

Desain Sistem Pengukuran *Lower Limb Joint Angles* pada Kondisi Dinamik untuk FES

Rachmad Setiawan¹, Achmad Arifin^{1,2}, Fajar Budiman¹, Adi Soeprijanto¹

Abstract—There are two gait parameters on FES used as feedback, namely gait phase and lower limb joint angles. Problems arise when the patient's motion is limited and the psychological factors of the patient are impaired due to the installation of sensors and the complicated wiring connected between the patient and the computer. This can hamper the rehabilitation process, thus a wearable and comfortable sensor system is required. This paper develops a measurement system of two gait parameters that are wearable and comfortable. The system is capable of accurately measuring two gait parameters, which are the lower limb joint angles of hip, knee, and ankle, using inertial sensors: accelerometers and gyroscopes, and gait phase parameter using Force Sensing Resistors (FSRs). The equations of the lower limb joint angles are also derived based on the acceleration vector of the accelerometer. Kalman filters are used to estimate the tilt angle of each lower limb segment based on the inertial sensor output. All processes are performed in real time by a 16-bit microcontroller, dsPIC4013. Measurement data is sent to the PC as a viewer and data storage wirelessly via Bluetooth module. In the test of dynamic subject, the gait parameters have been measured accurately. The required time to process and send all filtered sensor data is only 4.7 ms out of 10ms in maximum time sampling. This system can be further developed into wearable FES closed-loop system for gait restoration, with the addition of stimulus generator circuit and algorithm.

Intisari—Ada dua parameter *gait* (gaya berjalan) pada FES yang digunakan sebagai umpan balik, yaitu fase *gait* dan sudut-sudut persendian tungkai bawah. Permasalahan timbul ketika gerak pasien terbatas dan faktor psikologis pasien terganggu akibat pemasangan sensor serta pengkabelan yang rumit yang terhubung antara pasien dan komputer. Hal tersebut dapat menghambat proses rehabilitasi, sehingga sensor yang *wearable* dan nyaman sangat dibutuhkan. Makalah ini mengembangkan sistem pengukuran dua parameter *gait* yang *wearable* dan nyaman. Sistem ini mampu mengukur dua parameter *gait* dengan akurat, yaitu sudut persendian tungkai bawah berupa sudut sendi *hip*, *knee*, dan *ankle*, dengan menggunakan sensor inersia: akselerometer dan giroskop, dan parameter fase *gait* dengan menggunakan *Force Sensing Resistor* (FSR). Persamaan sudut-sudut sendi tungkai bawah juga diturunkan berdasarkan

vektor akselerasi dari akselerometer. Filter Kalman digunakan untuk estimasi sudut kemiringan tiap segmen tungkai bawah berdasarkan keluaran sensor inersia. Semua proses dilakukan secara *real time* oleh sebuah mikrokontroler 16-bit, dsPIC4013. Data hasil pengukuran dikirim ke PC sebagai penampil dan penyimpanan data secara *wireless* lewat modul Bluetooth. Pada pengujian sistem pada subjek dinamis, parameter *gait* telah diukur dan dimonitor secara akurat dan *real time*. Waktu yang dibutuhkan untuk proses dan pengiriman semua data sensor yang telah tertapis hanya 4,7 ms dari *time sampling* maksimal 10ms. Sistem ini mampu dikembangkan lebih lanjut menjadi sistem *wearable closed-loop FES* untuk restorasi *gait*, dengan penambahan algoritme dan rangkaian pembangkit stimulus.

Kata Kunci— akselerometer, FES, giroskop, *lower limb joint angles*.

I. PENDAHULUAN

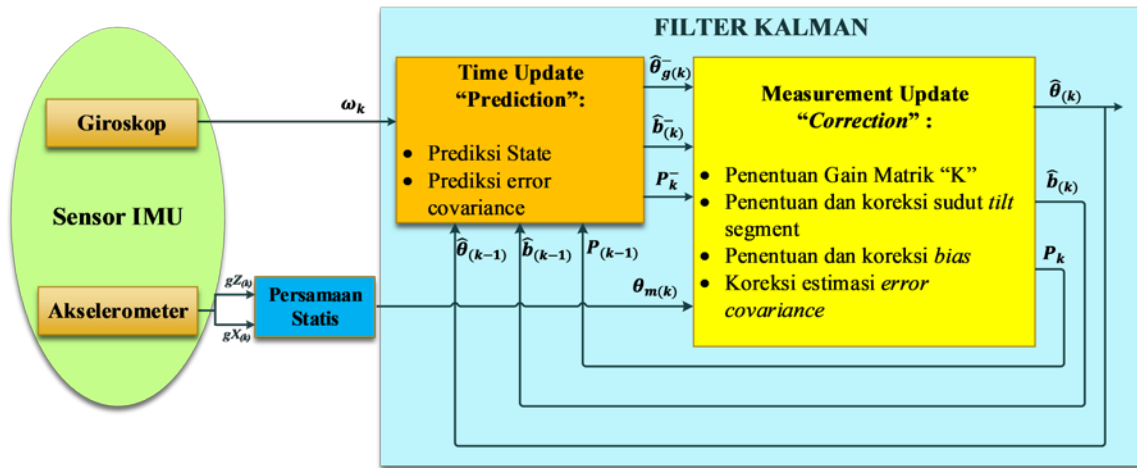
Rehabilitasi atau restorasi fungsi motorik untuk pasien yang mengalami kelumpuhan akibat *Spinal Cord Injury* (SCI) maupun strok dapat dilakukan dengan menggunakan *Functional Electrical Stimulation* (FES). Sistem FES untuk kaki memerlukan dua parameter *gait* (gaya berjalan), yaitu fase *gait* dan sudut-sudut persendian tungkai bawah (*lower limb joint angles*). Banyak penelitian tentang FES yang telah dilakukan, contohnya pengembangan sistem FES untuk pergerakan sendi *knee* menggunakan metode kontrol *Cycle-To-Cycle* [1]. Selain itu, FES kontrol juga telah dikembangkan oleh banyak peneliti [2]--[5]. Pengembangan stimulus yang sangat linier dan baik menggunakan rangkaian *boost converter* yang terkontrol untuk aplikasi *multichannel* FES juga telah berhasil dikembangkan [6].

Pengukuran parameter untuk FES pertama kali dikenalkan menggunakan *optical motion detector* yang dikombinasikan dengan *platform* gaya untuk data kinetik. Kekurangan pada sistem ini meliputi biaya yang mahal, kebutuhan ruang yang cukup besar untuk implementasi, dan rumit untuk diaplikasikan ke tubuh pasien [7].

Seiring perkembangan teknologi peranti semikonduktor, pengukuran parameter FES saat ini sudah berkembang menggunakan sensor berbasis MEMS yang tertanam dalam *chip* atau *Integrated Circuit* (IC). Hal ini dikarenakan sensor ini mempunyai ukuran yang kecil sehingga mudah dipakai atau diaplikasikan (*wearable*) dan mempunyai konsumsi daya yang rendah. Sensor berbasis MEMS ini merupakan sensor inersia berupa akselerometer [7]. Kelemahannya, penggunaan akselerometer sebagai pengukur parameter *gait* berupa sudut kemiringan (*tilt*) suatu segmen kaki pada kondisi dinamik atau bergerak akan terganggu oleh percepatan translasi dari segmen tersebut [8]. Selain itu, penggunaan akselerometer untuk mengukur sudut kemiringan pada segmen *body*, *thigh*,

¹Departemen Teknik Elektro Fakultas Teknologi Elektro Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya, Gedung B & C, Jln. Teknik Mesin, Kampus ITS, Sukolilo, Surabaya, Jawa Timur, 60111 INDONESIA (telp: 031-5947302; fax: 031-5931237; e-mail: rachmad@ee.its.ac.id, fajarbudiman@ee.its.ac.id, adisup@ee.its.ac.id)

²Departemen Teknik Biomedik Fakultas Teknologi Elektro Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya, Gedung B & C, Jln. Teknik Mesin, Kampus ITS, Sukolilo, Surabaya, Jawa Timur, 60111 INDONESIA (telp: 031-5923644; e-mail: arifin@bme.its.ac.id)



Gbr. 1 Diagram blok sistem pengukuran dan proses filter Kalman.

shank, dan foot saat subjek berjalan akan terganggu pula oleh getaran yang ditimbulkan oleh benturan atau hentakan kaki terhadap lantai [9].

