

## BAB 2

### LANDASAN TEORI

Perangkat monitor aktivitas fisik (*physical activity*) sangat berguna dalam bidang kesehatan, misalnya untuk mendeteksi kondisi pasien yang sedang dirawat maupun untuk mengukur tingkat kebugaran seseorang dari banyaknya energi yang dibakar dalam aktivitas fisik [22]. Berbagai metode dan perangkat telah dikembangkan [7,8,9] untuk dapat mendeteksi aktivitas fisik secara akurat, namun sebagian memiliki keterbatasan dalam segi ukuran perangkat yang besar dan tidak portabel sehingga cukup menyulitkan dalam segi operasional. Beberapa perangkat [1,2,3] telah dikembangkan dalam versi portabel namun memiliki tingkat akurasi yang lebih rendah dibandingkan versi stasioner [23] sehingga masih diperlukan penelitian lebih lanjut untuk menghasilkan perangkat portabel dengan tingkat akurasi tinggi.

Dengan teknologi *Micro Electro Mechanical Systems* (MEMS) [25,26] yang memproduksi komponen mikro dengan standard fabrikasi IC semakin memungkinkan pembuatan berbagai perangkat sistem mekanis secara portabel dengan biaya murah. Teknologi ini menghasilkan sensor dan aktuator beserta pengkondisi sinyal yang dikemas dalam sebuah *chip* [25,26]. Ada beberapa jenis sensor yang dibuat berdasarkan teknologi MEMS, salah satunya adalah sensor percepatan (akselerometer) [24,25,26] sehingga akselerometer menjadi semakin diminati dalam berbagai aplikasi seperti dalam bidang otomotif, medis, industri, *video game*, militer, komputer, dan lain-lain.

Akselerometer dapat mengukur percepatan statis gravitasi bumi sehingga dapat digunakan untuk menentukan orientasi posisi dalam ruang dua atau tiga dimensi serta mendeteksi perubahan *tilt*. Hal ini sangat berguna antara lain dalam monitor aktivitas gerak pasien pada saat berjalan, berlari maupun aktivitas gerak yang lainnya. Oleh karena itu pada penelitian yang dilakukan untuk pemantauan aktivitas gerak berjalan dan berlari pada pasien menggunakan akselerometer yakni MMA7260Q dalam bentuk WiTilt V 2.5.

## 2.1 AKSELEROMETER

Akselerometer [24,25,26,27] adalah sensor yang mengkonversi besaran percepatan baik yang disebabkan gerak maupun pengaruh gravitasi menjadi besaran listrik. Akselerometer yang beredar di pasaran memiliki daerah pengukuran dari 1 g hingga 50 g. Percepatan umumnya diukur dalam satuan konstanta gravitasi (g), dengan  $1\text{ g} \approx 9,8\text{ m/s}^2$ . Tabel 1 memperlihatkan contoh kejadian dalam satuan g.

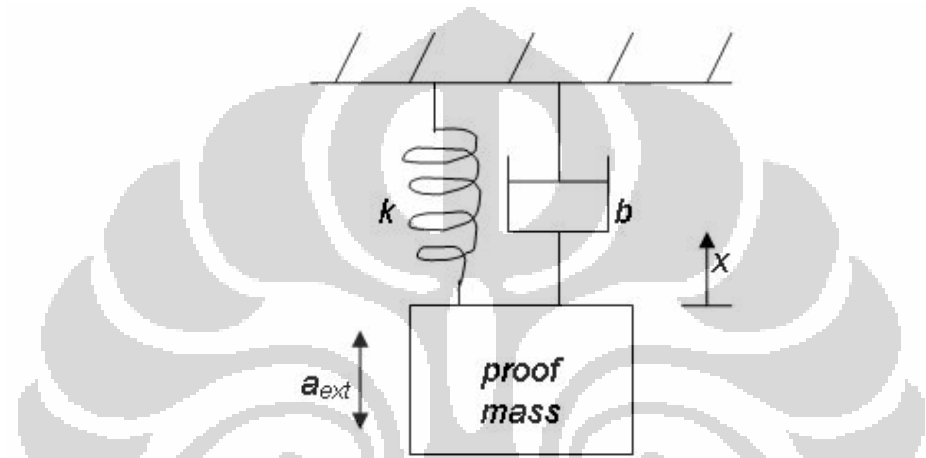
Tabel 2.1. Contoh kejadian dalam satuan gravitasi (g).

