

# Sistem Deteksi Kelainan Jantung Berdasarkan Elektrokardiograf Secara Otomatis

Sintaria Praptinasari  
Administrasi Bisnis  
Politeknik Negeri Madiun  
Madiun, Indonesia  
sintaria@pnm.ac.id

Mohammad Erik Echsony  
Teknik Komputer Kontrol  
Politeknik Negeri Madiun  
Madiun, Indonesia  
erik\_sony@pnm.ac.id

Sulfan Bagus Setyawan  
Teknik Komputer Kontrol  
Politeknik Negeri Madiun  
Madiun, Indonesia  
sulfan@pnm.ac.id

Aditya Danang Pawindyanto  
Teknik Komputer Kontrol  
Politeknik Negeri Madiun  
Madiun, Indonesia  
Pawindyanto@gmail.com

**Abstrak** - Di Indonesia angka pengidap stroke tiap tahunnya terus bertambah. Salah satu penyebab utamanya adalah gangguan irama jantung. Hal ini dikarenakan rendahnya kesadaran dan pemahaman masyarakat tentang mengenali irama jantungnya. Pada dunia medis gangguan irama jantung dapat dipantau dengan menggunakan perangkat elektrokardiograf(EKG), namun dikarenakan alat tersebut masih membutuhkan dokter untuk menghitung *interval* dan *heart rate* pasien. Oleh karena itu, “Sistem Deteksi Kelainan Jantung Berdasarkan Elektrokardiograf Secara Otomatis” diusulkan untuk menanggulangi permasalahan yang ada. Cara bekerjanya alat tersebut dengan menangkap sinyal jantung melalui elektroda, kemudian sinyal dikuatkan dan di filter pada rangkaian instrumentasi serta diproses pada mikrokontroler dan Delphi7 untuk memperoleh parameter yang dibutuhkan untuk mendiagnosis kelainan irama jantung menggunakan metode Pan-Tompkins. Metode Pan-Tompkins digunakan untuk mendeteksi segmen kompleks QRS. Dari Kompleks QRS terdiri parameter *Heart rate*, *QRS width* dan *RR interval*. Dari parameter tersebut sistem dapat mendiagnosis adanya kelainan pada jantung seperti kelainan *Bradycardia* dan *tachycardia*. Berdasarkan hasil pengujian dengan membandingkan alat EKG yang terbuat dari Alat ECG dengan tipe BTL-08 SD3 dimana akan terdapat *error* sebesar 3%.

**Kata kunci**— *kelainan jantung; elektrokardiograf; mikrokontroler; metode Pan-Tompkins*

## I. PENDAHULUAN

Penyakit jantung merupakan salah satu jenis penyakit yang tidak menular peringkat pertama penyebab kematian di dunia. Berdasarkan tahun 2016 sesuai data dari *American Heart Association* terdapat 17,9 juta kematian di dunia yang disebabkan oleh penyakit jantung, mewakili 31% penyebab semua kematian di dunia (Acc.org, 2017) [1]. Menurut Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas) tahun 2014, di Indonesia diperkirakan terdapat 12,9% kematian disebabkan oleh penyakit jantung (depkes.go.id, 2017) [2]. Hal ini dikarenakan kurangnya kesadaran masyarakat dalam sadar pentingnya mengetahui dan mengenali sejak dini resiko yang dapat ditimbulkan dari penyakit jantung. Dalam bidang biomedis kondisi suatu jantung dapat

diperiksa dengan menggunakan metode elektrokardiogram, dimana elektrokardiogram (EKG) merupakan alat yang digunakan untuk mendeteksi kelainan jantung dengan cara mengukur aktivitas listrik dari jantung. Aritmia jantung, pembesaran jantung, peradangan jantung, dan penyakit jantung koroner juga dapat didiagnosis dengan EKG. Untuk membedakan jenis penyakit/ jenis kelainan jantung tersebut kategori yang mana, dapat di lihat dari bentuk sinyal EKG yang dihasilkan oleh aktivitas otot jantung. (Wisnu,2013) [3].