Sebagai alternatif pengukur sudut *tilt* suatu segmen pada kondisi dinamik, dapat digunakan sensor giroskop, karena keluaran giroskop tidak terpengaruh oleh percepatan translasi dan getaran. Dengan melakukan integral pada kecepatan sudut yang dihasilkan giroskop, akan diperoleh posisi sudut *tilt* dari segmen yang diukur [8]--[11]. Namun, dari sifat alami giroskop yang mempunyai suatu *DC bias error*, maka jika dilakukan integral terhadap waktu akan terjadi akumulasi dari *error* tersebut yang mengakibatkan hasil pengukuran posisi sudut giroskop cenderung melayang (*drifting*) dari waktu ke waktu [1].

Pada makalah ini dibahas besar sudut *tilt* segmen dari *body*, *thigh*, *shank*, dan *foot* yang terukur diakuisisi dengan filter digital dan filter Kalman untuk menggabungkan (fusi) keluaran dari akselerometer dan giroskop sebagai sensor inersia atau *Inertia Measurement Unit* (IMU) yang terpasang pada tiap segmen tungkai bawah. Proses filter Kalman dilakukan di dalam sebuah mikrokontroler dsPIC. Karena mikrokontroler mempunyai keterbatasan kapasitas CPU untuk proses, sebelumnya harus dilakukan proses praperhitungan manual terhadap operasi-operasi matriks yang ada dengan menghilangkan perhitungan-perhitungan yang bernilai nol, bertujuan untuk memperoleh waktu eksekusi CPU yang minimal, sehingga diperoleh persamaan-persamaan yang sederhana untuk diprogram ke dalam mikrokontroler.

Besar sudut sendi-sendi tungkai bawah dihitung menggunakan formulasi yang telah diturunkan berdasarkan akselerasi vektor pada penempatan sensor terhadap pusat gravitasi. Perhitungan *lower limb joint angles* hasil akselerometer dan hasil filter Kalman diuji pada model dinamis saat subjek berjalan normal.

II. METODOLOGI

Pada pokok bahasan ini, metode dan penurunan rumus dari filter Kalman dibahas secara urut, yang selanjutnya diimplementasikan ke dalam program perangkat lunak yang tertanam dalam mikrokontroler dsPIC. Secara garis besar,

proses filter Kalman untuk fusi hasil pengukuran giroskop dan akselerometer dalam pengukuran sudut *tilt* suatu segmen tungkai bawah dapat digambarkan dalam diagram blok seperti tampak pada Gbr. 1. Hasil pembacaan sensor giroskop berupa percepatan sudut akan mengalami proses prediksi *time update* yang kemudian digabungkan dengan hasil dua pembacaan akselerometer koordinat Z dan X yang akan ditransformasikan menjadi satu keluaran sudut menggunakan persamaan statis. Kemudian, keluaran prediksi menjadi masukan pada proses koreksi *measurement update* untuk menghasilkan sudut *tilt* pada segmen yang diukur. Selain itu, filter Kalman sangat cocok digunakan untuk pengukuran sudut *tilt* suatu segmen dalam kondisi dinamis dengan linearisasi sistem, memodelkan sistem menjadi dua persamaan stokastik linier yaitu: (1) persamaan *state*, yaitu variabel *state* memodelkan kecepatan sudut dan *bias* giroskop, (2) persamaan *measurement*, yaitu variabel *measurement* memodelkan sudut *tilt* akselerometer. Hasilnya adalah estimasi sudut *tilt* dari segmen yang diukur.

A. Proses Estimasi pada Filter Kalman

Filter Kalman pertama kali dipublikasikan oleh Rudolf E. Kalman pada tahun 1960 dalam makalahnya yang menjelaskan sebuah solusi rekursif untuk *linear filtering* data diskrit. Filter Kalman merupakan alat yang baik yang memperkirakan keadaan sistem (*state of the system*) yang mengandung *noise*. Dari makalah filter Kalman, dapat disusun persamaan stokastik linier dari *state* yang akan diestimasi [12].

$$x_k = A \cdot x_{k-1} + B \cdot u_k + w_k \tag{1}$$

dengan persamaan *measurement*/keluaran, *z*:

$$z_k = Cx_k + v_k \tag{2}$$

dengan:

x = *state* dari sistem, pada kasus estimasi sudut *tilt*, persamaan *state* memodelkan estimasi sudut *tilt* dari pengukuran giroskop,

u = masukan sistem, memodelkan kecepatan sudut giroskop (*gyro rate*),

z = *measurement*, memodelkan sudut *tilt* hasil dari pengukuran akselerometer.

A merupakan matriks A yang menghubungkan *state* pada *time step* sekarang (k) dengan *state* pada *time step* sebelumnya ($k - 1$) dan matriks B yang menghubungkan masukan u ke *state* x . Matriks C menghubungkan *state* dengan *measurement* z_k . Variabel random w dan v adalah *process noise* dan *measurement noise*, yang merupakan *white noise* dan distribusi probabilitasnya normal dengan *zero mean*:

$$p(w) \sim N(0, Q) \quad (3)$$

$$p(v) \sim N(0, R). \quad (4)$$

R yang merupakan matriks 1×1 adalah matriks *measurement noise covariance*, yang menunjukkan *jitter* dari akselerometer yang mungkin terjadi, di sini dipilih nilai $R = 0,3$ rad. Q yang merupakan matriks 2×2 adalah matriks *process noise covariance*, yang menunjukkan tingkat kepercayaan terhadap hasil akselerometer relatif terhadap hasil giroskop. Diambil nilai $0,001$ dengan notasi Q_{angle} untuk tingkat kepercayaan hasil pembacaan akselerometer dan nilai $0,003$ dengan notasi Q_{gyro} untuk hasil pembacaan giroskop, seperti tampak pada (5). Nilai ini diperoleh dari proses *tuning* secara manual sehingga didapatkan hasil fusi akselerometer dan *gyro* yang paling baik.

$$Q = \begin{bmatrix} Q_{angle} & 0 \\ 0 & Q_{gyro} \end{bmatrix} \quad (5)$$

B. Proses Update pada Filter Kalman

Proses *time update* atau *state update* merupakan proses yang memprediksi nilai dari variabel *state* berdasar keluaran giroskop dan prediksi *error covariance*. Proses *state update* ini dijalankan tiap waktu sampling (dt) dari *A/D Converter* yang digunakan, setelah konversi giroskop selesai. Hasil keluaran giroskop perlu diubah ke satuan radian/detik dan tidak memerlukan penghilangan *bias drift error*, karena filter Kalman akan memprediksi dan mengoreksi nilai *bias* dari giroskop. Akumulasi *DC bias error* bila dilakukan integral terhadap waktu, untuk mendapatkan posisi sudut *tilt*, mengakibatkan keluaran posisi sudut *drift* dari waktu ke waktu.

$$\hat{x}_k^- = A \cdot \hat{x}_{k-1} + B \cdot u_k \quad (6)$$

$$\begin{bmatrix} \hat{\theta}_{g(k)}^- \\ \hat{b}_{(k)}^- \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & -dt \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \hat{\theta}_{(k-1)} \\ \hat{b}_{(k-1)} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} dt \\ 0 \end{bmatrix} \cdot \omega_k. \quad (7)$$

Persamaan *state* pada (6) memodelkan prediksi estimasi sudut *tilt* dari giroskop, dengan variabel *state* sudut *tilt*, θ , dan *bias drift error*, b , yang digunakan, seperti dirumuskan pada (7), sehingga persamaan *update* prediksi estimasi sudut *tilt* dan prediksi estimasi *bias drift error* yang dihasilkan oleh giroskop adalah:

$$cfv\hat{\theta}_{g(k)}^- = \hat{\theta}_{(k-1)} + (\omega_k - \hat{b}_{(k-1)}) \cdot dt \quad (8)$$

$$\hat{b}_{(k)}^- = \hat{b}_{(k-1)} \quad (9)$$

dengan:

$$\theta_k = \text{sudut tilt hasil pengukuran giroskop pada time step, } k,$$

$$\omega_k = \text{gyro rate hasil pengukuran giroskop pada time step, } k,$$

$b_k = \text{bias drift error giroskop pada time step, } k,$
 $dt = \text{time sampling (10 milidetik).}$

Tanda '^' menunjukkan bahwa nilai tersebut adalah nilai estimasi, dan tanda '-' menunjukkan bahwa nilai tersebut adalah nilai prediksi.

Nilai awal dari θ_k diambil dari sudut hasil akselerometer saat posisi diam awal (*zero*) dan nilai awal dari b_k dapat diberi nilai 0 atau diambil dari *datasheet* giroskop yang bersangkutan.

