

Tesi Doctoral

**Esport, salut i HRV:
monitorització psicofisiològica de l'estrès i la
recuperació amb dispositius mòbils.**

Jordi Moreno Sánchez

Dirigida pel Dr. Lluís Capdevila Ortís



Universitat Autònoma de Barcelona

Doctorat en Psicologia de la Salut i Psicologia de l'Esport
Departament de Psicologia Bàsica, Evolutiva i de l'Educació

Facultat de Psicologia

Universitat Autònoma de Barcelona

2015

Aquesta Tesi Doctoral va dedicada al meu pare.

AGRAÏMENTS

Durant la realització d'aquesta Tesi Doctoral han estat moltes les persones que han contribuït i m'han ajudat en el treball realitzat aquests darrers anys. Les següents línies pretenen transmetre el meu agraïment i compartir l'alegria i satisfacció d'haver finalitzat aquest projecte.

Aquesta tesi no hauria estat possible sense el meu director. Agraïco al Lluís Capdevila l'oportunitat que m'ha donat de formar part del seu grup de recerca. Gràcies a la confiança que has tingut en mi des del primer dia i per haver comptat amb mi en tants projectes he pogut finalitzar aquesta tesi que m'ha fet créixer com a investigador i també com a persona. Estic segur que encara ens queden molts cafès per prendre.

A l'Eva Parrado, pel seu ajut en tots els moments i per tots els coneixements que m'ha transmès des del primer dia que vaig arribar al grup de recerca.

Al Julio Cervantes, pels consells que em va donar durant l'any de realització del Màster i que m'han ajudat al llarg de tot el Doctorat.

Al Juan Ramos, per tots els coneixements tècnics que m'ha aportat en l'anàlisi de senyals de la HRV. També a la resta de companys de la UPC, Mireya Fernández i Miguel Ángel García per la seva contribució en l'anàlisi de dades.

Al Gil Rodas i al Joan Ramón Tarragó, per la seva contribució i aportació en la recollida de dades en un context esportiu natural. També a totes les persones dels Serveis Mèdics i la secció de Bàsquet del Futbol Club Barcelona que han contribuït en els estudis i m'han permès veure de ben a prop l'esport d'alt rendiment.

Al Javier Movellán del *Machine Perception Laboratory* de la UCSD, per la seva contribució en l'adquisició de dades de fotopletismografia.

A l'Andrés Cencerrado, per haver-me acompanyat en la part final d'aquesta tesi. Els seus consells i ànim m'han donat una bona empenta.

A totes les persones voluntàries que han participat en els estudis de forma desinteressada permetent realitzar els estudis d'aquesta tesi.

A l'Adriana i a l'Aleix, per ser el meu principal suport durant tots aquests anys.

A tota la resta de la meva família, Àvia, Tieta, Tiet, Alba, Olga, Alberto, i Alejandra, pel seu suport incondicional.

Moltes gràcies a tots!

Finalment, voldria tenir un record molt especial per a la persona a la qual va dedicada aquesta tesi. *Papa*, gràcies per tot el que em vas ensenyar i els valors que em vas transmetre.

ÍNDEX

RESUM	15
ABSTRACT	17
ABREVIATURES	19
PRESENTACIÓ	21
1. INTRODUCCIÓ	25
1.1. El sobreentrenament	25
1.2. La recuperació	28
1.3. Avaluació cognitiva i conductual de l'estat d'estrès-recuperació	29
1.3.1. <i>Percepció de recuperació i conductes de recuperació</i>	30
1.3.2. <i>Estat d'ànim</i>	31
1.3.3. <i>Equilibri d'estrès-recuperació</i>	33
1.4. La Variabilitat de la Freqüència Cardíaca en el context esportiu	33
1.5. Instruments i tècniques de registre del batec cardíac	36
1.5.1. <i>Detecció directa de l'interval R-R: Electrocardiograma i bandes cardíques toràciques</i>	36
1.5.2. <i>Seismocardiografia i Bal·listocardiografia</i>	37
1.5.3. <i>Fotopletismografia</i>	38
1.6. Anàlisi HRV	40
1.6.1. <i>Paràmetres de domini temporal</i>	40
1.6.2. <i>Paràmetres de domini freqüencial</i>	41
1.6.3. <i>Interpretació i estandardització dels paràmetres</i>	43
1.6.4. <i>Tractament de la respiració: espontània vs lliure</i>	43
1.7. Avaluació Ecològica Momentània	45
2. OBJECTIUS	47

3. MÈTODE	49
3.1. Part 1. Innovació en la metodologia d'anàlisi de la HRV	49
3.1.1. Participants	49
3.1.2. Mesures i instruments	50
3.1.3. Disseny i protocol	51
3.1.4. Anàlisi estadística	54
3.2. Part 2. Aplicació de l'anàlisi de la HRV en context esportiu: anàlisi psicofisiològica del procés d'estrès-recuperació	55
3.2.1. Participants	55
3.2.2. Mesures i instruments	55
3.2.3. Disseny i protocol	56
3.2.4. Anàlisi estadística	59
4. RESULTATS	61
4.1. Estudi 1A. Anàlisi de la HRV utilitzant el senyal de seismocardiografia ..	61
<i>Publicació: Heart Rate Variability analysis using a Seismocardiogram signal (2012, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE EMBS)</i>	<i>62</i>
4.2. Estudi 1B. Marcadors de salut i esport basats en HRV utilitzant el vídeo de la cara	67
<i>Publicació: HRV based Health&Sport Markers Using Video from the Face (2012, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE EMBS)</i>	<i>68</i>
4.3. Estudi 1C. Fotoplethismografia basada en el registre del vídeo de la cara per detectar la HRV en repòs	73
<i>Publicació: Facial video-based photoplethysmography to detect HRV at rest (2015, International Journal of Sports Medicine)</i>	<i>74</i>
4.4. Estudi 2A. HRV i perfils psicofisiològics en esports d'equip d'alt rendiment	83

	<i>Publicació: Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca y perfiles psicofisiológicos en deportes de equipo de alto rendimiento (2013, Revista de Psicología del Deporte)</i>	84
4.5.	Estudi 2B. Perfils individuals de recuperació en jugadors de bàsquet <i>Publicació: Individual recovery profiles in basketball players (2015, Spanish Journal of Psychology)</i>	93 96
4.6.	Estudi 2C. L'efecte de la respiració en la HRV en diferents poblacions: implicacions pràctiques per a l'anàlisi del procés d'estrès-recuperació en esportistes	109
	<i>Manuscrit no publicat: The breathing effect on HRV in different populations: practical implications for the analysis of the recovery-stress process in athletes</i>	110
5.	DISCUSSIÓ	127
5.1.	El senyal de SCG dels dispositius mòbils per a l'anàlisi de la HRV (Estudis 1A i 2B)	127
5.2.	La PPG facial per a l'anàlisi de la HRV (Estudis 1B i 1C)	128
5.3.	L'ús de la HRV per a la determinació de perfils psicofisiològics en esports d'equip d'alt rendiment (Estudi 2A)	132
5.4.	Avaluació conjunta de l'estat d'ànim i la HRV (Estudi 2A)	133
5.5.	Perfils individuals de HRV (Estudi 2B)	136
5.6.	Necessitats i diferències individuals en el procés de recuperació (Estudi 2B)	137
5.7.	L'ús de l'EMA i els dispositius mòbils per a la monitorització del procés de recuperació (Estudi 2B)	138
5.8.	Efecte de la respiració en la HRV i en la interpretació del procés d'estrès-recuperació (Estudi 2C)	142
5.9.	Limitacions i propostes de recerca futures	145
6.	CONCLUSIONS	149

REFERÈNCIES	151
ANNEX 1	171
ANNEX 2	175
ANNEX 3	179

El risc de desenvolupar una Síndrome de Sobreentrenament és un dels factors a tenir més en compte en la preparació esportiva. En aquest sentit, una correcta recuperació és determinant per a garantir una adaptació funcional de l'esportista als entrenaments i a les competicions. L'avaluació contínua de la recuperació des d'una perspectiva psicofisiològica pot aportar informació sobre l'estat real de l'esportista, però es requereixen eines i metodologies que permetin monitoritzar la recuperació d'una forma ràpida, a temps real i no invasiva en l'entorn natural de l'esportista. En aquest context, els dos objectius principals d'aquesta tesi doctoral són: 1) Analitzar la utilitat de les tècniques de seismocardiografia (SCG) i fotopletismografia (PPG) per a l'anàlisi de la HRV; i 2) Proposar la monitorització psicofisiològica del procés d'estrès i recuperació com a eina d'Avaluació Ecològica Momentània (EMA) en situacions esportives, a partir de l'anàlisi combinada de la HRV i d'indicadors cognitius i conductuals. En aquesta Tesi Doctoral s'han realitzat sis estudis, tres corresponents a la part d'innovació en la metodologia d'anàlisi de la HRV, i tres més en la part d'aplicació de l'anàlisi de la HRV en context esportiu. Dins de la primera part de la tesi, es proposen les tècniques de SCG i PPG com a vàlides per a l'estimació dels intervals R-R i la posterior anàlisi de la HRV. En el cas de l'ús de la SCG, els resultats mostren que són necessàries unes condicions de registre estrictes en posició supina, de repòs total i que cal personalitzar la col·locació del dispositiu sobre l'estèrnum de la persona per millorar la qualitat del senyal. El senyal de SCG dels dispositius *iPhone* es mostra com a tècnica eficaç per la monitorització a distància de l'esportista prescindint de cap accessori addicional. En el cas de la PPG facial, els resultats mostren que la posició supina és més òptima que la d'assegut. Tot i que les condicions de registre són massa estrictes com per utilitzar-se en un context esportiu natural pot resultar eficaç en contextos hospitalaris per al seguiment de

pacients en un entorn controlat. Dins de la segona part de la tesi, es proposa l'anàlisi HRV per a la determinació de perfils específics en funció de la modalitat esportiva. Aquesta metodologia podria ajudar a determinar la predisposició de l'esportista cap a una determinada modalitat esportiva o a valorar l'adaptació de l'esportista en comparació a la resta de companys que segueixen el mateix pla d'entrenament. L'anàlisi combinada de la HRV amb l'estat d'ànim de forma puntual és útil per detectar estats de Vigor o Fatiga, però insuficient per a detectar perfils de Tensió, Depressió o Hostilitat. També es proposa l'ús de l'EMA com a metodologia útil per a la detecció de perfils psicofisiològics de recuperació, suggerint la necessitat d'analitzar i d'interpretar els paràmetres de HRV de forma individual enlloc d'utilitzar barems poblacionals. En el cas de la respiració, els resultats indiquen que el protocol utilitzat en la recollida de dades (respiració espontània o pautaada) influeix directament en els valors dels paràmetres de domini freqüencial, provocant biaixos en la interpretació de l'estat d'estrès-recuperació avaluat a partir de qüestionaris. En aquest sentit, els resultats mostren que la respiració espontània aporta informació més rellevant sobre l'estat d'estrès de l'esportista. A partir dels resultats obtinguts en aquesta tesi doctoral, es proposa l'ús dels *smartphones* per analitzar la HRV, l'estat d'ànim i aspectes conductuals referents a la recuperació o als estils de vida, segons un model d'EMA i d'una forma no-invasiva, gràcies a la tecnologia integrada en els sensors propis. El sistema resultant, aplicat al camp esportiu, permet una monitorització psicofisiològica del procés d'estrès-recuperació.

ABSTRACT

The risk of developing overtraining syndrome is a factor to be taken into account in preparing sport. In this sense, proper recovery is crucial to ensure a functional adaptation of the athlete in training and competitions. Continuous assessment of recovery from a psychophysiological perspective can provide information about the actual state of the athlete, but require tools and methodologies that allow to monitor the recovery with fast, in real-time and non-invasive in the natural environment of the athlete. In this context, the two main objectives of this thesis are: 1) Analyse the usefulness of seismocardiography (SCG) and photoplethysmography (PPG) for the analysis of HRV; and 2) Propose the psychophysiological monitoring of the stress and recovery process as a tool of Ecological Momentary Assessment (EMA) in sport situations, from the combined analysis of HRV and cognitive and behavioural indicators. In this Doctoral Thesis has been performed six studies, three related with innovation methodology for analysis of HRV, and three more related with the application of the analysis of HRV in the sport context. In the first part of the thesis, we propose techniques SCG and PPG as a valid to estimate of RR intervals and subsequent analysis of HRV. In the case of the use of the SCG, the results show that is necessary a stringent conditions of record in supine position, total rest and the importance to customize the placement of the device on the sternum of the person to improve the quality signal. SCG signal of iPhone is an effective technique for remote monitoring of the athlete without additional accessory. In the case of facial PPG, the results show that the supine position is more optimal than the sitting position. Although the registration conditions are too strict as for use in a sport context can be effective in natural contexts of hospital for monitoring patients in a controlled environment. In the second part of the thesis proposes HRV analysis for the determination of specific profiles depending on the sport. This methodology could help to

determine the predisposition of the athlete to a sport modality or to evaluate the adaptation of the athlete compared to other colleagues who follow the same training plan. The combined analysis of HRV with the mood in a timely evaluation is useful for detecting states of Vigour or Fatigue, but not enough to detect profiles of Tension, Depression or Hostility. Also proposed the use of EMA as a useful methodology for detecting psychophysiological profiles of recovery, suggesting the need to analyse and interpret the HRV parameters individually instead of using scales population. In the case of breathing, the results indicate that the protocol used in the data collection (spontaneous or paced breathing) directly influences the values of the parameters of frequency domain, causing bias in the interpretation of the state of stress-recovery assessed with questionnaires. In this sense, the results show that spontaneous breathing provides relevant information about the state of stress of the athlete. From the results obtained in this thesis, we propose the use of smartphones to analyse HRV, mood and behavioural aspects relating to the recovery or lifestyles, according to a model of EMA and to a non-invasive technology thanks to the integrated sensors themselves. The resulting system, applied to the sports field, allows monitoring of psychophysiological stress-recovery process.

ABREVIATURES

BCG: <i>Bal·listocardiografia</i>	RGB: <i>Tractament del senyal de vídeo en 3 canals: Red-Green-Blue</i>
DRM: <i>Mètode de reconstrucció diari</i>	RMSSD: <i>Arrel quadrada de la mitjana de la suma de les diferències al quadrat de tots els intervals R-R</i>
ECG: <i>Electrocardiograma</i>	RPE: <i>Ratings of Perceived Exertion</i>
EMA: <i>Avaluació Ecològica Momentània</i>	RSA: <i>Arítmia Sinusal Respiratòria</i>
FC: <i>Freqüència Cardíaca</i>	SCG: <i>Seismocardiografia</i>
FOR: <i>Sobrecàrrega funcional</i>	SD1: <i>Desviació estàndard dels intervals ortogonals dels punts R-Ri, R-Ri+a al diàmetre transversal de l'el·lipse del Gràfic de Poincaré</i>
HF: <i>Altes Freqüències</i>	SD2: <i>Desviació estàndard dels intervals ortogonals dels punts R-Ri, R-Ri+a al diàmetre longitudinal de l'el·lipse del Gràfic de Poincaré</i>
HRV: <i>Variabilitat de la Freqüència Cardíaca</i>	SDNN o SDRR: <i>Desviació estàndard de tots els intervals R-R</i>
LF: <i>Baixes Freqüències</i>	SNA: <i>Sistema Nerviós Autònom</i>
LF/HF: <i>Rati entre Baixes Freqüències i Altes Freqüències</i>	SNP: <i>Sistema Nerviós Parasimpàtic</i>
NFO: <i>Sobrecàrrega no funcional</i>	SNS: <i>Sistema Nerviós Simpàtic</i>
OTS: <i>Síndrome de Sobreentrenament</i>	TQR: <i>Total Quality Recovery</i>
OWS: <i>Omega Wave Sport System</i>	TQRact: <i>Total Quality Recovery action</i>
P-P: <i>interval entre dues ones de pols consecutives</i>	TQRper: <i>Total Quality Recovery perceived scale</i>
pNN50: <i>Percentatge d'interval R-R consecutius que discrepen més de 50 ms entre si</i>	VLF: <i>Molt Baixes Freqüències</i>
POMS: <i>Perfil d'Estats d'Ànim</i>	
PPG: <i>Fotopletismografia</i>	
PRV: <i>Pulse Rate Variability</i>	
R-R o N-N: <i>Interval entre dos batecs cardíacs consecutius</i>	
RESTQ: <i>Recovery Stress Questionnaire</i>	

PRESENTACIÓ

La present Tesi Doctoral, titulada "Esport, salut i HRV: monitorització psicofisiològica de l'estrès i la recuperació amb dispositius mòbils" s'emmarca en el programa de Doctorat en Psicologia de la Salut i de l'Esport (UAB; 2011-2015), després d'haver cursat el Màster Oficial de Recerca en Psicologia de l'Esport i de l'Activitat Física (UAB; 2010-2011). Al llarg d'aquests anys de formació, el doctorant, Jordi Moreno, s'ha integrat en el grup de recerca consolidat per la Generalitat de Catalunya (SGR) en Estil de Vida, Esport i Salut com a investigador en dos projectes de R+D+I: "*Indicadores de salud y bienestar desde la edad adulta hasta el envejecimiento*" (PSI2008-06417-C03/PSIC) i "*Marcadores de diferencias individuales en la adherencia a estilos de vida saludables*" (PSI2011-29807-C02/PSIC), i en el conveni de recerca i assessorament de la UAB amb el Futbol Club Barcelona: "*Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (HRV) como índice de esfuerzo/recuperación en deportistas de alto rendimiento*".

La participació activa en aquests projectes ha permès dur a terme la realització d'aquesta tesi que s'estructura en dues parts que cobreixen els dos objectius principals de la tesi: Part 1. Innovació en la Metodologia d'anàlisi de la HRV (Estudis 1A, 1B, i 1C) i Part 2. Aplicació de l'anàlisi de la HRV en context esportiu: anàlisi psicofisiològica del procés d'estrès-recuperació (Estudis 2A, 2B, i 2C). L'Estudi 1A (Ramos-Castro, Moreno, Miranda-Vidal, García-González, Fernández-Chimeno, Rodas, Capdevila, 2012), va realitzar-se amb l'objectiu d'analitzar la utilitat de la seismocardiografia integrada als dispositius mòbils com a tècnica d'anàlisi de la HRV en repòs. L'Estudi 1B (Capdevila, Moreno, Movellan, Parrado, Ramos-Castro, 2012), va realitzar-se amb l'objectiu d'analitzar la utilitat de la fotopletismografia del vídeo facial per al registre de la HRV en repòs. Ambdós estudis van ser publicats als *Proceedings of the Annual International Conference of*

the *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (2012). L'Estudi 1C, publicat a la revista *International Journal of Sports Medicine* (Moreno, Ramos-Castro, Movellan, Parrado, Rodas, Capdevila, 2015), suposa una continuació de l'Estudi 1B en el que s'inclouen millores metodològiques per a l'anàlisi de la HRV a través de la fotopletismografia. L'Estudi 2A, publicat a la *Revista de Psicologia del Deporte* (Moreno, Parrado, Capdevila, 2013), avalua la utilitat de l'anàlisi de la HRV per a la determinació de perfils i l'anàlisi combinat amb l'estat d'ànim en el context dels esports d'equip. L'Estudi 2B, acceptat per a publicació a la revista *Spanish Journal of Psychology* (Moreno, Ramos-Castro, Rodas, Tarragó, Capdevila, 2015) analitza la relació de conductes específiques de recuperació amb la percepció de recuperació i amb la HRV aplicant un disseny d'Avaluació Ecològica Momentània. Finalment, la tesi inclou el manuscrit de l'Estudi 2C que es pretén sotmetre a revisió a la revista *European Journal of Sport Science*, i que avalua l'efecte de la respiració en l'anàlisi de la HRV i com això influeix en la interpretació del procés d'estrès-recuperació. La Tesi Doctoral es presenta per compendi de publicacions amb la següent estructura (seguint un ordre temàtic i no cronològic):

Part 1. Innovació en la metodologia d'anàlisi de la HRV.

Estudi 1A:

Ramos-Castro, J., Moreno, J., Miranda-Vidal, H., García-González, M.A., Fernández-Chimeno, M., Rodas, G., Capdevila, L. (2012). Heart rate Variability analysis using a seismocardiogram signal. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 5642-5645.

Estudi 1B:

Capdevila, L., Moreno, J., Movellan, J., Parrado, E., Ramos-Castro, J. (2012). HRV based health&sport markers using video from the face. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 5646-5649.

Estudi 1C:

Moreno, J., Ramos-Castro, J., Movellan, J., Parrado, E., Rodas, G., Capdevila, L. (2015, publicació preliminar online). Facial video-based photoplethysmography to detect HRV at rest. *International Journal of Sports Medicine*.

Part 2. Aplicació de l'anàlisi de la HRV en context esportiu: anàlisi psicofisiològica del procés d'estrès-recuperació.**Estudi 2A:**

Moreno, J., Parrado, E., Capdevila, L. (2013). Variabilidad de la frecuencia cardíaca y perfiles psicofisiológicos en deportes de equipo de alto rendimiento. *Revista de Psicología del Deporte*, 22(2), 345-352.

Estudi 2B:

Moreno, J., Ramos-Castro, J., Rodas, G., Tarragó, J.R., Capdevila, L. (en premsa, 2015). Individual recovery profiles in basketball players. *Spanish Journal of Psychology*.

Estudi 2C (manuscrit no publicat):

The breathing effect on HRV in different populations: practical implications for the analysis of the recovery-stress process in athletes.

1. INTRODUCCIÓ

1.1. El sobreentrenament

L'objectiu principal en la formació d'esportistes d'elit és la de configurar i aplicar plans d'entrenament que siguin eficaços per a la millora del rendiment. La fatiga aguda experimentada per l'esportista combinada amb una adequada recuperació té com a resultat una adaptació positiva als entrenaments i és la base de qualsevol programa d'entrenament efectiu (Meeusen et al., 2006). Quan el balanç entre l'estrès de l'entrenament i el processos de recuperació és interromput o no és realitzat adequadament, es poden desenvolupar estats de sobrecàrrega o sobreentrenament no desitjats. (Kellman, 2010).

A la literatura hi trobem diferents aproximacions teòriques per a referir-nos al sobreentrenament i que utilitzen diferents conceptes: *overwork*, *overreaching*, *staleness*, *burnout*, *overfatigue*, etc. (Morgan, Brown, Raglin, O'Connor, i Ericksson, 1987; Raglin, 1993; Hackney, Pearman, i Nowacki, 1990; Kreider, Fry, i O'Toole, 1998). Amb l'objectiu de clarificar aquests conceptes, la *European College of Sport Science* (ECSS) va publicar una declaració de consens en la que es recullen la definició, diagnòstic, tractament, i prevenció del Síndrome de Sobreentrenament (Meeusen et al., 2006). En aquesta declaració de consens s'estableixen tres estats diferents de resposta a l'entrenament: sobrecàrrega a curt termini o funcional (FOR, *functional overreaching*), sobrecàrrega extrema o no funcional (NFO, *non-functional overreaching*), i Síndrome de Sobreentrenament (OTS, *Overtraining Syndrome*).

L'entrenament diari d'alta intensitat, sovint pot disminuir temporalment el rendiment. No obstant això, quan es gestionen correctament els períodes de

recuperació es produeix un efecte de supercompensació (Meeusen et al., 2006). En aquest cas, la resposta fisiològica compensa l'estrès de l'entrenament (Steinacker, Lormes, Reissnecker, i Liu, 2004), donant com a resultat un increment del rendiment. Aquest fenomen a curt termini, que pot durar dies o setmanes, es el que s'anomena FOR. Si aquesta situació d'entrenament intens es perllonga en el temps i els períodes de recuperació no són els idonis, l'esportista pot entrar en un estat de NFO. En aquesta fase apareixen els primers símptomes de desadaptació com la baixada de rendiment, estat d'ànim alterat, o alteracions hormonals, sent necessàries varies setmanes o mesos per assolir una bona recuperació (Meeusen et al., 2010). Finalment, l'última etapa d'aquest procés continu que pot portar al sobreentrenament es l'OTS. Cal destacar que, al ser una síndrome, s'emfatitza l'etiologia multifactorial i l'entrenament pot no ser l'únic factor causant d'aquest estat, necessitant-se entre mesos i anys per a una recuperació completa (Nederhof, Zwerver, Brink, Meeusen, i Lemmink, 2007).