Orde	Contoh
1 g	Percepatan gravitasi bumi pada sebuah benda
0 – 2 g	Percepatan gerak manusia
5 – 30 g	Percepatan yang dialami pengemudi dalam kecelakaan mobil
100 – 2000 g	Percepatan benda yang dijatuhkan dari ketinggian 3 kaki ke permukaan beton
10000 g	Percepatan benda yang ditembakkan dari sebuah meriam

Pada Tabel 1 tersebut dapat diketahui kemungkinan kejadian dengan melihat berapa besar percepatan yang dialami pada seseorang atau benda yang dipasangkan akselerometer untuk mengukur percepatan yang terjadi. Sehingga hal tersebut akan membantu dalam menganalisis dan membuat kesimpulan atas kejadian yang mungkin terjadi serta dengan menggunakan metode atau alat ukur yang lain dapat saling memperkuat dan memperjelas atas kemungkinan yang terjadi. Selain itu aplikasi akselerometer dalam pengukuran gaya inersial antara lain sebagai *airbag crash sensors*, sistem navigasi, dan kendali elevator. Dalam pengukuran vibrasi, akselerometer antara lain dapat digunakan untuk mendeteksi gempa bumi dan untuk mengukur kestabilan mesin.

Akselerometer dibuat berdasarkan prinsip mekanika, dengan komponen utama yakni massa yang di sanggah oleh pegas terdiri dari sebuah proof mass yang dilekatkan pada bidang referensi oleh sebuah elemen pegas [24,25,26,27],

seperti ditunjukkan pada Gambar 2.1 Prinsip akselerometer [27,28,30] dengan  $k$  adalah konstanta pegas,  $b$  adalah faktor redaman,  $x$  adalah pergeseran, dan  $a_{ext}$  adalah percepatan eksternal. Pergeseran *proof mass* sebanding dengan percepatan eksternal tersebut dan dapat diukur melalui berbagai cara, antara lain secara diferensial kapasitif.



Gambar 2.1 Prinsip akselerometer

Benda  $m$  digantungkan yang dihubungkan ke pegas dengan konstanta pegas  $k$ . Dengan pemberian getaran pada benda  $m$ , akan terjadi vibrasi sesuai dengan hukum Newton [25]:

$$m \frac{d^2 x}{dt^2} + b \frac{dx}{dt} + kx = m a_{ext} \quad (2.1)$$

Persamaan tersebut merupakan persamaan gerak harmonik terpaksa sehingga untuk mencari besar  $x$  yakni pergeseran yang terjadi pada pegas tersebut

$$m \frac{d^2 x}{dt^2} + b \frac{dx}{dt} + kx = m a_{ext}$$

Bagi kedua ruas dengan  $m$ , didapat:

$$\frac{d^2 x}{dt^2} + \frac{b}{m} \frac{dx}{dt} + \frac{k}{m} x = a_{ext}$$

Kemudian, anggap  $\beta = \frac{b}{2m}$  dan  $\omega_0^2 = \frac{k}{m}$ , didapatkan:

$$\frac{d^2x}{dt^2} + 2\beta \frac{dx}{dt} + \omega_o^2 x = a_{ext} \quad (2.2)$$

Solusi umum persamaan gerak harmonik terpaksa ini beserta dengan turunannya ialah:

$$x = Ae^{i(\omega t - \phi)} \quad (2.3)$$

$$\frac{dx}{dt} = i\omega Ae^{i(\omega t - \phi)}$$

$$\frac{d^2x}{dt^2} = -\omega^2 Ae^{i(\omega t - \phi)}$$

Dalam hal ini, kita anggap percepatan yang kita berikan (percepatan eksternalnya) berupa fungsi yang periodik, yaitu:

$$a_{ext} = a_o e^{i\omega t} \quad (2.4)$$

Sehingga dengan memasukkan persamaan solusi umum dan percepatan periodik diatas, kita dapatkan:

$$\begin{aligned} -\omega^2 Ae^{i(\omega t - \phi)} + 2\beta i\omega Ae^{i(\omega t - \phi)} + \omega_o^2 Ae^{i(\omega t - \phi)} &= a_o e^{i\omega t} \\ -\omega^2 e^{-i\phi} + 2\beta i\omega e^{-i\phi} + \omega_o^2 e^{-i\phi} &= \frac{a_o}{A} \\ -\omega^2 + 2\beta i\omega + \omega_o^2 &= \frac{a_o}{A} e^{i\phi} \end{aligned} \quad (2.5)$$