Ditentukan sebuah matriks *error covariance*, P , yang diperbarui tiap *time step* (dt) untuk menentukan seberapa baik sensor (akselerometer dan giroskop) melacak *actual state*. Turunan dari matriks *covariance* P terhadap waktu dihitung dengan (10).

$$\dot{P}_k = J \cdot P_{(k-1)} + P_{(k-1)} \cdot J^T + Q \quad (10)$$

Dengan Q adalah matriks *process noise covariance*. J adalah Jacobian dari turunan parsial vektor *state*, \dot{x} , yang berkaitan dengan vektor *state*, x , dapat dihitung dengan (11).

$$J = \begin{bmatrix} \frac{d\hat{\theta}}{d\theta} & \frac{d\hat{\theta}}{db} \\ \frac{db}{d\theta} & \frac{db}{db} \end{bmatrix} \quad (11)$$

dengan $\hat{\theta} = \omega - b$, yang merupakan kecepatan sudut hasil giroskop; ω adalah *gyro rate* hasil pengukuran giroskop (*non-removal bias*); b merupakan *bias drift error* dari giroskop; serta θ merupakan sudut *tilt* hasil giroskop. Didapatkan nilai $\frac{d\hat{\theta}}{d\theta} = \frac{db}{d\theta} = \frac{db}{db} = 0$, dan nilai $\frac{d\hat{\theta}}{db} = -1$, sehingga turunan matriks *estimate error covariance* terhadap waktu, \dot{P} , pada (10) dapat dihitung menjadi (12).

$$\dot{P}_k = \begin{bmatrix} Q_{angle} - P_{3(k-1)} - P_{2(k-1)} & -P_{4(k-1)} \\ -P_{4(k-1)} & Q_{gyro} \end{bmatrix} \quad (12)$$

Prediksi matriks *covariance*, P , diperbarui pada tiap *step* waktu (dt) menggunakan (13), dengan $P_{(k-1)}$ sesuai (14), sehingga didapatkan prediksi *state* pada (15) sampai dengan (17).

$$P_k^- = P_{(k-1)} + \dot{P}_k \cdot dt \quad (13)$$

$$P_{(k-1)} = \begin{bmatrix} P_{1(k-1)} & P_{2(k-1)} \\ P_{3(k-1)} & P_{4(k-1)} \end{bmatrix} \quad (14)$$

$$P_{1(k)}^- = P_{1(k-1)} + (Q_{angle} - P_{3(k-1)} - P_{2(k-1)}) \cdot dt \quad (15)$$

$$P_{2(k)}^- = P_{2(k-1)} - P_{4(k-1)} \cdot dt \quad (16)$$

$$P_{3(k)}^- = P_{3(k-1)} - P_{4(k-1)} \cdot dt \quad (17)$$

$$P_{4(k)}^- = P_{4(k-1)} + Q_{gyro} \cdot dt \quad (18)$$

dengan tanda '-' menunjukkan bahwa nilai tersebut adalah nilai prediksi. Matriks P diperbarui pada tiap *step* waktu dengan diberi nilai awal seperti pada (19).

$$P_{k=0} = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (19)$$

Proses praperhitungan ekspansi matriks dan proses perhitungan hanya pada suku persamaan yang tidak bernilai 0 di atas bertujuan untuk menyederhanakan persamaan matematis agar diperoleh waktu eksekusi CPU yang sangat kecil, karena keterbatasan kapasitas CPU yang tersedia pada sistem mikrokontroler.

C. Proses Measurement Update

Pada proses ini, dilakukan koreksi pada nilai variabel *state* dan nilai *error covariance* hasil prediksi proses *state update*. Sama seperti fungsi *state update*, fungsi *update* Kalman dijalankan tiap *time sampling A/D Converter (dt)*, tepat setelah fungsi *state update* selesai dijalankan dan hasil data konversi akselerometer yang baru tersedia.

Sebuah matriks *K* digunakan sebagai *gain* atau *blending factor* untuk meminimalkan *posteriori error covariance* (matriks *P*). Nilai matriks *K* dapat dihitung dengan persamaan sebagai berikut.

$$K_k = P_k^- \cdot C^T (C \cdot P_k^- \cdot C^T + R)^{-1} \tag{20}$$

$$K_k = \begin{bmatrix} K_{0(k)} \\ K_{1(k)} \end{bmatrix} = \frac{P_k^- \cdot C^T}{\hat{E}_k} \tag{21}$$

$$\hat{E} = C \cdot P_k^- \cdot C^T + R \tag{22}$$

dengan K_k = matriks *gain* Kalman pada *time step* ke *k*, P_k^- adalah matriks *estimate error covariance* hasil prediksi *state update*, *R* adalah *measurement noise covariance*, yang bernilai 0,3 rad, \hat{E} adalah matriks *error estimate*, dan *C* adalah matriks 1x2 (*measurement state*), yaitu matriks Jacobian dari *measurement* pada (20) yang menghubungkan nilai *state* ke nilai *measurement*.

Karena *measurement* sudut *tilt*, θ_m , berhubungan langsung dengan estimasi sudut *tilt*, $\hat{\theta}$, dan tidak ada kaitannya dengan estimasi *bias drift error* giroskop, \hat{b} , maka nilai dari matriks ini dapat ditentukan sebagai berikut.

$$C = [C_0 \ C_1] = \left[\frac{d\theta_m}{da} \ \frac{d\theta_m}{db} \right] \tag{23}$$

Nilai dari $C_0 = 1$ menunjukkan cara *state measurement* berhubungan langsung dengan *state estimate*, sedangkan nilai dari $C_1 = 0$ menunjukkan bahwa *state measurement* tidak berkaitan dengan *bias estimate* giroskop.

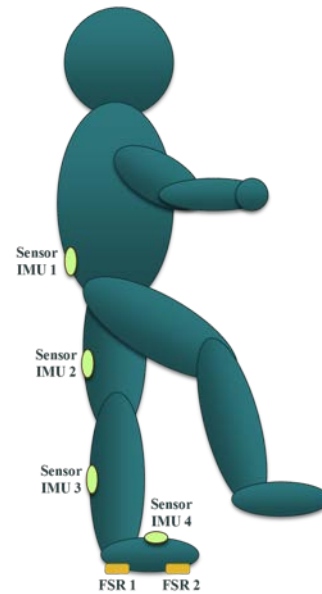
Persamaan (20) menunjukkan bahwa suku $(P_k^- \cdot C^T)$ digunakan sebanyak dua kali, sehingga untuk menyederhanakan proses eksekusi CPU pada dsPIC, dilakukan praperhitungan seperti tampak pada (24).

$$P_k^- \cdot C^T = \begin{bmatrix} P_{1(k)}^- & P_{2(k)}^- \\ P_{3(k)}^- & P_{4(k)}^- \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_{1(k)}^- \\ P_{3(k)}^- \end{bmatrix} \tag{24}$$

serta praperhitungan untuk matriks *error estimate*, \hat{E} , dari (22) dapat disederhanakan menjadi seperti (25).

$$\hat{E}_k = P_{1(k)}^- + R \tag{25}$$

Persamaan (25) menunjukkan bahwa matriks \hat{E} menjadi lebih sederhana, yaitu matriks 1x1 atau sebuah variabel. Dengan demikian *gain* filter Kalman, *K*, pada (21) dapat



Gbr. 2 Diagram blok sistem pengukuran dan proses filter Kalman.

diselesaikan menjadi dua persamaan sederhana sebagai berikut.

$$K_{0(k)} = \frac{P_{1(k)}^-}{\hat{E}_k} \tag{26}$$

$$K_{1(k)} = \frac{P_{3(k)}^-}{\hat{E}_k} \tag{27}$$

Setelah diperoleh nilai *gain* filter Kalman, *K*, selanjutnya dapat dihitung estimasi dari variabel *state* yaitu dengan melakukan koreksi terhadap hasil prediksi dari *state update* dengan persamaan sebagai berikut.

