

疲勞度感知之行車守護神設計研究

黃文增
明新科技大學副教授
wthuang@must.edu.tw

譚旦旭
台北科技大學副教授
tthan@ntut.edu.tw

曾國剛
台北科技大學
t7318067@ntut.edu.tw

摘要

當今社會由於工作繁忙與壓力大，而且缺乏運動及適當休息；由精神疲勞而導致的行車意外經常發生。因此，本文提出與實作一個守護神，應用腕錶式的感測器量測駕駛的心率訊號觀察其心率變異性，並經由 ZigBee 傳輸機制傳送至個人導航設備，將訊號重新取樣，最後再經由快速傅立葉演算法將重新取樣後的訊號轉換成交感/副交感神經平衡指標，作為評估駕駛疲勞的指數。當本守護神檢測到高疲勞度時，會立即主動發出警訊，提醒使用者應自我做恰當的身心調整。同時，利用藍芽控制手機發送簡訊到後端管控中心。如當事者疏於此提醒訊息時，後端管控中心也可主動做出恰當處理事宜。本裝置能有效降低由駕駛疲勞而導致的遺憾事件發生。

關鍵詞：疲勞度、心率變異性、交感/副交感神經平衡指標、ZigBee、藍芽。

Abstract

Nowadays, since most people are under the high-pressure, overwork, few exercises, and un-enough rest, some traffic accidents often happen for high fatigue level. Hence, we propose and implements "Guardian", which a personal navigation device (PND) system can gather the heart rate from the wrist watch with the sensor by the ZigBee transmission for monitoring user's fatigue level and then send out an alarm message to user's mobile phone as high fatigue level by Bluetooth, beside the PND functions. In this study, after the heart rate has been converted to the heart rate variability (HRV), HRV can be transmitted to PND and re-sampled by the Berger algorithm. Moreover, this re-sampled HRV can be transformed to the sympatho-vagal balance level (LF/HF), called fatigue level, by the Fast Fourier transformation. Simultaneously, PND send the short message to the control center by the one's mobile phone when one's fatigue level is too high. If the driver with our system

neglects this alarm signal, the control center can actively remind the driver with high fatigue level to take a proper rest and also pay attention to his psychological state. Hence, our system can effectively reduce the traffic accidents which are caused by high fatigue level.

Keywords: Fatigue level, Heart rate variability, Sympatho-vagal balance index, ZigBee, Bluetooth.

1. 前言

駕駛精神疲勞是發生交通意外的一個非常重要的因素，嚴重威脅著人們的健康及生命。尤其是大客車駕駛，一旦發生事故，其後果是無法想像的。所以藉由心率來達到駕駛疲勞的評估，減少意外事故的發生正是我們最大的目標。紀進鴻(2001)提過心率(Heart Rate, HR)是醫學上常運用來評估一個人身體狀況的依據，心率的次數可作為人體生理機能的基本數據，每次心跳的脈動都蘊含了生理的資訊。Zeng-Yong Li(2005)等學者也說過心率變異性(Heart Rate Variability, HRV)是指連續心跳間期中 R 波間期的微小差異。心率是由自主神經直接調節。健康人的心率即使在安靜狀態下也是有漲落的，並不是恆定不變，而在心率微小波動的信號中蘊藏著有關心血管調節的大量信息。所以我們將擷取到的心率，再利用演算法轉換後所得到交感/副交感神經平衡指標(LF/HF)，作為評估疲勞的指數。

過去有很多學者也做過很多相關的研究，梁文杰(2006)等人，在模擬靜態駕駛環境下探討駕駛者駕駛任務前後生理指標之變化，該研究甄選 21 位男性受測者，進行 90 分鐘之模擬駕駛，該研究結果發現實驗者在做完實驗後其平衡性指標有上升的趨勢，該研究認為 HRV、副交感神經活性(LF norm)及交感神經活性(HF norm)是精神負荷及循環不良之敏感指標，可定量評估駕駛疲勞。

Zeng-Yong Li(2003)等學者觀察汽車駕駛在駕駛過程中心率變異性功率頻譜的變化，該研究的駕駛座椅在震動實驗台上進行，應用心率變異性功率頻譜分析並結合主觀評估，研究