Kemudian, ubah fungsi eksponensial  $e^{i\phi}$  pada persamaan (5) menjadi  $\cos \phi + i \sin \phi$ , maka didapat:

$$-\omega^2 + 2i\beta\omega + \omega_o^2 = \frac{a_o}{A} \cos \phi + i \frac{a_o}{A} \sin \phi \quad (2.6)$$

Dalam persamaan (6) diatas, samakan ruas kiri dan ruas kanan untuk bilangan yang real dan imajiner:

$$\omega_o^2 - \omega^2 = \frac{a_o}{A} \cos \phi \quad (2.7)$$

$$2\beta\omega = \frac{a_o}{A} \sin \phi \quad (2.8)$$

Sehingga, dengan membagi persamaan (8) dengan persamaan (7), didapat:

$$\tan \phi = \frac{\sin \phi}{\cos \phi} = \frac{2\beta\omega}{\omega_o^2 - \omega^2}$$

$$\phi = \arctan\left(\frac{2\beta\omega}{\omega_o^2 - \omega^2}\right)$$

Untuk mencari besar amplitudo, kuadratkan persamaan (7) dan (8) diatas kemudian jumlahkan, didapat:

$$\left(\frac{a_o}{A}\right)^2 \cos^2 \phi + \left(\frac{a_o}{A}\right)^2 \sin^2 \phi = (\omega_o^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2 \omega^2$$

$$\left(\frac{a_o}{A}\right)^2 = (\omega_o^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2 \omega^2$$

$$A = \frac{a_o}{\left[(\omega_o^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2 \omega^2\right]^{\frac{1}{2}}} \quad (2.9)$$

Sehingga, dengan memasukkan hasil ini ke solusi umum persamaan gerak harmonik terpaksa, didapatkan:

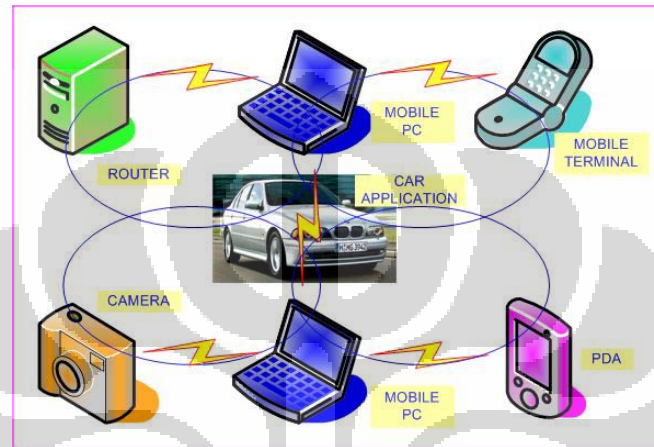
$$x = A e^{i(\omega t - \phi)} = \frac{a_o}{\left[(\omega_o^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2 \omega^2\right]^{\frac{1}{2}}} \exp\left[i\left\{\omega t - \arctan\left(\frac{2\beta\omega}{\omega_o^2 - \omega^2}\right)\right\}\right]$$

## 2.2 BLUETOOTH

Pembuatan *Bluetooth* bukan hanya menggantikan atau menghilangkan penggunaan kabel didalam melakukan pertukaran informasi [31], tetapi juga mampu menawarkan fitur yang baik untuk teknologi *mobile wireless* dengan biaya yang relatif rendah [31,32,33], konsumsi daya yang rendah, *interoperability* [34] yang menjanjikan, mudah dalam pengoperasian dan mampu menyediakan layanan yang bermacam-macam. Bluetooth sekarang ini sudah sering digunakan untuk kebutuhan mulai dari transfer data, *headset wireless*, koneksi *PDA* ke jaringan, mouse, keyboard, mobil remote control, akses Internet *GPRS* via telepon selular, dan bahkan untuk multiplayer game seperti pada Gambar 2.4.

Bluetooth [34] adalah sebuah teknologi komunikasi wireless (tanpa kabel) yang beroperasi dalam pita frekuensi 2,4 GHz unlicensed *ISM (Industrial, Scientific and Medical)* dengan menggunakan sebuah *frequency hopping transceiver* yang mampu menyediakan layanan komunikasi data dan suara secara

real-time antara host-host bluetooth dengan jarak jangkauan layanan yang terbatas mempunyai jangkauan jarak layanan yang lebih pendek dan kemampuan transfer data yang lebih rendah [34].