$$\hat{x}_k = \hat{x}_k^- + K_k (z_k - C \cdot \hat{x}_k^-) \tag{28}$$

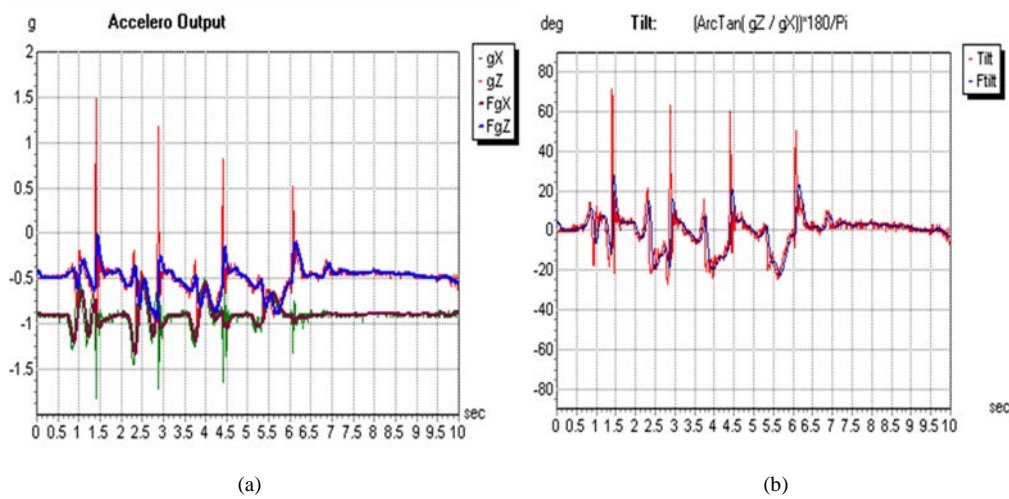
dengan:

- \hat{x}_k^- = estimasi *state* hasil prediksi proses *state update*
- \hat{x}_k = estimasi *state* hasil koreksi filter Kalman
- K_k = *gain* Kalman
- C* = matriks Jacobian yang menghubungkan nilai *state* ke nilai *measurement*
- z_k = Nilai pengukuran, dalam hal ini diwakili oleh sudut *tilt* hasil pengukuran akselerometer, θ_m .

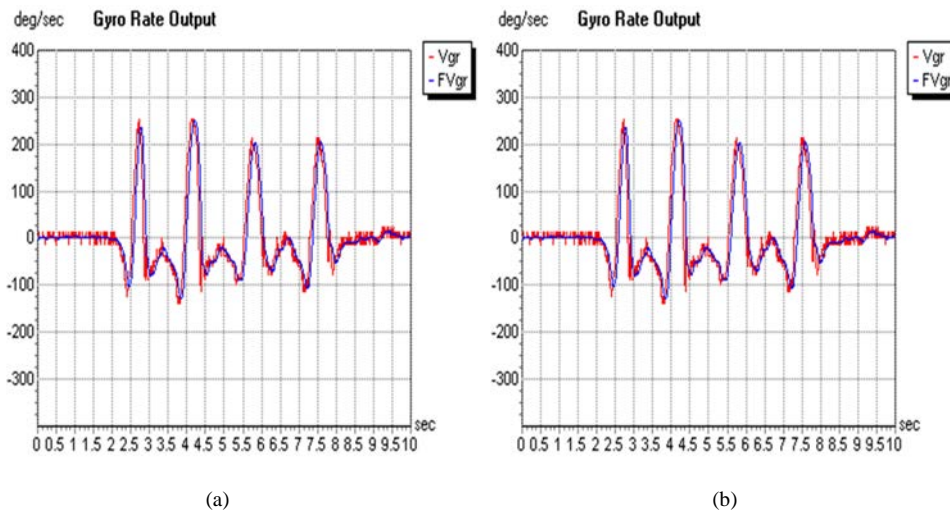
Sudut *tilt* yang dihasilkan akselerometer dihitung dengan persamaan pada respons statis akselerometer sebagai berikut.

$$\theta_{m(k)} = ArcTan \left(\frac{gZ_{(k)}}{gX_{(k)}} \right) \tag{29}$$

dengan $\theta_{m(k)}$ adalah sudut *tilt* akselerometer pada *time step k*, $gX_{(k)}$ merupakan vektor percepatan gravitasi pada sumbu X akselerometer pada *time step k*, dan $gZ_{(k)}$ adalah vektor percepatan gravitasi pada sumbu Z akselerometer pada *time step k*, yang telah diturunkan berdasarkan penempatan sensor seperti tampak pada Gbr. 2. Dengan mensubstitusi nilai estimasi *state* hasil prediksi proses *state update* dan estimasi *state* hasil koreksi filter Kalman, serta *gain* Kalman, koreksi variabel *state* pada (28) dapat dijabarkan dalam (30).



Gbr. 3 Grafik keluaran akselerometer dan giroskop yang terpasang pada segmen *lower limb* seorang subjek saat berjalan normal, (a) tanpa filter digital LPF Butterworth, (b) dengan filter digital LPF Butterworth .



Gbr. 4 Grafik keluaran akselerometer dan giroskop yang terpasang pada segmen kaki “*foot*” seorang subjek saat berjalan normal empat langkah, (a) tanpa filter digital LPF Butterworth, (b) dengan filter digital LPF Butterworth.

$$\begin{bmatrix} \hat{\theta}_{(k)} \\ \hat{b}_{(k)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{\theta}_{(k)}^- \\ \hat{b}_{(k)}^- \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} K_{0(k)} \\ K_{1(k)} \end{bmatrix} \cdot (\theta_{m(k)} - \hat{\theta}_{(k)}^-). \quad (30)$$

Suku terakhir dari (30) merupakan $\theta_{Err(k)}$, yaitu *error* sudut *tilt* yang merupakan selisih antara sudut *tilt* hasil estimasi giroskop dan sudut *tilt* hasil pengukuran akselerometer, sehingga diperoleh dua buah nilai estimasi variabel *state* akhir yang dihasilkan filter Kalman, yaitu nilai estimasi sudut *tilt*, $\hat{\theta}_{(k)}$, dan estimasi *bias drift error* giroskop, $\hat{b}_{(k)}$, yang masing-masing dirumuskan sebagai berikut.

$$\hat{\theta}_{(k)} = \hat{\theta}_{(k)}^- + K_{0(k)} \cdot \theta_{Err(k)} \quad (31)$$

$$\hat{b}_{(k)} = \hat{b}_{(k)}^- + K_{1(k)} \cdot \theta_{Err(k)} \quad (32)$$

dengan $\hat{\theta}_{(k)}^-$ adalah prediksi sudut *tilt* yang dihasilkan *state update*, K_k adalah gain dari filter Kalman, dan $\hat{b}_{(k)}^-$ merupakan *bias drift error* giroskop yang diprediksi proses *state update*.

Nilai ini digunakan sebagai nilai *bias drift error* giroskop proses filter Kalman pada *time step* selanjutnya.

Langkah terakhir adalah koreksi terhadap nilai matriks *estimate error covariance*, P_k^- , hasil prediksi proses *state update*, sehingga dihasilkan nilai terkoreksi P_k seperti yang terumuskan sebagai berikut.

$$P_k = P_k^- - K_k \cdot C \cdot P_k^- \quad (33)$$

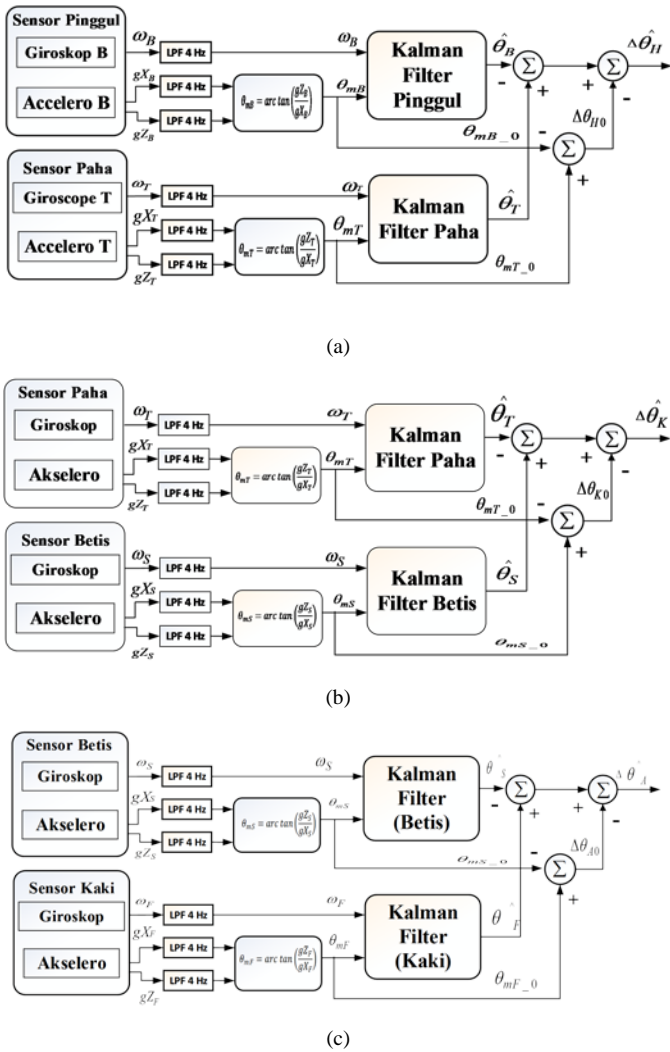
sehingga dapat diperoleh persamaan sederhana untuk menghitung variabel di dalam matriks P seperti pada (33) sampai (37).

