

應用高斯分佈在人體步行的速度估測

Speed Estimation of Human Body Using Gaussian Distribution

許力升^{a*}, 詹曉龍^a, 高永安^a, 趙珮光^a

Li-Sheng Shiu^{a*}, Hsiao-Lung Chan^a, Yung-An Kao^a, Pei-Kuang Chao^a

^a 長庚大學電機工程研究所

*通訊作者: 許力升, osmond2007@gmail.com

摘要

本研究使用醫療健康照護的嵌入式平台生理訊號紀錄裝置記錄加速規訊號，設計出一套演算法，提供使用者行走及跑步行為的速度估測。速度估測結果在行走時速 3~6km/hr 絕對差值介於 0.13 至 0.43 間；跑步時速 7~10km/hr 絕對差值介於 0.67 至 1.03 間。後續可進一步提供此裝置使用者得到運動能量消耗之資訊。

關鍵字：健康照護資訊、速度估測、能量消耗

Abstract

This study uses embedded platform to record acceleration signals for medical health care. An algorithm is developed to estimate speed of walking and running for users. The results of estimating walking speed in 3~6km/hr show an absolute difference between 0.13 and 0.43, and running speed in 7~10km/hr demonstrates an absolute difference between 0.67 and 1.03. The estimated speed can further be used to obtain information about movement energy consumption.

Keywords : Health Care Informatics, Speed Estimation, Energy Expenditure

1、前言

1996 年美國食品藥物管理與世界衛生組織已將肥胖列為慢性疾病。肥胖容易引發心血管、糖尿病及痛風等生理疾病之形成。藉由運動消耗熱量，為目前最理想的體重控制方式之一。身體的熱量消耗量測工具主要是透過直接測熱法及間接測熱法兩種方式：(1)直接測熱法(direct calorimetry)[1]：W. O. Atwater 等人使用密閉式空間熱量計，藉由受測者進行運動所散發出的熱

能，改變密閉房間內的室溫，進行受測者消耗熱量的量測。(2)間接測熱法(indirect calorimetry)：量測受測者的氧氣消耗量，做為熱量測量的研究方法。氧氣消耗量每公升 5.0 千卡表示為有氧的身體活動能量單位。然而上述方法並不適用於日常生活的消耗熱量量測，故另一種方法為使用活動量或心跳率的方式進行估算。

關於活動量及心跳率的估算法有：

(1)活動時數計算法：受測者根據自身的體重、運動時數，套用不同運動的對應值，計算出運動的熱量消耗。

(2)心跳率及熱量消耗線性回歸：建立運動時氧耗量與心跳的線性回歸，再以活動時的心跳率換算求得耗氧量，進而計算出熱量消耗。Thompson 等人研究成年人使用間接量熱計和心跳監控器量測六種日常身體活動之熱量消耗，結果顯示同時使用心跳監控器能提高對熱量消耗的估計準確性[2]。(3)身體活動測量儀器：此類型量測工具有便利性的特點，包含計步器和攜帶式加速規兩種應用。使用計步器測得的跨步數，進而估計行走距離或熱量消耗。Nemoto 等人使用計步器記錄老年人(63±6 歲)進行中強度的連續性行走的步數[3]。Eston 等人研究關於計步器評估熱量消耗的情形，將配戴 Yamax Digiwalker 計步器的 30 位兒童於手腕、髖部及腳踝去估算身體活動的熱量消耗[4]。整理利用加速規進行熱量消耗研究的相關文獻中[5]，許多研究人員，都在利用加速規產品進行活動量評估的研究。

知道步行速度資訊就可以進行走路及跑步的熱量消耗計算，關於使用估測速度的研究方面，Kuan Zhang 等人研究使用 Intelligent Device for Energy Expenditure and Activity(IDEEA)對日常生活的 32 種活動進行時間、頻率及強度的準確性測量，並且對此裝置的速度估測做準確性的研究[6]。Yoonseon Song 等人使用三軸