El fet que el diagnòstic dels diferents estats de sobreentrenament es basa en l'exclusió i la resposta clínica (Uusitalo, 2001), i que el diagnòstic final de l'OTS es faci de forma retrospectiva i sense un marcador patognomònic àmpliament acceptat (Meeusen et al., 2006), evidencia la necessitat de desenvolupar eines i sistemes d'avaluació i monitorització que ajudin a prevenir els estats no funcionals de sobrecàrrega i els estats de sobreentrenament en l'esport. Aquests sistemes han de ser capaços d'avaluar d'una forma ràpida, vàlida i fiable els estímuls estressants i de recuperació així com la resposta de l'esportista a ambdós processos. Així doncs, per superar les limitacions en el diagnòstic de l'OTS cal focalitzar la recerca en els elements que condueixen a aquest estat i no centrar-se únicament en la resposta clínica.

Segons el model teòric de Kenttä i Hassmén (1998), el risc de FOR i NFO pot ser explicat per les diferents capacitats individuals, tan físiques com psicològiques, de

les quals disposa l'esportista, a més de les fonts d'estrès. El model (Figura 1), diferencia clarament tres etapes o processos que defineixen l'estat d'estrès-recuperació final de l'esportista. La primera, fa referència al procés o estímuls als què està exposat l'esportista i que poden ser de tres tipus: psicològic, fisiològic i social. Cada un d'aquest tres tipus d'estímuls conté tres elements: estrès específic (estímul o font d'estrès concret), capacitat o tolerància (capacitat i recursos per fer front a l'estímul d'estrès), i recuperació específica (estratègies o tasques a fer per recuperar-se de l'estímul d'estrès). La interacció de les fonts d'estrès, els recursos disponibles i les tasques concretes per recuperar-se configuren la càrrega total d'estrès i es manifesten en la segona etapa: el producte, resultat o resposta. Fry, Morton i Keast (1991) estableixen que aquesta resposta es pot manifestar a diferents nivells: psicològic, fisiològic, neuroendocrí i immunològic. El tipus de resposta i els seus efectes, a curt o llarg termini, influiran en el rendiment. Finalment, la tercera etapa defineix el resultat final o resposta del procés, sent la desadaptació prolongada l'element clau per al diagnòstic de l'OTS.

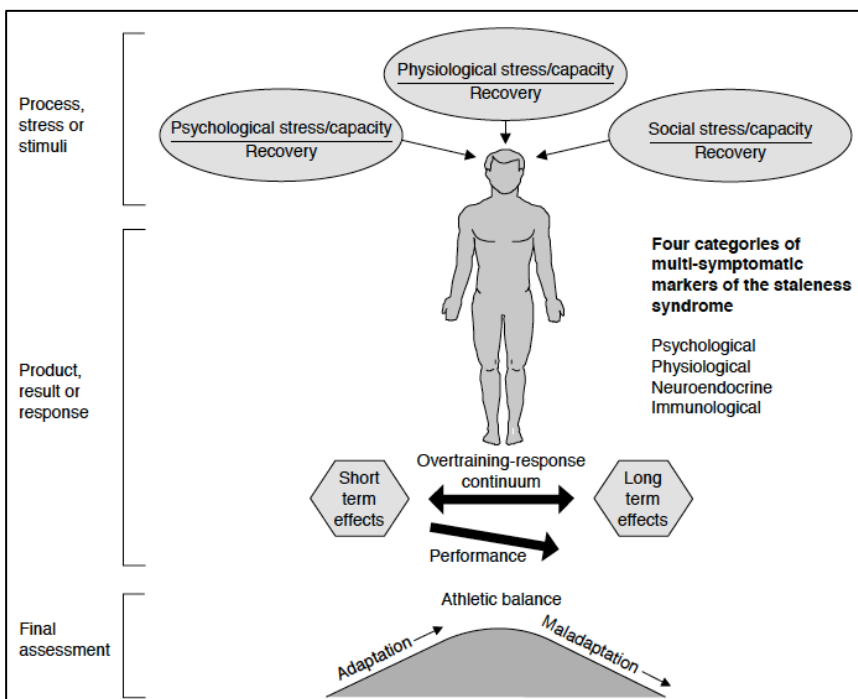


Figura 1. El model conceptual del sobreentrenament i la recuperació (font: Kenttä i Hassmén, 1998).

1.2. La recuperació

Dels elements que determinen o configuren la càrrega total d'estrès, la recuperació ha estat un dels conceptes que ha centrat més interès en les ciències de l'esport (Bishop, Jones, i Woods, 2008). Una recuperació adequada pot ser determinant per a l'augment del rendiment, el que dona a aquest procés una importància rellevant i que cal adaptar i tenir en compte en els programes d'entrenament com a un element més (Halsón i Jeukendrup, 2004). A nivell conceptual, però, hi ha hagut una falta de consens en definir i establir què és i què implica el procés de recuperació (Kellman, 2002). En aquest sentit, Kallus (1995) i Kallus i Kellman (2000) van proposar una definició del procés de recuperació des d'una perspectiva psicofisiològica que es pot resumir en 8 punts: 1) és gradual i

acumulatiu, on el temps total de recuperació depèn de les activitats prèvies i del tipus i duració de les fonts estressants; 2) finalitza quan s'ha restaurat l'equilibri homeostàtic; 3) depèn d'una reducció, canvi, o cessament de les fonts d'estrès; 4) és específic de cada individu i, per tant, les necessitats poden ser diferents; 5) pot ser descrit a varis nivells (psicològic, fisiològic, conductual, social, etc.); 6) involucra diversos subsistemes de l'organisme (cardiovascular, hormonal, endocrí, muscular, etc.); 7) pot ser dividit en 3 tipus: passiu, actiu, i proactiu; i 8) està estrictament vinculat a les condicions de l'entorn de l'esportista. A més, cal destacar que des d'aquest plantejament es considera que la recuperació ha de tenir un component orientat a l'acció i que ha de ser sistematitzada per a ser optimitzada (Kellman i Kallus, 2001).

Aquesta definició, que diferencia la recuperació en els nivells emocional, conductual, social i fisiològic, posa de manifest la necessitat de que les eines i mètodes d'avaluació per a la detecció i prevenció del sobreentrenament es desenvolupin de forma interdisciplinària. En aquesta tesi, la metodologia d'avaluació contempla dos grups d'indicadors. Per una banda, uns indicadors psicològics i conductuals a partir de la percepció de recuperació, les conductes de recuperació, l'estat d'ànim, i l'equilibri d'estrès-recuperació. Per altra banda, un indicador fisiològic a partir de l'anàlisi de la Variabilitat de la Freqüència Cardíaca.

1.3. Avaluació cognitiva i conductual de l'estat d'estrès-recuperació

Un dels principals objectius de l'avaluació i de la monitorització de l'esportista és la detecció de marcadors que permetin predir processos negatius com l'OTS. Entre aquests marcadors, s'ha vist que els indicadors psicològics acostumen a ser més

sensibles i consistents que els indicadors fisiològics en el diagnòstic del sobreentrenament (Raglin, 1993). Els marcadors psicològics presenten una sèrie d'avantatges a l'hora de monitoritzar el procés de sobreentrenament (O'Connor, 1998): 1) els canvis psicològics són més fiables i coincideixen amb els augments i disminucions de les càrregues dels entrenaments; 2) alguns estats d'ànim són molt sensibles a les variacions de les càrregues d'entrenament; 3) les variacions en els estats d'ànim sovint correlacionen amb els marcadors fisiològics; 4) la valoració de les càrregues d'entrenament basada en l'estat d'ànim sembla tenir potencial per a la prevenció del sobreentrenament.

1.3.1. Percepció de recuperació i conductes de recuperació

D'acord amb el principi de supercompensació, tot entrenament necessita períodes adequats de recuperació i, tal i com hem vist en punts anteriors, la falta de recuperació pot generar estats de sobreentrenament o derivar en un OTS (Meeusen et al., 2006). És per aquest motiu que la recuperació és una variable important a tenir en compte en l'avaluació de l'estat de l'esportista. En aquest sentit, la valoració subjectiva del jugador a través de la seva percepció de recuperació pot aportar informació rellevant i complementària a altres mesures fisiològiques com, per exemple, la resposta cardíaca.

El 1998, Kenttä i Hassmén proposen un mètode pràctic i no invasiu per a la monitorització de l'estat de recuperació amb la creació de l'escala *Total Quality Recovery* (TQR). L'escala TQR consta de dues subescales que avaluen dos dimensions o components diferents de la recuperació. La primera part, avalua la percepció de recuperació psicofisiològica amb la subescala *Total Quality Recovery perceived scale* (TQRper). Aquesta escala va ser estructurada al voltant del concepte de percepció d'esforç de l'escala *Ratings of Perceived Exertion* (RPE) de Borg (1998) amb la intenció de posar èmfasi en la relació entre la percepció d'esforç i la de recuperació, facilitant-ne la interpretació conjunta. La segona part,

avalua les conductes de recuperació realitzades per l'esportista amb la subescala *Total Quality Recovery action* (TQRact). Aquesta segona part consta de 12 conductes específiques per a la recuperació agrupades en 4 àrees temàtiques diferents: Nutrició i Hidratació, Son i Descans, Relaxació i Suport Emocional, i Estiraments i *warm-down*. Tot i que aquesta escala va resultar molt innovadora i atractiva quan va ser proposada, la seva utilitat ha estat qüestionada per la seva aparent dificultat i el consegüent baix compliment en el registre per part dels esportistes (Laurent et al., 2011). En aquest sentit, resulta important aprofitar els avantatges que ofereixen les noves tecnologies i que poden facilitar la recollida de dades en contextos esportius (Dellaserra, Gao, i Randsell, 2014).

La concepció multifactorial de la recuperació ha despertat l'interès de diverses disciplines i àrees de coneixement que analitzen l'efectivitat de les estratègies destinades a la recuperació com, per exemple, la nutrició i hidratació (Erkmen, Taskin, Kaplan, i Sanioglu, 2010; Kreider et al., 2010), el son i el descans (Lahart et al., 2013; Leeder, Glaister, Pizzoferro, Dawson, i Pedlar, 2012; Mah, Mah, Keziran, i Dement, 2011), o l'entrenament en relaxació (Elliot, Polman, i Taylor, 2014). Calen, però, més estudis que analitzin de quina manera aquestes estratègies afecten a la percepció de recuperació de l'esportista, més enllà de la seva efectivitat. L'Estudi 2B, que forma part d'aquesta tesi, cobreix aquest darrer objectiu.

1.3.2. *Estat d'ànim*

L'estat d'ànim és un dels components més analitzats en l'àmbit esportiu per a valorar l'estat global de l'esportista. El seu estudi en Psicologia de l'Esport ha estat vinculat al qüestionari del Perfil dels Estats d'Ànim (McNair, Lorr i Droppelman, 1971), més conegut per les seves sigles en anglès, POMS (*Profile of Mood States*). Dissenyat inicialment per l'àmbit clínic, el seu ús transcendeix al context esportiu a mitjans dels anys 70 per la seva relació amb els trets de personalitat (Andrade,

Arce, i Seoane, 2000). Alguns estudis posteriors (Morgan, O'Connor, Ellickson, i Bradley, 1988) van indicar correlacions entre les puntuacions del POMS i les subescales de l'MMPI. Així doncs, tot i que el POMS no va ser dissenyat inicialment per a mesurar la Personalitat sinó un estat d'ànim, es va veure que la puntuació global s'assemblava força al concepte de tret. L'ús del POMS per a valorar trets de personalitat va permetre als investigadors aprofundir en la principal utilitat del qüestionari: la seva capacitat predictiva del rendiment esportiu identificant perfils específics. Els estudis de Morgan i cols. (Morgan i Johnson, 1978; Morgan i Pollock, 1977; Nagle, Morgan, Hellickson, Serfass i Alexander, 1975) van ajudar a identificar el que van denominar com a *perfil iceberg* dels esportistes amb rendiment alt (veure Figura 2). Aquest perfil, caracteritzat per puntuacions baixes en els factors de Tensió, Depressió, Hostilitat, Fatiga i Confusió, i altes en l'únic factor positiu, el Vigor, permetia diferenciar els esportistes d'èxit del esportistes de menys èxit (Morgan, 1980). Amb l'objectiu de minimitzar el temps d'administració del qüestionari en el context esportiu, s'han creat diferents versions i adaptacions molt reduïdes de fins a 15 ítems (Fuentes, García-Merita, Meliá, i Balaguer, 1994).

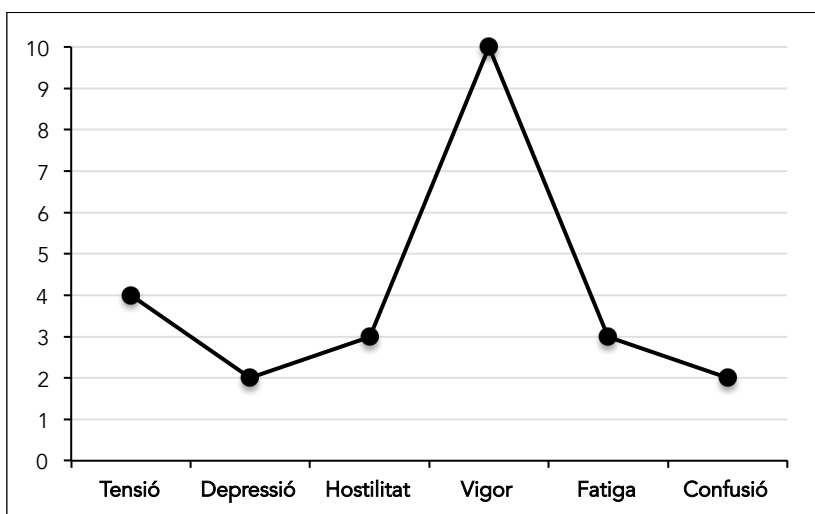


Figura 2. Exemple de *Perfil Iceberg* obtingut amb el POMS.

1.3.3. Equilibri d'estrès-recuperació

Un dels instruments més utilitzats per a la valoració de l'equilibri d'estrès-recuperació és el *Recovery-Stress Questionnaire for Athletes* (RESTQ-Sport) (Kellman i Kallus, 2001), adaptat del qüestionari inicial *Recovery-Stress Questionnaire* (Kallus, 1995). Entre els avantatges que ofereix el RESTQ-Sport respecte a altres instruments és que els estats d'estrès i de recuperació es relacionen amb accions concretes que l'esportista hauria de realitzar per potenciar la recuperació (Kellman, 2002). Per això, el RESTQ-Sport ha estat utilitzat per a la monitorització dels entrenaments i de les competicions (Coutts i Reaburn, 2008; Purge, Jürimäe, i Jürimäe, 2005) i per a la prevenció de lesions (Brink et al., 2010). Tot i que algun estudi l'ha proposat també com a eina per al diagnòstic del NFO (Nederhof et al., 2007), calen més estudis que n'avaluïn la seva utilitat per a concloure que és un instrument adequat per al diagnòstic de l'OTS de forma conjunta amb indicadors fisiològics (Coutts, Wallace, i Slattery, 2007; Garatachea et al., 2011).

1.4. La Variabilitat de la Freqüència Cardíaca en el context esportiu

Històricament, les ciències de l'esport han mostrat un interès especial, sovint per la millora del rendiment, en indicadors relacionats amb l'estat de l'esportista. Un dels paràmetres més utilitzats per al control de càrregues d'entrenament ha estat la freqüència cardíaca (FC). El seu valor absolut, generalment expressat en batecs per minut, ha estat utilitzat com a indicador de referència per a la valoració de la resposta cardíaca en l'àmbit esportiu (García-Manso et al., 2006).

Els avenços tecnològics dels últims anys han permès aprofundir en l'estudi de l'activitat cardíaca fent més accessible l'anàlisi d'altres paràmetres com la

Variabilitat de la Freqüència Cardíaca (HRV, *Heart Rate Variability*). La HRV es defineix com la variació temporal existent entre batecs cardíacs consecutius, sent aquesta variació un indicador de salut (Rodas, Pedret, Ramos, i Capdevila, 2008a; Xhyheri, Manfrini, Mazzolini, Pizzi, i Bugiardini, 2012). El mecanisme responsable de la regulació de la HRV és el Sistema Nerviós Autònom (SNA), a través de les seves dues branques: el Sistema Nerviós Simpàtic (SNS) i el Sistema Nerviós Parasimpàtic (SNP). Les influències de les dues branques modulen els intervals temporals cardíacs, anomenats habitualment intervals R-R, sent el SNS el responsable dels increments en els valors de la FC i de la disminució de la variabilitat cardíaca a causa de l'estrès (Pumprla, Howorka, Groves, Chester, i Nolan, 2002). Per aquest motiu, l'anàlisi HRV es considera un indicador directe de l'estat del SNA (Bricout, DeChenaud, i Favre, 2010) i, per extensió, un mètode no invasiu i útil per a valorar la capacitat del sistema cardiovascular per adaptar-se a fonts d'estrès endògenes i exògenes (Parrado, Cervantes, Pintanel, Rodas, i Capdevila, 2010). L'anàlisi HRV també es considera una eina de seguiment per a la valoració de l'adaptació de l'esportista als entrenaments i competicions, a les lesions o als estats de sobreentrenament (Hynynen, Uusitalo, Konttinen, i Rusko, 2006).

Tot i que l'anàlisi HRV s'utilitza en diversos camps de la medicina per a l'estudi de patologies amb disfunció autonòmica com la diabetis mellitus o la fibromiàlgia (Manzella i Paolisso, 2005; Reis et al., 2014), les ciències aplicades a l'esport han utilitzat aquesta mesura com a indicador de la resposta del SNA als programes d'entrenament i competicions, especialment en disciplines esportives de resistència (Bosquet, Gamelin, i Berthoin, 2007; Danilowicz-Szymanowicz, Raczak, Szwoch, Ratkowski, i Torunski, 2010). El estudis que s'han centrat en analitzar els patrons de HRV mostren que poden existir diferents perfils en funció del rendiment (Saa et al., 2009), en funció del nivell de càrrega física en entrenaments i competicions (Bricout et al., 2010), o en funció de l'edat (Yu,

Katoh, Makino, Mimuno, i Sato, 2010); però encara són pocs els estudis que determinin diferències en relació a la modalitat esportiva, especialment en esports d'equip (Aubert, Seps, i Beckers, 2003; Mal'tsev, Mel'nikov, Vikulov, i Gromova, 2010; Rodas, Pedret, Capdevila, i Ramos, 2008b). A nivell pràctic, l'establiment de les diferències entre modalitats esportives pot facilitar l'avaluació i el seguiment dels esportistes, permetent ajustar les càrregues de treball i avaluar-ne les respostes d'adaptació a partir de l'aplicació de plantilles de correcció i d'interpretació específiques per cada grup. L'Estudi 2A, que forma part d'aquesta tesi, cobreix aquest darrer objectiu.

Per altra banda, la HRV també s'ha analitzat de forma conjunta amb l'avaluació cognitiva i conductual de l'esportista. S'han trobat relacions amb processos d'estrès-recuperació a curt i llarg termini (Cervantes, Florit, Parrado, Rodas, i Capdevila, 2009), amb sobrecàrregues funcionals, no funcionals i sobreentrenament (Bosquet, Merkari, Arvisais, i Aubert, 2008), amb l'ansietat precompetitiva (Cervantes, Rodas, i Capdevila, 2009a; Cervantes, Rodas, i Capdevila, 2009b) i amb l'estrès emocional (Dishman et al., 2000). Tot i que alguns estudis han relacionat l'estat d'ànim amb marcadors fisiològics (Bresciane et al., 2010; Poole, Hamer, Wawrzyniak, i Steptoe, 2011), es requereixen més investigacions que l'avaluïn de forma interactiva amb la HRV, ja que les dues mesures, ràpides en la seva valoració i àmpliament utilitzades en el context esportiu, poden estar correlacionades i poden proporcionar més informació si s'analitzen de forma conjunta. L'Estudi 2A, que forma part d'aquesta tesi, cobreix aquest darrer objectiu.

Hem de tenir en compte dos etapes clarament diferenciades en l'anàlisi HRV: 1) el registre de l'interval entre batecs cardíacs consecutius (anomenat habitualment interval R-R), que és la dada bruta a analitzar; 2) la interpretació o anàlisi de la variabilitat cardíaca (anàlisi HRV) a partir dels intervals R-R, que porta a l'obtenció

de diferents paràmetres de HRV.

1.5. Instruments i tècniques de registre del batec cardíac

El batec cardíac pot ser registrat a través de diversos instruments i tècniques. Gràcies als avenços tecnològics en la capacitat i les possibilitats dels dispositius mòbils, s'observa un interès especial en el desenvolupament d'instruments per al registre i la monitorització de l'activitat cardíaca a partir de tècniques no-invasives i poc costoses que permeten l'anàlisi continu i a temps real de la HRV. La finalitat en la majoria d'instruments és la mesura directa, o l'estimació a partir de mètodes indirectes, de l'interval R-R, per tal d'aplicar després l'anàlisi HRV i calcular-ne els paràmetres.

1.5.1. Detecció directa de l'interval R-R: Electrocardiograma i bandes cardíques toràciques

L'electrocardiograma (ECG) és una tècnica que s'ha utilitzat tradicionalment en l'àmbit esportiu per analitzar la HRV (Berkoff, Cairns, Sanchez, i Moorman, 2007; Parrado, García et al., 2010). De fet, el temps entre batecs cardíacs consecutius s'anomena interval R-R perquè originàriament s'ha mesurat a partir del complex QRS (l'impuls elèctric més potent que es dona en el múscul cardíac i que causa la contracció dels ventricles) de l'ECG. El desenvolupament de detectors de l'interval R-R amb una resolució d'1 milisegon (mseg) representa una alternativa menys costosa, menys invasiva i més accessible que l'enregistrament de l'ECG complet. Alguns estudis han validat l'ús de diferents dispositius basats en bandes cardíques toràciques (Figura 3) per a la detecció directa dels intervals R-R equivalents als registrats amb ECG (Gamelin, Berthoin, i Bosquet, 2006; Nunan et al., 2009; Parrado, García et al., 2010; Weippert et al., 2010). Els avenços tecnològics en l'enviament i en el processament de les dades, com la incorporació a les bandes

cardíacques i als *smartphones* d'última generació de la versió 4.0 de *Bluetooth* (anomenat també *Smart* o *Low Energy*) augmenten les possibilitats i les facilitats d'avaluació en contextos naturals i a temps real.



Figura 3. Bandes cardíaques toràciques Suunto i Polar amb el protocol *Bluetooth Smart* o *Low Energy* per a la detecció dels intervals R-R.

1.5.2. Seismocardiografia i Bal·listocardiografia

Històricament, la seismocardiografia (SCG) s'ha aplicat a l'estudi de les vibracions produïdes pel batec cardíac, amb la finalitat d'identificar-lo o de registrar-ne de forma indirecta l'interval temporal (Zannetti i Salerno, 1991). Molt abans però, ja es parlava de la bal·listocardiografia (BCG), una tècnica més general utilitzada per al registre dels moviments corporals associats amb l'activitat cardíaca (Starr i Wood, 1961). Els dispositius mòbils d'última generació (*smartphones*) incorporen sensors propis precisos i de baix cost, com l'acceleròmetre de 3 eixos, que fan més accessible l'ús de la SCG en contextos naturals. Alguns estudis han proposat la senyal de SCG per a l'estudi de canvis en el sistema cardiovascular (Brüser, Stadlthanner, Brauers, i Leonhardt, 2010; Castiglioni et al., 2011; Ngai et al., 2009). Tot i que alguns autors ja han pogut estimar els intervals R-R a partir de la BCG (Friedrich, Aubert, Fuhr, i Brauers, 2010), són necessaris més estudis que mostrin la seva utilitat en l'anàlisi de la HRV i en un context fora del laboratori. Aquests estudis haurien de testejar les possibilitats que poden oferir els

acceleròmetres incorporats com a sensors propis en els *smartphones* d'última generació. Els Estudis 1A i 2B, que formen part d'aquesta tesi, cobreixen aquest darrer objectiu.

1.5.3. Fotopletismografia

La fotopletismografia (PPG, *photoplethysmography*) és una tècnica òptica sense contacte que mesura les pulsacions arterials a través de les variacions de llum del teixit microvascular, podent-se utilitzar per estimar de forma indirecta els intervals R-R i analitzar la HRV (Allen, 2007; Charlot, Cornolo, Brugniaux, Richalet, i Pichon, 2009). En alguns estudis (Sun, Hu, Azorin-Peris, Kalawsky, i Greenwald, 2013; Wong et al., 2012), la HRV és anomenada *variabilitat de la freqüència de pols* (PRV, *Pulse Rate Variability*), quan els intervals R-R són calculats indirectament amb PPG a través de la ona de pols (P-P o intervals consecutius entre ones de pols). Per altra banda, altres estudis que també estimen l'interval R-R a partir del registre de l'interval P-P, segueixen utilitzant el concepte HRV enlloc de PRV (Poh, McDuff, i Picard, 2011). Així, l'ús alternatiu dels conceptes HRV o PRV hauria de respondre més a la tècnica de registre utilitzada (interval R-R o interval P-P, respectivament) que als càlculs dels paràmetres de la variabilitat cardíaca realitzats a posteriori que acostumen a ser similars en ambdós casos.

