari ruang pemanas air pada mesin hemodialisa. Suhu air hangat sekitar 35-40 °C sedangkan yang dingin sekitar 20 °C. Dalam uji alarm suhu ini, pengulangan dilakukan sebanyak 100 kali untuk suhu air antara 35-40 °C dan 100 kali untuk suhu air diluar rentang yang diijinkan. GAMBAR 5 menunjukkan sinyal dari alarm bunyi yang dihasilkan dari pengujian diatas.



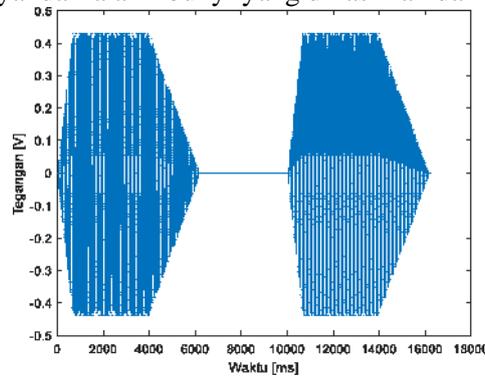
GAMBAR 5. Sinyal alarm suhu

Uji alarm konduktivitas dilakukan dengan menginjeksi saluran dialisis dengan berbagai komposisi konsentrat asetat, konsentrat bikarbonat dan air. Dalam pengujian ini suhu air dipertahankan antara 35-40 °C. Dengan mengatur jumlah putaran pompa bikarbonat, pompa asetat dan flow rate dari air, maka nilai konduktivitas cairan dialisis yang dihasilkan dapat diatur. Pada percobaan ini, pompa alir diprogram sehingga menghasilkan lajur alir dialisis sekitar 200 ml/menit dan 100 ml/menit, secara bergantian masing-masing selama 30 detik, sedangkan pompa bikarbonat 30 ml dan konsentrat asetat berkisar 10 ml/menit. Percobaan dilakukan selama 100 kali untuk dialisis dengan konduktivitas antara 11-15 mS/cm dan 100 kali untuk konduktivitas diluar rentang yang diijinkan. GAMBAR 6 menunjukkan sinyal dari alarm bunyi yang dihasilkan dari pengujian diatas.



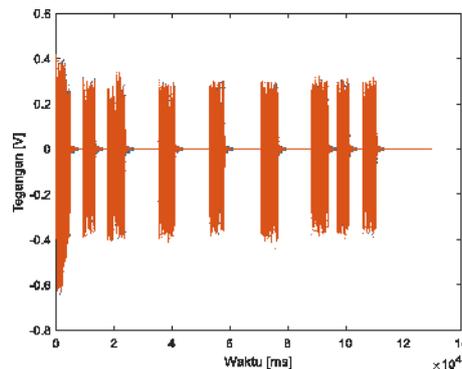
GAMBAR 6. Sinyal alarm konduktivitas

Uji alarm kebocoran darah dilakukan dengan menginjeksikan saluran dialisis pada posisi diantara dialiser dan sensor kebocoran darah. Darah sapi yang telah dicampur dengan heparin digunakan untuk percobaan ini. Jarak antara titik injeksi dengan detektor sekitar 10 cm. Volume darah yang diinjeksikan sekitar 10 ml dan dilakukan secara berurutan, dimana selang waktu antar injeksi sekitar 30 detik. GAMBAR 7 menunjukkan sinyal dari alarm bunyi yang dihasilkan dari pengujian diatas.



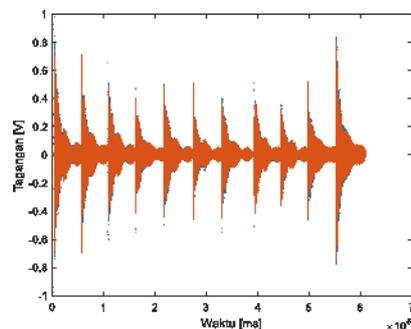
GAMBAR 7. Sinyal alarm kebocoran darah

Pada saluran dialisis, beberapa pengujian telah dilakukan, yakni uji alarm tekanan arteri, uji alarm tekanan vena dan uji alarm gelembung udara. Uji coba alarm tekanan vena dilakukan dengan memberikan tekanan berlebih pada saluran darah antara pompa darah dan *venous AV Fistula needle*. Apabila tekanan yang diberikan melebihi ambang batas dari kemampuan maksimal tekanan yang diijinkan, maka alarm tekanan vena akan aktif dan pompa darah akan dihentikan dan penjepit saluran darah akan diaktifkan. GAMBAR 8 merupakan sinyal alarm bunyi yang dihasilkan dari pengujian alarm tekanan vena.



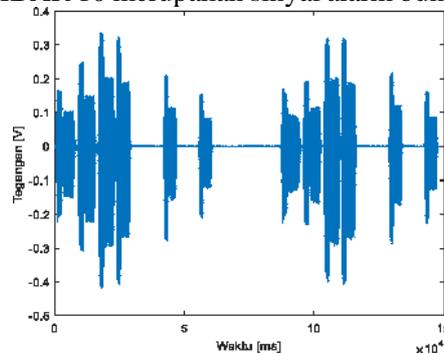
GAMBAR 8. Sinyal alarm tekanan vena

Uji coba alarm tekanan arteri dilakukan dengan memberikan tekanan positif pada selang darah antara *artery AV Fistula needle* dan pompa darah. Apabila tekanan yang diberikan melebihi ambang batas dari kemampuan maksimal tekanan yang diijinkan, maka alarm tekanan arteri akan aktif dan pompa darah akan dihentikan. GAMBAR 9 merupakan sinyal alarm bunyi yang dihasilkan dari pengujian alarm tekanan vena.



