



ELSEVIER  
MASSON

Available online at [www.sciencedirect.com](http://www.sciencedirect.com)



Science & Sports ■■ (2007) ■■■



<http://france.elsevier.com/direct/SCISPO/>

Communication brève

## L'utilisation d'un nouveau système d'enregistrement de fréquence cardiaque battement à battement pour l'analyse traditionnelle de variabilité de fréquence cardiaque

### Using of new beat to beat recorder system for traditional analysis of heart rate variability

J. Cassirame<sup>a,b,\*</sup>, N. Tordi<sup>a,b</sup>, L. Mourot<sup>a,b</sup>, M. Rakobowchuk<sup>c</sup>, J. Regnard<sup>a,b</sup>

<sup>a</sup> Équipe d'accueil 3920 « Physiopathologie cardiovasculaire et prévention », place Saint-Jacques, 25000 Besançon, France

<sup>b</sup> Université de Franche-comté, rue de l'Épitaphe, 25000 Besançon, France

<sup>c</sup> Macmaster University, Kinesiology, Canada

Reçu le 30 juin 2007 ; accepté le 25 juillet 2007

#### Résumé

**Introduction.** – L'utilisation de la variabilité de fréquence cardiaque (VFC) est aujourd'hui très répandue dans les sciences du sport. Cette analyse nécessite l'utilisation de matériel précis comme le prévoit le Task Force of 1996.

**Objectifs.** – Le but de cette étude est d'évaluer : 1) la précision du polar RS 800 (Polar Electro Oy, Kempele, Finlande) ; 2) et de vérifier si sa précision permet l'analyse de variabilité de fréquence cardiaque.

**Matériels et méthodes.** – Des recueils de fréquence cardiaque sont réalisés sur 15 personnes (huit hommes, sept femmes) dans trois situations standardisées, simultanément avec l'appareil et un appareil de référence (ADInstruments, Castle Hill, Australia ou Novacor, Rueil-Malmaison, France). Les signaux sont synchronisés puis comparés par la méthode de Bland et Altman pour estimer la précision. L'analyse de VFC est ensuite réalisée puis la même méthode de comparaison est appliquée pour ces résultats.

**Conclusion.** – L'utilisation de ce nouvel appareil permet de réaliser un relevé avec une précision de  $\pm 1$  à 5 ms autorisant l'analyse de VFC sans biaiser les résultats obtenus.

© 2007 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

#### Abstract

**Introduction.** – The measurement of Heart Rate Variability (HRV) is widely used in the field of sport's sciences. However, the analysis which rises from these measurements requires equipment that conform to those conditions outlined by the Task force of 1996.

**Purpose.** – The purpose of the present study was: 1) to determine the accuracy of a new heart rate "beat to beat" recorder; Polar RS 800 (Polar Electro Oy, Kempele, Finlande); 2) and whether the quality of the tachogram is sufficient for traditional analysis of HRV.

**Device and methods.** – Heart rate was recorded on 15 persons (eight men, seven women) in three different situations, simultaneous with this device and a gold standard (ADInstruments, Castle Hill, Australia, else Novacor, Rueil-Malmaison, France). Signals are synchronized and compared with Bland and Altman method to asses the accuracy. HRV analysis is made and the same comparison method was applied.

**Conclusion.** – This device enables measurements of R-R intervals with a precision of  $\pm 1$  to 5 ms, and is sufficient to analyse HRV without bias.

© 2007 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

**Mots clés :** Polar ; VFC ; Validité

**Keywords:** Polar; HRV; Validity

\* Auteur correspondant. EA 3920, Physiopathologie cardiovasculaire et prévention - EFR, 2, place St-Jacques, 25000 Besançon, France.

Adresse e-mail : [sychev70@hotmail.com](mailto:sytchev70@hotmail.com) (J. Cassirame).

## 1. Introduction

La mesure de la variabilité de l'intervalle « R-R » est aujourd'hui très largement répandue dans le champ des sciences du sport. Depuis ces 30 dernières années et les études de Sayers [1] en 1973, les travaux se sont multipliés et son exploitation recouvre aujourd'hui des domaines très variés. On l'utilise notamment pour évaluer les effets de l'entraînement [2,3], pour détecter et prévenir l'apparition du surentraînement [6-11], pour estimer les seuils ventilatoires [12,13].

Toutes ces utilisations nécessitent de recourir à des appareils de mesure précis et une méthode de traitement et d'analyse rigoureuse telle que le définit le Task Force de l'European Society of Cardiology et de la North American Society of Pacing and Electrophysiology [2].