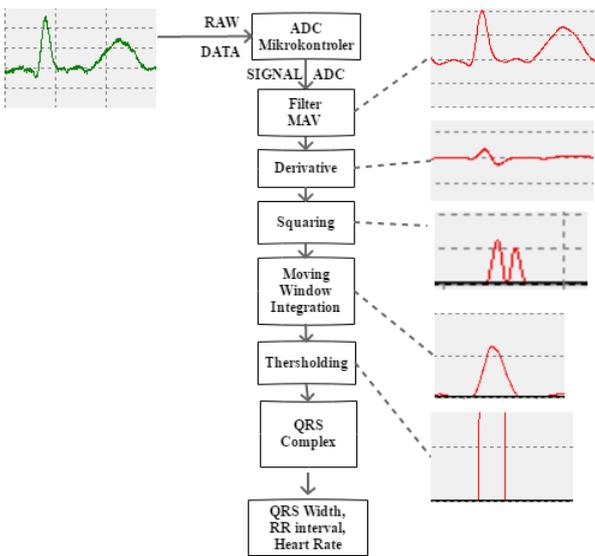
Banyak metode yang dapat digunakan untuk mendiagnosis penyakit jantung berdasarkan hasil pembacaan sinyal elektrokardiogram. Dimitra Azariadi menggunakan metode *Discrete Wavelet Transform* untuk mendeteksi sinyal QRS secara *real time*. Melalui metode ini dapat mengetahui *heart rate* pasien yang kemudian diklasifikasikan mengidap aritmia atau tidak (Dimitra, 2016) [4]. Namun, penelitian ini hanya menyediakan parameter *RR interval* saja belum menyediakan parameter *QRS width* dan *Heart rate*. Theo Wiranda H mengembangkan sebuah aplikasi *android* untuk mendeteksi *heart rate* dengan menggunakan teknik *Pan-Tompkins*, metode ini mendeteksi sinyal QRS dengan bantuan teknik *band pass filtering* (Wiranda, 2016) [5]. Kecepatan denyut inilah yang dapat dijadikan salah satu acuan untuk menganalisa adanya kelainan aritmia. Pada penelitian tugas akhir dari Youland Fahmiantoro yang berjudul “Sistem Deteksi Jantung Normal dan Abnormal Berdasarkan *Elektrokardiograf*” didapatkan sebuah metode yang dapat mengetahui *heart rate* dari pasien dalam kondisi normal atau abnormal secara *realtime* (Youland Fahmyantoro dkk, 2018) [6]. Namun, pada penelitian ini penulis diharuskan membaca dan menentukan posisi *interval RR* dari sinyal pembacaan EKG secara manual. Berdasarkan latar belakang diatas, penulis akan membuat sistem yang mampu membaca dan mengidentifikasi sinyal EKG, dimana alat tersebut dapat divisualisasikan secara otomatis melalui komputer dan juga dapat mengakuisisi data. Serta menyediakan fitur seperti *Heart rate*, *RR interval*, dan *QRS width* sehingga dapat memudahkan pengklasifikasian ada atau tidaknya kelainan pada jantung. Kontribusi pada alat ini adalah relatif lebih murah dengan alat yang memiliki fungsi yang

sama yang sudah beredar di pasaran, sehingga lebih terjangkau oleh masyarakat menengah kebawah. Masyarakat menengah ke bawah juga mampu membeli dan menggunakannya. Dibandingkan dengan penelitian sebelumnya, kelebihan alat ini didesain secara *portable*, lebih ringan dan lebih mudah dibawa sehingga mampu mendeteksi penyakit jantung dengan otomatis, efisien dan *flexible*. Harapan penulis, sistem ini dapat menjadi alat pencegahan dini masyarakat dari penyakit jantung.

II. METODOLOGI

Pada bab ini akan menjelaskan tentang metode, diagram blok, flowchart sistem deteksi kelainan jantung berdasarkan elektrokardiograf secara otomatis.