$$P_{1(k)} = P_{1(k)}^- - K_{0(k)} \cdot P_{1(k)}^- \quad (34)$$

$$P_{2(k)} = P_{2(k)}^- - K_{0(k)} \cdot P_{2(k)}^- \quad (35)$$

$$P_{3(k)} = P_{3(k)}^- - K_{1(k)} \cdot P_{1(k)}^- \quad (36)$$

$$P_{4(k)} = P_{4(k)}^- - K_{1(k)} \cdot P_{2(k)}^- \quad (37)$$



Gbr. 5 Diagram blok penentuan sudut sendi tungkai bawah, (a) pinggul (hip), (b) lutut (knee), (c) pergelangan kaki (ankle).

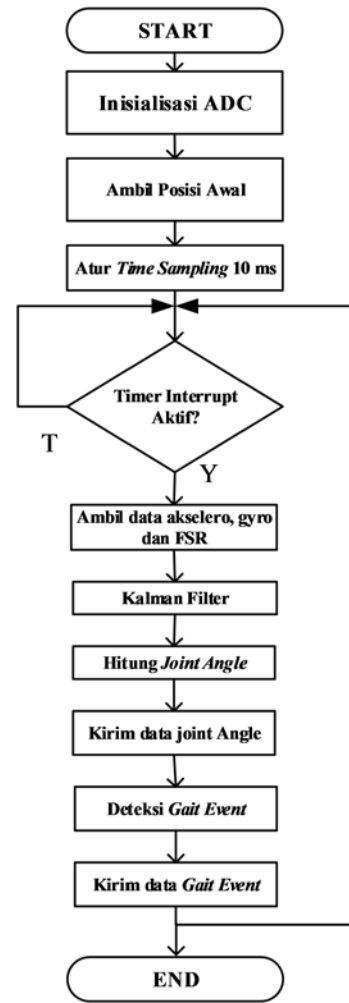
Nilai terkoreksi matriks P ini digunakan sebagai nilai awal dalam proses filter Kalman pada *time step* selanjutnya, sehingga tercapai nilai estimasi yang memenuhi.

III. IMPLEMENTASI DESAIN

Pada bagian ini dibahas implementasi dari sistem yang dirancang, yang terdiri atas perangkat keras berupa sistem sensor dan sistem akuisisi data serta proses filter digital dan filter Kalman.

A. Sistem sensor

Sistem sensor yang dirancang pada setiap segmen tungkai bawah terdiri atas sensor IMU yang berupa sensor gabungan dari akselerometer dan giroskop [13], [14]. Kedua sensor ini digabungkan pada satu papan PCB agar lebih praktis untuk diaplikasikan. Untuk mengukur satu sisi tungkai bawah dibutuhkan satu sistem sensor yang diletakkan di pinggul (*body*), paha bagian belakang (*thigh*), betis bagian belakang (*shank*), dan kaki (*foot*) seperti ditunjukkan pada Gbr. 2. Pemilihan penempatan sensor di sisi belakang, samping,



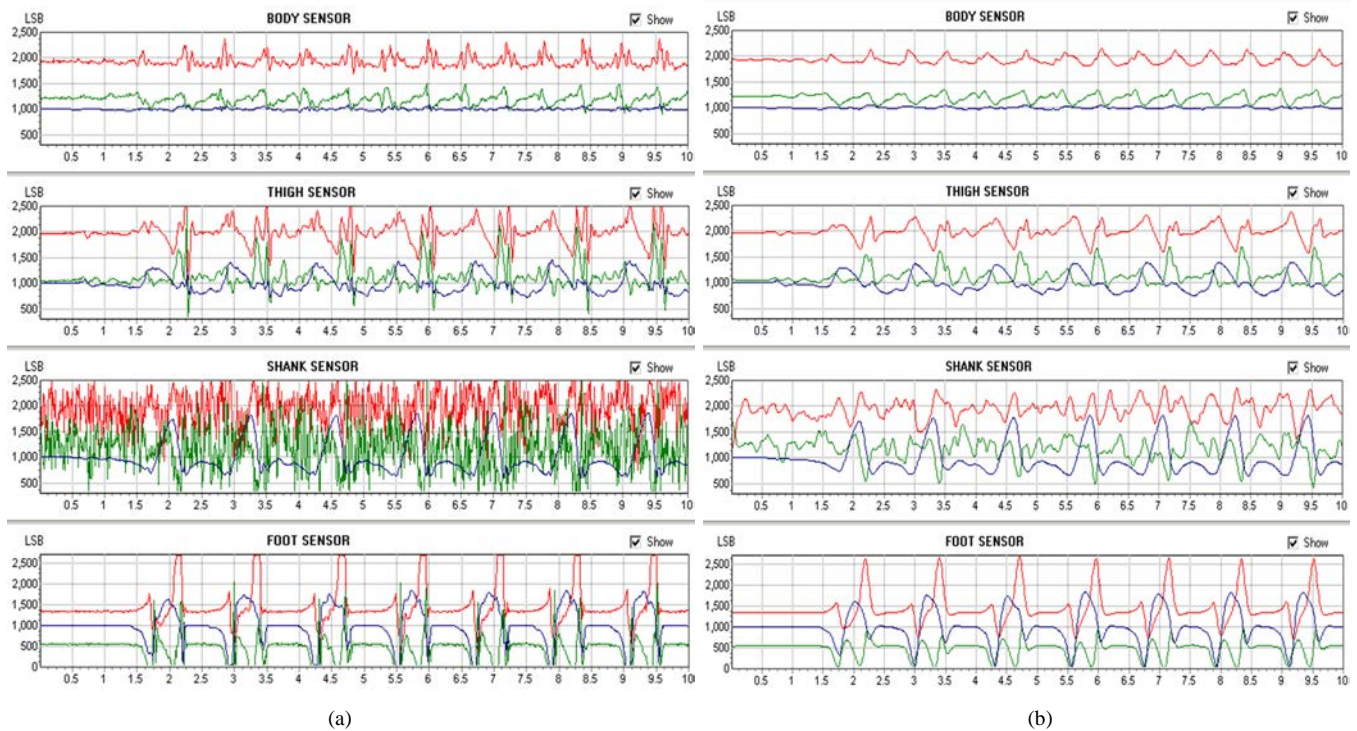
Gbr. 6 Diagram alir program utama pengukuran.

maupun depan, pada dasarnya akan menghasilkan respons yang sama. Hal yang berbeda adalah inisialisasi nilai awal, yaitu tungkai bawah (kaki) subjek dibuat tegak atau posisi berdiri, sehingga sensor IMU dibuat seperti gelang untuk memudahkan instalasi.

Dibutuhkan empat sistem sensor IMU untuk pengukuran satu sisi tungkai bawah. Selain itu, untuk pengukuran fase *gait* pada kondisi dinamis, dibutuhkan tambahan dua sensor *Force Sensing Resistor* (FSR) yang diletakkan pada bagian bawah telapak kaki, yaitu di tumit dan jempol kaki [15]--[17]. Penempatan sensor pada sistem ini, untuk pengukuran satu sisi tungkai bawah, ditunjukkan pada Gbr. 2. Semua data atau sinyal keluaran dari sensor pada sistem ini dikirim ke PC untuk ditampilkan dan penyimpanan data secara nirkabel melalui modul Bluetooth [18].

B. Akuisisi Awal Keluaran Sensor

Keluaran akselerometer yang terpasang pada suatu segmen yang bergerak akan menimbulkan gangguan atau *noise*, sehingga mengakibatkan ketidakakuratan jika digunakan untuk mengukur sudut *tilt* dari segmen tersebut. Pada Gbr. 3(a) tampak bawah keluaran akselerometer mengalami banyak gangguan (*noise*). Pada beberapa penelitian tentang penentuan



Gbr. 7 Grafik keluaran akselerometer dan giroskop yang terpasang pada segmen *lower limb* seorang subjek saat berjalan normal, (a) tanpa filter digital LPF Butterworth, (b) dengan filter digital LPF Butterworth.

segmen *tilt* dengan filter Kalman diperlukan praproses keluaran akselerometer. Beberapa metode, yang pada hakikatnya adalah proses *low-pass filtering*, yang sering digunakan untuk praproses keluaran akselerometer adalah LPF Butterworth, LPF Runge-Kutta orde 4, *Median over 3 samples*, dan *Average of last 2 samples* [3].