加速規配戴在受測者胸口，然後從加速度訊號估測 stride time 接著使用神經網路技術歸類訊號類型為行走或者跑步，再進行 stride length 的計算，並使用 stride length 除以 stride time 的方式做速度估測計算[7]。H. Weinberg 以加速規為垂直方向移動的訊號為參數，建立計算 single stride distance 的近似方程式[8]。本研究是直接利用受測者腿長、量測出的跨步頻率(step frequency)及雙腳張開角度的統計值進行速度估測，所以本論文目的即為發展一個能夠以身體加速度實際估測出行走及跑步速度的方法，以提供更精確的活動強度於熱量消耗計算。

本篇架構如下：第 2 部分為訊號取得與感測系統做介紹。第 3 部分說明訊號處理及分析的步驟。第 4 部分敘述模型建立、訊號進行速度估測之方法及評測方式。第 5 部分為實驗結果。第 6 部分對本研究結果做總結及檢討。

2、加速度訊號取得

關於生理訊號的資料樣本取得方面，受測者 8 人皆為男性，年齡範圍介於 24 至 29 歲。實驗地點位於長庚大學健身運動中心。實驗器材為自行研發的感測系統生理訊號紀錄裝置及商用型跑步機(T630 Treadmill 育騰公司)。配戴接收器於右側腰部，感測器配戴於胸口中央。訊號資料收集方法：受測者進行速度 1~6km/hr 行走和速度為 7~10km/hr 的跑步，每一分鐘跑一個速度範圍，共 10 分鐘的跑步機運動。Figure 1 為受測者配戴感測器位於胸口中央的加速度生理訊號。加速度訊號三軸方向依序為：x 軸，身體平行移動方向；y 軸，身體上下移動方向；z 軸，身體前後傾斜方向。在電腦端針對資料樣本進行分析，藉由加速度生理訊號資料樣本估測出行走及跑步的運動速度。

感測系統為一個長時間生理訊號紀錄裝置[9]，可記錄訊號包含心電訊號及加速度訊號兩部分。本系統以德州儀器(TI)所生產之微控制器 MSP430F149[10]做為系統核心的基礎元件。資料擷取、類比數位轉換及資料壓縮均由微控制器完成。感測系統為接收器與最多可支援六組的感測器，共同組成的一個多點無線傳輸感測系統。無線模組使用 Awin 公司所設計的無線傳輸模組(Nordic nRF24L01)[11]。加速度的量測，本系統評估

電路面積及低耗電特性，選用三軸加速度感測器 (ADXL330, Analog Devices)[12]做為系統的加速度訊號感測來源。心電訊號與加速度訊號的取樣頻率分別是 200Hz 和 100Hz。電池反接保護電路選擇 N-MOSFET(Si2312, VISHAY)[13]來進行實現。穩壓電路線性穩壓器選用 TPS799xx 系列[14]。單電源參考點