A. Diagram Sistem



Gambar 1. Diagram Sistem “Sistem Deteksi Kelainan Jantung Berdasarkan Elektrokardiograf Secara Otomatis”

Gambar 1 menjelaskan Diagram Sistem dari “Sistem Deteksi Kelainan Jantung Berdasarkan Elektrokardiograf Secara Otomatis”. Pada perancangan sistem ini, penulis mengimplementasikan metode pan-tompkins untuk mendeteksi parameter QRS kompleks pada program aplikasi Delphi7. Sedangkan untuk proses konversi data analog sinyal menjadi data digital sinyal diaplikasikan pada Mikrokontroler STM32F4. Pertama, data analog sinyal jantung hasil rangkaian instrumentasi elektrokardiograf(EKG) masuk pada pin ADC Mikrokontroler STM32F4. Data yang dapat terbaca oleh Mikrokontroler adalah sebesar 3.3 Volt. Sinyal EKG hasil proses ADC(Analog Digital Converter) masih terdapat *noise* sehingga perlu difilter sehingga didapatkan hasil sinyal EKG yang dapat terlihat dengan jelas bagian dari sinyal T, QRS kompleks, dan sinyal P. Filter yang digunakan adalah MAV Filter (*Moving Avarage Filter*).Hal terpenting dalam mengaplikasikan MAV filter adalah menentukan nilai *window(M)*. Pada sistem ini penulis menggunakan nilai *window* sebesar 30. Dimana persamaan dari MAV Filter ditunjukkan oleh Persamaan (1).

$$y(n) = \frac{1}{M} \sum_{j=M-1}^0 x[n+j] \tag{1}$$

Proses selanjutnya adalah Derivatif. Pada proses ini berfungsi untuk menyederhanakan dan mendapatkan informasi lebar kompleks QRS. Metode Pan-Tompkins menggunakan five-point derivatif, dengan itu sudah cukup untuk mendapatkan informasi tentang kompleks QRS. Untuk menyederhanakan informasi QRS ditunjukkan oleh Persamaan (2).

$$y(nT) = (1/8T) \left[ \begin{matrix} -x(nT-2T) - 2x(nT-T) + \\ 2x(nT+T) + x(nT+2T) \end{matrix} \right] \tag{2}$$

Setelah didapatkan sinyal hasil penyederhanaan kompleks QRS sinyal EKG masuk pada proses *Squaring*. Pada proses ini sinyal dikuadratkan sehingga didapatkan keluaran sinyal yang hanya bernilai positif. Persamaan dari Proses *Squaring* ditunjukkan oleh Persamaan (3).

$$y(nT) = [x(nT)]^2 \tag{3}$$

Sinyal hasil proses *Squaring* kemudian di gabung pada proses *Moving windows integration*. Hasil dari proses ini adalah keluaran sinyal yang merupakan gabungan dari beberapa sinyal *Squaring* dimana fungsi penggabungan sinyal ini untuk memudahkan menghitung lebar kompleks QRS. Persamaan dari *Moving windows integration* ditunjukkan oleh Persamaan (4).

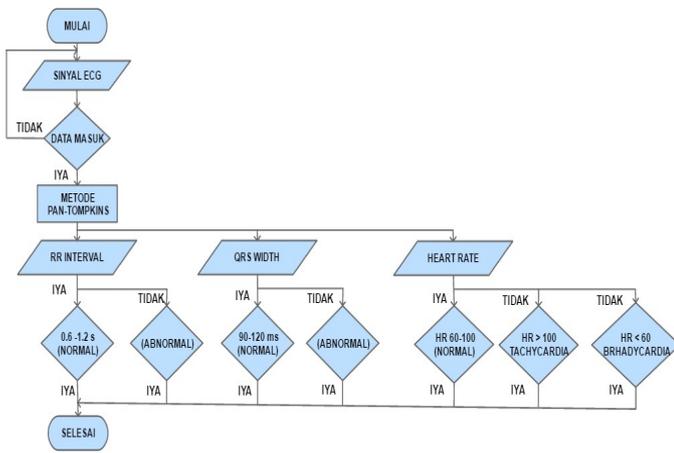
$$y(nT) = (1/N) \left[ \begin{matrix} x(nT-(N-1)T) + x(nT-(N-2)T) \\ + x(nT-(N-3)T) + \dots + x(nT) \end{matrix} \right] \tag{4}$$

Kemudian sinyal masuk pada proses terakhir yaitu *thresholding*. Pada proses ini sinyal elektrokardiograf diklasifikasikan sesuai nilai amplitudonya, jika nilai sinyal bernilai 0 maka diklasifikasikan menjadi *low* dan jika bukan diklasifikasikan menjadi *high*. Sehingga akan membentuk sinyal kotak, lebar kotak ini yang dijadikan nilai dari QRS width. Dari proses ini juga didapatkan parameter RR interval dan Heart Rate. Untuk persamaan dari *thresholding* ditunjukkan pada persamaan (5)

$$y(n) = \begin{cases} 1, x(n) > threshold \\ 0, x(n) < threshold \end{cases} \tag{5}$$

B. Flowchart Sistem

Flowchart “sistem Deteksi Kelainan Jantung Berdasarkan Elektrokardiograf Secara Otomatis” ditunjukkan oleh Gambar 2.