Pada makalah ini digunakan filter digital Butterworth orde 2 tipe LPF dengan frekuensi potong 4 Hz, mengingat frekuensi normal *gait* tidak lebih dari 2 Hz, yaitu dua langkah per detik. Filter digital tipe ini dipilih karena filter ini diturunkan berdasarkan persamaan filter analog, sehingga lebih mudah mengatur respons frekuensi dari filter. Koefisien persamaan filter dapat dihitung dengan perangkat lunak MATLAB atau dihitung secara manual dengan metode *bilinear transformation*. Pada makalah ini diperoleh persamaan filter digital Butterworth yang dirumuskan seperti pada (38).

$$Y_{(k)} = A.X_{(k)} + B.X_{(k-1)} + C.X_{(k-2)} + D.Y_{(k-1)} + E.Y_{(k-2)} \quad (38)$$

dengan $X_{(k)}$ merupakan sinyal masukan filter pada *time step* ke- k dan $Y_{(k)}$ merupakan sinyal keluaran filter pada *time step* ke- k . Sedangkan koefisien A bernilai 0,013359, B bernilai 0,026718, C bernilai 0,013359, D bernilai 1,647462, dan E bernilai -0,700899.

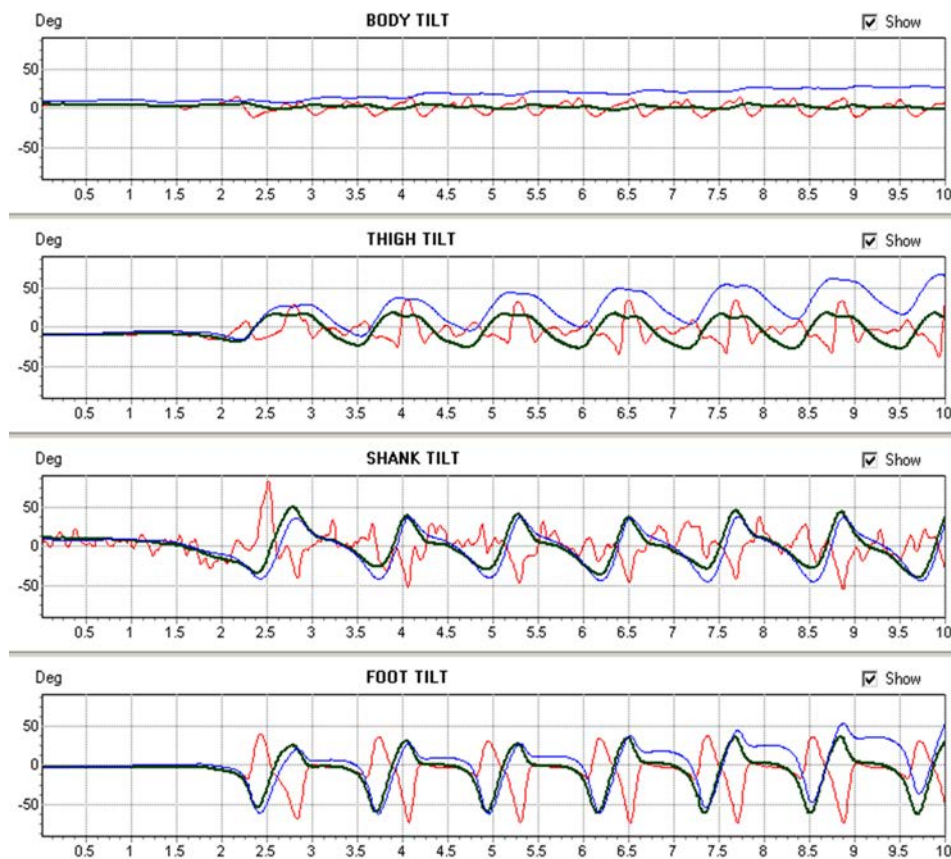
Hasil LPF Butterworth orde 2 dengan frekuensi potong 4 Hz pada keluaran akselerometer yang terpasang pada *shank* ditunjukkan pada Gbr. 3, dengan hasil perhitungan *tilt* lebih dapat dipercaya dengan adanya praproses LPF. Seperti telah diketahui, setiap sinyal yang melalui filter pasti mengalami pergeseran fase. Pada Gbr. 3 terlihat ada pergeseran fase sekitar tujuh sampai dengan delapan sampel data pada

kalkulasi *tilt* hasil akselerometer yang diakibatkan oleh proses *low-pass filtering*, sehingga diperlukan penggeser fase untuk *tilt* hasil giroskop agar hasil perhitungan *tilt* giroskop sefase dengan hasil *tilt* akselerometer. Sebagai penggeser fase, digunakan LPF Butterworth orde 2 dengan frekuensi potong 4 Hz pula, sehingga hasil grafis tampak seperti pada Gbr. 4.

Pada Gbr. 4 terlihat bahwa proses *low-pass filtering* tidak berpengaruh pada *tilt* hasil giroskop, hanya fase saja yang bergeser sekitar tujuh sampai dengan delapan sampel data. Praproses dengan LPF Butterworth orde 2 ini juga dilakukan pada hasil keluaran rangkaian FSR pada tumit (*heel*) dan ujung kaki (*toe*) agar proses deteksi *gait event* lebih presisi.

C. Perhitungan Lower Limb Joint Angle

Dari uraian di atas, dapat ditentukan nilai *lower limb joint angle* melalui proses filter Kalman untuk estimasi sudut *tilt* tiap segmen tungkai bawah. Dibutuhkan empat buah rutin filter Kalman, yaitu filter Kalman untuk segmen pinggul (*body*), segmen paha (*thigh*), segmen betis (*shank*), dan segmen kaki (*foot*). Diagram blok untuk menghitung sudut sendi pinggul (*hip joint angle*), $\Delta\theta_H$, dengan filter Kalman ditunjukkan pada Gbr. 5(a). Terlihat pada gambar bahwa sudut sendi pinggul diperoleh dengan gabungan keluaran hasil dari sensor IMU di pinggul dan di paha. Sedangkan diagram blok untuk menghitung sudut sendi lutut (*knee joint angle*), $\Delta\theta_K$, ditunjukkan pada Gbr. 5(b). Sudut sendi lutut diperoleh dengan gabungan keluaran hasil dari sensor IMU di paha dan di betis. Demikian pula untuk diagram blok untuk menghitung sudut sendi pergelangan kaki (*ankle joint angle*), $\Delta\theta_A$, dengan filter Kalman ditunjukkan pada Gbr. 5(c). Terlihat bahwa pengukuran sudut sendi pergelangan kaki diperoleh dengan gabungan keluaran hasil dari sensor IMU di betis dan di kaki.



Gbr. 8 Grafik output pengukuran *tilt* pada segmen *lower limb* seorang subyek saat berjalan normal selama 10 detik.

D. Algoritme Perangkat Lunak Pengukuran

Proses filter Kalman secara urut ditunjukkan pada diagram alir yang ditunjukkan pada Gbr. 6. Diagram alir tersebut merupakan algoritme program utama, yang juga mempunyai subrutin pembacaan *A/D Converter* sebanyak 14 kanal dengan dilengkapi proses filter LPF serta algoritme deteksi *gait event* yang tertanam dalam mikrokontroler dsPIC.