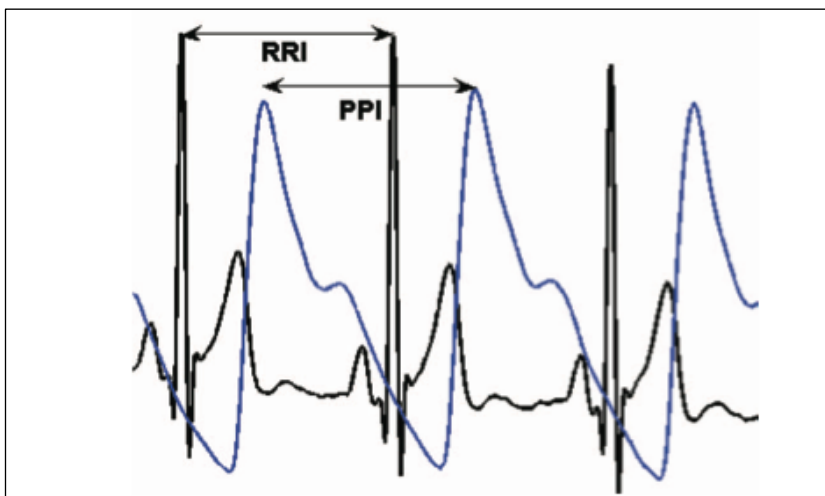


Figura 4. Interval R-R (mesura directa del senyal elèctric cardíac) i interval P-P (mesura òptica del pols arterial) extrets dels senyals ECG i PPG respectivament (font: Selvaraj, Jaryal, Santhosh, Deepak, i Anand, 2008).

És àmpliament conegut l'ús de la PPG del dit (de la mà) per a l'anàlisi de la HRV a partir dels canvis de lluminositat produïts pel pols arterial (Posada-Quintero, Delisle-Rodríguez, Cuadra-Sanz, i Fernández, 2013; Selvaraj, Jaryal, Santhosh, Deepak, i Anand, 2008). Altres estudis mostren que el registre de la PPG facial també pot ser un mètode vàlid i fiable per avaluar variables cardíques com la FC (Cennini, Arguel, Aksit, i van Leest, 2010; Verkruyssen, Svaasand, i Nelson, 2008). No obstant això, encara hi ha alguns obstacles que dificulten l'ús de la PPG facial per a l'anàlisi de la HRV: 1) la llum ambiental, tan natural com artificial, interfereix en el registre del canal RGB (*Red-Green-Blue*) de vídeo utilitzat habitualment; per exemple, els llums fluorescents produeixen una interferència de 100 Hz que provoca l'aparició d'artefactes, solapant-se amb el senyal de vídeo i fent impossible la detecció de l'interval R-R; 2) el moviment de la cara, o els canvis en l'expressió facial, poden generar soroll en el senyal de vídeo i interferir en els canvis de color de la pell causats per l'activitat cardiovascular real; 3) la velocitat dels fotogrames de les càmeres convencionals es bastant baixa (entre 15

Hz i 30 Hz), reduint així la resolució temporal per a l'estimació dels intervals R-R. Tot i que ja s'han realitzat estudis que proposen millores en la tècnica de l'anàlisi de la HRV a través del registre facial (Poh, McDuff, i Picard, 2010), la duració dels registres analitzats de vídeo són d'1 minut de duració, temps insuficient per extreure conclusions sobre els paràmetres espectrals. Per tant, calen més estudis que demostrin la utilitat i la viabilitat de la fotopleitismografia com a mètode per analitzar la HRV en registres d'almenys 5 minuts de duració i en diferents posicions corporals, establint un protocol per al seu ús en el context esportiu i hospitalari. Els Estudis 1B i 1C, que formen part d'aquesta tesi, cobreixen aquest darrer objectiu.

1.6. Anàlisi HRV

L'anàlisi HRV comença per l'obtenció dels intervals R-R d'un registre cardíac determinat, generalment de 5 o 10 minuts en els registres de curta duració, o de 24 hores en els registres de llarga duració. A partir de tots els intervals R-R del registre s'obtenen els diferents paràmetres resultants de l'anàlisi de la HRV, habitualment seguint les recomanacions de la *Task Force of the European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology* (1996).

1.6.1. Paràmetres de domini temporal

Els paràmetres de domini temporal s'obtenen a partir de mètodes estadístics o geomètrics, analitzant únicament els intervals R-R normals i exclouent els anormals dels complexos QRS (Billman, 2011). Generalment, són paràmetres que indiquen la dispersió dels valors dels intervals temporals d'un registre cardíac (Taula 1). En l'àmbit esportiu, s'ha vist que els paràmetres SDNN i pNN50 presenten valors mitjans més baixos en esportistes diagnosticats amb sobreentrenament (Hynynen

et al., 2006) o amb una alta fatiga percebuda (Parrado, Cervantes et al., 2010). Per altra banda, el paràmetre RMSSD també s'ha mostrat com un indicador vàlid per al seguiment de la fatiga en estudis longitudinals (Kiviniemi, Hautala, Kinnunen, i Tulppo, 2007; Plews, Laursen, Kilding, i Buchheit, 2012).

Taula 1. Principals paràmetres de domini temporal utilitzats en l'anàlisi HRV.

Paràmetre	Definició
RR o NN	Interval entre dos batecs consecutius (en ms).
RRmean/avRR	Duració mitjana de tots els intervals R-R (en ms).
SDRR/SDNN	Desviació estàndard de tots els intervals R-R (en ms).
RMSSD	Arrel quadrada de la mitjana de la suma de les diferències al quadrat de tots els intervals R-R (en ms).
pNN50	Percentatge d'intervals R-R consecutius que discrepen més de 50 ms entre si.
SD1	Desviació estàndard dels intervals ortogonals dels punts R-R _i , R-R _{i+a} al diàmetre transversal el·lipse.
SD2	Desviació estàndard dels intervals ortogonals dels punts R-R _i , R-R _{i+a} al diàmetre longitudinal el·lipse.

1.6.2. Paràmetres de domini freqüencial

Els paràmetres de domini espectral o freqüencial s'obtenen a partir d'una transformació matemàtica dels intervals R-R que permet passar de l'espai de temps a l'espai de freqüències. Generalment s'utilitza com a tècnica la Transformada Ràpida de Fourier (FFT), que converteix les dades dels intervals R-R (en ms) en un espectre de freqüències (en Hz) (*Task Force of the European Society of Cardiology and The North American Society fo Pacing and Electrophysiology*, 1996). La major part del senyal es troba entre els 0 i els 0.4 Hz, i en els registres de curta duració (5 min) aquesta tècnica permet diferenciar fins a tres components de l'espectre de

freqüències (Taula 2): molt baixa freqüència (VLF), baixa freqüència (LF), i alta freqüència (HF). Els components VLF, LF, i HF s'expressen en ms^2 , però LF i HF també s'acostumen a expressar en unitats normalitzades (n.u.) a partir de percentatges. L'anàlisi dels diferents components de l'espectre de freqüències s'acostumen a correlacionar amb l'activitat del SNA. El paràmetre HF es relaciona amb la influència del SNP i amb els paràmetres RMSSD i pNN50 (Xhyheri et al., 2012). En canvi, LF es pot atribuir tant a l'activitat del SNP com del SNS, sent un dels paràmetres més controvertits en la seva interpretació (Rodas et al., 2008a). Degut a aquesta controvèrsia en la interpretació de LF de forma aïllada, s'acostuma a utilitzar la proporció LF/HF per a l'estimació de l'activitat simpàtica. Aquesta proporció ha estat àmpliament acceptada com un marcador més fiable de l'activitat del SNA (Sztajzel, Jung, Sievert, Bayes de Luna, 2008) però, com veurem més endavant, algun estudi en qüestiona la seva utilitat en el context esportiu per a la valoració de la fatiga o del sobreentrenament (Saboul, Pialoux, i Hautier, 2014).

Taula 2. Principals paràmetres de domini freqüencial utilitzats en l'anàlisi HRV, en registres de curta duració.

Paràmetre	Definició	Rang de freqüències
VLF	Potència de les freqüències molt baixes (en ms^2 o %).	≤ 0.04 Hz
LF	Potència de les freqüències baixes (en ms^2 o %).	0.04 Hz – 0.15 Hz
HF	Potència de les freqüències altes (en ms^2 o %)	0.15 – 0.4 Hz
LF/HF	Rati entre LF (ms^2) i HF (ms^2).	

1.6.3. Interpretació i estandardització dels paràmetres

L'ús de barems per predir, per exemple, la FC màxima teòrica en funció d'una variable com l'edat ha estat àmpliament estudiat i utilitzat en context mèdic i esportiu (Tanaka, Monahan, i Seals, 2001). En canvi, l'ús dels barems en relació a la HRV no està resolt. Alguns autors destaquen la falta d'uns criteris o valors de referència a partir dels quals se'n puguin extreure conclusions individuals (Rodas et al., 2008b), però en la literatura científica no s'observen treballs que proposin uns estàndards elaborats a partir de mostres grans i en diferents disciplines esportives. És més, en les revisions sobre HRV aquest no és un tema que s'abordi ni es proposi com a punt rellevant d'estudi en futures investigacions (Aubert et al., 2003; Billman et al., 2011, Xhyheri et al., 2012). Sovint, en els estudis s'observen desviacions estàndard molt elevades i superiors a les mitjanes en paràmetres de referència com SDRR o RMSSD, el que ens indica una elevada dispersió i una poca homogeneïtzació en els valors d'aquests paràmetres (Grant, Murray, Janse van Rensburg, i Fletcher, 2013; Toufan, Kazemi, Akbarzadeh, Ataei, i Khalili, 2012). Això podria indicar l'existència de perfils individuals i qüestionaria la necessitat d'establir uns valors estàndard. Per tant, es requereixen més estudis que analitzin la utilitat de l'anàlisi individual en la interpretació dels paràmetres de HRV. L'Estudi 2B, que forma part d'aquesta tesi, cobreix aquest darrer objectiu.

1.6.4. Tractament de la respiració: espontània vs lliure

L'anàlisi de la HRV pot estar influenciada per múltiples factors. Una de les variables que influeixen més clarament en els paràmetres de la HRV és la respiració. El fenomen es coneix com Arítmia Sinusal Respiratòria (RSA, *Respiratory Sinus Arrhythmia*) i es caracteritza per la variació periòdica d'increments i decrements en la FC com a conseqüència directa de la respiració. La freqüència respiratòria i, per tant la RSA, pot variar per diverses causes, ja sigui per efecte de l'esforç físic o per la influència de situacions d'estrès o de tasques

cognitives concretes (Overbeek, Boxtel, i Westerink, 2014). Tot i l'evidència del fenomen, a la literatura no hi ha un consens sobre com tractar la respiració en l'anàlisi de la HRV, existint diferents protocols d'investigació. En alguns estudis, el control d'aquesta variable és basa en pautar a una determinada freqüència respiratòria (Schmitt et al., 2013) i en altres protocols, en canvi, la respiració es produeix segons una execució lliure o espontània de la persona avaluada (Henríquez-Olguín, Baéz San-Martín, Von Oetinger, Cañas-Jamett, i Ramirez-Campillo, 2013). Aquestes diferències en els protocols de les investigacions dificulten la comparació i la interpretació dels resultats, inclús entre estudis que analitzen les mateixes variables. Per tal de pal·liar aquesta dificultat metodològica, pautar la respiració a una determinada freqüència podria semblar una bona manera d'estandarditzar aquesta variable. Per altra banda però, sabem que existeixen patrons de respiració diferents en persones sedentàries (Pomeranz et al., 1985), esportistes (Strano et al., 1998; Middleton i De Vito, 2005), o fins i tot s'apunta a diferències individuals en la RSA (Ben Lamine et al., 2004). Aquest darrer punt dificulta que puguem establir un patró de respiració comú i còmode per a un col·lectiu determinat. Els estudis que han analitzat l'efecte de la freqüència respiratòria sobre la HRV mostren una influència directa i important sobre el valor dels paràmetres, especialment els de domini freqüencial (Beda, Simpson, Carvalho, i Carvalho, 2014; García-González, Vázquez-Seisdedos, i Pallàs-Areny, 2000). En aquest sentit, Saboul et al. (2014) fins i tot qüestionen la utilitat del rati LF/HF com a indicador de fatiga. En aquesta línia de recerca són necessaris més estudis que analitzin el fenomen en diferents poblacions i que contribueixin a clarificar com ha de controlar-se la respiració i quines implicacions pot tenir en l'estudi de la recuperació de l'esportista, especialment quan aquesta es valora mitjançant qüestionaris. L'Estudi 2C, que forma part d'aquesta tesi, cobreix aquest darrer objectiu.

1.7. Avaluació Ecològica Momentània

Sovint, l'estudi dels processos psicològics i conductuals mitjançant els qüestionaris o l'observació directa no es realitza en el contextos reals sinó en laboratoris. Aquesta metodologia comporta una sèrie de limitacions ja conegudes: 1) la manca validesa ecològica i poques possibilitats de generalització; 2) les respostes retrospectives poden estar esbiaixades, provocant estimacions, extrapolacions i inferències poc fiables; 3) les dificultats de la metodologia tradicional per a detectar la variabilitat o les diferències intra-subjecte (Shiffman, Stone, i Hufford, 2008). Amb la intenció de minimitzar aquestes limitacions de la metodologia tradicional, ha crescut l'interès per desenvolupar nous mètodes d'avaluació que tinguin en compte el context en el que es produeixen els fenòmens. Entre aquests, destaca l'Avaluació Ecològica Momentània (EMA, *Ecological Momentary Assessment*). L'EMA és la metodologia que utilitza la recollida de dades de forma repetida i a temps real, tenint en compte la conducta i l'experiència de l'individu en el seu context natural, minimitzant el biaix del record i maximitzant la validesa ecològica (Shiffman et al., 2008).

En els últims anys, la popularització dels *smartphones* i els avenços tecnològics que aquests inclouen han permès explotar les possibilitats de l'EMA en diverses àrees d'estudi com l'abús de substàncies (Shiffman, 2009), els nivells d'estrès en personal mèdic (Rutledge et al., 2009), les psicopatologies (Myin-Germeys et al., 2009), l'estrès emocional i el dolor en pacients de càncer (Badr, Laurenceau, Schart, Basen-Engquist, i Turk, 2010), els seguiments de dietes en pacients amb diabetis (Mulvaney et al., 2011), els nivells d'activitat física (Hicks et al., 2010), o el nivell de fatiga en pacients amb artrosi (Murphy, Smith, Clauw, i Alexander, 2008). En l'àmbit esportiu l'ús de tècniques basades en l'EMA pot ajudar a millorar la validesa ecològica, minimitzar els biaixos en l'estudi de variables com la percepció de recuperació o les estratègies de recuperació realitzades, la valoració de les quals sovint està influenciada pels biaixos produïts per la memòria o pel

moment i el context en que es fan les avaluacions. També s'ha mostrat com una metodologia eficaç per a la detecció de diferències individuals. En el context esportiu, aquesta metodologia de recollida de dades pot ser adient per a la detecció de perfils individuals de recuperació, però encara son necessaris estudis que en demostrin la seva utilitat. L'Estudi 2B, que forma part d'aquesta tesi, cobreix aquest darrer objectiu.

2. OBJECTIUS

La tesi té dos objectius generals:

1. Analitzar la utilitat de les tècniques de SCG i PPG per a l'anàlisi de la HRV. (Estudis 1A, 1B, i 1C)
2. Proposar la monitorització psicofisiològica del procés d'estrès i recuperació com a eina d'EMA en situacions esportives, a partir de l'anàlisi combinada de la HRV i d'indicadors cognitius i conductuals. (Estudis 2A, 2B, i 2C)

Com a objectius específics, es pretén:

1. Analitzar la utilitat de la SCG a partir de dispositius mòbils com a tècnica d'EMA per al registre de la HRV en repòs. (Estudi 1A)
2. Analitzar la utilitat de la PPG a partir de vídeo facial per al registre de la HRV en diferents posicions de repòs. (Estudis 1B i 1C)
3. Avaluar la utilitat de l'anàlisi HRV per a la determinació de perfils característics d'esports d'equip d'alt rendiment. (Estudi 2A)
4. Avaluar patrons psicofisiològics combinant l'anàlisi de la HRV i la valoració de l'estat d'ànim en esports d'equip d'alt rendiment. (Estudi 2A)
5. Analitzar la relació de les conductes específiques de recuperació que realitzen els esportistes amb la percepció de recuperació i amb la HRV aplicant un disseny d'EMA. (Estudi 2B)
6. Analitzar l'efecte de la respiració sobre la HRV i la seva implicació en la interpretació del procés d'estrès-recuperació de l'esportista (Estudi 2C)

3. MÈTODE

En aquest apartat es presenta la metodologia emprada en els diferents estudis que formen part de la tesi. Està estructurat en dues parts: la Part 1 que engloba els Estudis 1A, 1B, i 1C, i la Part 2 que engloba els Estudis 2A, 2B, i 2C. En l'apartat específic de "Mètode" de cada publicació es poden ampliar els detalls referents a les mostres, els instruments, els procediments i les anàlisis estadístiques realitzades.

3.1. Part 1. Innovació en la metodologia d'anàlisi de la HRV.

Aquesta primera part recull la metodologia emprada en els Estudis 1A, 1B, i 1C. Se'n descriuen les característiques dels participants, les mesures i instruments utilitzats, el disseny i protocol que s'han dut a terme, i l'anàlisi estadística realitzada.

3.1.1. Participants

La mostra dels estudis corresponents a aquesta primera part de la tesi ha estat formada per població general, estudiants i jugadors de bàsquet. Més concretament, la mostra de l'Estudi 1A va estar formada per un total de 12 participants: 6 estudiants (Grup 1) i 6 jugadors de l'equip junior de la secció de bàsquet del Futbol Club Barcelona (Grup 2). La mostra de l'Estudi 1B va estar formada per un total d'11 estudiants, dels quals 8 van constituir la mostra final (edat: 34.2 ± 11.1 anys). Finalment, la mostra de l'Estudi 1C va ser inicialment de 23 estudiants universitaris, dividits en dos grups diferents: Grup *sitting position*

(n=11) i Grup *supine position* (n=12). La mostra final d'aquest estudi va estar constituïda per 20 participants: Grup *supine position* (n=12) (edat: 25.75 ± 5.69 anys), i Grup *sitting position* (n=8) (edat: 25.62 ± 4.56 anys). A l'apartat de "Resultats" de les publicacions corresponents als Estudis 1B i 1C es detallen els motius de l'exclusió dels participants que finalment no van formar part de les mostres finals. Però cal destacar que en aquest apartat, igual que en els apartats de metodologia de cada publicació s'ha fet referència a la composició total de les mostres inicials, abans de descartar els registres d'alguns participants per diferents problemes metodològics.

3.1.2. *Mesures i instruments*

Els instruments utilitzats en els estudis que formen la Part 1 han estat els següents:

Estudi 1A: 1) Targeta d'adquisició de dades *DAQPad6016* (*National Instruments*) per a registrar l'electrocardiograma (ECG) d'una derivació (Standard I) amb amplificador *AD627* i un amplificador d'aïllament ISO124, l'acceleració toràcica amb un acceleròmetre triaxial *ADXL330*, i la freqüència respiratòria amb una banda inductiva *SleepSense*; 2) *Omega Wave Sport System* (OWS; Eugene, OR) per al registre dels intervals R-R; 3) *iPhone 4* (Apple Inc) per a registrar l'acceleració toràcica a través de l'acceleròmetre intern de 3 eixos.

Estudis 1B i 1C: 1) càmera compacta *Canon Ixus 80is* amb una resolució de 640x480 px per al registre facial; 2) banda *Polar T61 Electro Oy*, receptor *OEM* amb el chip *RE07S_ILNI_C* i microcontrolador *PIC158F1333* per al registre de l'interval R-R; 3) banda inductiva *SleepSense* per al registre de la respiració; 4) software propi desenvolupat amb *LabView* per l'adquisició simultània de les senyals de respiració i R-R.

3.1.3. Disseny i protocol

En l'Estudi 1A hi participen 6 estudiants (Grup1), i 6 jugadors de l'equip junior de la secció de bàsquet del Futbol Club Barcelona (Grup 2). Els registres del Grup 1 van ser recollits en context de laboratori i els del Grup 2 van ser recollits en situació de camp, a les instal·lacions d'entrenament dels mateixos jugadors. En ambdós grups es van recollir 3 mesures de forma simultània: ECG per als intervals R-R, acceleració toràcica, i freqüència respiratòria. En el Grup 1 les 3 mesures van ser recollides amb un targeta d'adquisició de dades (DAQPad6016). En el Grup 2 les mesures van ser recollides amb un *Omega Wave Sport System* per al registre ECG, una banda inductiva *SleepSense* per al registre de la freqüència respiratòria, i un *iPhone 4* per al registre de l'acceleració toràcica. Es va col·locar el dispositiu *iPhone 4* al pit de cada participant, garantint que el senyal d'accelerometria fos de qualitat. En la Figura 5 es pot veure un esquema del disseny de l'Estudi 1A. Els registres van ser de 5 minuts, en repòs i en posició supina. Es va utilitzar una aplicació (*App*) de desenvolupament propi per registrar el senyal d'accelerometria (de 3 eixos) de l'eix Z. La Figura 6 mostra un exemple real de senyal de l'eix Z obtinguda amb l'*App*.

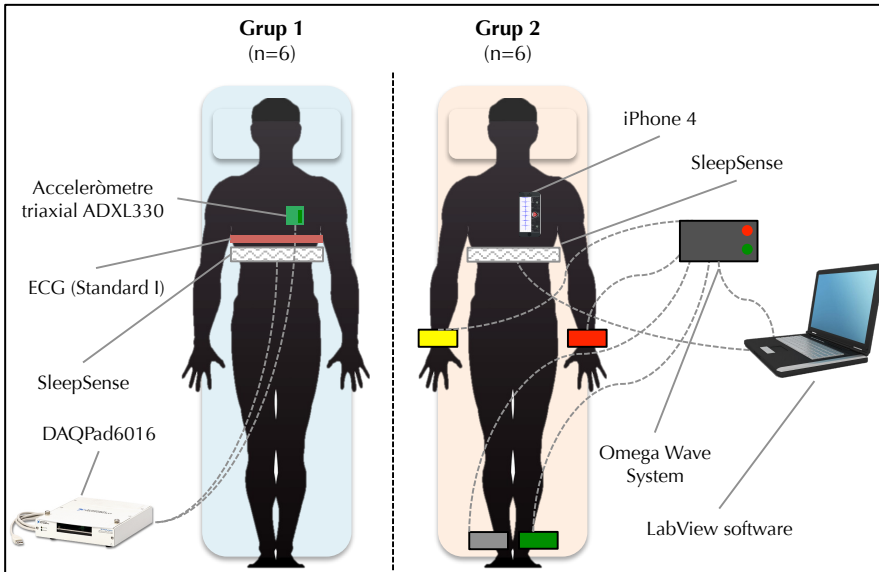


Figura 5. Esquema de l'Estudi 1A.



Figura 6. Exemple de registre obtingut a partir de l'eix Z de l'acceleròmetre intern d'un model d'iPhone 5 en el que s'hi poden observar els temps entre batecs cardíacs consecutius corresponents als intervals R-R.

En l'Estudi 1B es van realitzar registres de 5 minuts, en repòs, en posició d'assegut i amb un patró de respiració de 12 cicles per minut (0.2 Hz) que els participants podien seguir amb l'ajut d'un metrònom auditiu digitalitzat en el software

d'elaboració pròpia. Es va demanar als participants d'evitar moviments amb el cap i de mantenir els ulls tancats. En la Figura 7 es pot veure un esquema del disseny de l'Estudi 1B. Cada participant duia col·locades les dues bandes toràciques, la banda *Polar T61* per al registre de l'interval R-R i la banda *SleepSense* per al registre de la freqüència respiratòria. A un metre de la cara es va connectar una bombeta (*Sylvania, coolwhite 840*) per tal de mantenir les condicions d'il·luminació constants durant tot el registre. A la mateixa distància es va situar la càmera *Canon Ixus 80is* per a enregistrar el vídeo de la cara.