**Gambar 2.** Flowchart “Sistem Deteksi Kelainan Jantung Berdasarkan Elektrokardiograf Secara Otomatis”

### III. HASIL DAN ANALISA

Pengujian terhadap “Sistem Deteksi Kelainan Jantung Berdasarkan Elektrokardiograf Secara Otomatis”. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui hasil dari perencanaan, menganalisa kelemahan sistem, dan membandingkan hasil pengujian dengan apa yang sudah direncanakan. Pengujian yang dilakukan dalam perancangan sistem ini adalah sebagai berikut:

#### A. Pengujian Proses ADC (Analog Digital Converter)

Pengujian ini dapat digunakan untuk mengetahui program ADC apakah dapat bekerja secara baik atau tidak. Cara bekerja pada pengujian ini adalah dengan cara mengukur nilai ADC dari keluaran tegangan resistor variabel. Hasil dari pengujian ADC dapat dilihat pada Tabel 1.

**Tabel 1.** Hasil Pengujian ADC (Analog Digital Converter)

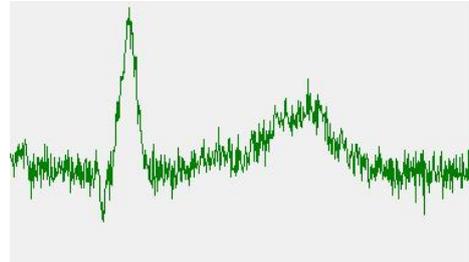
Tegangan Input (Volt)	Hasil Pengujian ADC		Error Relatif
	Nilai Perhitungann	Nilai Pengukuran	
0.1	8	9	11.1%
0.3	25	29	13.7%
0.5	42	43	2.3%
0.8	68	62	9.6%
1	85	80	6.25%
1.5	128	133	3.7%
2	170	169	0.591%
2.5	213	210	1.42%
2.9	247	253	2.3%
Rata-Rata Error			5.7%

Program ADC dirancang dengan resolusi 8 bit, dikarenakan nilai tegangan maksimal yang dapat terbaca oleh Mikrokontroler STM32 adalah 3 Volt maka nilai ADC

maksimal adalah 255. Dari pengujian yang telah dilakukan, didapatkan hasil nilai error relatif sebesar 5.7%..

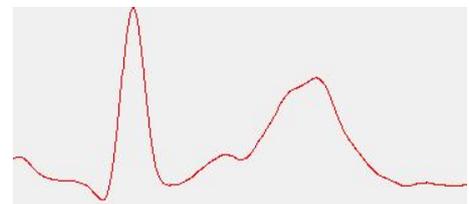
#### B. Pengujian Proses MAV Filter

Pengujian ini digunakan untuk menentukan nilai window (M) yang tepat agar noise pada sinyal EKG dapat hilang serta tanpa merubah karakteristik sinyal EKG. Sinyal EKG hasil ADC yang terdapat noise ditunjukkan oleh Gambar 3.



**Gambar 3.** Sinyal EKG hasil ADC

Setelah diproses menggunakan MAV Filter dengan menggunakan Persamaan (1) dan diaplikasikan pada program Delphi7, didapatkan hasil sinyal seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 4. Nilai window (M) yang digunakan adalah sebesar 30.



**Gambar 4.** Sinyal EKG hasil proses MAV Filter

#### C. Pengujian Proses Derivatif

Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui program dari proses Derivatif dapat bekerja sesuai fungsinya. Pada proses ini sinyal EKG terutama kompleks QRS akan disederhanakan serta sinyal P dan sinyal T akan dihilangkan. Dengan menggunakan Persamaan (2) yang diaplikasikan pada aplikasi Delphi7 akan didapatkan bentuk sinyal EKG yang lebih sederhana seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 5.