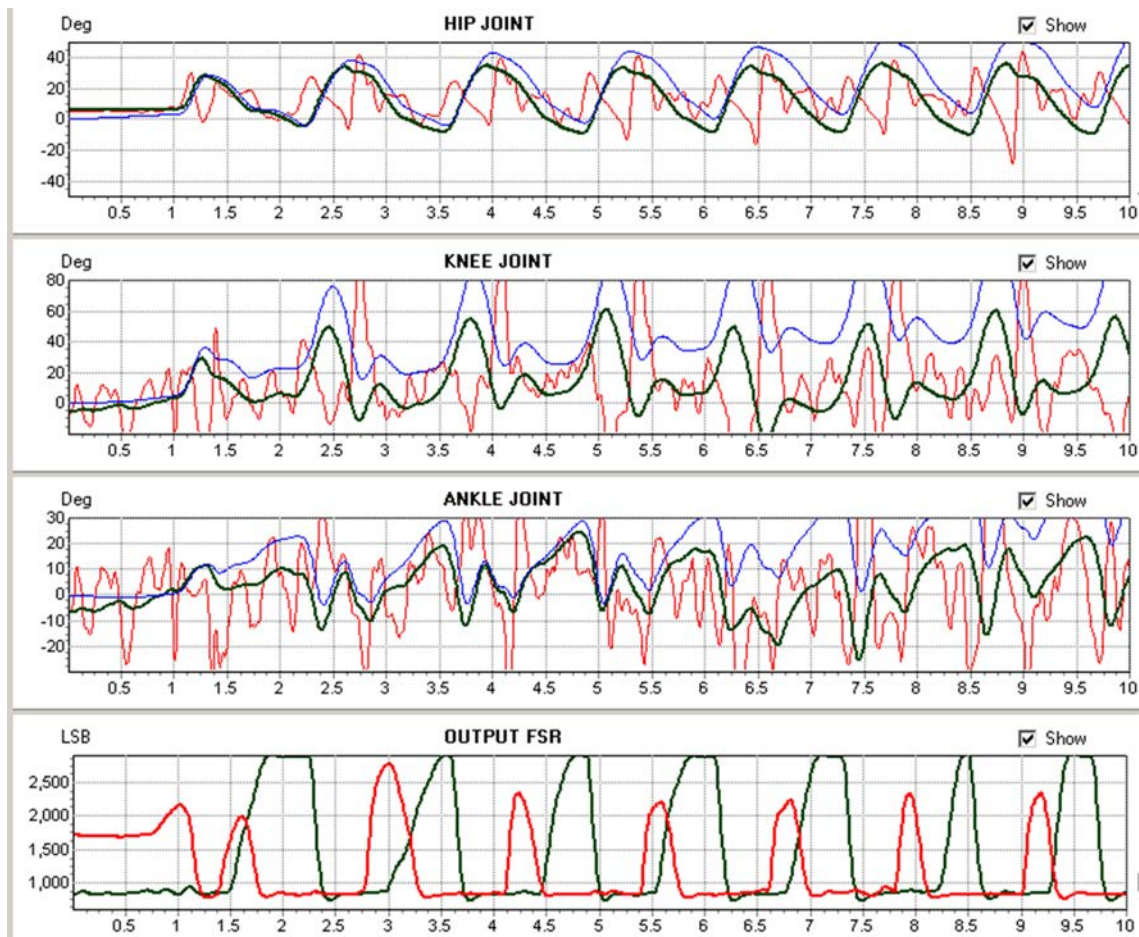
Proses pertama pada pengukuran adalah proses akuisisi 14 kanal dari 12bit *A/D Converter* internal mikrokontroler. Sinyal keluaran kemudian diproses ke filter digital Butterworth dengan tipe LPF berfrekuensi potong 4 Hz. Langkah selanjutnya adalah perhitungan *gyro-rate* atau kecepatan sudut giroskop (*bias drift error* tidak perlu dihilangkan, karena filter Kalman akan melacak nilai aktual *bias drift error*). Proses selanjutnya adalah menghitung *tilt angles* dan *joint angle* berdasarkan akselerometer, dan dilanjutkan menghitung *tilt angles* dan *joint angles* berdasarkan giroskop. Proses ini hanya dilakukan ketika ada permintaan dari PC saja untuk mereduksi *overflow* pada CPU. Setelah itu, proses filter Kalman dilakukan untuk *tilt* pada segmen *body*, *thigh*, *shank*, dan *foot*. Selanjutnya, perhitungan *joint angles* dari tungkai bawah berdasarkan hasil estimasi filter Kalman dilakukan. Kemudian, dilakukan proses deteksi *gait event* dengan sebuah nilai *threshold*, dengan diambil nilai *threshold* = 1000 LSB (satuan dalam *least significant bit* dari *A/D Converter*). Akhirnya, data *gait event* hasil pengukuran dikirim jika diperintah (*requested*) oleh PC lewat port UART.

IV. HASIL DAN ANALISIS

Pengujian sistem sensor dilakukan dengan mengukur keluaran sensor secara langsung dan keluaran setelah praproses dengan filter digital Butterworth dengan frekuensi potong 4 Hz. Setelah menghasilkan sinyal yang baik dan tidak terpengaruh oleh *noise*, pengukuran *tilt* untuk segmen *body*, *thigh*, *shank*, dan *foot* dilakukan. Selanjutnya, pengukuran dilakukan untuk menghitung dan menghasilkan sudut sendi tungkai bawah berupa sudut *hip*, *knee*, *ankle*, dan fase *gait* dari dua sensor FSR pada tumit dan ujung jari kaki.

A. Hasil Pengukuran Keluaran Sensor

Pengukuran ini adalah pengukuran awal keluaran sensor secara langsung (*raw data*) dan keluaran setelah melewati proses filter *low-pass* dengan frekuensi potong 4 Hz. Grafik keluaran akselerometer dan giroskop pada tiap segmen *lower limb* tanpa filter digital LPF Butterworth tampak seperti Gbr. 7(a), sedangkan grafik keluaran keseluruhan sensor dengan filter digital LPF Butterworth ada pada Gbr. 7(b). Garis warna merah merepresentasikan hasil respons akselerometer, warna hijau merepresentasikan hasil filter Kalman, sedangkan warna biru merepresentasikan hasil respons giroskop. Pada Gbr. 7(a) tanpa filter LPF, terlihat hasil akselerometer memiliki *noise* sangat banyak, terutama pada akselerometer yang terpasang pada *shank*. Keluaran tersebut banyak mengalami *jitter* yang disebabkan akselerasi subjek dan getaran benturan kaki pada lantai. Sedangkan keluaran giroskop terlihat tidak terpengaruh



Gbr. 9 Grafik keluaran pengukuran sudut sendi pada tungkai bawah (*lower limb joint angles*) seorang subjek saat berjalan normal selama 10 detik.

oleh getaran benturan kaki, sehingga keluaran lebih halus. Pada Gbr. 7(b), dengan keluaran sensor telah melalui proses filter digital LPF, terlihat keluaran akselerometer lebih halus, sedangkan pada giroskop hampir tidak ada perbedaan dengan sinyal asli.

TABEL I
WAKTU YANG DIBUTUHKAN UNTUK PROSES EKSEKUSI SYSTEM

Proses	Proses Mikrokontroler dsPIC waktu <i>sampling 10 milidetik</i>		
	Data Terkirim via UART	Waktu yang Dibutuhkan	Waktu yang Tersisa
No data sent	-	2,5 ms	7,5 ms
Kirim semua data ADC	31 byte	5,6 ms	4,3 ms
Kirim data sudut <i>tilt</i> (akselero & filter Kalman)	19 byte	4,6 ms	5,4 ms
Kirim data sudut sendi <i>joint angles</i> (akselero & filter Kalman)	20 byte	4,7 ms	5,3 ms

B. Pengukuran Tilt Body, Thigh, Shank, dan Foot

Gbr. 8 menunjukkan grafik pergerakan sudut *tilt* dari *lower limb* seorang subjek saat berjalan normal selama 10 detik. Garis warna merah adalah sudut *tilt* hasil akselerometer, garis

hijau adalah sudut *tilt* hasil filter Kalman, sedangkan warna biru adalah sudut *tilt* hasil giroskop. Pada Gbr. 8 terlihat bahwa pada kondisi dinamis, pengukuran sudut *tilt* hasil akselerometer terganggu oleh getaran yang diakibatkan benturan kaki dengan lantai, yang ditunjukkan oleh *spikes* yang tidak beraturan. Sedangkan bentuk grafik hasil giroskop terlihat mirip dengan grafik hasil filter Kalman, lebih menunjukkan nilai aktual dari pergerakan sudut *tilt*, tetapi semakin lama hasilnya cenderung melayang atau *drifting* menuju ke nilai atas. Bila perhitungan *tilt* berdasar giroskop dieksekusi dalam waktu yang lama oleh mikrokontroler, akan menyebabkan *overflow* pada register CPU mikrokontroler.