Ces conditions ne sont pourtant pas toujours respectées. En effet, que ce soit pour des relevés nocturnes ou au cours de routines standardisées les entraîneurs sportifs n'ont pas toujours la possibilité d'utiliser un matériel de mesure de l'intervalle de temps entre deux battements cardiaques (« R-R ») suffisamment précis et fiable. L'arrivée sur le marché de cardiofréquencemètres validés [15-17] permettant l'extraction des intervalles R-R, a constitué une avancée non négligeable dans ce sens. Récemment la société Polar (Polar Electro Oy, Kempele, Finlande) a introduit sur le marché un nouveau modèle d'enregistreur de fréquence cardiaque battement à battement ; le RS 800. De plus, l'acquisition des battements par impédancemétrie de surface est réalisée à l'aide d'un nouveau système à électrodes thoraciques.

Le but de l'étude était d'évaluer la précision de cet appareil et de vérifier que son utilisation est possible pour une analyse traditionnelle de variabilité de l'intervalle « R-R ». Pour ce faire, seront comparées les durées d'intervalles « R-R » obtenues simultanément avec un système de référence (ADInstruments, Castle Hill, Australie ou Novacor, Reuil-Malmaison, France) et le Polar RS 800. La méthode statistique de Bland et Altman [3,4] a été utilisée afin de connaître les limites des erreurs obtenues, ainsi que la reproductibilité de ces erreurs. Ont ensuite été comparés les résultats des analyses réalisées à partir de ces relevés, pour évaluer la qualité des mesures apportées par l'appareil RS 800 dans des conditions d'enregistrement et d'analyse standard.

## 2. Méthodes

Afin de tester la précision du Polar RS 800, nous avons choisi trois situations couramment utilisées pour ce recueil de données. Les sujets ont réalisé en laboratoire et dans cet ordre, un test de redressement passif et une épreuve de deux paliers submaximaux sur bicyclette ergométrique. Le dernier test réalisé au domicile personnel des sujets, correspond à un enregistrement de la durée des intervalles « R-R » durant une nuit complète de sommeil.

### 2.1. Sujet

Nous avons choisi une population relativement hétérogène (Tableau 1). Au total 15 personnes volontaires, dont huit hommes et sept femmes ont participé aux tests réalisés en laboratoire et à un enregistrement nocturne. Toutes les personnes ont été informées du protocole et ont signé un consentement éclairé de participation. Cette étude a été organisée dans le respect des règles du comité d'éthique local.

### 2.2. Test de redressement passif

Le test de redressement passif démarre après une période de repos en position allongée de dix minutes, suivie d'une nouvelle période de dix minutes pendant laquelle sont réalisés les enregistrements. Une fois cette période terminée, le sujet est passivement redressé à 60° par une manœuvre lente et continue. L'enregistrement se poursuit pendant cette manœuvre et les dix minutes qui suivent. Tout au long du test, il est demandé au sujet de ne pas s'endormir, de ne pas parler, et de ne pas modifier de manière trop importante leur respiration. L'environnement est contrôlé, avec une température constante ( $22 \pm 1$  °C), une diminution des nuisances sonores et l'absence de mouvement autour de la personne. Une lumière douce et indirecte est appliquée dans la salle. Les participants portent pour les épreuves de laboratoire une tenue de sport.

Au cours de ce test le sujet est équipé d'une ceinture Polar Wearlink Wind (Polar Electro Oy, Kempele, Finlande) dotée d'électrodes autocollantes que l'on positionne de part et d'autre du sternum, sous les sillons pectoraux. Trois électrodes placées sur les sujets (sous chaque clavicule et sur la quatrième côte) permettront de récupérer le signal que nous considérerons comme référence via le système d'acquisition Powerlab et son logiciel chart & Scope (ADInstruments, Castle Hill, Australie). L'enregistrement de ces appareils est lancé simultanément par deux opérateurs en charge de la manipulation.

### 2.3. Test sur bicyclette ergométrique

Après un réglage de l'ergocycle (Monark 818E, Stockholm, Suisse), le sujet effectue un petit échauffement de cinq minutes à intensité modérée. L'épreuve est constituée de deux paliers submaximaux de 100 et 150 watts pour les hommes, 80 et 120 watts pour les femmes. La durée de l'intervalle « R-R » est enregistrée de manière identique à celle du test de redresse-

Tableau 1  
Représentation des différentes caractéristiques de la population

	Âge (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	MG <sup>a</sup>		FC <sub>moy</sub> <sup>b</sup>
				Homme	Femme	
Moyenne	27,8	175,2	67,5	15,4	27,1	145
Écart-type	5,4	8,5	10,5	4,1	4,1	13
Max	39	188	89,4	21,3	29,6	168
Min	20	156	52	10,1	21	126

<sup>a</sup> Masse grasse : obtenue par la méthode des quatre plis cutanés de Durnin et Womerley.