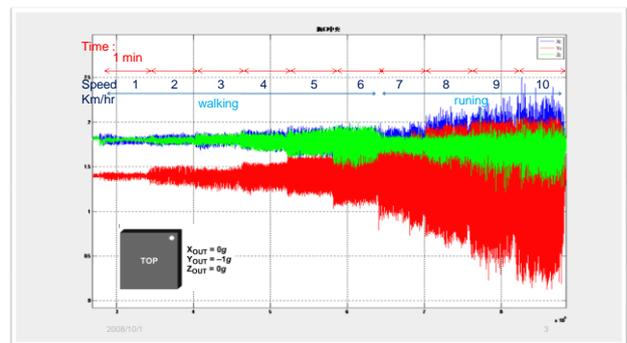


Figure 1 加速度生理訊號資料樣本

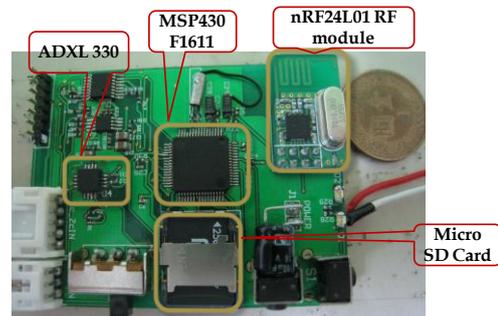


Figure 2 紀錄器裝置機構實照

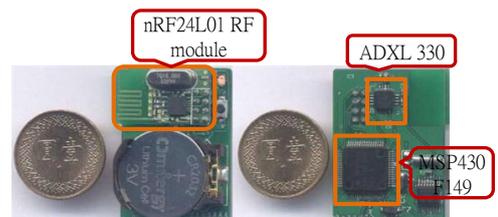


Figure 3 感測器裝置機構實照

產生電路選擇 IC(REF1004-1.2)[15]產生穩定的參考點電壓電路。資料儲存裝置使用 micro SD 卡 (Sandisk)[16]。Figure 2 紀錄器裝置機構實照。Figure 3 感測器裝置機構實照。

3、加速度訊號處理

原始樣本資料訊號處理的步驟分為前處理及訊號特徵分析兩部分說明。

3.1 前處理

首先將加速規重力與電壓關係進行正規化，目的在於轉換三軸的電壓值為重力值變化值。隨後進行三軸向的訊號合成，目的在於去除資訊的方向性保留最明確的加速度變化。做法為每一方向加速度平方和的平方根，得到一個向量大小。爾後移除向量的直流成分以利於樣本訊號於頻域中的頻譜分析，提供後續的訊號處理。

由於樣本訊號在時域中的波形存在著脈衝雜訊，於是先對訊號做中值濾波處理。中值濾波器可應用於隨機加成性脈衝雜訊的移除，此雜訊在訊號中呈現一個大的振幅突波。樣本訊號經此訊號處理過後，時域中的波形更趨近於平滑，易於後續對時域中的樣本訊號做過零率的計算。接下來將樣本訊號做傅立葉轉換在頻域中做運算。設計此部分演算法過程中，加入防止濾波錯誤的機制，確保留下的震盪頻率是所需要 one step 的資訊成分。Figure 4 為樣本訊號經前處理前後的時域及頻域訊號之情形。經由以上步驟處理後的訊號，可以讓我們容易對接下來的樣本訊號進行特徵分析。

3.2 訊號特徵分析

對訊號進行特徵分析的方法是在時域中做運算。欲從樣本訊號中得到受測者的跨步頻率(step frequency)，我們進行過零率的計算。計算結果可以整理繪製出樣本資料中跨步頻率(step/s)與跑步機速度(km/hr)的關係圖。Figure 5 樣本資料跨步-速度關係圖，腳長測量方式：股骨大轉子下至站立平面之距離，單位為公分。由此關係圖資訊可觀察到曲線隨著速度的增加，跨步頻率也隨之增加，其中行走速度 3~6km/hr 時更為顯著。並且隨著受測者腳長資訊的遞減，曲線會有逐步向右偏移的現象。這意味受測者身高愈矮、腳長愈短者，進行行走或跑步行為時，為了維持此一速度，跨步頻率須付出較大；而受測者身高愈高、腳長愈長者要完成此速度的跨步行為，則不需要花那麼短的時間即可完成。