Gambar 2.2 Contoh modul aplikasi Bluetooth.

Bluetooth menggunakan salah satu dari dua jenis frekuensi Spread Spectrum Radio [34] yang digunakan untuk kebutuhan wireless. Jenis frekuensi yang digunakan adalah Frequency Hopping Spread Spectrum (FHSS) [34], sedangkan yang satu lagi yaitu Direct Sequence Spread Spectrum (DSSS) digunakan oleh IEEE802.11xxx. Pada beberapa negara terdapat perbedaan penggunaan frekuensi dan channel untuk Bluetooth ini. Seperti di Amerika dan Eropa, frekuensi yang digunakan adalah dari 2400–2483,5 yang berarti menggunakan 79 channel [34]. Cara perhitungannya sebagai berikut [31,32,33,34]: untuk RF Channel yang bekerja frekuensi  $f = 2402+k$  MHz, di mana  $k$  adalah jumlah channel yang digunakan yaitu: 0 sampai dengan 78 =  $2402+79 = 2481$  MHz. Lalu ditambah dengan pengawal frekuensi yang diset pada 2 MHz sampai dengan 3,5 MHz untuk lebar pita gelombang 1 MHz. Total menjadi  $2481+2,5 = 2483,5$  MHz.

Sedangkan cara bekerja frekuensi ini dalam mengirimkan dan menerima sinyal data adalah melakukan pengukuran sinyal yang keluar dan masuk pada suatu alat bernama transmittter frekuensi hopping yang bekerja pada single

frekuensi. Lalu synthesizer akan mengubah frekuensi di antara sinyal yang dikirim dan diterima, tetapi tetap akhirnya kembali pada transmit frekuensi (channel) yang sama. Sistem binary yang dikirim berupa 0 dan 1, kemudian diterjemahkan dengan penyimpangan frekuensi menjadi positif dan negatif secara berturut-turut, mengikuti Gaussian Frequency shift keying [34]. Keuntungan yang paling utama dalam penggunaan Frequency Hopping spread Spectrum adalah:

- a. Penggunaan yang lebih aman.

Frekuensi ini dapat melakukan lompatan gelombang 1600 lompatan per detik. Hal ini mempersulit dilakukan penyadapan data, karena lompatan sinyal data yang cepat dan tidak beraturan sulit ditangkap oleh transceiver lain, kecuali transceiver penerima.

- b. Noise yang lebih kecil dan jarak pita gelombang yang sempit dapat menolak interferensi.

### **2.3 AKTIVITAS FISIK DAN PENGGUNAAN ENERGI**

Secara garis besar, kegiatan-kegiatan aktivitas manusia dapat digolongkan menjadi aktivitas fisik (otot) dan aktivitas mental (otak). Pemisahan ini tidak dapat dilakukan secara sempurna, karena terdapatnya hubungan yang erat antara satu dengan lainnya. Apabila dilihat dari energi yang dikeluarkan, aktivitas mental murni relatif lebih sedikit mengeluarkan energi dibandingkan aktivitas fisik. Aktivitas fisik [5] adalah pergerakan anggota tubuh yang menyebabkan pengeluaran tenaga atau energi dalam bentuk panas dan kerja luar secara sederhana yang sangat penting bagi pemeliharaan fisik, mental, dan kualitas hidup sehat. Untuk melakukan aktivitas fisik tersebut, manusia memerlukan sejumlah energi. Jika energi yang diberikan oleh makanan tidak cukup, maka energi diperoleh dari hasil pemecahan lemak di dalam tubuh. Konsumsi energi pada waktu bekerja biasanya ditentukan dengan cara tidak langsung, yaitu dengan pengukuran:

1. Kecepatan denyut jantung
2. Konsumsi oksigen

Aktivitas fisik bergerak pada pasien akan mengakibatkan perubahan pada fungsi alat-alat tubuh, yang dapat dideteksi melalui perubahan [5]:

- a. Konsumsi oksigen
- b. Denyut jantung
- c. Peredaran udara dalam paru-paru
- d. Temperatur tubuh
- e. Konsentrasi asam laktat dalam darah
- f. Komposisi kimia dalam darah dan air seni
- g. Tingkat penguapan, dan faktor lainnya