結果發現在實驗後其平衡性指標增加，實驗結果證明心率變異性是精神負荷敏感的指標，可用於評估駕駛疲勞。

另外 Zeng-Yong Li(2003)等學者也提出以磁針灸的方式來減緩駕駛者的精神疲勞。實驗是透過交感/副交感神經平衡指標等來評估其效果，共有 40 名男性受測者，將受測者分成 A(Study Group)、B(Control Group)兩組，兩組受測者都執行 3 小時的測試；駕駛任務進行至 150 分鐘時(磁針灸刺激前)，兩組受測者的結果是相同的，即平衡性指標有顯著上升的趨勢。

上述所提到學者們的相關研究，給了我們研究方向的引導，本系統將以提供一種安全、非侵入式，且簡單、無感的疲勞量測系統為發展目標，並簡單的提升駕駛安全性。

2. 系統描述

2.1 系統架構

本系統之架構圖如圖 1 所示，利用心率感測器，將所收集到的受測者生理參數用無線網路方式傳送至個人導航設備，再經由設備內部之演算法計算後，當結果呈現高疲勞度時，本裝置會立即主動發出警訊，提醒使用者該自我做恰當的身心調整。同時，利用藍芽控制手機發送簡訊到後端管控中心。如當事者疏於此提醒訊息時，後端管控中心也可主動做出恰當處理事宜。降低由於駕駛疲勞而導致的遺憾事件發生。

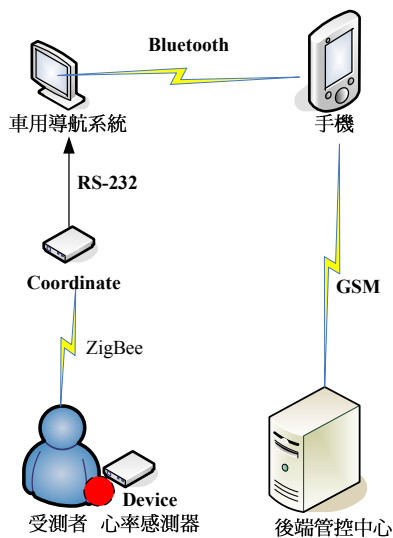


圖 1 系統架構圖

2.2 無線感測平台

本系統所使用的平台為本研究室所自行開發的無線感測系統，其中採用芯科實驗室有限公司(Silicon Laboratories)製造的 C8051F411 微

控制器(Micro Controller Unit, MCU)來做類比與數位訊號的轉換，使用美國德州儀器(Texas Instrument, TI)所製造的 MSP430F1611 微控制器作為系統核心，無線射頻通訊部分則使用大勝電子(UBEC)所製造的 UZ2400 無線模組作為 ZigBee 無線收發器。此平台可以作為 ZigBee 規範中的 Coordinator、Router、Device 等節點。其特性為輕巧、省電，且無論在使用上或是開發上都極為方便。

2.3 生理參數感測器

本系統所使用的心率感測器由本研究室自行開發。其取樣頻率為 100Hz。藉由光體積描述信號(Photoplethysmography; PPG)，主要是利用光感測元件吸收光線能量的原理，紀錄光線的變化而感應出來的信號。也就是說當心臟收縮及舒張的脈動週期，使得血管內單位面積的血流量呈現週期性的變化，當血液體積產生變動時，光感測元件將會隨著血液體積的變化而感應電壓，使得輸出電位改變。輸出電位的變化，經後級電路處理後，即可代表心律的變化。最後將所偵測的生理參數轉為 ZigBee 無線傳輸格式，將資料使用無線的方式傳出。

3. 心率變異分析

3.1 RR 區間(RR Interval, RRI)

所謂的 RR 區間，即是相鄰兩 R 波之間的間隔。有關心跳週期性的研究，大都是以連續的 RR 區間當作心跳的連續週期，成為一序列的數列。我們可利用感測器偵測到波峰位置後，計算出心率，而心率的倒數再乘以 60 就是 RR 區間，所以我們將相鄰波峰間取樣的點數乘上取樣頻率之倒數就可得到 RR 區間，其計算式如下所示：

$$RR \text{ Interval} = (\text{波峰間的取樣點數}) \times \left(\frac{1}{\text{取樣頻率}} \right) \quad (1)$$