<sup>b</sup> Fréquence cardiaque moyenne durant l'épreuve sur ergocycle.

ment passif durant les paliers de cinq minutes et pendant les deux minutes de récupération qui suivent l'arrêt de l'exercice.

#### 2.4. Enregistrement nocturne

Le dernier test s'est déroulé aux domiciles personnels des sujets. Toutes les personnes retenues ont reçu une formation orale et écrite complémentaire, afin de connaître toutes les informations nécessaires à la manipulation des outils, notamment comment placer les électrodes, démarrer les enregistrements au coucher et les arrêter au lever. Pour cette manipulation le signal-référence a été enregistré à partir d'un encodeur médical portable ; le Novacor Vista (NOVACOR, Rueil-Malmaison, France).

#### 2.5. Analyse de la variabilité cardiaque

Pour analyser la variabilité de l'intervalle « R-R », nous avons utilisé le logiciel HRV Analysis (The Biomedical Signal Analysis Group, Department Applied Physics, University of Kuopio, Finlande), respectant les recommandations prescrites par le Task Force de 1996 [2]. Plusieurs marqueurs ont été utilisés pour comparer les différents systèmes d'acquisition, la racine carrée de la variance (SDNN), la racine carrée de la moyenne des différences au carré des intervalles successifs (rMSSD) ; le pourcentage d'intervalles différents de son précédent de plus de 50 ms (pNN50). Les paramètres SD1 et SD2 extraits de la représentation de Poincaré ont aussi été comparés, il s'agit dans l'ordre de l'écart-type de la variabilité battement à battement instantané et de l'écart-type de la variabilité battement à battement « continue à long terme » [5]. Enfin, nous avons réalisé une analyse spectrale paramétrique obtenue par une transformation rapide de Fourier (FFT) du tachogramme. Nous avons considéré les très basses fréquences (VLF) allant de 0 à 0,04 Hz, les basses fréquences (LF) de 0,04 à 0,15 Hz et les hautes fréquences (HF) pour la bande de 0,15 à 0,4 Hz. Les indices VLF, LF, HF exprimés en unités normalisées ont été comparés pour des périodes prélevées sur les tachogrammes de chaque sujet, selon le modèle suivant : une pour le tilt, deux sur le vélo, et deux durant la nuit.

Ces analyses seront réalisées sur quatre fenêtres de tailles différentes (64, 128, 512, 1024 battements) pour évaluer si la qualité des résultats obtenus pouvait être liée à la durée de la période analysée. En effet, les précédents travaux réalisés pour la validation d'un appareil d'enregistrement de fréquence cardiaque [15–17] (battement à battement), ne traitent pas de cette problématique, et il est donc impossible d'affirmer que les différences relevées sur les tachogrammes n'auront pas d'incidence sur les analyses réalisées ensuite.

#### 2.6. Traitement

Le tachogramme recueilli avec le système polar a été synchronisé et comparé pour chaque test avec celui du système de référence. Selon la méthode proposée par Gamelin et al. [6], ont été considérés comme artefacts de catégorie 1 les intervalles « R-R » mesurés par le RS 800 équivalents à plusieurs intervalles « R-R » successifs mesurés par le système de référence (nous pouvons assimiler cette catégorie à la non-reconnaissance par le système RS 800 d'un ou plusieurs pics « R »). Et ont été considérés comme artefact de catégorie 2 le cas où un intervalle « R-R » mesuré avec l'appareil de référence correspond à plusieurs intervalles « R-R » successifs mesurés avec le RS 800 (nous pouvons considérer pour cette catégorie que le système polar assimile une variation du signal à un pic R supplémentaire).

#### 2.7. Statistique

Pour l'analyse statistique nous avons utilisé une application spécifique, propre à la comparaison des techniques de mesure d'une même grandeur : la méthode de Bland et Altman [3,4]. Cette méthode statistique s'intéresse aux différences entre deux mesures d'une même grandeur, obtenue à partir de deux méthodes différentes. La représentation graphique de cette analyse exprime la différence entre deux valeurs prises au même moment en fonction de leur moyenne. Cette technique permet par ailleurs d'obtenir le biais moyen des différentes mesures ainsi que les écarts-types de ces différences.