4、研究方法

我們將經過前處理及特徵分析後的訊號進行模型建立、速度估測及正確率的評估，其內容分為以下三部

分說明。

4.1 模型建立

對於速度估測方法，我們的想法是先由三樣資訊：受測者腿長、跑步機速度及量測訊號估算出的跨步頻率，進而建置雙腳張開角度的統計模型。相關參數介紹如下：

k ：第 k 個受測者。

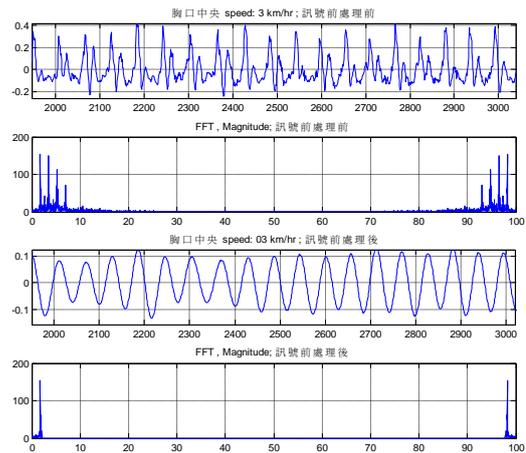


Figure 4 時域及頻域的樣本訊號

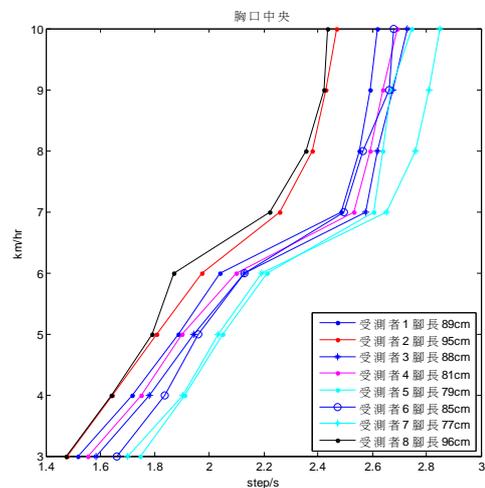


Figure 5 樣本資料跨步-速度關係圖

l_k ：第 k 個受測者的腿長(cm)。

v ：在跑步機速度(km/hr)，其中 $v=3,4,\dots,10$ 。

$f_{k,v}$ ：第 k 個受測者在速度 v 時的跨步頻率(step/s)。

$\theta_{k,v}$ ：雙腳張開角度。

$d_{k,v}$ ：第 k 個受測者在速度 v 時雙腳張開距離(cm)。

Figure 6 為人形示意圖。計算式子如下：

$$d_{k,v} = (v/60^2) \times 10^5 \times (1/f_{k,v}), \quad (1)$$

$$\theta_{k,v} = 2 \times \sin^{-1}[(d_{k,v}/2)/l_k]. \quad (2)$$

接著根據在 v 速度下的受測者資料，建置出雙腳張開角度的統計模型：角度平均值 $\bar{\theta}_v$ 及角度標準差 σ_v ，模型數據詳見 Table 1。

4.2 速度估測

在實際應用中，受測者的行走速度是我們所要估測的，而我們可得到的資料為受測者腿長、量測出的跨步頻率及雙腳張開角度的統計值，故由這幾項資料來

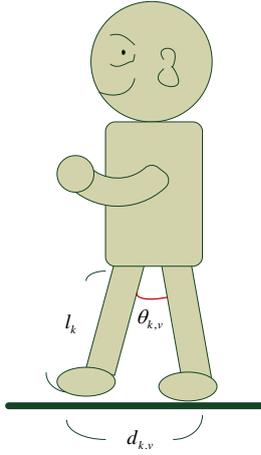


Figure 6 人形示意圖

估測受測者的雙腳張開距離 $\hat{d}_{k,v}$ 及行走速度 $\hat{v}_{k,v}$ (km/hr)，其計算式子如下：

$$\hat{d}_{k,v} = 2 \times l_k \times \sin \hat{\theta}_{k,v}, \quad (3)$$

$$\hat{v}_{k,v} = (\hat{d}_{k,v} \times f_k \times 60^2) / 10^5. \quad (4)$$

其中 $v=3,4,\dots,10$ ，故(3)及(4)式可各算出八個值，而絕對差 $E_{k,v}$ (km/hr)則可用來評估所估測速度的準確性，其計算式子為：

$$E_{k,v} = |v - \hat{v}_{k,v}|. \quad (5)$$

同樣 $E_{k,v}$ 可算出八個值，其值越小就代表所對應的速度可能性越大，但我們發現這樣估測出的速度仍不是很準確，所以我們假設雙腳張開角度 θ 在不同速度下的機率密度函數 $f_{k,v}(\theta)$ 為高斯分配 $N(\bar{\theta}_v, \sigma_v)$ ，其式子如下：

$$f_{k,v}(\theta) = \frac{e^{-(\theta - \bar{\theta}_v)^2 / 2\sigma_v^2}}{\sigma_v \sqrt{2\pi}}. \quad (6)$$