心率變異的分析可分為時域分析與頻域分析，時域分析較適合長時程 24 小時的分析，而我們需要即時的分析，所以頻域分析是較為適合的，更重要的是頻域分析比起時域分析，較能觀察出交感神經與副交感神經的影響。而且頻域分析正是以 RR 區間做為分析數據。頻域的分析又可分成自回歸模型(Autoregressive Model, AR)與快速傅立葉轉換法(Fast Fourier Transformation, FFT)，兩種方法所得到的結果約略相同。但快速傅立葉轉換法運算速度快，較為適合我們的系統。

3.2 重新取樣

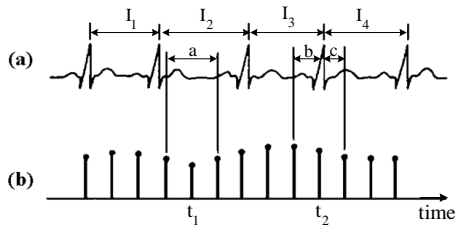


圖 2 Berger 演算法示意圖

一般取得的 RR 區間序列是非等時距間隔的序列，所以若要做頻譜分析，須先將所得到的即時心率轉換成等距取樣的訊號。在此，我們使用 Berger(1996)等學者所提出的線性內插重新取樣的方法。

圖 2 為 Berger 的演算法示意圖，(a)圖為一連串心率訊號的序列；而(b)圖為將(a)圖再取樣後相對應的心率序列。並假設重新取樣的取樣頻率為 4Hz。並定義局部視窗(Local Window)，為要計算的心率取樣點的上一個與下一個取樣訊號時間軸間隔的延伸。而決定振幅的方式有兩種：第一種情形為當取樣點為 t_1 時，此時整個局部視窗落在 I_2 裡，則其振幅為 a/I_2 ；第二種情形為當取樣點為 t_2 時，其局部視窗落在 2 個 RR 區間 I_3 、 I_4 中，所以其振幅由兩個 RR 區間共同決定，振幅為 $b/I_3+c/I_4$ 。如此便可得到一個等距時間取樣的心率變異訊號。

3.3 快速傅立葉轉換法與功率頻譜

傅立葉轉換(Fourier Transformation, FT)主要功能為將時域訊號轉換成頻域訊號，若時域訊號為一數位訊號 $x(n)$ ，則其頻域 $X(k)$ 可被計算如下所示：

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{kn} \quad , \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (2)$$

其中， $W_N = e^{-j2\pi/N}$ ， $x(n)$ 又可以分為奇數取樣與偶數取樣，對其做時域分取(Decimation in Frequency, DIF)後，稱為 Radix-2 FFT，計算如下：

$$X(k) = \sum_{n=0}^{(N/2)-1} [x(2n)+x(2n+1)W_N^k]W_{N/2}^{nk} \quad (3)$$

$$X(k + \frac{N}{2}) = \sum_{n=0}^{(N/2)-1} [x(2n)-x(2n+1)W_N^k]W_{N/2}^{nk} \quad (4)$$

其計算量比起傅立葉轉換已是大大的減少，而 Radix-4 FFT 演算法可由 Radix-2 FFT 演算法再分解成 $X(4k)$ 、 $X(4k+1)$ 、 $X(4k+2)$ 、 $X(4k+3)$ ，

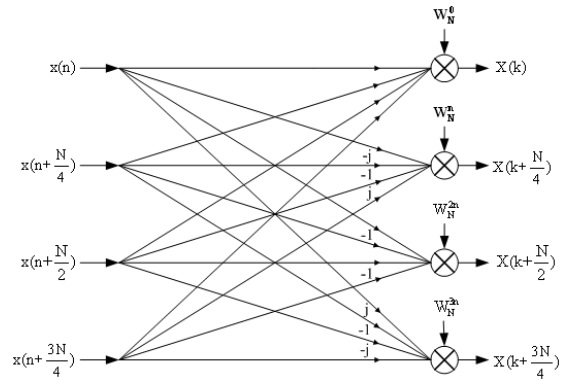


圖 3 Radix-4 蝴蝶圖

計算量可再將 Radix-2 FFT 演算法的乘法運算量減少 25%，其蝴蝶圖(Butterfly)如圖 3 所示。計算完的頻域訊號 $X(k)$ 稱為頻譜，為一複函數，各個頻率成份可分為實數部份與虛數部份，也就是說 $X(k)$ 的頻譜可被表示如下：

$$X(k) = Re[X(k)] + jIm[X(k)] \quad , \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (5)$$