### 3. Résultats

Sur l'ensemble des 15 enregistrements nocturnes réalisés par les sujets, 345 325 intervalles « R-R » ont été relevés, parmi ceux-ci 218 intervalles « R-R » anormaux de catégorie 1 et 106 de catégorie 2 ont été relevés. Pour les 20 888 et 22 373 intervalles « R-R » obtenus respectivement pendant le test de redressement passif et sur les exercices sur ergocycle, on ne décompte aucun artefact.

L'analyse de Bland et Altman, nous permet d'estimer le biais moyen pour chaque enregistrement, cette information nous indique la tendance générale de l'appareil à surestimer ou sous-estimer les mesures. De plus cette méthode statistique indique l'écart-type des écarts constatés par rapport à l'appareil de référence. La dernière partie de l'analyse consiste à estimer un intervalle de confiance dans lequel 95 % des différences sont contenues, une limite inférieure et supérieure et alors déduite pour matérialiser cet intervalle. L'ensemble de ces résultats est présenté dans le Tableau 2, sous la forme de moyennes par type d'exercice. La représentation graphique de

Tableau 2

Moyennes des biais, écart type, et limites obtenues par l'analyse de Bland et Altman, pour chaque exercice

	Moyenne (ms)	Biais (ms)	Écart-type (ms)	Limite supérieure (ms)	Limite inférieure (ms)
Tilt test	789,5 ± 52,6	-0,0 ± 0,1	1,0 ± 0,3	1,9 ± 0,5	-1,2 ± 0,5
Exercice sur ergocycle	448,8 ± 78,7	-0,0 ± 0,1	1,3 ± 0,4	2,0 ± 1,6	-1,8 ± 1,9
Enregistrement nocturne	993 ± 57,3	-0,4 ± 0,1	2,4 ± 0,1	4,2 ± 0,1	-5,0 ± 0,1

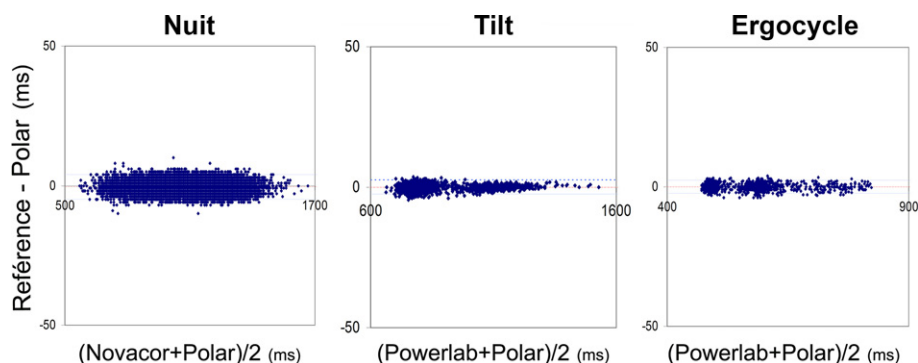


Fig. 1. Illustration de la représentation de Bland &amp; Altman dans les trois situations.

Tableau 3

Résultats de l'analyse de Bland et Altman sur les indicateurs de l'analyse de la variabilité de l'intervalle « R-R »

Taille de la fenêtre	64 intervalles « R-R »			128 intervalles « R-R »		
	Moyenne	Biais	ET	Moyenne	Biais	ET
SDNN (s)	0,04	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1	< 0,1
rMSSD (ms)	37,0	0,2	0,6	34,9	0,3	0,5
pNN50 (%)	15,8	0,1	1,9	14,3	< 0,1	0,8
SD1 (ms)	27,6	0,6	1,0	25,2	0,2	0,5
SD2 (ms)	73,0	0,5	3,0	76,4	0,6	4,7
VLF (un)	144,6	1,3	32,3	312,8	4,1	48,5
LF (un)	589,9	-3,3	61,4	551,5	-9,9	67,4
HF (un)	337,4	7,3	45,9	316,3	1,8	58,0

Taille de la fenêtre	512 intervalles « R-R »			1024 intervalles « R-R »		
	Moyenne	Biais	ET	Moyenne	Biais	ET
SDNN (s)	< 0,1	-0,1	0,1	< 0,1	-0,1	< 0,1
rMSSD (ms)	34,7	0,3	1,2	43,3	0,2	0,3
pNN50 (%)	15,5	-0,1	0,9	19,6	0,1	0,4
SD1 (ms)	26,2	-0,4	4,8	31,0	0,2	0,2
SD2 (ms)	87,8	-0,1	0,7	114,1	-0,1	0,78
VLF (un)	259,1	-3,2	19,1	327,3	4,5	65,0
LF (un)	445,8	-8,5	118,5	664,7	-11,9	69,8
HF (un)	300,67	-6,2	78,8	353,12	4,8	25,8

Bland et Altman est donnée à titre d'exemple pour un sujet (Fig. 1).