Aktivitas tersebut merupakan fenomena kompleks yang tidak mudah diukur [5]. Banyak metode telah dikembangkan untuk menentukan aktivitas fisik; baik melalui laporan mandiri (*self-report*) [21,22,23] – seperti diari, wawancara, dan kuesioner – maupun dengan menggunakan sensor gerak [21,22,23] seperti pedometer dan akselerometer. Sedangkan metode pengukuran penggunaan energi (*energy expenditure*) dilakukan dengan menggunakan sensor gerak [21,22,23] dan monitor fisiologis seperti *doubly labeled water* [21,22,23], kalorimetri ruang (*room calorimetry*) [21], konsumsi oksigen (*oxygen uptake*) [42], monitor detak jantung [21,22,23], dan pengukuran temperatur tubuh (*core body temperature*) [21].

Metode laporan mandiri memiliki keunggulan dalam penelitian skala besar dengan biaya murah. Aktivitas fisik pada pasien yang dapat dideteksi sangat beragam namun metode ini memiliki banyak kelemahan karena sangat bergantung pada partisipasi subyek. Faktor kemauan dan daya ingat subyek dalam mengingat jenis dan durasi aktivitas yang dilakukan sangat berpengaruh pada akurasi data yang diperoleh [21,22,23]. Penggunaan metode ini dalam jangka waktu lama mengakibatkan subyek menjadi lelah, merasa terbebani, dan cenderung mengubah aktivitasnya. Pengukuran aktivitas fisik dan penggunaan energi secara langsung menggunakan sensor gerak maupun monitor fisiologis memiliki keunggulan dalam mengurangi bias akibat lemahnya daya ingat subyek pada metode laporan mandiri sehingga metode ini sering digunakan untuk menguji keabsahan data yang diperoleh pada metode laporan mandiri [21]. Namun subyek yang dapat diteliti dengan metode ini jauh lebih sedikit dibandingkan metode laporan mandiri karena harga perangkat yang relatif mahal sehingga lebih cocok digunakan pada penelitian skala kecil [21,22,23].



Metode pengukuran aktivitas fisik menggunakan detektor gerak memiliki keunggulan dalam segi obyektivitas dalam memperkirakan tingkat aktivitas. Namun metode ini tidak terlalu baik dalam mendeteksi aktivitas-aktivitas seperti mengangkat beban, bersepeda, berjalan pada permukaan menanjak, atau membawa beban berat [21]. Penelitian lebih lanjut masih dibutuhkan untuk memaksimalkan detektor gerak dalam pengukuran aktivitas fisik dan penggunaan energi.

Metode *doubly labeled water* merupakan standar terbaik pengukuran penggunaan energi dalam kondisi sehari-hari. Pengukuran penggunaan energi dengan teknik ini berdasarkan pada kadar produksi karbon dioksida dari ekskresi urin selama berbagai aktivitas [21]. Dengan menggunakan dua buah isotop stabil ( $^2\text{H}_2\text{O}$  and  $\text{H}_2^{18}\text{O}$ ), dapat dilakukan perhitungan terhadap kadar produksi karbon dioksida oleh subyek selama jangka waktu tertentu. Dosis isotop yang diminum subyek disesuaikan dengan berat badan subyek. Kemudian banyaknya isotop yang dibuang dari tubuh subyek dianalisis menggunakan spektrometer massa dari sampel urin yang diambil secara berkala [21]. Meskipun label  $^2\text{H}$  dibuang dari tubuh hanya sebagai air, namun label  $^{18}\text{O}$  dibuang sebagai air dan karbon dioksida [22]. Jadi produksi karbon dioksida dapat dihitung dari perbedaan kadar pembuangan  $^2\text{H}$  and  $^{18}\text{O}$ . Dari data ini, konsumsi oksigen dan penggunaan energi dapat dihitung. Dosis yang diberikan umumnya berakhir sekitar 14 hari. Kelebihan metode *doubly labeled water* adalah kemudahan dalam mengumpulkan sampel, aman ( $^2\text{H}_2$  dan  $^{18}\text{O}$  adalah isotop stabil yang non radioaktif dan diberikan dalam konsentrasi rendah), dan sangat presisi terhadap total penggunaan energi selama periode tertentu, umumnya selama satu hingga dua minggu. Namun metode ini tidak dapat digunakan untuk membedakan durasi, frekuensi atau intensitas dari setiap aktivitas tunggal [21,22].