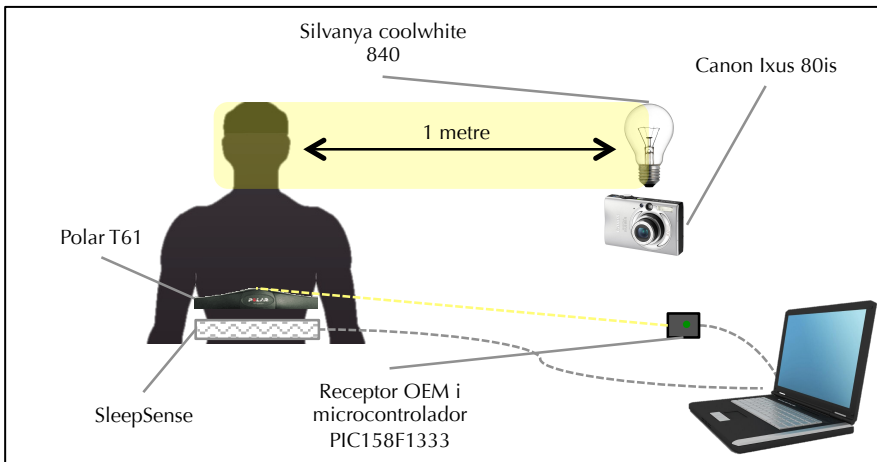


Figura 7. Esquema de l'Estudi 1B.

L'Estudi 1C suposa una continuació de l'Estudi 1B, afegint un segon grup amb unes condicions de registre diferents. El primer grup, Grup *sitting position* (n=11), mantenia el mateix procediment que el descrit en l'Estudi 1B. Les condicions de registre del segon grup, Grup *supine position* (n=12), van ser les mateixes però els participants es van situar en posició supina. Els únics canvis de material utilitzat respecte a l'Estudi 1B van ser el tipus de bombeta, que en l'Estudi 1C va ser una *Sylvania Satin H7/H 230v*, i la distància, que va estar situada a 80 cm de la cara enlloc d'1 metre.

3.1.4. Anàlisi estadística

En aquesta primera part s'han aplicat les següents proves estadístiques per tal d'analitzar la relació entre els paràmetres quantitatius i les diferències entre els grups: coeficient de correlació de Pearson, coeficient de correlació de concordança, model lineal generalitzat (GLM), i diagrama de Bland-Altman. En l'apartat metodològic de cada publicació o manuscrit es descriuen en detall totes les proves estadístiques. El nivell de significació estadística considerat ha estat $p < 0.05$. Es va utilitzar el paquet estadístic SPSS (v 20 per a Windows) i el software d'anàlisi MATLAB.

3.2. Part 2. Aplicació de l'anàlisi de la HRV en context esportiu: anàlisi psicofisiològica del procés d'estrès-recuperació.

Aquesta segona part recull la metodologia emprada en els Estudis 2A, 2B, i 2C. Se'n descriuen les característiques dels participants, les mesures i instruments utilitzats, el disseny i protocol que s'han dut a terme, i l'anàlisi estadística realitzada.

3.2.1. Participants

La mostra dels estudis corresponents a aquesta segona part de la tesi ha estat formada per esportistes professionals i estudiants. Els participants de l'Estudi 2A van ser un total de 71 esportistes provinents del primer equip de bàsquet del Futbol Club Barcelona (n=14; edat: 26 ± 4.6 anys), de l'equip de la Selecció Nacional Espanyola d'hoquei herba (n=13; edat: 24.08 ± 3.5 anys), del primer equip de futbol del Futbol Club Barcelona (n=26; edat: 25.62 ± 4.9 anys), i del primer equip de futbol del Real Club Deportiu Espanyol (n=18; edat: 26.67 ± 3.43 anys). La mostra de l'Estudi 2B va ser de 6 jugadors (edat: 20 ± 2.28 anys, alçada: $200.8 \text{ cm} \pm 8.18 \text{ cm}$) integrants de l'equip masculí de la Lliga LEB Oro. Finalment, la mostra de l'Estudi 2C va ser un total de 101 participants, on hi havia estudiants universitaris (n=89; edat: 22.98 ± 5.7 anys) i jugadors integrants de la secció de bàsquet del Futbol Club Barcelona (n=12; edat: 18.92 ± 2.07 anys).

3.2.2. Mesures i instruments

Els instruments utilitzats en els estudis que formen la Part 2 han estat els següents:

Estudi 2A: 1) *Omega Wave Sport System* (OWS; Eugene, OR) per al registre dels intervals R-R; 2) Perfil dels Estats d'Ànim (POMS, *Profile of Mood States*) de

McNair et al. (1971) per a valorar l'estat d'ànim. Es va utilitzar la versió reduïda i adaptada al castellà de Fuentes et al. (1994).

Estudi 2B: 1) Escala *Total Quality Recovery* (TQR) de Kenttä i Hassmén (1998) per a valorar la percepció de recuperació (TQRper, *Total Quality Recovery perceived scale*) i les conductes específiques de recuperació realitzades (TQRact, *Total Quality Recovery action*); 2) Acceleròmetre de 3 eixos integrat en els dispositius *iPhone 4S* i *iPhone 5* per a detectar els intervals R-R.

Estudi 2C: 1) Bandes *Polar T61 Electro Oy* i *Polar H6 HR Sensor* per al registre de l'interval R-R; 2) *Recovery-Stress Questionnaire for Athletes* (RESTQ-Sport) per a la valoració de l'estat d'estrès-recuperació. Es van utilitzar les versions anglesa (Kellmann i Kallus, 2001) i espanyola (González-Boto, Salguero, Tuero, Márquez, i Kellmann, 2008).

3.2.3. Disseny i protocol

L'Estudi 2A constava de dos subestudis diferents. En el primer subestudi hi van participar els jugadors del primer equip de bàsquet del Futbol Club Barcelona (n=14), els de l'equip de la Selecció Nacional Espanyola d'hoquei herba (n=13) i els del primer equip de futbol del Futbol Club Barcelona (n=26). En el segon subestudi hi van participar els jugadors del primer equip de futbol del Real Club Esportiu Espanyol (n=18). En el primer subestudi es va realitzar un registre dels intervals R-R per a l'anàlisi de la HRV. En el segon subestudi, a més del registre de HRV, els participants van contestar el POMS. Els registres d'ambdós subestudis es van realitzar en una sala aïllada del propi lloc d'entrenament amb una duració de 5 minuts. Per al primer subestudi el patró de respiració va ser espontani i per al segon subestudi va ser pautaada a 12 cicles per minut (0.2 Hz).

En l'Estudi 2B es va realitzar un seguiment dels 6 jugadors integrants de l'equip

masculí de la Lliga LEB Oro durant la temporada 2012/2013. Amb l'objectiu d'interferir el menys possible en el ritme dels entrenaments dels jugadors i en les tasques de l'equip tècnic i de poder aplicar un protocol d'EMA per a la recollida de dades, es va dissenyar una aplicació (*App*) per a dispositius mòbils (*smartphones*) *ad hoc* per tal que els jugadors poguessin contestar tots els qüestionaris i els registres de HRV des del seu propi dispositiu mòbil. Els registres de HRV es van realitzar mitjançant l'acceleròmetre integrat al propi dispositiu i amb la metodologia explicada a l'Estudi 2B. En la Figura 8 es poden veure exemples de captures de pantalla de l'aplicació.

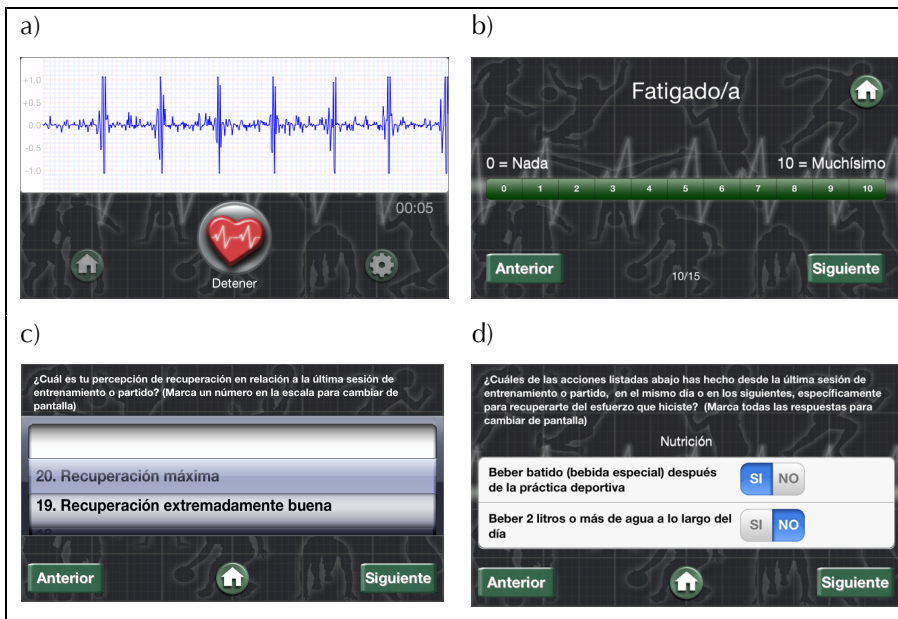


Figura 8. Exemples de pantalles de l'App utilitzada en l'Estudi 2B. a) dades d'accelerometria per obtenir l'interval R-R; b) ítem del factor de Fatiga del POMS; c) *Total Quality Recovery perceived scale*; d) ítem de l'escala *Total Quality Recovery action*.

Abans d'iniciar el període de recollida de dades es va organitzar una sessió presencial amb els jugadors amb finalitats educatives i informatives, amb

l'objectiu d'explicar el funcionament de l'App, les característiques dels qüestionaris i la manera de fer el registre de HRV mitjançant l'acceleròmetre del *smartphone*. Les condicions d'avaluació que es van establir van ser: realitzar una avaluació completa (qüestionaris i registre de HRV) a primera hora del matí i a casa seva, després de llevar-se i abans d'esmorzar i entrenar. El registre de HRV, va ser de 5 minuts, en repòs, en posició supina i amb un patró de respiració lliure. En la Figura 9 es pot veure un esquema global de funcionament del sistema. En total, es van realitzar més de 300 avaluacions de les quals 196 són les analitzades en aquesta tesi, més concretament, en l'Estudi 2B.

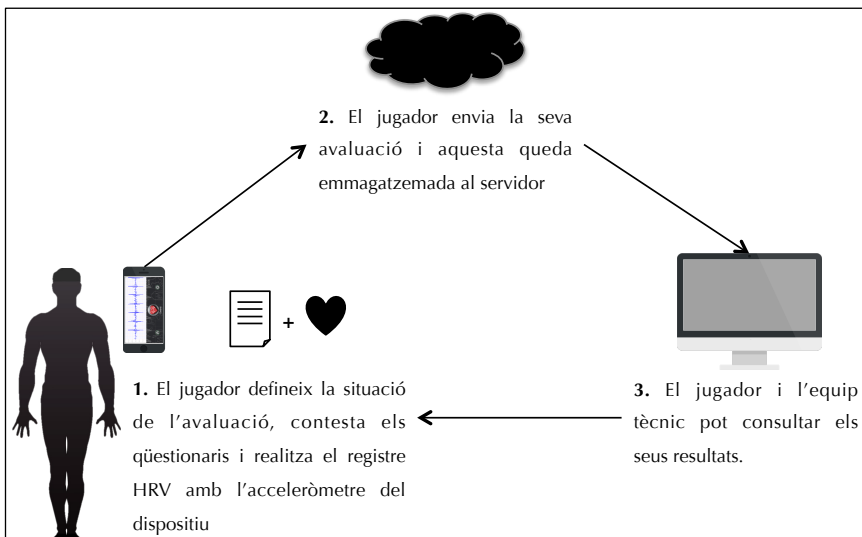


Figura 9. Esquema global de funcionament del sistema de recollida de dades seguint una metodologia EMA en l'Estudi 2B.

En l'Estudi 2C es van realitzar dos registres de HRV consecutius amb el total de la mostra (n=101). Els estudiants (n=89) van ser avaluats al Laboratori de Psicologia de l'Esport (UAB) i els esportistes (n=12) al seu propi lloc d'entrenament. La mostra d'estudiants es va dividir en No Actius (n=54) i Actius (n=36), d'acord amb el

model dels estadis de canvi de Prochaska, DiClemente, i Norcross (1992). Els registres de tots els grups van fer-se en una sala semi-fosca i en posició supina. Es van fer dos registres consecutius amb cada participant, de 5 minuts de duració cadascun i amb patrons de respiració diferents; el primer, amb respiració espontània o lliure, i el segon amb respiració pautaada a 12 respiracions per minut. Per tal de mantenir i guiar la respiració a la freqüència indicada es va utilitzar un metrònom auditiu. En la mostra d'esportistes, en finalitzar els dos registres els participants van contestar el qüestionari RESTQ-Sport.

3.2.4. Anàlisi estadística

En aquesta segona part s'han aplicat les següents proves estadístiques per tal d'analitzar la relació entre els paràmetres quantitatius i les diferències entre els grups: anàlisi de la variància (ONEWAY), correlació no-paramètrica d'Spearman, comparació de mitjanes per a mostres aparellades (T-test), coeficient de correlació de Pearson, i regressió lineal. En l'apartat metodològic de cada publicació o manuscrit es descriuen amb detall totes les proves estadístiques. El nivell de significació estadística considerat ha estat $p < 0.05$. Es va utilitzar el paquet estadístic SPSS (v 18 per a Windows i v 21 per a Mac OS X).

4. RESULTATS

En aquest apartat es presenta un resum dels resultats obtinguts en cada un dels estudis que formen la tesi, juntament amb les publicacions derivades de cada estudi. Els articles científics corresponents als Estudis 1A, 1B, 1C, i 2A estan publicats, i l'article corresponent a l'Estudi 2B està acceptat per a publicació, en el moment d'escriure aquestes línies. L'Estudi 2C encara no s'ha sotmès a revisió i se n'adjunta el manuscrit.

4.1. Estudi 1A. Anàlisi de la HRV utilitzant el senyal de seismocardiografia (SCG)

En l'Estudi 1A volíem analitzar la utilitat de la SCG per a l'anàlisi de la HRV amb dos sistemes diferents: un acceleròmetre triaxial (Grup 1) i l'acceleròmetre intern dels dispositius *iPhone 4* (Grup 2). En el Grup 1, els resultats obtinguts amb un acceleròmetre triaxial *ADXL330* i l'ECG mostren una mitjana d'error entre les dues sèries R-R inferior a 3 ms (mil·lisegons), sent l'error absolut menor a un 1%. Les proves realitzades indiquen que la posició de l'acceleròmetre és important per a obtenir uns bons resultats. A nivell empíric, hem trobat que col·locació òptima del dispositiu és de forma plana horitzontal sobre la part central de l'estèrnium, en la zona pectoral. En el Grup 2, els resultats obtinguts amb l'acceleròmetre d'un *iPhone 4* i l'ECG de l'Omega Wave Ssystem (OWS) mostren diferències més grans entre les dues sèries R-R que les obtingudes per al Grup 1. En el Grup 2, les correlacions entre els paràmetres obtinguts amb l'*iPhone 4* i l'OWS són significatives en tots els paràmetres ($p < 0.05$), mostrant-se la correlació dels paràmetres temporals més significativa que la dels freqüencials ($p < 0.005$).

Publicació de l'Estudi 1A:

Ramos-Castro, J., Moreno, J., Miranda-Vidal, H., García-González, M.A., Fernández-Chimeno, M., Rodas, G., Capdevila, L. (2012). Heart rate Variability analysis using a seismocardiogram signal. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 5642-5645.

Heart Rate Variability analysis using a Seismocardiogram signal

J. Ramos-Castro, *Member, IEEE*, J. Moreno, H. Miranda-Vidal, M.A. García-González, Mireya Fernández-Chimeno, *Member, IEEE*, G. Rodas and Ll. Capdevila

Abstract— Seismocardiography is a simple and non invasive method of recording cardiac activity from the movements of the body caused by heart pumping. In this preliminary study we use a smartphone to record this acceleration and estimate the heart rate. We compare the heart rate variability parameters from the seismocardiogram and ECG reference signal. The results show a great similarity and are strongly influenced by the instability in the sampling frequency of the device. The differences between RR series are lower than 10 ms.

I. INTRODUCTION

The analysis of heart rate variability (HRV) has been established during the past few decades as a valuable non-invasive tool to assess the status of the cardiovascular autonomic function and it has been frequently used in the analysis of physiological signals in different clinical and functional conditions [1, 2]. In sports medicine, HRV has been considered useful both to assess the current physical state [3] and to identify anaerobic threshold in athletes [3]. In terms of time and frequency domain analysis, it has been proven useful for evaluating the adaptation of the autonomic nervous system to different loads of physical effort involved in both training and competition. Over recent years, there has been interest into using unobtrusive methods to monitoring heart rate without electrodes. The seismocardiogram (SCG) is the study of body vibrations induced by the heart beat. This term was popularized in the 90s by Salerno and Zanetti [4]. However, the recording of body movements associated with cardiac activity is much older [5]. The ballistocardiogram (BCG) records the movements of the body as an effect of the blood mass ejected by the heart with

This work was supported by MINECO project PSI2011-29807-C02-02 and Redes de Investigación del Instituto de Salud Carlos III (REDISNCOR , RD06/0003), Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER)

J. Ramos-Castro is with the Group of Biomedical and Electronic Instrumentation of the Department of Electronic Engineering of the Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona, 08034 Spain (phone: +34 93 401 67 63; Fax: +34 93 401 67 56 e-mail: jramos@eel.upc.edu).

J. Moreno is with the Laboratory of Sport Psychology, Universitat Autònoma de Barcelona, Bellaterra,

Ll. Capdevila is with the Laboratory of Sport Psychology, Universitat Autònoma de Barcelona, Bellaterra,

H. Miranda-Vidal is with the Group of Biomedical and Electronic Instrumentation of the Department of Electronic Engineering of the Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona, 08034 Spain

M. A. García-González is with the Group of Biomedical and Electronic Instrumentation of the Department of Electronic Engineering of the Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona, 08034 Spain

M. Fernández-Chimeno is with the Group of Biomedical and Electronic Instrumentation of the Department of Electronic Engineering of the Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona, 08034 Spain

G. Rodas is with F. C. Barcelona, Medical Services F. C. Barcelona, Spain.

each contraction. Usually the BCG is recorded in a supine position over a mobile platform that moves with each beat. The SCG usually records the sternal acceleration and has higher frequency content than BCG. Recently, the interest in SCG has been revitalized by the availability of low cost MEMS sensors and portable devices that include them (smartphones, PDA, etc.)

Some authors have proposed the SCG signal to study changes in the cardiovascular system [6,7,8]. To the authors knowledge the SCG has not been used to analyze HRV so far. Friedrich et al [9] have estimated the RR intervals from the ballistocardiogram and compared them with the ECG RR intervals.

Our goal is to compare the HRV indexes estimated from the SCG signal with the ones calculated using the RR series obtained from the ECG. The SCG will be acquired with a smartphone. There are multiple choices in the market. However, very few of them meet the required specifications (low noise and a sampling frequency in the order of 100 Hz). We have tested several of them and at the end the iPhone 4 and iPhone 4s (Apple Inc) were the only available to meet the requirements. The RMS noise of the accelerometer is $0.2 \cdot 10^{-3} \text{ m/s}^2$ approximately for each axis and the peak to peak amplitude of the SCG signal ranges from $1 \cdot 10^{-3} \text{ m/s}^2$ to $10 \cdot 10^{-3} \text{ m/s}^2$. The signal bandwidth is below 50 Hz in most cases due to the mechanical low pass filter due to the mass of the phone.

II. METHODS

We recorded the data in two groups of 6 subjects each. In all cases the subject was in supine position and the recording took 5 minutes. The first group was to compare the RR series from the SCG and ECG signals in the best conditions. We acquired simultaneously both of them with a sampling frequency of 1 kHz. The second group recordings were taken in the Futbol Club Barcelona premises with basket players from the junior team. In this case the RR was recorded with a commercial device and the SCG was recorded with an iPhone 4.

A. Data Acquisition

In the first group the ECG, chest acceleration and respiration were recorded. The ECG circuit is based on AD627 instrumentation amplifier and an isolation amplifier ISO124 to avoid electrical hazards. The total gain is approximately 2000. The signal is high pass filtered at 0.5 Hz with a first order filter and low pass filtered to 100 Hz with a second order Butterworth filter. The chest acceleration was measured with a triaxial accelerometer (ADX330, Analog Devices) with a low pass frequency of

100 Hz. The respiration was measured with an inductive band and a chest inductive interface from SleepSense. The respiratory signal is further amplified with a gain of 200 with an instrumentation amplifier. The three signals were acquired with a data acquisition board (DAQPad6016, National Instruments) with a range of $\pm 5V$ and 16bit resolution and sampling frequency of 1 kHz.

In the second group the ECG was recorded with a commercial system, Omega Wave Sport System (OWS; Eugene, OR) and the RR intervals, calculated by the system software, exported to a file. The chest acceleration was acquired simultaneously with the internal accelerometer of a smartphone (iPhone 4, Apple Inc). We developed an application that records the raw data to an internal file and sends it by e-mail after stopping the recording. The sampling frequency was programmed to 100 Hz, the maximum value the iOS APIs supports.

B. Signal Processing

In the first group the ECG signal was used to estimate the RR. The raw R peak locations were calculated with a Hamilton-Tompkins QRS detector [10]. After this, a cross-correlation procedure was used in order to improve the QRS complex locations by using the first QRS of each ECG as a template. Finally, the RR time series were obtained by digital differentiation of the R time series.

The z axis of the accelerometer data (normal component to the chest) was used to detect the heartbeat. The acceleration signal was filtered with 4th order Butterworth band pass filter with cutoff frequencies of 6 Hz and 25 Hz respectively. After filtering, the signal energy was estimated and compared with a threshold. The algorithm finds the maximum amplitude and position of the signal energy between two consecutive crossings with different slopes. With the position of the maximum the algorithm searches for a minimum in the acceleration signal that corresponds to the isovolumetric contraction, (Fig. 1).

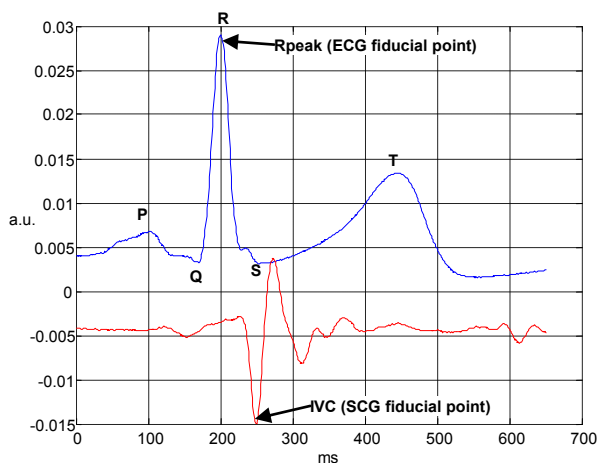


Figure 1. A cycle of ECG (top) and SCG (bottom) signals

In the second group the RR data was imported directly from the Omega Wave System. The accelerometer data recorded with the smartphone was resampled to 1 kHz with

cubic spline interpolation to increase the temporal resolution. The algorithm for the heartbeat detection was the same as in the first group.

After obtaining the RR series from the ECG and accelerometer, signal artifacts were identified and corrected automatically prior to analysis. In short, if the change from one R-R interval to the next exceeds the interquartile range of the differentiated R-R time series ten-fold then it is decided that an artifact is present. The artifact is then classified as a missing beat, extra beat or ectopic like beat. For an extra beat, the corrected R-R interval is obtained by adding as many consecutive R-R intervals to obtain a value close to the mean of the previous ten R-R intervals. A missing beat is split in as many R-R intervals with equal value as needed to be close to the mean of the previous ten R-R intervals. An ectopic like beat is substituted with two equal R-R intervals corresponding to the mean of the two R-R intervals involved in the ectopic like beat (Fig. 2).

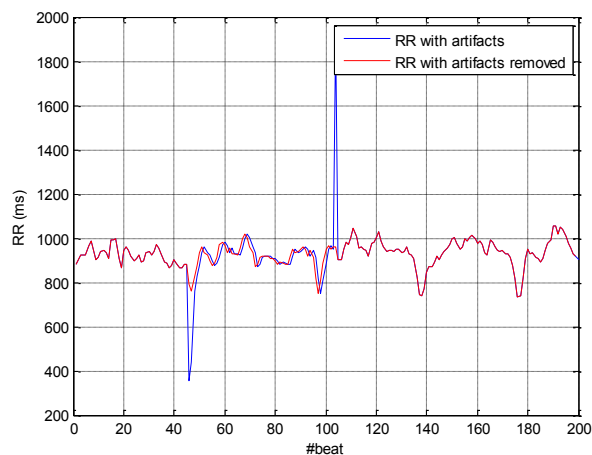


Figure 2. RR artifact removal

The RR intervals from the accelerometer and OWS were synchronized for further analysis using temporal “event” markers. Then fine alignment of the series was carried out using the cross-correlation function between both series and visual inspection.