Dans de très nombreux cas, la variabilité de l'intervalle « R-R » est utilisée pour évaluer l'activité du système nerveux neurovégétatif à destinée cardiaque. La seconde phase de notre étude consiste donc à découvrir si les différences obtenues sur les tachogrammes induisent des modifications sur les marqueurs temporels, spectraux, et de Poincaré qui sont traditionnellement utilisés pour évaluer cette activité neurovégétative. Au total, 75 fenêtres ont été analysées afin de comparer les indices normalisés. Les biais et les écarts-types des différences observées par la méthode de Bland et Altman pour les paramètres de chaque série et exprimé dans le Tableau 3.

#### 4. Discussion et conclusion

L'utilisation du nouveau Polar RS 800 avec sa ceinture Wearlink à électrodes permet d'obtenir un tachogramme de très bonne qualité avec un nombre d'artefacts limités, notamment durant l'enregistrement nocturne. Les travaux réalisés par Gamelin et al. montrent dans deux situations (couché et debout) avec un émetteur Polar T61 (Polar Electro Oy, Kempele, Finlande) 18 artefacts pour 9878 battements et 57

pour 11 353 battements, alors que nous ne décomptons aucun artefact avec le système Wearlink à électrodes. Ce type de ceinture paraît donc être à privilégier, pour tout enregistrement de la fréquence cardiaque battement à battement.

Le système Polar permet d'enregistrer la suite d'intervalles « R-R », avec un échantillonnage de 1000 Hz. Cette précision permet d'obtenir un relevé de fréquence cardiaque et un tachogramme de très bonne qualité. Les travaux de Kingsley et al. indiquent des limites allant de  $\pm 5,9$  à  $\pm 9,1$  ms pour des intensités de travaux de 40 à 100 % de la consommation maximale d'oxygène. Dans notre étude, l'intervalle de confiance comprenant 95 % des erreurs pour les trois situations est compris entre  $\pm 2$  et  $\pm 5$  ms. Ces résultats sont inférieurs à ceux obtenus par Kingsley, ce qui sous-entend que l'ensemble Polar RS 800 et la ceinture Wearlink à électrodes pourraient être plus performants que les systèmes précédents dans des conditions d'utilisations similaires.

Il est à noter que l'analyse de Bland et Altman possède une représentation en « V » couché pour le test de redressement passif et l'exercice pour tous les sujets testés (comme c'est le cas sur la Fig. 1). Cela laisse penser que de manière similaire aux travaux réalisés par Kingsley et al. [14] la précision de cet outil est meilleure pour des valeurs de fréquences cardiaques

basses. Les biais rapportés pour chaque exercice sont légèrement inférieurs à zéro, ce qui indique une légère tendance du RS 800 à surestimer les valeurs des différents intervalles « R-R ».

De plus, la précision de mesure pour la durée de l'intervalle « R-R » permet de pratiquer une analyse temporelle et de Poincaré avec une très bonne fidélité. En effet, les résultats obtenus à partir de ce nouvel appareil peuvent être indifféremment comparés avec ceux issus d'outils comme l'électrocardiogramme Powerlab (ADInstruments, Castle Hill, Australie) ou le Novacor Vista (NOVACOR, Rueil-Malmaison, France). En ce qui concerne l'analyse spectrale, les données obtenues à partir du système Polar sont très proches de celles trouvées avec l'appareil de références. Cependant, il n'est pas possible de comparer les analyses faites à partir d'un signal recueilli par deux systèmes différents. En effet, les biais qui sont spécifiques à chaque système de capture peuvent induire des variations des pics VLF, LF et HF. Situées aux limites des bandes de fréquence (0,04 et 0,15 Hz), ces variations peuvent déplacer la valeur pic d'une bande à la bande de fréquence voisine. Le polar RS 800 paraît donc être un système intéressant pour cette analyse car il offre un relevé avec un minimum d'artefacts et il reproduit fidèlement les variations des différents indices spectraux.