**Gambar 5.** Sinyal EKG hasil proses Derivatif

#### D. Pengujian Proses Squaring

Dilakukan untuk mengetahui program dari proses Squaring dapat bekerja sesuai fungsinya. Pada proses ini sinyal EKG hasil proses Derivatif yang berbentuk sinyal sinus akan dikuadratkan sehingga didapatkan sinyal EKG

yang bernilai positif. Dengan menggunakan Persamaan (3) yang diaplikasikan pada aplikasi Delphi7 didapatkan bentuk sinyal seperti pada Gambar 6.



Gambar 6. Sinyal EKG hasil proses Squaring

E. Pengujian Proses MWI (Moving Window Integration)

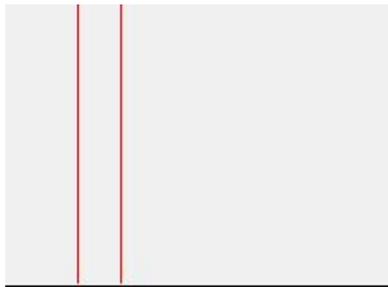
Proses WMI untuk mengetahui program dari proses Moving Window Integration dapat bekerja sesuai fungsinya. Pada proses ini sinyal EKG hasil proses Squaring akan digabung, sehingga dapat terlihat informasi lebar dari kompleks QRS. Dengan menggunakan Persamaan (4) yang diaplikasikan pada aplikasi Delphi7 didapatkan bentuk sinyal seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 7. Pada pengujian ini nilai window(M) yang digunakan untuk proses Moving Window Integration adalah sebesar 50.



Gambar 7. Sinyal EKG hasil proses Moving Window Integration

F. Pengujian Proses Thresholding

Proses thresholding untuk mengetahui program dari proses Thresholding dapat bekerja sesuai fungsinya. Pada proses ini sinyal EKG hasil proses Moving Window Integration akan diklasifikasikan sesuai nilai amplitudonya, jika nilai sinyal bernilai kurang dari 0.6 atau kurang dari nilai threshold maka diklasifikasikan menjadi low dan jika lebih dari 0.6 atau lebih dari nilai threshold diklasifikasikan menjadi high. Sehingga akan membentuk sinyal kotak, lebar kotak ini yang dijadikan dasar untuk menghitung nilai parameter seperti QRS width, RR interval, dan Heart Rate. Dengan menggunakan Persamaan (5) yang diaplikasikan pada aplikasi Delphi7 didapatkan bentuk sinyal seperti pada Gambar 8.



Gambar 8. Sinyal EKG hasil proses Thresholding

G. Pengujian Membandingkan Sistem dengan Phantom ECG

Membandingkan sistem dengan phantom ECG untuk membandingkan dan mengkalibrasi hasil dari segmentasi sinyal EKG pada sistem aplikasi. Phantom ECG sendiri merupakan sebuah perangkat yang digunakan untuk mengkalibrasi alat medis terutama elektrokardiograf. Langkah pengujian yang dilakukan adalah dengan mengatur nilai heart rate pada Phantom ECG kemudian pin keluaran dari Phantom ECG disambungkan ke port dari rangkaian instrumentasi seperti yang ditunjukkan pada Gambar 9. Hasil pengujian membandingkan sistem dengan Phantom ECG ditunjukkan pada Tabel 2.



Gambar 9. Skema pengujian dengan Phantom ECG

Tabel 2. Hasil Pengujian Membandingkan Sistem dengan Phantom ECG

Heart Rate Phantom ECG	Heart Rate Sistem Aplikasi	Error Relatif	Kelainan Jantung
30	30	0%	Bradycardia
40	40	0%	Bradycardia
60	60	0%	Normal
80	80	0%	Normal
100	100	0%	Normal
120	120	0%	tachycardia
140	140	0%	tachycardia

Dari Tabel 2 dapat diketahui dari 7 kali pengujian didapatkan nilai heart rate keluaran dari sistem memiliki kesamaan dengan nilai heart rate dari Phantom ECG. Pada pengujian membandingkan hasil keluaran sistem dengan hasil dari phantom ECG memiliki nilai errorrelatif sebesar 0%.