C. HRV Time and Frequency Domain Analysis

Time domain analysis was done in accordance with the current recommendations [11]. The mean NN interval, the standard deviation of all NN intervals (SDNN) and the root mean square of differences (RMSSD) of successive NN intervals were calculated. For frequency domain analysis, all RR series were re-sampled at 3 Hz using a cubic spline prior to the HRV analysis. The power spectrum of the re-sampled time series was estimated using the Fast Fourier Transform after removing the mean of the time series and multiplying the time series by a Hann window. The power of the very low frequency band (PVLf) was estimated by integrating the power spectrum for frequencies lower than 0.04 Hz. Accordingly, the power of the low frequency band (PLF) was computed in the band 0.04 – 0.15 Hz and the power of the high frequency band (PHF) was computed in the band

0.15 – 0.4 Hz. Moreover, the LF/HF was computed as the ratio PLF / PHF. The calculation of these indices is consistent with the recommendations of the Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology [11].

III. RESULTS

In the first group the RR series from the ECG and SCG signals were compared for each subject. The mean RMS error between both RR series was lower than 3 ms and was comparable to results achieved in previous works when comparing two commercial devices based on the ECG [12]. The position of the accelerometer was important to get good results. We found empirically that sternum is the best place. Fig. 3 shows the comparison between the ECG and SCG RR series. The lower trace is the difference in the estimated RR intervals. It shows an absolute error lower than 1% of the mean RR value.

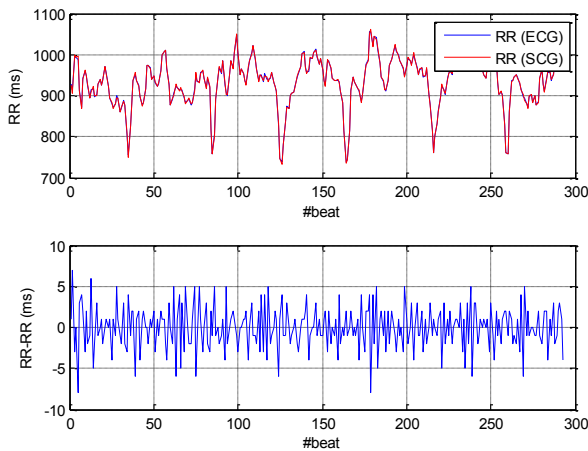


Figure 3. RR series obtained from the ECG and SCG signals in the same subject (top trace), Difference between both series (bottom trace)

The second step was to compare the OWS RR series and the RR series from the accelerometer recorded with the smartphone. Fig. 4 shows an example of the good agreement between both signals. However, the differences between both series are higher (bottom trace). The RMS error for the best case was 5.1 ms. The origin of this discrepancy with the previous group is mainly due to the uncertainty in the timing of the sampling frequency of the accelerometer data in the smartphone. The sampling period is controlled in the phone operating system by events, it is not a real time system. The number of samples in a second was fluctuating between 98 and 100.

The HRV parameters were calculated for both series in the second group and the mean and standard deviation was calculated for each parameter and in each case (ECG and SCG, Table I). The discrepancies are lower for temporal parameters. The frequency domain indexes are more sensitive to the noise introduced by the jitter in the sampling frequency. The PLF and PHF have the lower correlation and statistical significance (Table II).

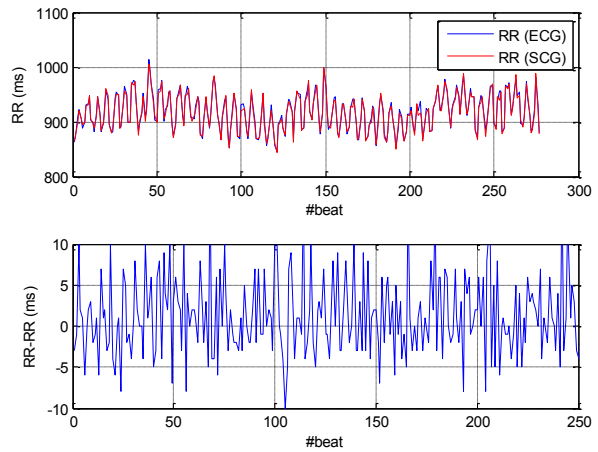


Figure 4. RR series from ECG and SCG recorded with the OWS and iPhone respectively (top trace). Difference between both series (bottom trace)

TABLE I. MEAN AND STANDARD DEVIATION FOR THE HRV TIME AND FREQUENCY INDEXES, FOR THE SECOND GROUP

	OWS	"Phone"
#\$%&'(' %!	&' \$)! *(!	&' \$)! *(!
, , &' \$)!- &' *!.!	//0123! /4525!	/05620! /4/27!
89: : !- &' *!.!	/0527! 402; !	/; 627! <124!
, =889!- &' *!.!	/7/26! 6027!	/442<! 352/!
#))40!-> .!	452<! ; 123!	4525! ; 725!
#?@A!- &' *!.!	/<<472!/ /77026!	/5; 021! /17421!
#@A!- &' *!.!	/4/42<! //<026!	; / /627! ; 0/321!
#BA!- &' *!.!	6; //2<! 43002/!	3</427! <; /625!
@ACBA!!	02; ! 02/!	02; ! 02/!
9D%(f)- *!.!	; 452<! /123!	; 432/! /<24!

TABLE II. PEARSON'S CORRELATION COEFFICIENT FOR HRV PARAMETERS FORM OWS AND IPHONE RR SERIES TABLE TYPE STYLES.

HRV param.	r
RRmean	.999***
SDNN	.972***
RMSSD	.929**
Pnn50	.994***
PVLF	.987***
PLF	.782*
PHF	.976***
LF/HF	.684

*** p<.001 ** p<.005 * p<.05

IV. CONCLUSION

In this paper we have presented the feasibility to obtain a good estimation of the common HRV parameters from a SCG signal. The time indexes are more robust to errors produced by a misdetection or timing uncertainty.

There are already mobile phones (such as EPI Life) on the market that measure actual ECG for further analysis. However, the opportunity to record a SCG signal with a conventional smartphone and process the data inside the device broadens the scope of future medical applications. The subject has to remain motionless to reduce the artifacts in the SCG signal. We are working in the development of more robust detectors and signal quality estimators. Another limitation with some smartphones is the noise in the acceleration sensor. The improvements in the MEMS technology will solve it.

The increasing computing power in the smartphones on the market will allow implementing the entire signal processing inside the device in a near future.

REFERENCES

- [1] N. Montano, A. Porta, C. Cogliati, G. Costantino, E. Tobaldini, K.R. Casali, F. Iellamo "Heart rate variability explored in the frequency domain: A tool to investigate the link between heart and behavior" *Neurosci Biobehav Rev.*; 33(2):71-80. 2009
- [2] J. Pumplra, K. Howorka, D. Groves, M. Chester, J. Nolan. "Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications." *Int J Cardiol.*; 84(1):1-14. 2002
- [3] Buchheit M, Gindre C. "Cardiac parasympathetic regulation: respective associations with cardiorespiratory fitness and training load." *Am J Physiol Heart Circ Physiol*; 291 : 451 – 458, 2006
- [4] J.M. Zanetti, D.M. Salerno, "Seismocardiography: a technique for recording precordial acceleration" *Computer-Based Medical Systems, 1991. Proceedings of the Fourth Annual IEEE Symposium*, pp. 4 – 9, 1991
- [5] I. Starr and F.C Wood, "Twenty-Year Studies with the Ballistocardiograph: The Relation between the Amplitude of the First Record of "Healthy" Adults and Eventual Mortality and Morbidity from Heart Disease," *Circulation*, vol. 23, no. May, pp 714-732, 1961
- [6] B. Ngai, K. Tavakolian, A. Akhbardeh, A.P. Blaber, B. Kaminska, A. Noordergraaf. "Comparative analysis of seismocardiogram waves with the ultra-low frequency ballistocardiogram." *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2009;2009:2851-4.
- [7] P. Castiglioni, P. Meriggi, F. Rizzo, E. Vaini, A. Faini, G. Parati, G. Merati, M. Di Rienzo "Cardiac sounds from a wearable device for sternal seismocardiography" *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2011;2011:4283-6.
- [8] C. Bruser, K. Stadhanner, A. Brauers, S. Leonhardt, "Applying machine learning to detect individual heart beats in ballistocardiograms." *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2010;2010:1926-9.
- [9] D. Friedrich, X.L. Aubert, H. Fuhr, A. Brauers. "Heart rate estimation on a beat-to-beat basis via ballistocardiography - a hybrid approach." *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2010;2010:4048-51.
- [10] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins, "Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 33, pp. 1157–1165, 1986
- [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*; 93 : 1043 – 1065, 1996
- [12] E. Parrado, M.A. García, J. Ramos, J.C Cervantes, G. Rodas, L. Capdevila. "Comparison of Omega Wave System and Polar S810i to detect R-R intervals at rest." *Int J Sports Med.* May;31(5):336-41, 2010

4.2. Estudi 1B. Marcadors de salut i esport basats en HRV utilitzant el vídeo de la cara

En l'Estudi 1B volíem analitzar la utilitat de la fotopletismografia (PPG) sense contacte basada en el registre de vídeo facial per a l'anàlisi de la HRV en repòs. Els resultats mostren unes correlacions significatives en tots els paràmetres de l'anàlisi HRV obtinguts amb els dos sistemes, una banda toràcica *Polar* (que permet enregistrar directament els intervals RR) y un sistema PPG a partir del vídeo facial (que permet calcular indirectament els intervals RR) ($p < 0.05$). Recordem que aquest vídeo facial està enregistrarat i analitzat segons un sistema RGB, de descomposició del senyal en tres canals (R "red", G "green" i B "blue"). Tot i que l'interval R-R s'observa en els 3 canals RGB, el canal G és el que mostra més amplitud del senyal, sent el més idoni per a la detecció dels intervals R-R i l'anàlisi de la HRV. L'anàlisi individual del casos ha permès detectar que els moviments del cap durant el registre provoquen artefactes derivats del canvi en la llum sobre la cara, i afecten negativament a la qualitat de les dades. En aquest sentit, 3 casos han estat exclosos de l'anàlisi per l'elevat nombre d'errors. En els casos que el registre ha estat satisfactori s'ha pogut determinar que hi ha zones de la cara més sensibles que altres. El front, les galtes i la boca presenten més senyal cardíac que altres parts com el nas i els ulls.

Publicació de l'Estudi 1B:

Capdevila, L., Moreno, J., Movellan, J., Parrado, E., Ramos-Castro, J. (2012). HRV based health&sport markers using video from the face. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 5646-5649.

HRV based Health&Sport Markers Using Video from the Face*

Lluís Capdevila, Jordi Moreno, Javier Movellan, Eva Parrado and Juan Ramos-Castro

Abstract— Heart Rate Variability (HRV) is an indicator of health status in the general population and of adaptation to stress in athletes. In this paper we compare the performance of two systems to measure HRV: (1) A commercial system based on recording the physiological cardiac signal with (2) A computer vision system that uses a standard video images of the face to estimate RR from changes in skin color of the face. We show that the computer vision system performs surprisingly well. It estimates individual RR intervals in a non-invasive manner and with error levels comparable to those achieved by the physiological based system.

I. INTRODUCTION

The analysis of heart rate variability (HRV) is gaining interest recently because of the fact that it provides information about the activity of the autonomous nervous system and because of its potential to help diagnose and monitor cardiovascular disorders. HRV is defined as the change in the duration of time intervals between consecutive heartbeats [1]. Although this is not a recent discovery, the continuous advances in computer and electronic technology have allowed for reliable, and inexpensive ways to register HRV thus making it potentially useful in field situations. HRV is emerging as an excellent indicator of health status, which brings together the advantages of being objective, reliable, and very easy to obtain [2]. For the general population HRV has been shown to be a useful indicator of general health, fitness level, and psychological stress level [3, 4, 5]. In all cases health level, wellness, and optimal adaptation to physical activity correlate with high HRV, while disorders, non-adaptation to stress (physical or psychological), excessive physical burden, overtraining or poor fitness are associated with low HRV [6].

In recent years wearable health monitoring devices have attracted increasing interest, both in research and industry. The ability to continuously monitor physiological signals in daily life conditions is of particular importance. Thus, these devices need to be non-intrusive, easy to use, comfortable to

wear, efficient in power consumption, and privacy compliant. Recently several papers have appeared in the literature that suggesting that standard video cameras can be used unobtrusively to measure heart rate. The variations in the face of the patients due to photoplethysmographic and color changes can produce small fluctuations in the RGB components of the video signal [7, 8, 9, 10]. However, it is unclear whether video images of the face provide enough resolution to reliably measure HRV. Several obstacles arise: (1) The ambient light can interfere with the recorded signals. Fluorescent lamps for example, create an interference at a frequency of 100 Hz (Europe) that create important aliasing artifacts in the video signal. (2) Face motion due to rigid rotation and translation of the face, or non-rigid changes of facial expression, can generate noise that overwhelms the changes in skin color due to cardiovascular activity. (3) The frame rate in the standard cameras is quite small (between 15 Hz to 30 Hz) thus reducing the temporal resolution for estimating RR intervals. In this document we propose a video based system to estimate RR intervals, and HRV parameters. We compare the performance of the system to that of a popular commercial system based on recording the physiological cardiac signal through a chest band with electrodes. Our focus is on methods to solve the aforementioned low sampling frequency of typical video cameras. We show that the proposed computer vision system can achieve levels of performance in the estimation of RR intervals and HRV parameters comparable to that of the physiological based systems.

II. PROCEDURE

A. Sample

The initial sample was 8 men and 3 women (age between 18 and 50 years old). Participants must not take any kind of medication and did not show abnormal blood pressure or electrocardiographic patterns. All participants were volunteers and provided informed consent. The final sample consisted of 5 men and 3 women (age: 34.2 ± 11.1 yr). The data from three men was rejected because they moved too much during the video recording.

B. Instruments

The face of the subjects was recorded for 5 minutes with a compact camera (Canon Ixus 80is) with a resolution of 640x480 in AVI format. Simultaneously an inductive band (SleepSense, S.L.P. Ltd.) and a Polar chest band (T61, Polar Electro Oy) were strapped around the chest of the subject to record respiratory and RR signals. The respiratory signal from the inductive band was amplified and acquired with A/D USB card (National Instruments, NI USB-6008). The RR signal from the Polar band was acquired with an OEM

*Research supported by grants PSI2008-06417-C03/PSIC and PSI2011-29807-C02/PSIC from Spanish Government.

L. Capdevila is with the Laboratory of Sport Psychology, Universitat Autònoma de Barcelona (UAB), Bellaterra (Barcelona), 08193 Spain (corresponding author; phone: +34-93-5812501; fax: +34-93-5813329; e-mail: lluis.capdevila@uab.es).

J. Moreno and E. Parrado are with the Laboratory of Sport Psychology, Universitat Autònoma de Barcelona (UAB), Bellaterra (Barcelona), 08193 Spain (e-mail: jordi.moreno.master@gmail.com and Eva.Parrado@uab.es).

J. Movellan is with the Machine Perception Laboratory, University of California, San Diego (UCSD), San Diego, CA, USA; (email: movellan@mplab.ucsd.edu).

J. Ramos-Castro is with the Electronic Engineering Department, Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona, Spain; (email: juan.jose.ramos@upc.edu).

receiver from Polar (RE07S_ILNI_C) and the RR interval pulses measured with a 8 bit microcontroller (PIC18F1333, Arizona Microchip) and transferred via USB to a PC. A custom made software developed in LabView was used to acquire and synchronize both signals and to record to a text file. The video files, RR and respiratory signals were analyzed with MATLAB.

C. Procedure

Each participant wore the two elastic chest bands placed below the chest muscles. Participants had to do a HRV-5min Test at rest in a sitting position (in a isolated and quiet room with controlled illumination). During the test period the participants were asked to sat down and relax on a comfortable armchair, eyes closed. They were asked to avoid making head or body movements and to synchronize their breathing to an electronic metronome that operated at 12 cycles/min. A video of the complete face was recorded during all the HRV-5min test and was saved in a non-compressed RGB format. The illumination conditions were all the times the same, with a 15 w light (Sylvania, coolwhite 840) maintained at one meter to the participant face.

III. HRV ANALYSIS

The R-R intervals, i.e., the time between the R peaks of consecutive QRS complexes was recorded by the Labview software, and automatically checked for artifacts. Occasional ectopic beats were identified and replaced with interpolated R-R intervals. HRV analysis was performed by the Matlab software for the two RR signals (video and Polar) on the 5 min controlled breathing in the sitting position. The mean of R-R intervals, the standard deviation of normal R-R intervals (SDNN), the percentage of successive R-R differences greater than 50 ms (pNN50), and the root-mean-square difference of successive normal R-R intervals (RMSSD) were calculated for the 5-min period. Power frequency analysis of the 5-min recordings was performed sequentially with a fast Fourier transform based on a non parametric algorithm with a Welch window after the ectopic-free data is detrended and resampled at 4 Hz with a cubic spline interpolation [11]. The power densities in the VLF band (0.00-0.04Hz), the LF band (0.04-0.15Hz) and the HF band (0.15-0.40 Hz) were calculated from each 5-min spectrum by integrating the spectral power density in the respective frequency bands. The different HRV indexes, SDNN, RMSSD, pNN50, LF, HF, and VLF were calculated and saved with the participant codes.

IV. COMPUTER VISION ANALYSIS

A. RGB decomposition from AVI file

The analysis of the video signal was done in two steps:

(1) The face of the subject was segmented manually adjusting a rectangle to cover the maximum area of the face. While this part of the process was done manually, it could be easily automated using current computer vision based face detection algorithms [12]. For each frame the average of the R, G and B pixels of the segmented face area was calculated. Three temporal signals with a sampling rate equal to the

frame rate are obtained. The cardiac signal is present in the three signals, but the G component had the highest amplitude. Thus, it was used to obtain the cardiac information. The G channel signal was bandpass filtered between 0.4 Hz to 10 Hz with a Butterworth second order filter to remove low frequency components (respiration and movements) and high frequency components (ambient light flickering, electronic noise in the optical sensor) (Figure 1).

(2) In order to improve the signal noise ratio only the pixels in the original video that had a high correlation coefficient with the previous G filtered signal were averaged. To accomplish this, each frame was divided in blocks of 20x20 pixels and the G component was averaged for each block. The 32x24 signals obtained from each frame were crosscorrelated with the previous G filtered signal. Only the signals blocks that had a correlation coefficient higher than specific value are averaged (for example 0.7). Figure 2 shows an image of the correlation coefficient for each block. As can be seen some parts of the face (front, cheeks and mouth) had more heart beat signal than others (nose, eyes).

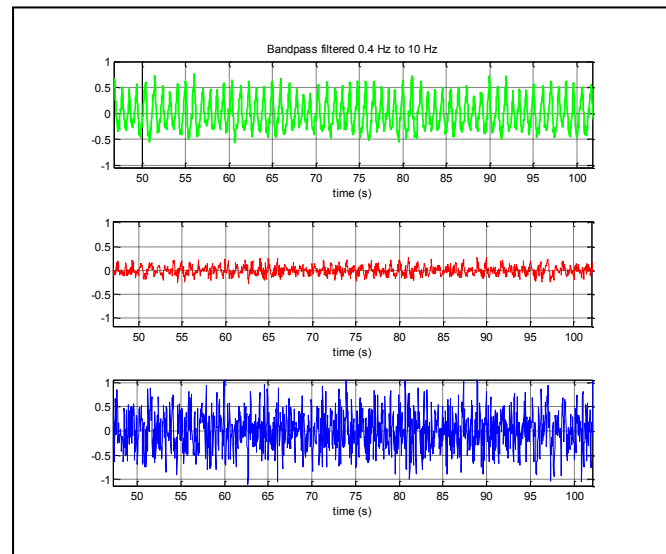


Figure 1. G,R and B signal components of face video (50 sec), with mean removed and bandpass filtered (0.4 Hz to 10 Hz). We can clearly observe the RR peaks in the green channel.

B. Filter of artifacts and RR calculation

The G component obtained from the blocks with higher correlation was used to obtain the RR signal. The signal was first resampled from 30 Hz to 1 kHz to improve the temporal resolution. Then, the signal was bandpass filtered between 1 Hz to 3 Hz with a second order Butterworth filter and compared with a threshold 0.8 times the its standard deviation. The local maxima in the resulting signal were used as estimates of the beat position. The RR series was obtained by differentiation of the beat positions.

C. Synchronization of the two RR sources

The RR signal from the video signal is aligned automatically with the RR signal from the Polar band in order to be compared (Figure 3).

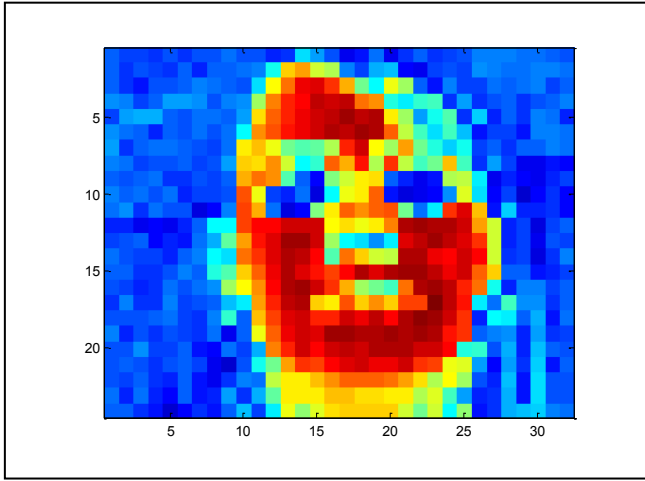


Figure 2. Correlation coefficient for each image block with the reference signal for a 5min video-face. The dark red parts (front, cheeks and chin) have more cardiac component than others (nose, eyes).

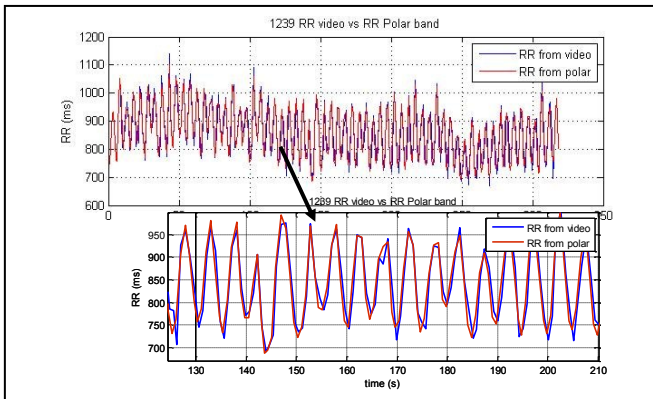


Figure 3. Synchronization of the video and RR signals for a single case (full record and 80 s zoom). We can observe the respiratory sinus arrhythmia (RSA) produced by the forced breathing at 0.2 Hz (12 peaks every 60 sec).

V. RR INTERVAL COMPARISON: VIDEO VS POLAR

Figure 4 shows the correlation between the RR estimates from the Polar system and from video for a representative case, and Figure 5 shows Bland-Altman plots for RR intervals for the same single case. Figures 4 and 5 represent the accuracy of cardiac beat detection for a specific subject. All participants showed similar results. Table 1 and Figure 6 show good correlations for the HRV parameters between video and Polar systems (calculated from the respective RR curves) for the entire group.

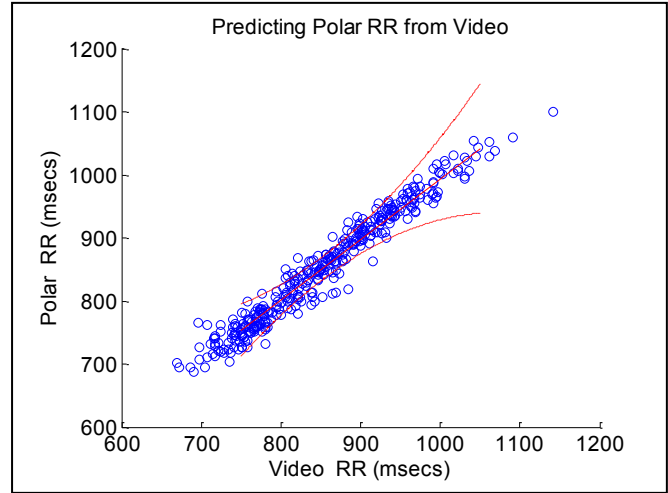


Figure 4. Correlation of the RR intervals from video and Polar (single subject).