Pour la taille des fenêtres, il est à noter que les différences relevées sur les tachogrammes et l'analyse de la variabilité cardiaque ne sont pas fonction de la taille des fenêtres utilisées. Par conséquent, la taille des fenêtres choisies pour l'analyse de la variabilité de l'intervalle « R-R » n'influence pas significativement la précision des résultats obtenus du point de vue, temporel, spectral, et de Poincaré.

L'utilisation de cet appareil à des fins de suivi de l'entraînement est donc possible dans les conditions standardisées de cette étude, la précision de l'appareil reste très largement acceptable durant ces phases avec une précision inférieure à  $\pm 5$  ms. Il est toutefois recommandé aux entraîneurs ainsi qu'à leurs encadrements techniques d'utiliser des marqueurs temporels et de Poincaré pour limiter les sources d'erreurs et d'utiliser dans la mesure où cela est possible des émetteurs Wearlink à électrodes.

## Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier les sujets qui ont collaboré pour ce protocole et la société Matsport Training (38330 Saint-Ismier, France) d'avoir mis à disposition le matériel nécessaire à la réalisation de cette étude.

## Références

- [1] Sayers BM. Analysis of heart rate variability. *Ergonomics* 1973;16(1): 17–32.
- [2] Mourot L, Bouhaddi M, Tordi N, Rouillon JD, Regnard J. Short- and long-term effects of a single bout of exercise on heart rate variability: comparison between constant and interval training exercises. *Eur J Appl Physiol* 2004;92(4-5):508–17.
- [3] Kinnunen S, Laukkanen R, Haldi J, Hanninen O, Atalay M. Heart rate variability in trotters during different training periods. *Equine Vet J* 2006(36):214–7.
- [4] Mourot L, Bouhaddi M, Perrey S, Cappelle S, Henriët MT, Wolf JP, et al. Decrease in heart rate variability with overtraining: assessment by the Poincaré plot analysis. *Clin Physiol Funct Imaging* 2004;24(1):10–8.
- [5] Baumert M, Brechtel L, Lock J, Hermsdorf M, Wolff R, Baier V, et al. Heart rate variability, blood pressure variability, and baroreflex sensitivity in overtrained athletes. *Clin J Sport Med* 2006;16(5):412–17.
- [6] Baumert M, Brechtel L, Lock J, Voss A. Changes in heart rate variability of athletes during a training camp. *Biomed Tech (Berl)* 2006;51(4):201–4.
- [7] Hynynen E, Uusitalo A, Kontinen N, Rusko H. Heart rate variability during night sleep and after awakening in overtrained athletes. *Med Sci Sports Exerc* 2006;38(2):313–7.
- [8] Hedelin R, Wiklund U, Bjerle P, Henriksson-Larsen K. Cardiac autonomic imbalance in an overtrained athlete. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32(9):1531–3.
- [9] Pichot V, Busso T, Roche F, Garet M, Costes F, Duverney D, et al. Autonomic adaptations to intensive and overload training periods: a laboratory study. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34(10):1660–6.
- [10] Cottin F, Medigue C, Lopes P, Lepretre PM, Heubert R, Billat V. Ventilatory thresholds assessment from heart rate variability during an incremental exhaustive running test. *Int J Sports Med* 2007;28(4):287–94.
- [11] 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. *Circulation* 1996;93(5):1043–65.
- [12] Gamelin FX, Berthoin S, Bosquet L. Validity of the polar S810 heart rate monitor to measure R-R intervals at rest. *Med Sci Sports Exerc* 2006;38(5):887–93.
- [13] Radespiel-Troger M, Rauh R, Mahlke C, Gottschalk T, Muck-Weymann M. Agreement of two different methods for measurement of heart rate variability. *Clin Auton Res* 2003;13(2):99–102.
- [14] Kingsley M, Lewis MJ, Marson RE. Comparison of Polar 810s and an ambulatory ECG system for RR interval measurement during progressive exercise. *Int J Sports Med* 2005;26(1):39–44.
- [15] Grenier B, Dubreuil M, Journois D. Comparison of two measurement methods: the Bland and Altman assessment. *Ann Fr Anesth Reanim* 2000;19(2):128–35.
- [16] Bland JM, Altman DG. Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. *Lancet* 1995;346(8982):1085–7.
- [17] Tulppo MP, Makikallio TH, Takala TE, Seppanen T, Huikuri HV. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 1996;271(1):H244–H252.