由此便可計算出 $X(k)$ 的功率頻譜 $|X(k)|$ 如下：

$$|X(k)| = \sqrt{Re[X(k)]^2 + Im[X(k)]^2} \quad , \quad k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (6)$$

在功率頻譜下的分布情形，可以在 0 至 0.5Hz 之間找到數個波峰，每一個頻帶區域的界定常常因為不同的研究而有所不同。近年來各學術與臨床研究單位，如美國心臟醫學會(American Heart Association)，對於心率變異各頻帶範圍定義出的標準，如圖 4 所示，高頻部份分布於 0.15 至 0.4Hz，可當成副交感神經活性的指標；低頻部份分布於 0.04 至 0.15Hz，受交感與副交感神經所影響，其頻譜可以被當成交感與副交感神經共同控制的指標；以及超低頻的部份，分布於 0.04Hz 以下，其生理意義在許多研究上仍未被界定。而高低頻功率比為副交感相對交感神經活性平衡的指標，藉由監測此三項指標，即可觀察交感與副交感神經系統隨生理變化的調控情形。

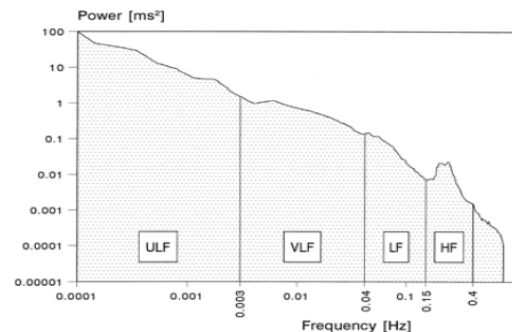


圖 4 各頻帶範圍定義標準

4. 實驗方法與流程 心率變異分析

4.1 受測人員

本研究在實驗時，必須避免發生由年齡以及性別上對於心率變異性所造成的影響。所以甄選 20 位受測者皆為男性，年齡都在 21 歲左右，實驗於下午 2 點至 5 點進行。受測者在接受測試前晚不可熬夜，接受測試前應得到充分的休息，避免煙、酒、茶等任何可能會影響心率的的食物，且沒有因任何疾病而接受藥物的治療，以保證實驗數據的客觀性。

4.2 駕駛模擬

本研究的駕駛模擬使用 Astragon Software GmbH 所開發製作的 2009 模擬駕駛進行 90 分鐘之模擬，駕駛模擬畫面如圖 5 所示，並規定受測者在受測期間必須遵守一切交通規則，並限制其時速不可超過每小時 80 公里，不可違規超車，盡量使其模擬情境達到接近實際駕駛的情形。



圖 5 模擬駕駛畫面

4.3 實驗流程

本研究的實驗流程如圖 6 所示，受測者在進行模擬駕駛時先休息 10 分鐘，並量測生理參數，再開始模擬駕駛。進行模擬駕駛時，每 10 分鐘一次，即時的監控、量測生理參數，在進行完 90 分鐘的模擬駕駛後，休息 30 分鐘，期間仍繼續觀察受測者的生理參數。實驗期間所量測的生理參數，會立即經由演算法計算出心率、交感活性指標、副交感活性指標、以及平衡性指標。觀察其實驗期間之變化。受測者事先知道實驗流程，但實驗期間並不會提醒受測者，盡量避免一些心理上主觀的影響。