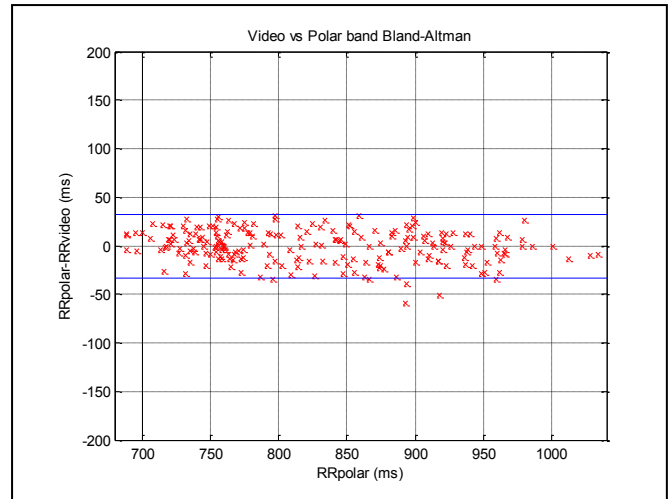


Figure 5. Bland-Altman plot demonstrating the agreement between RR intervals from video and Polar (single subject). The lines represent the mean and 95% limits of agreement. X axis represents RR average by video and Polar. Y axis represents RR difference between Polar and video.

TABLE I. HRV CORRELATIONS BETWEEN VIDEO AND POLAR PARAMETERS (N=8).

HRV Parameter ^a	r (Pearson) ^b
RRmean	0.999**
SDNN	0.953**
RMSSD	0.754*
Pnn50	0.798*
VLF	0.996**
LF	0.995**
HF	0.996**

a. See part III for parameter definitions

b. ** p<.01 * p<.05

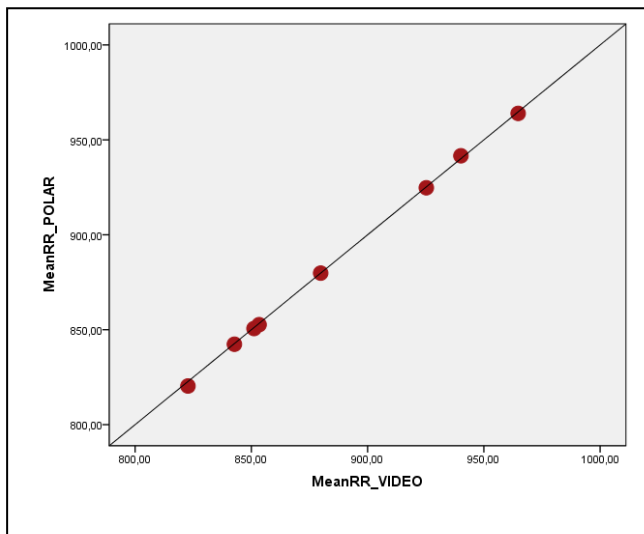


Figure 6. Correlation of the RR mean between video and Polar for the final sample (n=8).

VI. CONCLUSION

This work demonstrates the feasibility of using standard video signal of the face to record RR intervals. The proposed approach can provide HRV parameter estimates with accuracy comparable to that of current commercial systems based on. One of the most important aspects needed to achieve reliable estimates of RR interval from video was an active selection of the most informative pixels. Here we showed that a simple auto-correlation scheme could be used for this purpose, with very good results. Our work suggests that HRV analysis could indeed be performed via video. The advantage of such an approach is that current video cameras are inexpensive, unobtrusive (do not require cables attached to the body) and available in a wide range of daily life artifacts, from laptops, to telephones. Video based HRV analysis could be relevant in applications that require ambulatory monitoring of cardio-respiratory health or stress induced by effort (high performance sports). The standard HRV test is performed at resting, even in sports evaluations. One of the difficulties we encountered was the need to detect and compensate for face movements in people that could not maintain their face still. For example, the three men who were rejected in our study showed too much movement during the video recording and presented lower RR correlation with Polar system. Current face detection and tracking algorithms could be used to this effect. We must emphasise the importance of obtaining a good RR synchronization between the Video and Polar signals in order to be compared, and suggest the improvement of automatic alignment algorithms.

ACKNOWLEDGMENT

The aim of this study has been achieved through collaboration with the Machine Perception Laboratory (UCSD, San Diego, USA).

REFERENCES

- [1] 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 Heart Journal*, vol. 17, pp. 354-381, 1996.
- [2] U. R. Acharya, K. P. Joseph, N. Kannathal, C. M. Lim & J. S. Suri. "Heart rate variability: a review." *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 44, pp. 1031-51. 2006.
- [3] L. Amanda, T. Wheat Kevin & Larkin. "Biofeedback of Heart Rate Variability and Related Physiology: A Critical Review." *Appl Psychophysiol Biofeedback*, vol. 35, pp. 229-242. 2010.
- [4] R. Reiner. "Integrating a portable biofeedback device into clinical practice for patients with anxiety disorders: results of a pilot study." *Appl. Psychophysiol. Biofeedback*, vol 33, pp. 55-61. 2008.
- [5] E. G. Vaschillo, M. E. Bates, B. Vaschillo, P. Lehrer, T. Udo, E. Y. Mun & S. Ray. "Heart rate variability response to alcohol, placebo, and emotional picture cue challenges: effects of 0.1 Hz stimulation." *Psychophysiology*, vol 45, pp. 847-858. 2008.
- [6] A. J. Hautala, A. M. Kiviniemi & M. P. Tulppo. "Individual responses to aerobic exercise: The role of the autonomic nervous system." *Neuroscience and Biobehavioral*, vol 33, pp. 107-115. 2010.
- [7] W. Verkruyse, L.O. Svaasand and J.S.Nelson. "Remote plethysmographic imaging using ambient light." *Optics Express*, vol. 16, no. 26, pp. 1-12, 2008.
- [8] M.Z. Poh, D.J. McDuff and R.W Picard. "Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation." *Optics Express*, vol. 18, pp. 10762-10774, 2010.
- [9] M.Z. Poh, D.J. McDuff and R.W Picard. "Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 1, pp. 7-11, 2011.
- [10] G. Cennini, J. Arguel, K. Akşit, A. and van Leest. "Heart rate monitoring via remote photoplethysmography with motion artifacts reduction." *Opt Express*, vol. 18, no. 5, pp. 4867-4875, Mar. 2010.
- [11] E. Parrado, M. A. García, J. Ramos, J. C. Cervantes, G. Rodas & L. Capdevila. "Comparison of Omega Wave System and Polar S810i to detect R-R intervals at rest." *International Journal of Sports Medicine*, vol. 31, no. 5, pp. 336-341. 2010.
- [12] M. Eckhardt, I. Fasel and J. Movellan. "Towards Practical Facial Feature Detection." *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, vol. 23, no. 3, pp. 379-400, 2009.

4.3. Estudi 1C. Fotopletismografia (PPG) basada en el registre del vídeo de la cara per detectar la HRV en repòs

En l'Estudi 1C volíem ampliar els resultats obtinguts en l'Estudi 1B, afegint un segon grup (Grup *supine position*) amb unes condicions de registre similars a les presentades en l'Estudi 1B, però variant la posició corporal que en aquest grup és posició supina en comparació a la posició asseguda del primer grup. En el Grup *supine position* no s'observen diferències significatives entre els dos sistemes de registre, banda Polar i PPG, respecte als paràmetres obtinguts en l'anàlisi HRV, excepte en SDNN ($p < 0.05$), RMSSD ($p < 0.001$), pNN50 ($p < 0.05$) i SD1 ($p < 0.001$). Tots els paràmetres mostren una magnitud de l'efecte petita, excepte en els 4 esmentats anteriorment que mostren una magnitud de l'efecte moderada. Per altra banda, en el Grup *sitting position* s'observen diferències significatives en la majoria de paràmetres, excepte en VLF, LF, LF/HF, LFn, i RSA. En aquest grup, la majoria dels paràmetres mostren una magnitud de l'efecte moderada i només els paràmetres VLF i RSA mostren una magnitud de l'efecte petita. Els coeficients de correlació de concordança i l'anàlisi de la relació entre els intervals R-R registrats amb els dos sistemes (vídeo i *Polar*) per a cada una de les posicions indiquen que els resultats són acceptables en ambdues posicions però que s'obtenen resultats més satisfactoris en la posició supina.

De la mateixa manera que en l'Estudi 1B, utilitzant el sistema de vídeo RGB, s'ha vist que el canal G és el més idoni per a la detecció de l'interval R-R. Els moviments produïts durant el registre augmenten els artefactes i s'han exclòs 3 casos de l'anàlisi, tots ells del Grup *sitting position*. L'anàlisi individual dels casos confirma els resultats de l'Estudi 1B, mostrant que hi ha zones de la cara, com el front, les galtes i la boca que ofereixen millors resultats per a la detecció de l'interval R-R.

Publicació de l'Estudi 1C:

Moreno, J., Ramos-Castro, J., Movellan, J., Parrado, E., Rodas, G., Capdevila, L. (2015, publicació preliminar online). Facial video-based photoplethysmography to detect HRV at rest. *International Journal of Sports Medicine*.

Facial Video-Based Photoplethysmography to Detect HRV at Rest

Authors

J. Moreno^{1,4}, J. Ramos-Castro², J. Movellan³, E. Parrado¹, G. Rodas⁵, L. Capdevila^{1,4}

Affiliations

Affiliation addresses are listed at the end of the article

Key words

- photoplethysmography
- heart rate variability
- facial video signal
- cardio-respiratory fitness
- autonomic nervous system
- computer vision

Abstract

Our aim is to demonstrate the usefulness of photoplethysmography (PPG) for analyzing heart rate variability (HRV) using a standard 5-min test at rest with paced breathing, comparing the results with real RR intervals and testing supine and sitting positions. Simultaneous recordings of R-R intervals were conducted with a Polar system and a non-contact PPG, based on facial video recording on 20 individuals. Data analysis and editing were performed with individually designated software for each instrument. Agreement on HRV parameters was assessed with concordance correlations, effect size from ANOVA and

Bland and Altman plots. For supine position, differences between video and Polar systems showed a small effect size in most HRV parameters. For sitting position, these differences showed a moderate effect size in most HRV parameters. A new procedure, based on the pixels that contained more heart beat information, is proposed for improving the signal-to-noise ratio in the PPG video signal. Results were acceptable in both positions but better in the supine position. Our approach could be relevant for applications that require monitoring of stress or cardio-respiratory health, such as effort/recuperation states in sports.

Introduction

Heart rate variability (HRV) analysis is a valuable, simple and non-invasive method for analyzing the continuous changes in the sympathetic-parasympathetic balance of the autonomic nervous system (ANS). Fluctuations in the interval between consecutive heartbeats (the RR interval) can be interpreted as a sign of healthy cardiac function [8]. HRV has proven useful in clinical practice (for example, regarding cardiovascular disease, hypertension, diabetic autonomic dysfunction and psychological disorders) [1], and in sports science for assessing current physical state [7, 18, 19], as well as for identifying the anaerobic threshold in athletes [3, 11]. In recent years, there has been significant progress in the development of inexpensive technologies for measuring RR data in daily life conditions. In this context, several studies have proven the validity of different heart rate devices, which are chest strap-based such as Polar heart rate monitors, for detecting RR intervals in various conditions [22–16]. Some studies report an equivalent performance when compared to conventional ECGs [14, 21, 34], and

research groups often use the Polar system as a source of RR intervals, which are subsequently analyzed using separate software [26]. Other studies provide data suggesting that beat-to-beat (BB) intervals obtained using the photoplethysmographic (PPG) technique could replace the RR intervals obtained from an electrocardiogram (ECG) and be used for HRV analyses [9], although the PPG technique seems to be subject to vascular variability. According to Poh et al. (2010), the ability to monitor a patient's physiological signals by remote, non-contact methods is a tantalizing prospect that would enhance the delivery of primary healthcare. Among such non-contact methods, PPG is a low-cost, non-invasive optical technique which measures arterial pulsations in the microvascular tissue bed through variations in transmitted or reflected light [2]. When surrogates of RR intervals are calculated from pulse wave signals (consecutive pulse-to-pulse intervals, PP), HRV is called pulse rate variability (PRV) by some authors [29, 35]. PPG is the most commonly used technique for PRV studies. For example, some studies have analyzed PRV extracted from the PPG signal through a fingertip attach-

accepted after revision
November 04, 2014

Bibliography

DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0034-1398530>
Published online: 2015
Int J Sports Med
Georg Thieme
Verlag KG Stuttgart · New York
ISSN 0172-4622

Correspondence

Jordi Moreno

Laboratory of Sport Psychology
Universitat Autònoma de
Barcelona
Bellaterra
08193 Bellaterra
Spain
Tel.: +34/935/811 434
Fax: +34/935/811 434
jordi.moreno.sanchez@uab.cat

ment [25,28]. However, other studies recording PP intervals from PPG methods continue to use HRV when referring to both the RR and PP interval recording procedures [24]. We consider that the alternative use of HRV and PRV refers to the recording technique (RR or PP intervals, respectively), rather than to the subsequently performed calculations, which are always undertaken during the analysis of HRV parameters. Therefore, in our study, the whole procedure will be referred to as HRV, putting greater emphasis on the analytical system than on the recording of data. PPG using digital color video recordings of the human face have been shown to provide a valid and reliable method for assessing cardiac pulse and respiratory rates [23,32]. Advances in this non-contact technology present a great challenge in various fields such as telemedicine, home-based care, and other settings, including several sports conditions during training and competition. For example, Poh et al. [24] developed a method for automated computation of multiple physiological parameters (such as HR, RR and HRV), which represents one of the first demonstrations of a simple, low-cost method for non-contact HRV measurements. However, the video recording length was 1 min and therefore insufficient for drawing accurate conclusions about the HRV spectral parameters. It should be noted that, to extract comparable results, most research studies use recording periods of 5 min and force the breathing to 12 breaths per minute [22]. To the best of our knowledge, no studies have demonstrated the usefulness of this method for analyzing HRV using a standard 5-min test at rest with paced breathing, comparing the results with real RR intervals (not with the PP interval) and testing body positions other than sitting. Hence, the aim of the present study was to assess the practicability and the feasibility of a non-contact PPG method based on video recording of the human face for analyzing HRV, comparing the results for RR data and HRV parameters with those obtained simultaneously using a validated standard heart rate device. Data were obtained from a 5-min test at rest, pacing the breathing at 12 breaths/min in 2 conditions, the supine and sitting positions.

Method

Sample

Initially, the participants in the study were 23 Caucasian university students from 2 independent samples, each with different recording conditions, the supine position ($n=12$) and the sitting position ($n=11$). 3 participants, all from the sitting position group, were eliminated from the study due to artifacts in video recording (they moved too much during the video recording). Therefore, the final sample was composed of 20 participants: a) the supine position ($n=12$), with 2 women and 10 men (age: 25.75 ± 5.69 years); and b) the sitting position ($n=8$), with 3 women and 5 men (age: 25.62 ± 4.56 years). Participants did not take any kind of medication and did not show abnormal blood pressure or electrocardiographic patterns. All participants were volunteers and provided informed consent. The protocol was reviewed and approved by the local ethics committee and meets the Ethical Standards in Sport and Exercise Science Research [17].

Materials and procedure

The subjects' faces were recorded for 5 min using a compact camera (Canon Ixus 80is) with a resolution of 640×480 in AVI format. The camera was located at a distance of 80 cm from the face of the participant. It was attached to a special bar with an

adaptor that provides good stability, preventing movements that may affect recording. To control the effect of light on the video image, specific light conditions were established. The participant's face was only illuminated by a Sylvania Satin H7/H 230V 40W lamp located at the same distance as the camera. This lamp was chosen for its low amplitude fluctuations in illumination, which can create low-frequency components in the video signal. Simultaneously to the video recording, an inductive band (SleepSense, S.L.P. Ltd.) and a Polar chest strap (T61, Polar Electro Oy) were strapped around the chest of the subject to record the respiratory rate and the RR intervals. Special care was taken to guarantee a good electrical contact between the Polar chest strap electrodes and the skin chest of the participants to minimize noise and artifacts. The respiratory signal from the inductive band was amplified with a custom-made amplifier based on an INA116 (Analog Devices Inc.) and acquired with an A/D USB card (National Instruments, NI USB-6008). The RR signal from the Polar strap was acquired with an OEM receiver from the Polar chip (RE07S_ILNI_C), while the RR interval pulses were measured using a 16-bit timer from an 8-bit microcontroller (PIC18F1333, Arizona Microchip), with a clock frequency of 1 kHz (temporal resolution of 1 ms), and transferred via USB to a PC. Custom-made software developed in LabView was used to acquire and synchronize both signals (RR from Polar and the respiratory signal), as well as to record to a text file. The video files, RR intervals and respiratory rate signals were analyzed with MATLAB.

Data acquisition

Each participant wore the 2 elastic chest straps placed below the chest muscles for the recording of RR and breath data. Subsequently, participants had to undertake a 5 min HRV test at rest in an isolated and quiet room with controlled illumination. Participants lied on a stretcher (the supine group) or sat on a comfortable armchair (the sitting group) with eyes closed. They were asked to avoid making head or body movements and to synchronize their breathing to an electronic metronome (audio), operating at 12 cycles/min. A video of the full face was recorded during the 5-min HRV test and was saved in a non-compressed Red-Green-Blue (RGB) format. To ensure temporal synchronization, the RR intervals, respiratory rate and video recordings were started synchronously. Lighting conditions were kept constant throughout the recordings. The respiratory rate and RR intervals from the Polar strap were recorded using the Labview software.

HRV analysis

Prior to the HRV analysis, artifacts were identified and corrected with the Matlab software for the 2 RR signals (video and Polar). Hence, if the change from one RR interval to the next exceeded the interquartile range of the differentiated RR time series 10-fold, it was then considered that an artifact was present. The artifact was then classified as a missing beat (FN), extra beat or ectopic-like beat (FP). For a missing beat, the corrected RR interval was obtained by adding as many consecutive RR intervals as necessary to obtain a value close to the mean of the previous 10 RR intervals. An extra beat was split into as many RR intervals as necessary with an equal value, so as to be as close as possible to the mean of the previous ten RR intervals. An ectopic-like beat was substituted by 2 equal RR intervals, corresponding to the mean of the 2 RR intervals involved in the ectopic like beat. HRV analysis was performed using the Matlab software for the 2 RR signals, following the recommendations of the Task Force of the

European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology [31]. For time domain analysis, the mean of RR intervals, the standard deviation of normal RR intervals (SDNN), the percentage of successive RR differences greater than 50 ms (pNN50), and the root-mean-square difference of successive normal RR intervals (RMSSD) were calculated for the 5 min period. Power frequency analysis of the 5 min recordings was performed sequentially with a fast Fourier transform based on a non-parametric algorithm with a Welch window after the ectopic-free data is detrended and resampled at 4 Hz with a cubic spline interpolation [22]. The power densities in the VLF band (0.00–0.04 Hz), the LF band (0.04–0.15 Hz) and the HF band (0.15–0.40 Hz) were calculated from each 5 min spectrum by integrating the spectral power density in the respective frequency bands. The maximum of the RR spectrum around the respiratory frequency (0.2 Hz) was located to identify the Respiratory Sinus Arrhythmia (RSA) both in video and Polar recordings. These peak frequencies were compared with the peak frequency of the respiratory signal spectrum recorded with the inductive band.

Computer vision analysis

1. Red-Green-Blue (RGB) decomposition from an AVI file. The analysis of the video signal was undertaken in 2 steps:

(1) The face of the subject was segmented manually by adjusting a rectangle to cover the maximum area of the face. While this part of the process was carried out manually, it could be easily automated using current computer vision-based facial feature detection algorithms [13]. The color video was stored with RGB color information for each pixel. 3 temporal signals with a sampling rate equal to the frame rate (30 Hz) were obtained. Several studies are recording between 15 and 30 frames per second to obtain RR intervals at rest from G video channel [23, 32]. The temporal resolution when detecting the pulse (heart beat) in our signal was 33.3 ms. This resolution ensured that all the heart beats are recorded during the 5 min rest. The cardiac signal was present in the 3 signals, with the G component having the highest amplitude. The G component was therefore used to obtain the cardiac information. The G channel signal was band-pass filtered between 0.4 Hz to 10 Hz with a zero-phase forward and reverse digital Butterworth second order filter to remove both low-frequency (respiration and movements) and high-frequency components (ambient light flickering, electronic noise in the optical sensor) (◉ Fig. 1).

(2) To improve the signal-to-noise ratio (SNR), only those pixels in the original video that had a high correlation coefficient with the previous G filtered signal were averaged. To accomplish this, each frame was divided into blocks of 20×20 pixels, and the G component was averaged for each block. The 32×24 signals obtained from each frame were cross-correlated with the previous G-filtered signal. Only the signal blocks that had a correlation coefficient higher than the specific value were averaged (for example, 0.7). ◉ Fig. 2 shows an image of the correlation coefficient for each block for a single case, and it can be seen that some parts of the face (forehead, cheeks and mouth) had more heartbeat signals than other parts (nose, eyes).

2. Filtering of artifacts and RR calculation. HRV parameters (for example, LF and HF spectral components) are not calculated from the raw data of the G channel. These parameters are calculated from the RR series, which are calculated from the G

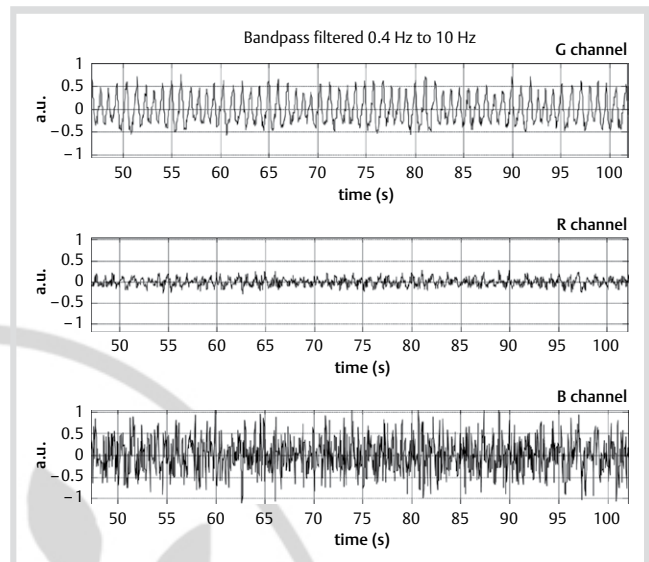


Fig. 1 G, R and B signal components of facial video (50 s), with mean removed and band-pass filtered (0.4 Hz to 10 Hz). The RR peaks in the green channel can be clearly seen.

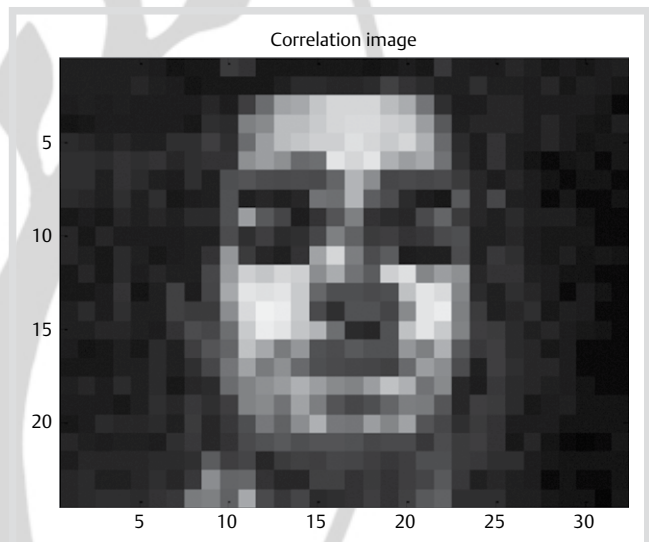


Fig. 2 Correlation coefficient for each image block with the reference 200 signal for a 5-min facial video. The white parts (forehead, cheeks and chin) have a greater cardiac component than other parts (nose, eyes).

channel. Thus, the G component obtained from the blocks with higher correlation was used to obtain the RR signal. In order to improve the temporal resolution on the detection of the beat position and have the same resolution as the Polar strap, the signal was resampled from 30 Hz to 1 kHz using a cubic spline, according to the method proposed by Daskalov and Chirstov [12]. Subsequently, the signal was band-pass filtered between 1 Hz to 3 Hz with a second-order Butterworth filter and compared with a threshold equal to 0.8 times its standard deviation. The local maxima in the resulting signal were used as estimates of the beat position. The RR series was obtained by differentiation of the beat positions.