Metode kalorimetri ruang (*room calorimetry*) atau penggunaan ruang metabolis (*metabolic chamber*) dilakukan dengan mengukur produksi panas tubuh dalam lingkungan tertutup [21]. Metode ini merupakan standar terbaik pengukuran penggunaan energi di laboratorium atau lingkungan terkontrol. Namun proses kalibrasi dan pemeliharaan sistem tidak mudah sehingga dibutuhkan tenaga ahli.

Metode konsumsi oksigen (*oxygen uptake*) merupakan metode pengukuran tidak langsung terhadap banyaknya kalori yang dibakar dalam aktivitas tertentu. Besarnya penggunaan energi diperkirakan berdasarkan hubungan antara banyaknya oksigen yang dikonsumsi terhadap kalori yang diperoleh dari proses oksidasi [21]. Penggunaan sistem ini membutuhkan masker untuk keseluruhan periode sampling.

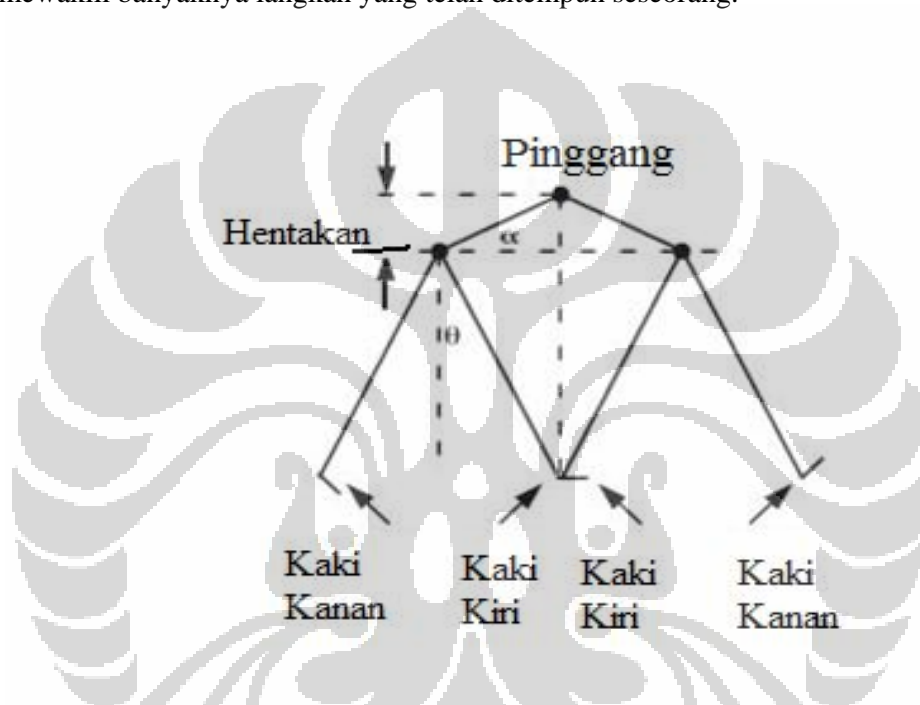
Metode monitor detak jantung digunakan untuk menentukan aktivitas fisik berdasarkan prinsip hubungan linier antara detak jantung dengan penggunaan oksigen pada berbagai aktivitas. Metode ini umumnya digunakan sebagai referensi pada penggunaan bersama dengan metode lain [17,40,41,42]. Pada aktivitas dengan tingkat intensitas rendah, data yang diperoleh kurang akurat karena detak jantung lebih dipengaruhi oleh kondisi psikologis emosional subyek [21,22,23]. Selain itu detak jantung juga dapat dipengaruhi oleh kondisi kesehatan subyek [22]. Subyek dengan kondisi kesehatan prima memiliki detak jantung yang lebih stabil dibandingkan subyek yang kurang prima. Oleh karena itu, metode ini lebih akurat bila digunakan bersamaan dengan metode lain.

Metode pengukuran temperatur tubuh (*core body temperature*) digunakan dalam kondisi laboratorium untuk mengukur penggunaan energi. Dalam kondisi sangat terkontrol, terdapat hubungan yang sangat dekat antara temperatur tubuh dan penggunaan energi [22]. Namun metode ini tidak efektif ketika mengukur penggunaan energi pada kondisi lain sehingga tidak dapat digunakan dalam kondisi sehari-hari.