在不同速度 v 所估出的角度 $\hat{\phi}_v$ 的算式如下：

$$\hat{d}_{k,v} = v \times (1/f_{k,v}), \quad (7)$$

$$\hat{\phi}_v = 2 \times \sin^{-1} \left(\frac{\hat{d}_{k,v}/2}{l_k} \right). \quad (8)$$

其中 $v=3,4,\dots,10$ ，故可得到八個速度下的估測角度。而這八個估測角度所對應的估測機率值 $\hat{p}_{k,v}$ 可由下式算出：

$$\hat{p}_{k,v} = f_{k,v}(\hat{\phi}_v) / \sum_v f_{k,v}(\hat{\phi}_v). \quad (9)$$

則估測出的速度估算 $\hat{s}_{k,v}$ ，其計算式子如下：

$$\hat{s}_{k,v} = \sum_v \hat{v}_{k,v} \times \hat{p}_{k,v}. \quad (10)$$

我們用一受測者去做驗證，其腿長 $l=89$ ，於 $v=6$ 時所得的跨步頻率值去做計算，相關的數據整理於 Table 2。

4.3 正確率評估

評估方式我們使用絕對差 AD (absolute deviation) 做為評測工具。絕對差的計算方式如下：

$$AD_v = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n |\hat{s}_{k,v} - v|. \quad (11)$$

平均絕對差(mean absolute deviation)：

$$MAD = \frac{1}{n} \sum_{v=1}^n AD_v. \quad (12)$$

5、結果

從 Table 2 我們可看到 sensor 在時速 6km/hr 所得的頻率值，套用不同的跑步機速度 v 所得的估測速度 $\hat{v}_{k,v}$ 數據、與跑步機速度的差值 $E_{k,v}$ 、機率密度函數 $f_{k,v}(\hat{\phi}_v)$ 與其之機率 p ，然後使用數學式(10)將速度 s 估算出來。所有樣本資料的估算結果整理於 Table 3。速度估算結果的 AD 數據整理於 Table 4，從中可看到速度估測在行走速度 3~6km/hr 時 AD 數據值介於 0.13 至 0.43，跑步速度在 7~10km/hr 時 AD 數據值介於 0.67 至 1.03，這樣的結果可以確認估測速度的方法在行走速度 3~6km/hr 時有較準確的估測能力。平均絕對差 MAD 數值為 0.54，說明估測速度與真實速度間的差異是很接近。

6、討論與結論

本文我們設計一套演算法提供此生理訊號紀錄裝置進行運動情形的速度估測，實驗結果顯示行走速度 3~6km/hr 比跑步速度 7~10km/hr 時有較準確的速度估測能力，並且從藉由 $MAD=0.54$ 驗證估測速度方法的可行性。估測結果可進一步結合身體活動相關的能量消耗表[1]和受測者的體重資訊，提供使用者做運動能量消耗之計算。未來將繼續收集樣本資料加強統計數

值的廣泛性，增進系統估測能力的最佳化，並且結合其他運動能量消耗量測工具，諸如間接量熱計、氣體分析儀或心電資訊等進行比較，達到此系統完善精準的運動能量消耗計算。希望我們的研究在健康照護領域內能夠提供些許的貢獻，願使用此生理訊號紀錄裝置的使用者，能得到完善的醫療照護及自身準確的生理資訊，達到身體健康平安快樂之目的。

Table 1 樣本資料角度的平均值及標準差

v	3	4	5	6	7	8	9	10
$\bar{\theta}_v$	35.6446	42.8857	49.8791	55.6798	54.4394	60.8367	67.7961	75.2257
$\bar{\sigma}_v$	1.5639	1.7289	2.322	2.4289	2.1628	2.6754	3.3369	3.4509

Table 2 訊號計算結果

$f_{1,6}$	3	4	5	6	7	8	9	10
$\hat{v}_{1,v}$	4.00	4.78	5.51	6.10	5.98	6.62	7.29	7.98
$E_{I,v}$	1.00	0.78	0.51	0.10	1.02	1.38	1.71	2.02
$\hat{f}_{1,v}(\hat{\phi}_v)$	0.00	0.00	0.02	0.15	0.00	0.00	0.00	0.00
$\hat{p}_{1,v}$	0.00	0.00	0.11	0.89	0.00	0.00	0.00	0.00
$\hat{s}_{1,v}$	6.04							