H. Pengujian Membandingkan Sistem dengan ECG tipe BTL-08 SD3

Membandingkan sistem dengan ECG tipe BTL-08 SD3 untuk membandingkan hasil keluaran sistem dengan alat ECG yang ada di klinik. ECG yang dijadikan sebagai perbandingan adalah ECG tipe BTL-08 SD3 yang dimiliki oleh klinik waloja. Langkah pengujian dilakukan dengan cara menguji coba kedua alat pada 5 pasien yang berbeda. Pertama, alat dari klinik di ujicoba terlebih dulu seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 10. Selanjutnya alat milik kami di ujicoba pada pasien seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 11.



Gambar 10. Skema pengujian dengan Phantom ECG



Gambar 11. Skema pengujian dengan Phantom ECG

Hasil dari pengujian dapat ditunjukkan pada Tabel 3

Tabel 3. Hasil Pengujian Membandingkan Sistem dengan ECG tipe BTL-08 SD3

Nama Pasien	Heart Rate ECG	Heart Rate Aplikasi	Error Relatif
AGA	79	81	2.5%
PISCESA	63	60	4.7%
ARYAN	90	96	6.6%
BAYU	74	74	0%
BIMO	96	95	1.0%
Rata-Rata Error			3%

Dari hasil pengujian pada Tabel 3 didapatkan hasil nilai heart yang beragam dari setiap pasien. Hal ini dianggap wajar karena dalam setiap waktu nilai heart rate setiap manusia dapat berubah. Pengujian yang dilakukan tersebut terdapat error relatif sebesar 3%.

#### IV. KESIMPULAN

Berdasarkan perancangan dan pengujian yang telah dilakukan pada “Sistem Deteksi Kelainan Jantung Berdasarkan Elektrokardiograf Secara Otomatis” maka dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

1. Sistem Deteksi Kelainan Jantung Berdasarkan Elektrokardiograf Secara Otomatis mengimplementasikan metode pan-tomkins untuk mendeteksi parameter kompleks QRS dan sinyal EKG diantaranya QRS width, RR interval, dan Heart Rate.
2. Program ADC yang digunakan adalah ADC dengan resolusi 8 bit, dimana program memiliki nilai error relatif sebesar 5.7%.
3. Nilai window(M) yang digunakan pada proses MAV Filter adalah sebesar 30.
4. Nilai window(M) yang digunakan pada proses Moving Window Integration adalah sebesar 50.
5. Nilai Threshold yang digunakan pada sistem adalah sebesar 0.6.
6. Hasil perbandingan hasil pendeteksian Heart Rate dari sistem dengan alat Phantom ECG memiliki error relatif sebesar 0%.
7. Hasil Perbandingan hasil pendeteksian Heart Rate dari sistem dengan alat ECG tipe BTL-08 SD3 adalah sebesar 3%.

#### DAFTAR PUSTAKA

- [1] Benjamin EJ, Blaha MJ, Chiuve S. 2017. Heart Disease and Stroke Statistics: 2017 Update. <https://www.acc.org/latest-in-cardiology/>. Diakses pada tanggal 17 Oktober 2018.
- [2] Kementerian Kesehatan Republik Indonesia. 2017. Penyakit Jantung Penyebab Kematian Tertinggi, Kemenkes Ingatkan CERDIK. [http://www.depkes.go.id/article/view/1707310\\_0005/](http://www.depkes.go.id/article/view/1707310_0005/). Diakses pada tanggal 17 Oktober 2018.
- [3] Wisnu Jatmiko. 2013. Teknik Biomedis: Teori dan Implementasi. Jakarta: Fakultas Ilmu Komputer Universitas Indonesia.
- [4] Dimitra Azariadi, Vasileios Tsoutsouras, Sotirios Xydis, Dimitrios Soudris. 2016. EKG Signal Analysis and Arrhythmia Detection on IoT wearable medical devices. Yunani: Institute of Communication and Computer Systems.
- [5] Wiranda. 2016. Sistem Monitoring Elektrokardiografi Berbasis Aplikasi
- [6] Youlanda Fahmyantoro. 2017. Sistem Deteksi Jantung Normal dan Abnormal Berdasarkan Elektrokardiograf. Madiun: Politeknik Negeri Madiun