3. Synchronization of the 2 RR sources. The RR signals from the video signal and the Polar strap were aligned automatically using the maximum of the cross-correlation between the 2 signals (◉ Fig. 3).

Statistical analysis

All statistical analyses were performed separately for the supine and sitting positions. Calculation of the HRV parameters and of the Bland-Altman plots was carried out with MATLAB. SPSS for Windows (v20, IBM) was used to perform standard statistical methods for comparing HRV indices. The concordance correlation coefficient was calculated using the web-based support of the National Institute of Water and Atmospheric Research (NIWA). A general linear model (GLM) was used to detect possible differences in HRV parameters between the Polar and video systems and to calculate the effect size (ES) accordingly. The difference was considered to be small when $ES \leq 0.2$, moderate when ES was around 0.5, and great when $ES > 0.8$ [10]. Means and standard deviations, bias and limits of agreement (LoA) for both systems were also calculated. Homogeneity of variance and

homoscedasticity were verified by Levene tests. The concordance correlation coefficient was used to evaluate reproducibility between the video and Polar systems [20]. The Bland-Altman plots of the corrected Polar and the video time series were obtained for the sitting and supine positions [4]. Finally, the concordance correlation coefficient was also used to assess the degree of relationship between the real breathing rate obtained with the inductive band, and the RSA obtained from the video and Polar systems.

Results

In total, 2 535 and 3 777 RR intervals were detected in the sitting and supine conditions, respectively. A total of 5 artifacts (2 FP and 3 FN) in the sitting condition and 42 artifacts (19 FP and 23 FN) in the supine condition were detected and corrected in the RR series from video recordings. No artifacts were present in the RR series from the Polar chest strap. **Table 1** shows there were no significant differences for the HRV parameters obtained from Polar and video systems in the supine position, except for SDNN, RMSSD, pNN50 and SD1. All parameters showed a small effect size (ES) except the 4 mentioned above, which only showed a moderate ES. However, for the sitting position, **Table 2** shows there were significant differences between the 2 systems regarding most HRV parameters obtained, except for LF, VLF, LF/HF, LFN and RSA. Most parameters showed a moderate ES, and only 2 parameters had a small ES (VLF and RSA). In addition to the data in the 2 tables, the real breathing rate obtained from the inductive chest strap was exactly 0.200 Hz (SD=0.0031) for the supine position, and 0.201 Hz (SD=0.0013) for the sitting position. These values were exactly the same parameters obtained from the Polar system for both positions. There were also no significant differences for the video system: 0.200 Hz (SD=0.0033; ES=0.017) for the supine position and 0.201 Hz (SD=0.0016; ES=0.125) for the sitting position. Most concordance correlation coefficients for the comparison between the HRV parameters for

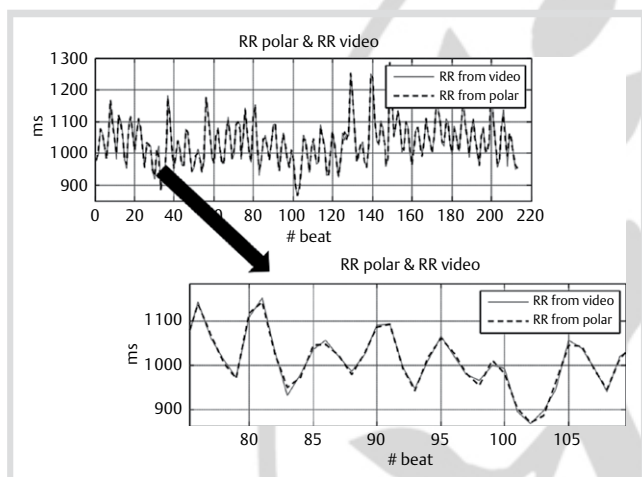


Fig. 3 Synchronization of the video and Polar signals for a single case (full recording and 35 s zoom). The figure shows the respiratory sinus arrhythmia (RSA) produced by the forced breathing at 0.2 Hz (12 peaks every 60 s).

Table 1 Heart rate variability parameters obtained from the Polar and video systems (means ± SD), correlation between Polar and video parameters, bias, magnitude of the bias, limit of agreement (LoA) and magnitude of the bias, for the supine position.

Parameter	Polar	Video	Correlation (pc) †	Bias	LoA		Magnitude of the bias	
					Inf.	Sup.	Effect size	Interpretation
RRmean (ms)	881.79 ± 199.48	881.47 ± 199.95	0.9999	-0.32	-1.77	1.14	0.021	small
SDNN (ms)	48.41 ± 19.14	52.51 ± 19.68 *	0.9544	4.12	1.51	6.72	0.524	moderate
RMSSD (ms)	41.43 ± 24.61	52.93 ± 22.88 * *	0.8398	11.5	6.59	16.41	0.707	moderate
pNN50	20.46 ± 22.03	29.13 ± 19.13 *	0.8635	8.66	4.38	12.95	0.643	moderate
VLF (m2)	596.57 ± 673.12	618.31 ± 706.97	0.9975	21.73	-5.27	48.73	0.222	small
LF (m2)	495.28 ± 615.11	502.77 ± 571.22	0.9849	7.49	-57.76	72.74	0.006	great
HF (m2)	1380.72 ± 1170.13	1453.98 ± 1108.28	0.9844	73.26	-44.86	191.38	0.145	small
LF/HF	0.45 ± 0.32	0.38 ± 0.28	0.8662	-0.07	-0.16	0.02	0.226	small
VLFn	28.09 ± 21.64	25.91 ± 17.83	0.9668	-2.18	-5.09	0.73	0.198	small
LFn	18.82 ± 11.36	18.29 ± 11.07	0.9752	-0.53	-2.08	1.01	0.050	small
HFn	53.09 ± 22.34	55.8 ± 18.12	0.9498	2.72	-1.06	6.49	0.185	small
SD1	29.3 ± 17.4	37.43 ± 16.18 * *	0.8398	8.13	4.66	11.6	0.707	moderate
SD2	61.34 ± 21.9	63.81 ± 23.22	0.9734	2.47	-0.42	5.35	0.244	small
RSA (breathing)	0.200 ± 0.003	0.200 ± 0.003	0.9115	0.0002	-0.0007	0.001	0.017	Small

Bias: Difference between Polar and video parameters; SDNN (ms), standard deviation of all RR intervals; RMSSD (ms), root mean square difference of successive normal RR intervals; pNN50, the percentage of successive RR differences greater than 50 ms; VLF (m2), very low frequency; LF (m2), low frequency; HF (m2), high frequency; LF/HF, LF/HF quotient; LFn, low frequency normalized; HFn, high frequency normalized; SD1 (ms) instantaneous beat-to-beat variability of the data; SD2 (ms) slow variability of heart rate; RSA, respiratory sinus arrhythmia

* p < 0.05; * * p < 0.001: levels of significance for comparison of the mean between the video and Polar systems

† Concordance correlation coefficient (pc). Strength-of-agreement: almost perfect pc > 0.99; substantial pc > 0.95-0.99; moderate pc = 0.90-0.95; poor pc < 0.90

the Polar and video systems were greater than 0.95 for the supine position. However, only 6 of the 14 coefficients were greater than 0.90 for the sitting position. The concordance correlation coefficient was 0.999 for the RR interval mean in both situations (Table 1,2). The real breathing rate showed a maximum correlation with the Polar system for the supine position ($\rho_c=0.912$). Fig. 4 shows the Bland-Altman plots for analyzing the relationship between the RR intervals recorded for the sitting and supine positions with the Polar and video systems. The bias in both cases was negligible (less than 0.45 ms). However, there was a small difference in the standard deviation of the differences between the sitting and supine positions (22.6ms vs. 20.0ms, respectively). The horizontal lines show the LoAs of the differences described in Bland and Altman (2007). A narrower LoA interval can be seen for the supine position than for the sitting position. In conclusion, results were acceptable in both positions but better in the supine position.

Discussion

Our study agrees with the importance of non-invasive measures of health and finds that modern computer vision techniques are a very promising tool towards this end. The results demonstrate

the feasibility of using facial video recordings at rest to obtain valid conclusions about HRV analysis, comparing the results to those obtained from a standard commercial device (Polar). In our study, better results were obtained in the supine position, for which the RR intervals and HRV parameters were more similar between the 2 systems than the data obtained for the sitting position. When the sitting position was compared with the supine position in greater detail regarding the data obtained, the supine position had higher concordance correlation coefficients for the comparison between the HRV parameters for the Polar and video systems (most above 0.9), as well as smaller differences between the means of those indices (Table 1,2). The effect of RSA on heart rate was calculated from the spectral analysis of the RR intervals for the Polar and video records. Hence, the estimated breathing rate extracted from the 2 systems could be compared with the real breathing rate measured by the chest strap. Once again, for this parameter, a better concordance correlation between the video and Polar systems was also found for the supine position as compared to that for the sitting position. In all cases, the mean values were around 0.2, indicating that participants were correctly following the paced respiratory rate (12/min). According to Bland and Altman (1986), a high correlation does not automatically imply that there is good agreement between the 2 methods. Using the Bland-Altman representa-

Table 2 Heart rate variability parameters obtained from the Polar and video systems (means \pm SD), correlation between Polar and video parameters, bias, magnitude of the bias, limit of agreement (LoA) and magnitude of the bias, for the sitting position.

Parameter	Polar	Video	Correlation (ρ_c) †	Bias	LoA		Magnitude of the bias	
					Inf.	Sup.	Effect size	Interpretation
RRmean (ms)	882.85 \pm 52.35	883.23 \pm 52.36 * *	0.9999	0.39	0.32	0.45	0.960	great
SDNN (ms)	40.90 \pm 21.12	47.58 \pm 18.71 *	0.9108	6.68	2.54	10.82	0.675	moderate
RMSSD (ms)	33.39 \pm 22.77	52.69 \pm 17.86 *	0.518	19.3	7.99	30.62	0.699	moderate
pNN50	14.1 \pm 21.08	30.97 \pm 16.13 *	0.5385	16.87	6.63	27.11	0.684	moderate
VLF (m2)	377.05 \pm 256.44	382.01 \pm 254.98	0.9979	4.96	-8	17.92	0.105	small
LF (m2)	210.82 \pm 188.42	224.52 \pm 176.31	0.9885	13.69	-5.91	33.3	0.280	moderate
HF (m2)	1215.21 \pm 1992.77	1421.04 \pm 1926.44 *	0.99	206.83	63.96	347.69	0.627	moderate
LF/HF	0.42 \pm 0.43	0.23 \pm 0.1	0.3186	-0.19	-0.48	0.1	0.257	moderate
VLFn	34.2 \pm 22.18	27.55 \pm 19.01 *	0.8928	-6.65	-12.34	-0.96	0.522	moderate
LFn	15.51 \pm 9.48	12.94 \pm 5.46	0.7934	-2.56	-6.18	1.06	0.285	moderate
HFn	50.3 \pm 23.45	59.51 \pm 17.68 *	0.7838	9.21	0.43	17.99	0.468	moderate
SD1	23.61 \pm 16.1	37.26 \pm 12.63 *	0.518	13.65	5.65	21.65	0.669	moderate
SD2	52.61 \pm 25.62	55.73 \pm 24.09 *	0.9858	3.12	0.99	5.25	0.631	moderate
RSA (breathing)	0.201 \pm 0.001	0.201 \pm 0.002	0.7094	0.0004	-0.0001	0.0013	0.125	small

Bias: Difference between Polar and video parameters; SDNN (ms), standard deviation of all RR intervals; RMSSD (ms), root mean square difference of successive normal RR intervals; pNN50, the percentage of successive RR differences greater than 50 ms; VLF (m2), very low frequency; LF (m2), low frequency; HF (m2), high frequency; LF/HF, LF/HF quotient; LFn, low frequency normalized; HFn, high frequency normalized; SD1 (ms) instantaneous beat-to-beat variability of the data; SD2 (ms) slow variability of heart rate; RSA, respiratory sinus arrhythmia. * $p < 0.05$; ** $p < 0.001$: levels of significance for comparison of the mean between the video and Polar systems
 † Concordance correlation coefficient (ρ_c). Strength-of-agreement: almost perfect $\rho_c > 0.99$; substantial $\rho_c > 0.95-0.99$; moderate $\rho_c = 0.90-0.95$; poor $\rho_c < 0.90$

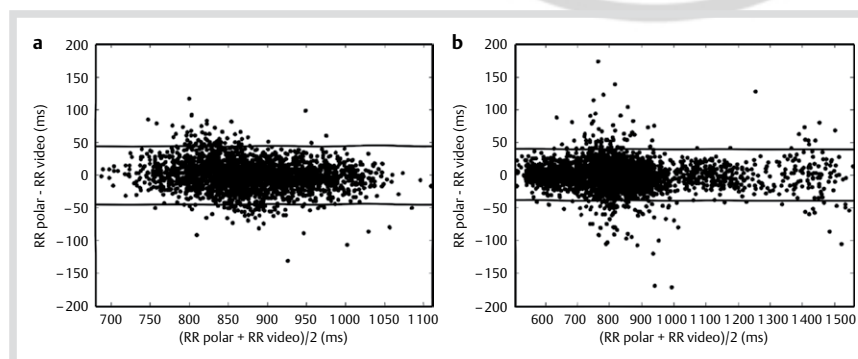


Fig. 4 Bland-Altman plot demonstrating the agreement between RR intervals from video and Polar systems (single subject). The lines represent the limits of agreement (LoA). X axis represents RR average for video and Polar systems. Y axis represents RR difference between Polar and video systems. **a** Results for the sitting position. **b** Results for the supine position.

tion, **Fig. 4** shows that there is good agreement between the video and Polar methods in the 2 different situations. However, the limits of agreement (LoA), determined by the space between the 2 horizontal lines in the figure, is narrower for the supine position, indicating a better agreement between the 2 recordings. No significant bias was introduced with the video method (less than 0.4 ms), as is also reflected in the RR means shown in **Table 1,2** (RRmean parameter). The values for the standard deviation of the differences may be smaller for the supine than for the sitting position (20.0 ms vs. 22.6 ms), which suggests that the results could be improved by reducing the RR outliers in video recordings, probably by having a better control of facial movements. One limitation of the sitting position is that head movements can increase the number of artifacts in the RGB signal, particularly in the G channel, which is the best channel for obtaining the RR signal. In addition, the movements produce changes in light brightness, which influence the filter of artifacts and calculation of the RR signal. In this context, it has been shown that the supine position is better for reducing these artifacts and for controlling the movements and changes of brightness. This is probably because, in this position, the head always rests against the stretcher surface. In contrast, in the sitting position, the participant has to maintain the effort required to keep the head upright for 5 min. 3 participants in the sitting position were excluded from the study because of the high density of artifacts in the RR intervals resulting from many head movements, which are easily identifiable when watching the video recordings. Therefore, the procedure should be improved by incorporating strategies to attenuate relatively small motion artifacts, especially in the sitting position [30]. In addition, improvements in the systems of facial tracking would also help to reduce the number of artifacts, thereby allowing data to be gathered in moving conditions (for example, stress tests). In this respect, it would be interesting to expand the research to other types of participants and situations, as PRV as an estimate of HRV has recently been shown to be sufficiently accurate only for healthy subjects at rest [27]. The practicability of the system requires further improvement. In particular, the recording and analysis of long periods during which all RR intervals can be studied would be an improvement over the current 5-min testing at rest.

A new procedure has been proposed for improving the signal-to-noise ratio in the PPG signal obtained from video recordings. Only those pixels that contained more heartbeat information (a higher correlation) were averaged. The results show that the forehead, cheeks and chin are the areas with more heartbeat signals. Another important aspect is that, in our study, an independent video camera was used with a sampling rate of 30 frames per second (FPS), which is required for capturing all heartbeats. The combination of these 2 factors allowed a rapid and objective analysis of the videos, when compared to other studies that have generally used either lower video sampling rates or more complex methods of video analysis [24,29]. Hence, our results demonstrate that the use of PRV derived from video PPG imaging can be a good indirect method for obtaining RR data and calculating the HRV parameters. Furthermore, other recent studies have successfully used PRV derived from digital PPG [25,29] and conclude that it could be used as a good surrogate for HRV [15]. The relevance of these studies is that they avoid the need for ECG to derive the RR intervals and respiration rate, allowing HRV parameters to be obtained just from the PPG signal. A study has suggested that the Polar system is not valid

for HRV analysis and that conventional ECGs should be used [33], but this was because the software included in the system used did not adequately correct the artifacts. Therefore, in accordance with other studies [26], we used a single software (based on MATLAB) that had been previously verified [16] for correcting the artifacts and for analyzing the HRV parameters of all of the recorded measurements of the 2 systems (video and Polar). In summary, the non-contact PPG method based on facial video recording at rest can be a good tool for indirectly detecting RR data for use in HRV. The results were better in the supine position, because the artifacts due to facial movement could be minimized. The advantage of such an approach is that current video cameras (such as webcams) are inexpensive, unobtrusive (do not require cables attached to the body) and available in a wide range of everyday devices, from laptops to smartphones. Better algorithms to compensate for facial movement and illumination changes would improve the results. Video-based HRV analysis could be relevant for applications that require ambulatory monitoring of cardio-respiratory health or stress induced by effort, especially in the supine position. For example, it could be used for the following: evaluating effort/recuperation states in sports science through a standard 5-min test at rest, such as for the prevention of overload/overtraining states, although it is advisable that the results are compared with those for other signs and symptoms of overreaching [6]; testing fitness and stress states in the general population at home; and remotely monitoring beat-to-beat recordings of patients in bed.

Acknowledgements

The research was supported by grant PSI2011-29807-C02/PSIC from the Spanish Government.

Conflicts of interest: No conflicts of interest, financial or otherwise, are declared by the author(s).

Affiliations

¹Laboratory of Sport Psychology, Universitat Autònoma de Barcelona, Bellaterra, Spain

²Electronic Engineering Department, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, Spain

³Emotient.com, San Diego CA, USA

⁴Health&SportLAB, PRUAB, Bellaterra, Spain

⁵Medical Services F.C. Barcelona, F.C. Barcelona, Barcelona, Spain

References

- 1 Acharya UR, Joseph KP, Kannathal N, Lim CM, Suri JS. Heart rate variability: a review. *Med Biol Eng Comput* 2006; 44: 1031–1051
- 2 Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiol Meas* 2007; 28: 1–39
- 3 Anosov O, Patzak A, Kononovich Y, Persson PB. High-frequency oscillations of the heart rate during ramp load reflect the human anaerobic threshold. *Eur J Appl Physiol* 2000; 83: 388–3104
- 4 Bland JM, Altman DG. Agreement between methods of measurement with multiple observations per individual. *J Biopharm Stat* 2007; 17: 571–582
- 5 Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986; 1: 307–310
- 6 Bosquet L, Merkari S, Arvais D, Aubert AE. Is heart rate a convenient tool to monitor over-reaching? A systematic review of the literature. *Br J Sports Med* 2008; 42: 709–714
- 7 Buchheit M, Gindre C. Cardiac parasympathetic regulation: respective associations with cardiorespiratory fitness and training load. *Am J Physiol* 2006; 291: H451–H458

- 8 Camm AJ, Malik M, Bigger JT, Breithardt G, Cerutti S, Cohen RJ, Coumel P, Fallen EL, Kennedy HL, Kleiger RE, Lombardi F, Malliani A, Moss AJ, Rottman JN, Schmidt G, Schwartz PJ, Singer D. Heart rate variability—standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation* 1996; 93: 1043–1065
- 9 Charlot K, Cornolo J, Brugniaux JV, Richalet JP, Pichon A. Interchangeability between heart rate and photoplethysmography variabilities during sympathetic stimulations. *Physiol Meas* 2009; 30: 1357–1369
- 10 Cohen J (ed.). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates, 1988
- 11 Cottin F, Médigue C, Lopes P, Leprêtre PM, Heubert R, Billat V. Ventilatory thresholds assessment from heart rate variability during an incremental exhaustive running test. *Int J Sports Med* 2007; 28: 287–294
- 12 Daskalov I, Christov I. Improvement of resolution in measurement of electrocardiogram RR intervals by interpolation. *Med Eng Phys* 1997; 19: 375–379
- 13 Eckhardt M, Fasel I, Movellan J. Towards practical facial feature detection. *Int J Pattern Recogn* 2009; 23: 379–400
- 14 Gamelin FX, Berthoin S, Bosquet L. Validity of the polar S810 heart rate monitor to measure R-R intervals at rest. *Med Sci Sport Exerc* 2006; 38: 887–893
- 15 Gil E, Orini M, Bailon R, Vergara JM, Mainardi L, Laguna P. Photoplethysmography pulse rate variability as a surrogate measurement of heart rate variability during non-stationary conditions. *Physiol Meas* 2010; 31: 1271–1290
- 16 Greve M, Kviesis-Kipge E, Rubenis O, Rubins U, Mecnika V, Grabovskis A, Marcinkevics Z. Comparison of pulse rate variability derived from digital photoplethysmography over the temporal artery with the heart rate variability derived from a Polar heart rate monitor. *Proceedings of the 7th ESGCO* 2012
- 17 Harris DJ, Atkinson G. Ethical standards in sports and exercise science research: 2014 update. *Int J Sports Med* 2013; 34: 1025–1028
- 18 Karavirta L, Tulppo MP, Laaksonen DE, Nyman K, Laukkanen RT, Kinnunen H, Hakkinen A, Hakkinen K. Heart rate dynamics after combined endurance and strength training in older men. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41: 1436–1443
- 19 Kiviniemi A, Hautala A, Kinnunen H, Tulppo M. Endurance training guided individually by daily heart rate variability measurements. *Eur J Appl Physiol* 101: 743–751
- 20 Lin L. A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. *Biometrics* 1989; 45: 255–268
- 21 Nunan D, Donovan G, Jakovljevic DG, Hodges LD, Sandercock GR, Brodie DA. 2009; Validity and reliability of short-term heart- rate variability from the Polar S810. *Med Sci Sport Exerc* 2009; 41: 243–250
- 22 Parrado E, García MA, Ramos J, Cervantes JC, Rodas G, Capdevila L. Comparison of Omega Wave System and Polar S810i to detect RR intervals at rest. *Int J Sports Med* 2010; 31: 336–341
- 23 Poh MZ, McDuff DJ, Picard RW. Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam. *IEEE Transact Biomed Engin* 2011; 58: 7–11
- 24 Poh MZ, McDuff DJ, Picard RW. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. *Optics Express* 2010; 18: 10762–10774
- 25 Posada-Quintero HF, Delisle-Rodríguez D, Cuadra-Sanz MB, Fernandez RR. Evaluation of pulse rate variability obtained by the pulse onsets of the photoplethysmographic signal. *Physiol Meas* 2013; 34: 179–187
- 26 Quintana DS, Healthers JAJ, Kemp AH. On the validity of using the Polar RS800 heart rate monitor for heart rate variability research. *Eur J Appl Physiol* 2012; 112: 4179–4180
- 27 Schäfer A, Vagedes J. How accurate is pulse rate variability as an estimate of heart rate variability? A review on studies comparing photoplethysmographic technology with an electrocardiogram. *Int J Cardiol* 2013; 166: 15–29
- 28 Selvaraj N, Jaryal A, Santhosh J, Deepal KK, Anand S. Assessment of heart rate variability derived from finger-tip photoplethysmography as compared to electrocardiography. *J Med Eng Technol* 2008; 32: 478–484
- 29 Sun Y, Hu S, Azorin-Peris V, Kalawsky R, Stephen G. Noncontact imaging photoplethysmography to effectively access pulse rate variability. *J Biomed Opt* 2013; 18: 061205
- 30 Sun Y, Papin C, Azorin-Peris V, Kalawsky R, Greenwald S, Hu SJ. Use of ambient light in remote photoplethysmographic systems: comparison between a high-performance camera and a low-cost webcam. *J Biomed Opt* 2012; 17: 037005
- 31 *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. *Eur Heart J* 1996; 17: 354–381
- 32 Verkruysse W, Svaasand LO, Nelson JS. Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Optics Express* 2008; 16: 1–12
- 33 Wallen MB, Hasson D, Theorell T, Canlon B, Osika W. Possibilities and limitations of the polar RS800 in measuring heart rate variability at rest. *Eur J Appl Physiol* 2012; 112: 1153–1165
- 34 Weippert M, Kumar M, Kreuzfeld S, Arndt D, Rieger A, Stoll R. Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system. *Eur J Appl Physiol* 2010; 109: 779–786
- 35 Wong JS, Lu WA, Wu KT, Liu M, Chen GY, Kuo CD. A comparative study of pulse rate variability and heart rate variability in healthy subjects. *J Clin Monit Comput* 2012; 26: 107–114

RESULTATS

4.4. Estudi 2A. HRV i perfils psicofisiològics en esports d'equip d'alt rendiment

En l'Estudi 2A vam plantejar dos subestudis diferents. En el primer s'analitza la utilitat de la HRV en el context d'esports d'equip. En el segon es pretén trobar patrons psicofisiològics de relació entre la HRV i els estats d'ànim en esports d'equip.