Table 3 樣本資料的估算速度表

$\hat{s}_{k,v}$	1	2	3	4	5	6	7	8
3	2.97	3.13	3.10	2.77	3.06	3.19	2.88	3.21
4	4.06	4.28	4.32	3.22	3.96	4.28	3.68	4.38
5	5.17	5.45	5.41	4.13	4.73	5.07	4.31	5.47
6	6.04	6.27	6.27	5.34	5.68	6.01	5.25	5.93
7	8.41	7.75	8.91	7.02	7.07	7.54	6.97	7.65
8	8.96	8.87	9.24	7.37	7.25	8.10	7.56	8.88
9	9.27	9.27	9.62	7.69	7.43	8.90	7.91	9.41
10	9.44	9.56	9.91	8.09	7.98	9.02	8.23	9.51

Table 4 估算速度評測表

v	3	4	5	6	7	8	9	10
AD_v	0.13	0.31	0.43	0.30	0.67	0.73	0.71	1.03

參考文獻

- [1] W. D. Mcardle, F. I. Katch and V. L. Katch, Exercise Physiology: Energy, Nutrition, And Human Performance, 2006.
- [2] T. Dylan, B. A. M, B. Susan, R. Claire and S. Keith, "Assessment of low-to-moderate intensity physical activity thermogenesis in young adults using synchronized heart rate and accelerometry with branched-equation modeling," The Journal of nutrition, Vol. 136(4), pp 1037-1042, 2006.
- [3] K. i. Nemoto, H. Genno, S. Masuki, K. Okazaki and H. Nose, "Effects of High-Intensity Interval Walking Training on Physical Fitness and Blood Pressure in Middle-Aged and Older People," Mayo Clinic Proceedings, Vol. 82, no. 7, pp 803-811, 2007.
- [4] R. G. Eston, A. V. Rowlands and D. K. Lngledew, "Validity of heart rate, pedometry, and accelerometry for predicting the energy cost of children's activities," Journal of Applied Physiology, Vol. 84, Issue. 7, pp 362-371, 1998.
- [5] 王佩凡, 「桌球正手擊球能量消耗分析-三軸加速規與氣體分析儀之比較」, 國立臺灣體育大學, 碩士論文, 民國 98 年。
- [6] K. Zhang, P. Werner, M. Sun, F. X. Pi-Sunyer and C. N. Boozer, "Measurement of Human Daily Physical Activity," Obesity Research, Vol. 11, no. 1, January 2003.
- [7] Y. Song, S. Shin, S. Kim, D. Lee and K. H. Lee, "Speed Estimation From a Tri-axial Accelerometer Using Neural Networks," Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cite Internationale, August 23-26, 2007.
- [8] H. Weinberg, "Using the ADXL202 in pedometer and personal Navigation Applications," Application Note AN-602, Analog Devices, Inc., 2002
- [9] 陳郁全, 「無線多點跌倒監測與生理資訊系統」, 長庚大學, 碩士論文, 民國 97 年。
- [10] MSP430x1xx Family User's Guide, Texas Instruments, 2006.
- [11] nRF24L01 Single chip 2.4GHz transceiver product specification, Nordic, 2004.
- [12] ADXL330, Measurement Range \pm 3.6g, 3-Axis Accelerometer, Analog Devices, 2006.
- [13] Si2312, N-Channel 20-V(D-S) MOSFET datasheet, VISHAY, 2005.
- [14] TPS799xx, 200-mA, LOW Quiescent Current, Ultra-LOW Noise, High PSRR Low-Dropout Linear Regulators, Texas Instruments, 2006.
- [15] REF1004-1.2, 1.2V and 2.5V Micropower Voltage Reference, Burr-Brown Products from Texas Instruments, 2000.
- [16] SanDisk Secure Digital Card Product Manual Version 2.2, SanDisk Corporation, 2004