C. Hasil Pengukuran Lower Limb Joint Angles

Gbr. 9 menunjukkan grafik pergerakan keluaran *lower limb joint angles* (yaitu *hip*, *knee*, dan *ankle*) pada seorang subjek yang dipasang sistem sensor saat berjalan normal selama 10 detik. Garis warna merah merepresentasikan sudut sendi hasil akselerometer, warna hijau merepresentasikan sudut sendi hasil filter Kalman, sedangkan warna biru merepresentasikan sudut sendi hasil giroskop. Seperti halnya pada pengukuran sudut *tilt*, pada Gbr. 9 terlihat bahwa pada kondisi subjek dinamis, pengukuran pergerakan *lower limb joint angles* hasil akselerometer, yang ditunjukkan dengan warna merah, terganggu oleh getaran yang disebabkan oleh benturan kaki dengan lantai, yaitu sinyal mengalami *spikes* yang tidak beraturan. Sedangkan bentuk sinyal hasil giroskop, yang

ditunjukkan dengan warna biru, terlihat mirip dengan grafik hasil filter Kalman (grafik gambar hijau), yaitu lebih menunjukkan nilai aktual dari pergerakan *lower limb joint angles*. Namun, hasil giroskop cenderung melayang atau *drifting* menuju ke nilai atas. Grafik bagian paling bawah di Gbr. 9 merupakan hasil keluaran dari sensor FSR. Grafik warna merah merupakan keluaran sensor FSR yang diletakkan pada tumit, sedangkan grafik warna hijau adalah keluaran sensor FSR yang diletakkan pada ujung kaki. Hasil perbandingan data pengukuran pergerakan *lower limb joint angles* dengan hasil penelitian sebelumnya menunjukkan pola sinyal yang sama [9], [19].

Uji coba waktu yang dibutuhkan CPU mikrokontroler untuk mengeksekusi proses pengukuran keseluruhan juga dilakukan. Tabel I menunjukkan hasil pengukuran waktu yang dibutuhkan CPU untuk mengeksekusi. Pada Tabel I, terlihat bahwa waktu eksekusi tidak melebihi dari waktu *sampling* mikrokontroler dsPIC yaitu sebesar 10 milidetik, sehingga sistem sangat mungkin digunakan untuk pengembangan selanjutnya pada aplikasi sistem FES.

V. KESIMPULAN

Studi telah dilakukan pada sensor akselerometer untuk mengukur sudut *tilt* suatu segmen dalam kondisi dinamis yang terganggu oleh percepatan translasi dan getaran pada segmen tersebut ketika bergerak. Pada sensor giroskop terjadi akumulasi *DC bias drift error* bila dilakukan integral terhadap waktu untuk mendapatkan posisi sudut *tilt*, yang mengakibatkan keluaran posisi sudut mengalami *drift* dari waktu ke waktu. Filter Kalman telah diimplementasikan dengan baik untuk menggabungkan keluaran giroskop dan akselerometer pada pengukuran sudut *tilt* dan sudut sendi tungkai bawah dalam kondisi dinamis dengan linearisasi sistem, yaitu memodelkan sistem menjadi dua persamaan stokastik linier, yaitu persamaan *state* dan persamaan *measurement*, dan menghasilkan estimasi sudut *tilt* dan *joint* dari segmen yang diukur. Proses praperhitungan manual terhadap operasi matriks sukses diterapkan, sehingga diperoleh persamaan sederhana untuk diprogram ke dalam mikrokontroler dsPIC. Untuk praproses terhadap keluaran akselerometer, digunakan filter digital Butterworth tipe *low-pass* orde 2, dengan frekuensi potong 4 Hz.

Pada uji pengukuran waktu proses sistem, *time sampling* 10 milidetik tidak pernah terlampaui oleh waktu eksekusi mikrokontroler untuk keseluruhan proses, sehingga waktu proses sistem aman dan stabil. Masih tersedia sisa waktu proses yang langgar untuk pengembangan sistem selanjutnya, misalnya untuk analisis tiga dimensi gerakan *lower limb* atau dengan memasukkan rutin algoritme pembangkit stimulus ke mikrokontroler untuk memperoleh sistem *wearable* FES.

REFERENSI

- [1] Aidatunisadina L. Basith, S. Setiawan, A. Arifin, F. Arrofiqi, M. Nuh, "Design and Tests of a Wearable Functional Electrical Stimulation (FES) System for Knee Joint Movement Using Cycle-To-Cycle Control Method," *Journal of Theoretical and Applied Information Technology*, Vol. 95. No. 11, hal. 2523-2531, 2017.
- [2] C. L. Lynch, M. R. Popovic, "Functional Electrical Stimulation: Closed-Loop Control of Induced Muscle Contractions", *IEEE Control Systems Magazine*, hal. 40-50, April 2008.
- [3] A. L. Basith, A. Arifin, F. Arrofiqi, T. Watanabe, M. Nuh, "Embedded Fuzzy Logic Controller for Functional Electrical Stimulation System", *Proceedings of International Seminar on Intelligent Technology and its Applications (ISITIA)*, 2016, hal. 89-94.
- [4] F. Arrofiqi, A. Arifin, B. Indrajaya, "Design of Wearable System for Closed-loop Control of Gait Restoration System by Functional Electrical Stimulation", *Proceedings of International Seminar on Intelligent Technology and its Applications (ISITIA)*, 2015, hal. 131-136.
- [5] S. Z. Yahaya, Z. Hussain, I. Isa, R. Boudville, M. F. A. Rahman, M. N. Taib, "Cycle to Cycle Control in FES-Assisted Elliptical Stepping Exercise", *Proceedings of IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences*, 2016, hal. 737-741.
- [6] Rachmad Setiawan, Achmad Arifin, Fajar Budiman, Adi Soeprijanto, "Programmable Amplitude of Portable Electrical Stimulator for Multi-Channel Functional Electrical Stimulator (FES) System," *Journal of Theoretical and Applied Information Technology*, Vol. 95, No. 9, hal. 1974-1982, 2017.
- [7] R. W. Selles, M. A. G. Formanoy, J. B. J. Bussmann, P. J. Janssens, H. J. Stam, "Automated Estimation of Initial and Terminal Contact Timing Using Accelerometers; Development and Validation in Transtibial Amputees and Controls," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 13, No. 1, hal. 81-88, 2005.
- [8] Y.S. Suh, "Attitude Estimation Using Low Cost Accelerometer and Gyroscope", *Proc. IEEE 2013 Korea-Russia International Symposium*, 2013, hal. 423-427.
- [9] T. Watanabe, T. Masuko, A. Arifin, "Preliminary Tests of A Practical Fuzzy FES Controller Based on Cycle-to-Cycle Control in The Knee Flexion and Extension Control", *IEICE Transactions of Information and Systems*, Vol. E92-D, No. 7, hal. 1507-1510, Juli 2009.
- [10] Tao Liu, Yoshio Inoue, Kyoko Shibata, "Development of a Wearable Sensor System for Quantitative Gait Analysis", *Journal of Measurement*, Vol. 42, Issue 7, hal. 978-988, 2009.
- [11] Hongyin Lau, Kaiyu Tong, "The Reliability of Using Accelerometer and Gyroscope for Gait Event Identification on Persons with Dropped Foot", *Gait & Posture*, Vol. 27, Issue 2, hal. 248-257, 2008.
- [12] G. Welch, G. Bishop, "An Introduction to the Kalman Filter", University of North Carolina, Chapel Hill, Technical Report, hal. 1-16, 2006.
- [13] (2008) Datasheet MMA7361L $\pm 1.5g$, $\pm 6g$ Three Axis Low-g Micromachined Accelerometer, [Online], www.freescale.com, tanggal akses: Maret 2015.
- [14] (2009) Datasheet LPY510AL, MEMS Motion Sensor, Dual Axis Pitch and Yaw $\pm 100^\circ/s$ Analog Gyroscope, [Online], www.st.com, tanggal akses: Maret 2015.
- [15] Brian T. Smith dkk, "Evaluation of Force-Sensing Resistors for Gait Event Detection to Trigger Electrical Stimulation to Improve Walking in the Child With Cerebral Palsy", *IEEE Transaction on Neural System and Rehabilitation Engineering*, Vol. 10, No. 1, hal. 22-29, Maret 2002.
- [16] (2015) Force Sensing Resistors (FSR) Integration Guide and Evaluation Part Catalog, [Online], www.interlinkelectronics.com, tanggal akses: Maret 2015.
- [17] (2007) Gait Analysis, Leg Harness and BodyLAB, [Online], www.robotic-systems.co.uk, tanggal akses: April 2011.
- [18] (2010) Datasheet DF-Bluetooth V3, [Online], www.droboticsonline.com, tanggal akses: Juni 2015.
- [19] J. Perry, *Gait Analysis Normal and Pathological Function*, New Jersey, USA: SLACK Incorporated, 1992.