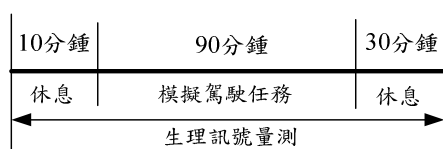


圖 6 實驗流程

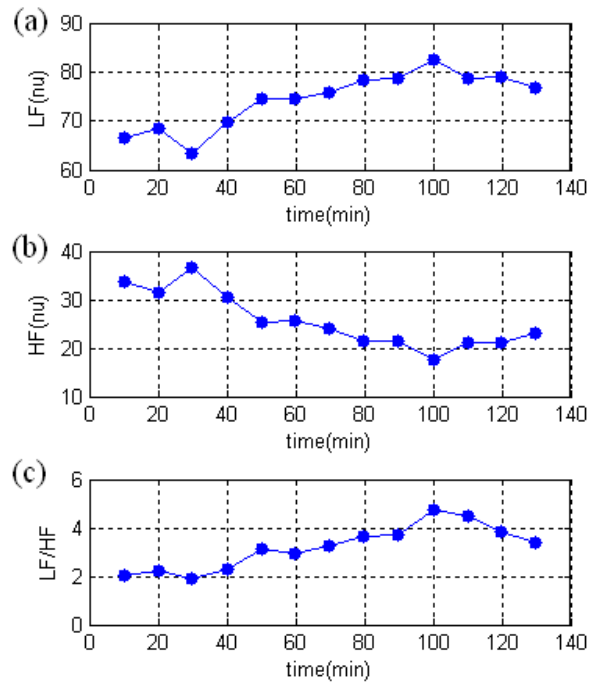


圖 7 實驗過程中心率變異性平均變化趨勢：(a) 交感活性指標、(b) 副交感活性指標、(c) 交感/副交感神經平衡指標。

5. 實驗結果與討論

在經過 90 分鐘駕駛任務以及前後休息之實驗結束後，對所量測之生理參數進行功率頻譜分析，如圖 7 所示，採用交感活性指標、副交感活性指標、以及平衡性指標來觀察受測者心臟自主神經功能及精神疲勞的狀態。從圖中的曲線變化中可以看出，這三項指標顯現出明顯的趨勢，交感活性指標及平衡性指標的部分，隨著模擬駕駛時間的增加而逐漸上升。而副交感活性指標的部分，隨著駕駛時間的增加而逐漸的下降。可明顯的察覺在 10 至 100 分鐘這段進行模擬駕駛的期間，隨著低頻部份的逐漸上昇，在第 100 分鐘時達到最高；相對的高頻部份達到最低。以致於高低頻功率比的部分也隨著模擬駕駛時間經過，很明顯的在第 100 分鐘時達到最高。這是由於在運動、情緒緊張等情況下，心率的變化主要受交感神經的調節。而副交感指標，主要在人體靜下來時具有較大的活化。由實驗結果可看出，隨著模擬駕駛的進行，疲勞感的累積，低頻部份逐漸上升表示交感神經運作的加強，高頻部份逐漸下降表示副交感神經的運作降低。高低頻功率比的增大，更是顯現了在心率調整上的平衡性已經向交感神經的一邊傾斜。這可被解釋為隨著模擬駕駛進行，受測者的疲勞逐漸累積，人體的作業能力已呈現下降的趨勢，但其駕駛作業的程

序卻又是不變的，也就是人體所承受的精神負荷並沒有減輕，因此為了維持駕駛作業的能力，勢必要付出更多的精力，所以交感神經的運作增大，以致於平衡性指標的逐漸上升。而在第 100 分鐘以後，即停止模擬駕駛，開始休息的這段期間，可明顯觀察到高頻部份開始呈現上升的趨勢，這表示副交感神經的運作開始加強，可解釋為由於受測者已經不需要再進行駕駛模擬，所承受的精神負荷已經減輕，開始休息，即進入人體充電的狀態，所以副交感神經運作增大。以致於平衡性指標的逐漸下降。由上述情形已可證明，心率變異的平衡性指標足以成為評估人體精神疲勞度之指標。所以應在其疲勞指數上升時給予駕駛適當的提醒，為了更明顯的觀察平衡性指標的變化，我們可將計算後的平衡性指標做進一步的處理，例如將圖 7 中，平均之交感/副交感神經平衡指標之當前的與前一個平衡性指標相減後再取平方值，如此可突顯出變化較大的部份，其計算如下：

$$\text{Amplitude} = [(LF/HF)_{\text{now}} - (LF/HF)_{\text{previous}}]^2 \quad (7)$$