GAMBAR 9. Sinyal alarm tekanan arteri

Uji coba alarm gelembung udara dilakukan dengan menginjeksi gelembung udara pada saluran ekstrakorporeal yang terlebih dahulu diisi dengan larutan dextran-70. Larutan ini dipilih karena memiliki sifat yang sama dengan darah manusia. Gelembung udara yang ikut dengan larutan tadi dilewatkan pada sensor gelembung udara. Alarm gelembung udara akan aktif pada waktu sensor mendeteksi adanya gelembung udara yang lewat. Dengan aktifnya alarm tersebut maka pompa darah akan dihentikan dan penjepit saluran darah akan diaktifkan, sehingga gelembung udara tidak masuk kedalam pembuluh darah. GAMBAR 10 merupakan sinyal alarm bunyi untuk alarm gelembung udara.



GAMBAR 10. Sinyal alarm gelembung udara

Untuk mengetahui kinerja dari sistem alarm prototipe mesin hemodialisa, beberapa skenario pengujian diatas telah dilakukan. TABEL 1 merupakan rangkuman hasil pengujian yang berupa nilai sensitivitas (Se), spesifisitas (Sp) dan akurasi (Acc).

TABEL 1. Performa Sistem Alarm

Uji Alarm	PB	NB	PP	NP	Se	Sp	Acc
Alarm suhu	97	95	5	6	95.1	95.0	89.0
Alarm konduktivitas	96	95	4	5	96.0	95.9	91.4
Alarm kebocoran darah	98	97	3	2	97.0	97.0	95.1
Alarm tekanan arteri	96	95	5	4	95.0	95.0	91.4
Alarm tekanan vena	95	94	6	5	94.0	94.0	89.6
Alarm gelembung udara	97	98	3	3	97.0	97.0	94.2

SIMPULAN

Perangkat lunak untuk menangani sistem alarm pada mesin hemodialisa telah dikembangkan. Sistem alarm yang ditangani mencakup alarm tekanan arteri, tekanan vena, gelembung udara pada saluran darah, suhu dan konduktivitas dialisat serta kebocoran darah. Sistem alarm ini terhubung dengan modul elektronik akuisisi data dan modul elektronik aktuator. Modul elektronik akuisisi data terhubung dengan sensor tekanan, sensor gelembung udara, termistor, sensor konduktivitas dan sensor untuk mendeteksi kebocoran darah, sedangkan modul elektronik aktuator terhubung dengan pompa darah, *solenoid valves* dan *rotary seloid* untuk memutar *venous line clamp*. Pada keadaan mesin hemodialysis aktif, semua modul elektronik dalam keadaan moda *standby* dan siap untuk menerima instruksi maupun membaca input dari sensor-sensor. Alarm akan aktif jika bacaan sensor diluar rentang yang diinginkan. Modul sistem alarm akan mengirimkan instruksi ke modul elektronik aktuator untuk melakukan tindakan tertentu sesuai dengan instruksi yang diberikan oleh modul sistem alarm. Untuk mengetahui apakah sistem alarm sudah berfungsi dengan baik sesuai dengan *requirement* yang diinginkan, beberapa skenario uji coba telah dilakukan. Uji coba tersebut

mencakup pemberian suhu dialisat diluar rentang yang diperbolehkan, konduktivitas dialisat melebihi batas ambang maksimum, kecepatan pompa darah melebihi batas ambang maksimum, menginjeksikan gelembung udara pada saluran ekstrakorporeal, dan menginjeksi cairan darah pada aliran dialisat. Hasil uji coba menunjukkan bahwa sistem alarm telah bekerja dengan baik dengan tingkat

kesalahan yang rendah, hal ini dapat dilihat dari nilai sensitivitas (Se), spesifisitas (Sp) dan akurasi (Acc) yang mempunyai nilai diatas 90.

REFERENSI

- [1] Available : [<http://www.usrds.org/>] (tanggal akses : 20 Juni 2019).
- [2] Balitbangkes Kemenkes RI. Riset Kesehatan Dasar Indonesia. 2013.
- [3] Indonesia: WHO statistical profile. 2012.
- [4] Available : [[http:// www. Indonesianrenalregistry.org](http://www.Indonesianrenalregistry.org)] (tanggal akses : 20 Juni 2019).
- [5] M. Misra, The basics of hemodialysis equipment, Hemodialysis International 2005, 9: pp. 30–36.
- [6] P. Busono, A. Fitrianto, T. Handoyo, A. Barkah, Y.Suryana, Riyanto, R. Febryarto, Development of Fuzzy Logic Based Temperature Controller for Dialisat Preparation System, Proceeding of the EECSI, 2015, Palembang.
- [7] P. Busono, Design and Implementation of a Capacitance Based Air Bubble Detection System for Hemodialysis Machine, Proceeding of International Conference on Physics, 2014. Pp.114-118.
- [8] P. Busono, Development of Ultrasonic Based Air Bubble Detection and Safety System for Hemodialysis Machine to Prevent Embolism, Applied Mechanics and Materials Vol. 771 (2015) pp 116-120
- [9] ANSI/AAM RD5:2003, Hemodialysis System, Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 2003.
- [10] CEI/IEC 601-2 Safety requirements standard for dialysis machines
- [11] UM1842 User manual, Discovery kit with STM32F411VE MCU, Desember 2014.
- [12] PerOlof Bengtsson & Jan Bosch, Haemo Dialysis Software Architecture Design Experiences, Proceeding of the 21st International Conference on Software Engineering, ICE 1999, pp. 516-525.