### **2.3.1 Pedometer**

Pedometer merupakan perangkat yang dikenakan pada pinggang ataupun pinggul untuk mengukur seberapa jauh seseorang telah berjalan dengan cara mendeteksi banyaknya langkah yang telah ditempuh seseorang dan mengalikannya dengan lebar langkah rata-rata orang tersebut [17,18,20]. Lebar langkah rata-rata ini di-*input* terlebih dahulu oleh pengguna sebelum mengenakan perangkat ini. Semua pedometer mengukur dan memberitakan langkah yang diambil. Untuk mendapat akurasi pembacaan, penempatan yang tepat dari pedometer pada tubuh sangat penting.

Pada proses berjalan maka persendian pinggul akan mengalami gerakan vertikal berupa hentakan kecil ketika salah satu kaki mendarat pada permukaan tanah sebagaimana terlihat pada Gambar 2.5 Prinsip dasar pedometer [17,18,20] adalah memanfaatkan hentakan ini sebagai sinyal untuk mendeteksi sebuah langkah. Metode ini disebut *peak detection* di mana banyaknya *peak* sinyal input mewakili banyaknya langkah yang telah ditempuh seseorang.



Gambar 2.3 Gerakan persendian pinggang pada saat berjalan

### 2.3.2 Metabolic Equivalent (MET)

*Metabolic equivalent* (MET) merupakan perbandingan *work metabolic rate* (nilai metabolis pada saat melakukan kerja) terhadap *resting metabolic rate* (nilai metabolis pada saat istirahat) [21,22,23]. Dalam *The Compendium of Physical Activities Tracking Guide* [43], aktivitas dengan nilai MET = 1 (seperti duduk perlahan-lahan dan membaca atau menonton TV) akan menghabiskan energi 1 kilokalori per kilogram berat badan per jam (1 kcal/kg/hr) [21,22,23]. Karena itu, duduk perlahan-lahan tidak memerlukan banyak kilokalori jika dibandingkan dengan kilokalori yang dikeluarkan saat istirahat. Duduk perlahan-lahan dan aktivitas lainnya yang mempunyai nilai MET mendekati 1 dianggap aktivitas yang “menetap”.

*The Compendium of Physical Activities Tracking Guide* mencantumkan nilai MET 3,3 untuk berjalan dengan langkah yang sedang di tanah. Karena itu, berjalan dengan langkah sedang di permukaan tanah akan menghabiskan energi 3,3 kcal/kg/hr. (3,3 kali laju metabolik saat istirahat, yaitu 1 kcal/kg/hr). Untuk informasi nilai MET dari 600 aktivitas berbeda yang terdapat di Compendium [37]. Informasi dibawah berfokus hanya pada nilai MET untuk berjalan.

Tabel 2.2 Beberapa aktivitas yang terdaftar dalam *Compendium*.

Kode	MET	Kategori	Keterangan
12090	13,5	berlari	berlari pada kecepatan 8 mph
15100	12,0	olahraga	bertinju
18360	10,0	aktivitas air	polo air
1240	9,0	berlari	berlari pada kecepatan 6 mph
15330	8,0	olahraga	hokki
19075	7,0	aktivitas musim dingin	ski (secara umum)
05120	6,0	Aktivitas dirumah	Memindahkan <i>furniture</i>
15580	5,0	olahraga	<i>skateboarding</i>
08150	4,5	berkebun	menanam pohon
15370	4,0	olahraga	berkuda (secara umum)
17190	3,3	berjalan	berjalan dengan langkah sedang pada kecepatan 3 mph, permukaan datar dan kasar
04001	3,0	memancing dan berburu	memancing (secara umum)
10070	2,5	bermain musik	piano atau organ
05110	2,0	pekerjaan rumah	merapikan tempat tidur
07020	1,0	diam	duduk diam dan menonton televisi

Nilai MET juga dapat didefinisikan sebagai kelipatan dari nilai metabolis pada saat beristirahat. Oleh karena itu “duduk diam menonton televisi” tidak lebih banyak membakar energi dibandingkan saat beristirahat, sedangkan berjalan dengan langkah sedang pada permukaan datar membakar energi 3,3 kali lebih banyak dibandingkan saat beristirahat atau duduk diam.