結果便如圖 8 所示，我們可以觀察到在第 50 分鐘以及第 100 分鐘時，平衡性指標有比起其他時間更大幅度的上昇，在此我們可解釋為隨著駕駛時間的累積，受測者已漸漸呈現疲累狀態，所以平衡性指標呈現上升的趨勢，但其上升是平緩、較無大幅度的上昇，而在這 2 個時間點，受測者的注意力出現不集中的狀態，但是為了持續執行駕駛任務，所以強迫提醒自己要更加注意，此時交感神經運作加強，以致於平衡性有較大幅度的上昇。但是生理作出如此反應時，人體大腦不一定能即時意會到這人體自然發出的警訊，所以在此時本系統會對駕駛者發出強烈的警告，提醒駕駛人應當作出適當的休息，並及時發送訊息至後端管控中心，適時的由後端管控中心來主動提醒駕駛人，以確保駕駛人行車之安全。

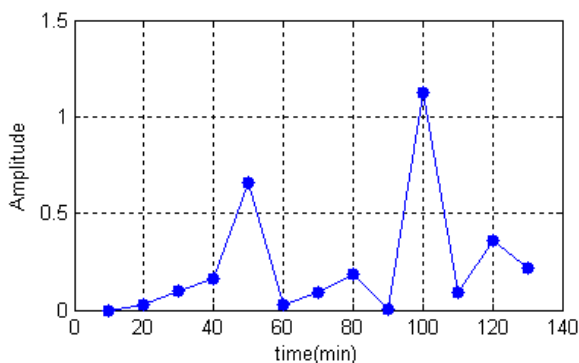


圖 8 交感/副交感神經平衡指標觀察曲線圖

6. 未來研究

本研究的受測者都是大學生，屬於年輕族群，未來可以考慮針對上班族等其他族群來做測試並比較其中差異；以及觀察其模擬開車到很疲累而不小心睡著，或是閃神、恍惚時之交感活性指標、副交感活性指標、以及平衡性指標的曲線分布又是呈現如何的狀態呢？是低頻部份會快速下降，或是其他情形，在未來可觀察其變化，並加入判斷，以加強本系統對於駕駛人之精神疲勞度感知能力的提升。

參考文獻

- [1] 張維軒，“建構無線感測網路用於遠距離居家監測系統之研究”，碩士論文，國立台北科技大學，2008。
- [2] 陳亦安，“基於無線感測網路具情境感知遠距照護開道器之發展”，碩士論文，國立台北科技大學，2008。
- [3] 紀進鴻，“四通道生理訊號儲存與回讀系統”，碩士論文，中原大學，2001。
- [4] 蔡慶偉，“即時心率變異度分析與動作偵測系統”，碩士論文，國立陽明大學，2007。
- [5] 林永泰，“以 FPGA 實現即時 FFT 頻譜分析之心率變異系統”，碩士論文，中原大學，2006。
- [6] 梁文傑、阮約翰、林漢明、孫德銓，“模擬駕駛環境下探討駕駛者駕駛任務前後生理指標之變化”，*2006 年工程科技與中西醫學應用研討會大會論文集*，pp. 223-228，2006。
- [7] Zeng-Yong Li, Kun Jiao, Ming Chen, and Cheng-tao Wang, “Effect of magnitopuncture on sympathetic and parasympathetic nerve activities in healthy drivers assessment by power spectrum analysis of heart rate variability,” *European Journal of Applied Physiology*, pp. 404-410, 2003.
- [8] Zeng-Yong Li, Kun Jiao, Ming Chen, and Cheng-tao Wang, “Power spectrum analysis of heart rate variability of driving during simulated driving,” *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, vol. 22, no. 6, 2003.
- [9] Zeng-Yong Li, Kun Jiao, Ming Chen, and Cheng-tao Wang, “Synthetic effect analysis of heart rate variability and blood pressure variability on driving mental fatigue,”

- Journal of Biomedical Engineering*, vol. 22, no.2, pp. 343-346 , 2005.
- [10] Zeng-Yong Li, Cheng-tao Wang, Arthur F. T. Mak, and Daniel H. K. Chow, "Effects of acupuncture on heart rate variability in normal subjects under fatigue and non-fatigue state," *European Journal of Applied Physiology*, vol. 94, no. 5-6, pp. 633-640, 2005.
- [11] R. D. Berger, S. Akselrod, D. Gordon, and R. J. Cohen, "An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 33, pp. 900-904, 1986.
- [12] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, "Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use," *European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology European Heart Journal*, vol. 17, pp. 354-381, 1996.