Perfils de HRV en esports d'equip

El que hem vist en aquest primer subestudi és que s'observen diferències significatives en els perfils de HRV en funció de la modalitat esportiva. Més concretament, els jugadors de futbol presenten de forma significativa menys variabilitat cardíaca respecte als jugadors de bàsquet i als d'hoquei herba tan en el paràmetres de domini temporal (valors més baixos de RRmean, SDRR, RMSSD i pNN50) com en els de domini freqüencial (HF, LF/HF, %HF i %VLF). No s'observen diferències significatives en el paràmetres de HRV entre els jugadors de bàsquet i els d'hoquei herba.

Estat d'ànim i HRV

En el segon subestudi hem trobat relació entre l'estat d'ànim i els paràmetres derivats de l'anàlisi HRV. En els futbolistes que presenten un *perfil iceberg* (valors alts en el factor de Vigor i baixos en tots els estats d'ànim negatius) s'observen correlacions negatives del factor de Vigor amb LF/HF ($\rho = -0.765$; $p = 0.027$) i amb %LF ($\rho = -0.661$; $p = 0.053$); i s'observen correlacions positives de Vigor amb el paràmetre %HF ($\rho = 0.780$; $p = 0.013$). En canvi, en els futbolistes que presenten un estat d'ànim alterat s'observen correlacions negatives entre el factor de Fatiga i els paràmetres pNN50 ($\rho = -0.725$; $p = 0.027$) i HF ($\rho = 0.690$; $p = 0.04$).

Publicació de l'Estudi 2A:

Moreno, J., Parrado, E., Capdevila, L. (2013). Variabilidad de la frecuencia cardíaca y perfiles psicofisiológicos en deportes de equipo de alto rendimiento. *Revista de Psicología del Deporte*, 22(2), 345-352.

Variabilidad de la frecuencia cardíaca y perfiles psicofisiológicos en deportes de equipo de alto rendimiento¹

Jordi Moreno Sánchez*, Eva Parrado Romero* y Lluís Capdevila Ortís*

HEART RATE VARIABILITY AND PSYCHOPHYSIOLOGICAL PROFILES IN HIGH-PERFORMANCE TEAM SPORTS

KEYWORDS: Heart rate variability (HRV), Mood states, Team sports, Autonomic nervous system.

ABSTRACT: This paper poses two objectives, pursued in two different studies. The first is to analyse the usefulness of a heart rate variability (HRV) analysis within the context of high-performance team sports. The second is to analyse HRV based on mood profiles, assessed using the POMS. For the first study, 53 athletes were selected from 3 different elite team sports: basketball, hockey and soccer. For the second study, the sample comprised 18 elite football players, divided into two groups: the iceberg profile and altered mood state. The results show that football players have a different HRV profile from basketball or hockey players, who both display a fairly similar one. In the case of soccer players with the iceberg profile, the vigour factor is negatively correlated with LF / HF and LF% and positively correlated with the HF% parameter. In the case of soccer players with the altered mood state, the fatigue factor is negatively correlated with the pNN50 and HF parameters. The results offer a deeper insight into HRV in team sports with a view to adapting the monitoring process and obtaining indicators of mood states associated with HRV.

En el ámbito deportivo, uno de los primeros parámetros utilizados para el control de la capacidad funcional del deportista y su adaptación a las cargas de los entrenamientos ha sido la frecuencia cardíaca (García-Manso et al., 2006). Los avances tecnológicos han permitido mejorar el estudio de este parámetro mostrando que los intervalos entre latidos no son constantes, lo que ha sido interpretado como sinónimo de salud. Este fenómeno es lo que se conoce como Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) y se define como la variación temporal de la frecuencia del latido cardiaco durante un periodo de tiempo definido con anterioridad (nunca superior a 24 horas), en un análisis de periodos circadianos consecutivos (Capdevila y Niñerola, 2006).

El mecanismo responsable de la regulación de la VFC es el sistema nervioso autónomo (SNA) con sus dos ramas, simpática (SNS) y parasimpática (SNP), proponiéndose la VFC como un indicador del estado del SNA (Bricout, DeChenaud y Favre-Juvin, 2010). Las diferentes influencias de los dos sistemas modulan los intervalos de los latidos (RR) del complejo QRS, siendo el SNS el responsable de los cambios de la FC a causa del estrés (Pumprla, Howorka, Groves, Chester y Nolan, 2002; Rajendra, Paul, Kannathal, Min Lim y Suri, 2006), por lo que se ha establecido el análisis de la VFC como un método no invasivo y útil para valorar la capacidad del corazón para adaptarse a cargas tanto endógenas como exógenas (Parrado, Cervantes,

Pintanel, Rodas y Capdevila, 2010; Parrado, Garcia, Ramos, Cervantes, Rodas y Capdevila, 2010). En este sentido, la VFC puede ser un buen indicador para valorar el proceso de adaptación del deportista a los entrenamientos y competiciones, así como herramienta de seguimiento en lesiones, procesos de estrés-recuperación o estados de sobreentrenamiento (Hynynen, Uusitalo, Konttinen y Rusko, 2006).

Muchas de las investigaciones entre la VFC y deporte se han centrado en analizar la respuesta del SNA especialmente en disciplinas deportivas de resistencia y momentos diferentes a lo largo de una temporada o competición (Bosquet, Gamelin y Berthoin, 2007; Danilowicz-Szymanowicz, Raczak, Szwoch, Ratkowski y Torunski, 2010), indicando una relación entre el ejercicio físico y el incremento de la VFC, sugiriendo un impacto positivo sobre la actividad cardíaca (Sztajzel, Jung, Sievert y Bayes de Luna, 2008). Los estudios muestran que existen diferentes perfiles de VFC en función de su nivel de rendimiento (Saa, Sarmiento, Martín-González, Rodríguez-Ruiz, Quiroga y García-Manso, 2009), del nivel de la carga deportiva en entrenamientos y competiciones (Bricout et al., 2010) o de la edad (Yu, Katoh, Makino, Mimuno y Sato, 2010), pero son pocos los estudios que determinan diferencias en relación a la modalidad deportiva (Mal'tsev, Mel'nikov, Vikulnov y Gromova, 2010).

Correspondencia: Jordi Moreno Sánchez. Laboratori de Psicologia de l'Esport. Departament de Psicologia Bàsica, Evolutiva i de l'Educació. Edifici B. Universitat Autònoma de Barcelona. 08193 Bellaterra (Barcelona). E-mail: Jordi.Moreno.Sanchez@uab.cat

¹ Este trabajo se ha realizado gracias a los proyectos de I+D+I PSI2008-06417-C03-01/PSIC y PSI2011-29807-C02-01 del Ministerio de Ciencia e Innovación, y a la colaboración de los equipos técnicos y de los jugadores de la Selección Española de Hockey Hierba, de los primeros equipos de fútbol y de baloncesto del Futbol Club Barcelona, y del primer equipo del Real Club Deportivo Espanyol. Deseamos realizar un agradecimiento especial al Dr. Gil Rodas.

* Universitat Autònoma de Barcelona.

— Fecha de recepción: 7 de Octubre de 2011. Fecha de aceptación: 5 de Febrero de 2013.

En general, los hallazgos indican que los deportistas de élite presentan un tono parasimpático más elevado que los no deportistas, lo que indica una mayor adaptación a las cargas. No obstante, existen muchas diferencias individuales, lo que dificulta la interpretación de los resultados de forma inmediata, de manera que los estudios no permiten concluir que existan unos valores estándar de VFC con los que poder extraer conclusiones individuales. Por este motivo, se requieren más estudios que se centren en la respuesta del SNA en función de la modalidad deportiva, especialmente en deportes de equipo, ya que los estudios son escasos (Aubert, Seps y Beckers, 2003; Rodas, Pedret, Capdevila y Ramos, 2008b). Hablamos de modalidad deportiva entendiendo que cada modalidad deportiva implica diferentes cargas y tipos de entrenamiento. A nivel práctico, el establecimiento de las diferencias entre los deportes puede facilitar la evaluación y seguimiento de los deportistas, y disponer de una herramienta que permita ajustar las cargas de trabajo y las respuestas de adaptación a partir de la aplicación de plantillas de corrección e interpretación específicas para cada grupo.

Por otra parte, el estudio de la VFC ha sido relacionado en el ámbito deportivo con procesos de estrés-recuperación a corto y largo plazo (Cervantes, Florit, Parrado, Rodas y Capdevila, 2009), sobrecarga funcional, no funcional y el síndrome de sobreentrenamiento (Bosquet, Merkari, Arvisais y Aubert, 2008), y con estados de ansiedad precompetitiva (Cervantes, Rodas y Capdevila, 2009a, Cervantes, Rodas y Capdevila, 2009b) y estrés emocional (Dishman, Nakamura, Garcia, Thompson, Dunn y Blair, 2000). En relación al estado de ánimo, existe un patrón característico conocido como *perfil iceberg*. Éste, se ha asociado a deportistas de élite con alto rendimiento y se define por presentar unos niveles bajos en las escalas de tensión, depresión, hostilidad, fatiga y confusión, y niveles particularmente altos en la escala de vigor (Leunes y Burger, 2000; Rowley, Landers, Blaine Kylló y Etnier, 1995). Estudios más recientes (Bresciane, Cuevas, Garatachea, Molinero, Almar, De Paz, Márquez y González-Gallego, 2010; Poole, Hamer, Wawrzyniak y Steptoe, 2011) han empezado a relacionar el estado de ánimo con marcadores fisiológicos. Sin embargo, se requieren estudios que evalúen conjuntamente el estado de ánimo y el análisis de la VFC, relacionándolos y contrastándolos en poblaciones deportivas, ya que ambos instrumentos se relacionan con la evaluación del estrés competitivo.

A partir de estas consideraciones, en el presente trabajo se plantean dos objetivos, que se llevan a cabo en dos estudios diferentes. En primer lugar, se pretende analizar la utilidad del análisis de la VFC dentro del contexto de los deportes de equipo de alto rendimiento. Por otra parte, se pretende encontrar patrones psicofisiológicos de relación entre la VFC y estados de ánimo en deportes de equipo de alto rendimiento.

Método

Participantes

La muestra del Estudio 1 estuvo formada por deportistas de élite pertenecientes a tres deportes de equipo de nivel internacional: el primer equipo de baloncesto del Futbol Club Barcelona ($n = 14$), el equipo de la Selección Nacional Española de hockey hierba ($n = 13$), y el primer equipo de fútbol del Futbol Club Barcelona ($n = 26$). La media de edad fue de 26 años (± 4.6), 24.08 (± 3.5), y 25.62 (± 4.9) respectivamente. La muestra del

Estudio 2 estuvo formada por 18 jugadores de fútbol del primer equipo de fútbol del Real Club Deportivo Espanyol, con una media de edad de 26.67 años (± 3.43). Se obtuvo un consentimiento informado por parte de todos los jugadores que participaron voluntariamente en el estudio.

Instrumentos

Medidas Fisiológicas

Para el registro de la VFC se utilizó, en ambos estudios, el *OmegaWave System (OmegaWave Technologies, LLC)*. Este sistema permite la detección y registro de los intervalos RR en un espacio de tiempo definido y de forma no invasiva. El registro se realiza a través de un ECG de 3 derivaciones a partir de electrodos de pinza conectados al sistema y que se colocan en las muñecas y tobillos de los participantes. A partir de los registros RR de cada participante se calcularon los parámetros con un software propio. Para el análisis del dominio temporal se calcularon: la media de los intervalos RR (RRmean), la desviación estándar de los intervalos RR (SDRR), la raíz cuadrada de la media de la suma de las diferencias al cuadrado de todos los intervalos RR (RMSSD) y el porcentaje de los intervalos RR consecutivos que discrepan más de 50 ms entre sí (pNN50). Los parámetros de dominio de la frecuencia se obtuvieron a partir de la transformación rápida de Fourier (FFT) para cuantificar las bandas de las altas frecuencias (HF; .15-.40 Hz), bajas frecuencias (LF, .04-.15 Hz), muy bajas frecuencias (VLF, 0.00-0.04 Hz) proporción de altas y bajas frecuencias (LF/HF), porcentaje de altas frecuencias (%HF) y porcentaje de muy bajas frecuencias (%VLF). Se comprobó la normalidad de los parámetros con la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk y las variables que no seguían una distribución normal fueron transformadas mediante un logaritmo natural en base 10 (se añade la etiqueta "log").

Medidas de estado de ánimo

Para valorar el estado emocional se utilizó el *Perfil del Estado de Ánimo (Profile of Mood States, POMS)* de McNair, Lorr y Droppelman (1971). Se utilizó la versión reducida de 15 ítems propuesta por Fuentes, García-Merita, Melia y Balaguer (1994) utilizada posteriormente por Cervantes et al. (2009). Esta versión también se ha utilizado en otros estudios con futbolistas (De la Vega et al. 2008). La versión constata 5 factores de estado de ánimo: Tensión, Depresión, Hostilidad, Vigor y Fatiga. El factor de Vigor es el único que se interpreta de forma positiva, correspondiendo una mayor puntuación a un mejor estado de ánimo. El resto de factores tienen una interpretación negativa y las puntuaciones altas se interpretan como un estado de ánimo negativo. Los ítems están precedidos de la frase "*Cómo te sientes en este momento*", y las respuestas oscilan en una escala de 5 puntos, donde 0 es "*Nada*", 1 es "*Poco*", 2 es "*Moderadamente*", 3 es "*Bastante*" y 4 es "*Mucho*". En este estudio, se han utilizado las puntuaciones directas del POMS dado que no se ha encontrado una baremación de referencia de nuestra muestra. Se calculó también la puntuación total del POMS para valorar la alteración global del estado de ánimo. Esta puntuación resulta de restar la puntuación del factor Vigor al conjunto de factores negativos. A más puntuación total, mayor alteración del estado de ánimo. Los valores negativos en esta puntuación total son sinónimos de un estado de ánimo óptimo y se relacionan con un *perfil iceberg*.

Procedimiento

Los datos fueron obtenidos por los autores del trabajo y por los responsables médicos de cada equipo siguiendo un protocolo estricto. En el primer estudio, los datos se obtuvieron en periodo de pretemporada o preparación. En el segundo estudio, los datos fueron obtenidos a mitad de la temporada justo después de haber conseguido un buen resultado en la competición. Se trata de una competición de liga con las cargas habituales que implican entrenamientos diarios y un partido semanal. Los registros se realizaron en una sala aislada en el lugar de entrenamiento de los deportistas, después de levantarse y antes del desayuno, en las instalaciones médicas de cada equipo. Antes del registro de la

VFC, cada participante contestaba el POMS. Para la captación de los intervalos RR se realizó un registro de la VFC con el *Omega Wave System* durante 5 minutos en reposo en posición supina. Para el Estudio 1 los jugadores respiraban libremente durante el registro, mientras que en el Estudio 2 los futbolistas seguían un patrón pautado de respiración de 12 ciclos/min (0.2 Hz) a través de unas instrucciones de audio. Para este segundo estudio, se dividió la muestra de futbolistas en dos grupos: a) *perfil iceberg* (n = 9), y b) *estado de ánimo alterado* (n = 9). Se usó como criterio de clasificación la puntuación total del POMS. La Figura 1 muestra los perfiles individuales de los futbolistas en ambos grupos.

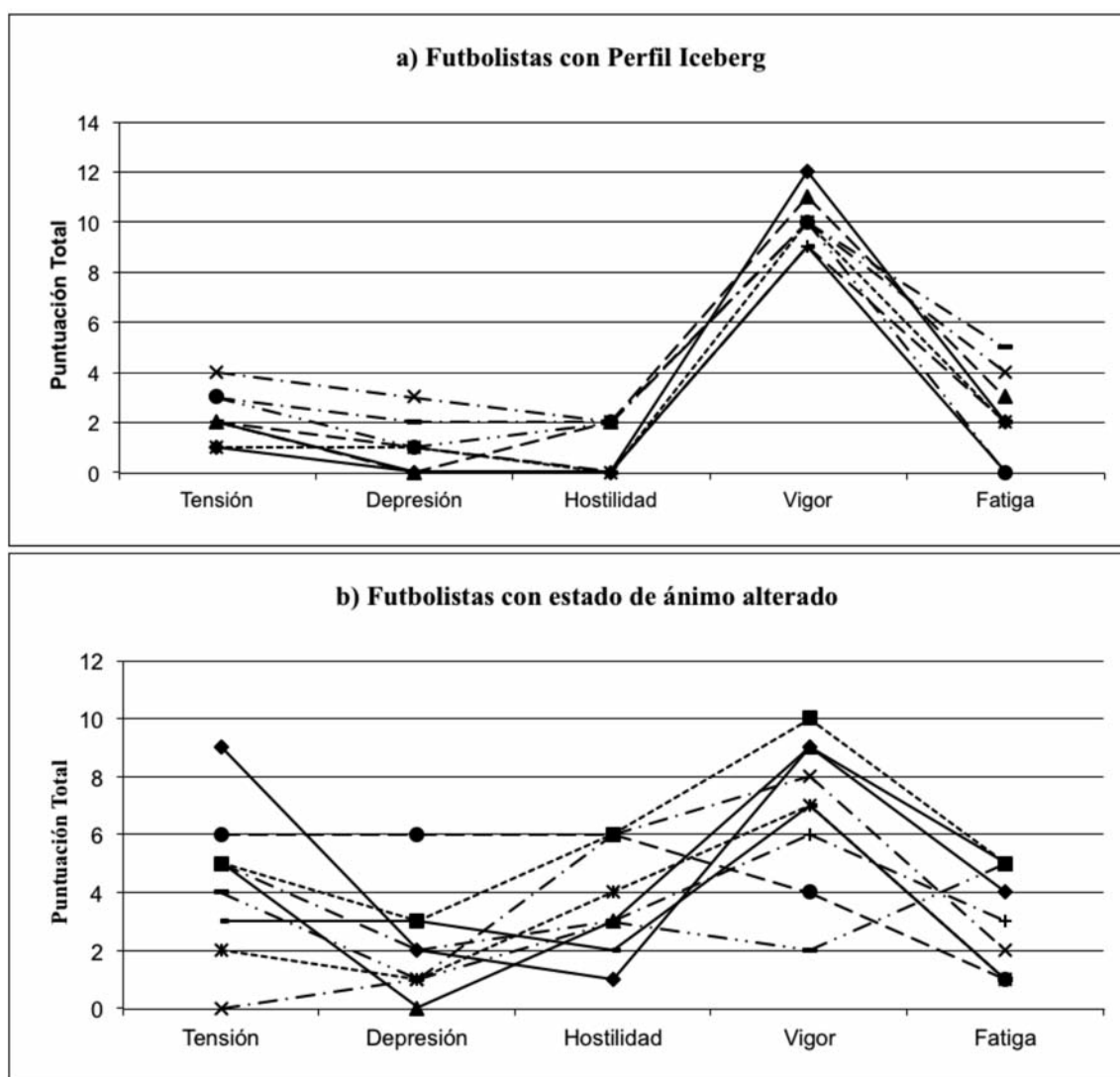


Figura 1. Perfiles individuales de los futbolistas con perfil iceberg y estado de ánimo alterado.

Análisis estadístico

Para analizar las diferencias en la VFC entre los 3 grupos de deportistas del Estudio 1 y entre los 2 grupos de futbolistas del Estudio 2, se realizó un análisis de la variancia (ONEWAY). Para analizar la relación entre los factores del POMS y los parámetros

de la VFC del Estudio 2 se aplicó la prueba no paramétrica de correlación de Spearman (*rho*), para cada grupo de perfil de estado de ánimo. Para la obtención de estos datos se utilizó el paquete estadístico SPSS, versión 18.0.

Resultados

Estudio 1

A partir de los resultados obtenidos del análisis de la VFC, se pueden observar diferencias en función de la modalidad deportiva (Tabla 1). En líneas generales, los parámetros analizados indican que los jugadores de baloncesto y de hockey hierba presentan una mayor variabilidad de la frecuencia cardíaca que los jugadores de fútbol, tanto en los parámetros de dominio del tiempo como en los frecuenciales.

El análisis de los parámetros de dominio temporal muestra que tanto los jugadores de baloncesto ($p = .005$) como los de hockey hierba ($p = .042$) obtienen unos valores medios RR (RRmean) significativamente mayores que los jugadores de fútbol. Los jugadores de hockey hierba también presentan una SDRR significativamente mayor que los futbolistas ($p = .034$). En cambio, no existen diferencias significativas entre el grupo de baloncesto y el de hockey hierba en relación a los parámetros RRmean y SDRR. En cuanto al parámetro RMSSD, nuevamente

los jugadores de baloncesto y los de hockey hierba presentan unos valores similares y significativamente mayores que los futbolistas ($p = .013$ y $p = .008$, respectivamente). Sucede lo mismo con los valores del parámetro pNN50, presentando los futbolistas unos valores más bajos respecto al grupo de baloncesto ($p = .001$) y hockey hierba ($p = .001$).

Por otra parte, en los parámetros de dominio frecuencial los futbolistas presentan unos valores significativamente más bajos respecto a los jugadores de baloncesto y hockey hierba en los parámetros HFlog ($p = .009$ y $p = .002$, respectivamente), % HF ($p = .044$ y $p = .021$, respectivamente). En el parámetro LF/HFlog los jugadores de baloncesto muestran valores con una tendencia a la significación mayores que los futbolistas ($p = .052$). En el parámetro %VLF son los jugadores de hockey hierba los que presentan unos valores más bajos que los jugadores de fútbol ($p = .016$). No existen diferencias significativas entre los jugadores de baloncesto y los de hockey hierba en los parámetros de dominio frecuencial.

	Baloncesto (n = 14)	Hockey hierba (n = 13)	Fútbol (n = 26)
Dominio Temporal			
RRmean (ms)	1192.18 ± 211.32*	1152.54 ± 103.4*	1010.16 ± 161
SDRR (ms)	75.16 ± 29.4	78 ± 32.8*	54.8 ± 19.43
RMSSD (ms)	85.31 ± 41.8*	88 ± 40.54*	52 ± 24.24
pNN50 (%)	53.7 ± 21.61**	53.5 ± 14**	29.5 ± 19.41
Dominio Frecuencial			
HFlog	3.17 ± .4*	3.26 ± .35*	2.8 ± .42
LF/HFlog	-.15 ± .39*	-.114 ± .26	-.1 ± .28
% HF	42 ± 19.5*	43.86 ± 12*	29.3 ± 14
%VLF	27 ± 16.89	21.41 ± 11.3*	36 ± 15

Todos los valores están expresados en media ± SD. * $p < .05$ respecto al grupo Fútbol; ** $p < .01$ respecto al grupo Fútbol; RRmean: media de los intervalos RR; SDRR: desviación estándar de los intervalos RR; RMSSD: raíz cuadrada de la media de la suma de las diferencias al cuadrado de todos los intervalos RR; pNN50: porcentaje de intervalos RR consecutivos que discrepan más de 50 ms entre sí; HFlog: altas frecuencias normalizadas (ms²), (0,15-0,40 Hz); LF/HFlog: proporción de altas y bajas frecuencias normalizadas (%); %HF: porcentaje de altas frecuencias; %VLF: porcentaje de muy bajas frecuencias. log = unidades normalizadas en logaritmo en base 10.

Tabla 1. Comparación de los parámetros de dominio temporal, dominio frecuencial y análisis no lineal (Poincaré Plot) entre los jugadores de baloncesto, hockey hierba y fútbol.

Estudio 2

En la Figura 2 se pueden observar los perfiles medios de los futbolistas con perfil iceberg y los que presentan un estado de ánimo alterado, siendo el Vigor el único factor que muestra diferencias significativas ($p = .034$). En cuanto a la relación entre los factores del POMS y los parámetros de la VFC (Tabla 2 y Tabla 3), en el grupo con perfil iceberg los resultados muestran

correlaciones negativas entre el factor de Vigor y los parámetros LF/HF ($\rho = -.765$; $p = .027$) y %LF ($\rho = -.661$; $p = .053$) y positivas con el parámetro %HF ($\rho = .780$; $p = .013$). En el grupo de futbolistas con estado de ánimo alterado, se observan correlaciones negativas entre el factor de Fatiga y los parámetros pNN50 ($\rho = -.725$; $p = .027$) y HF ($\rho = -.690$; $p = .040$).

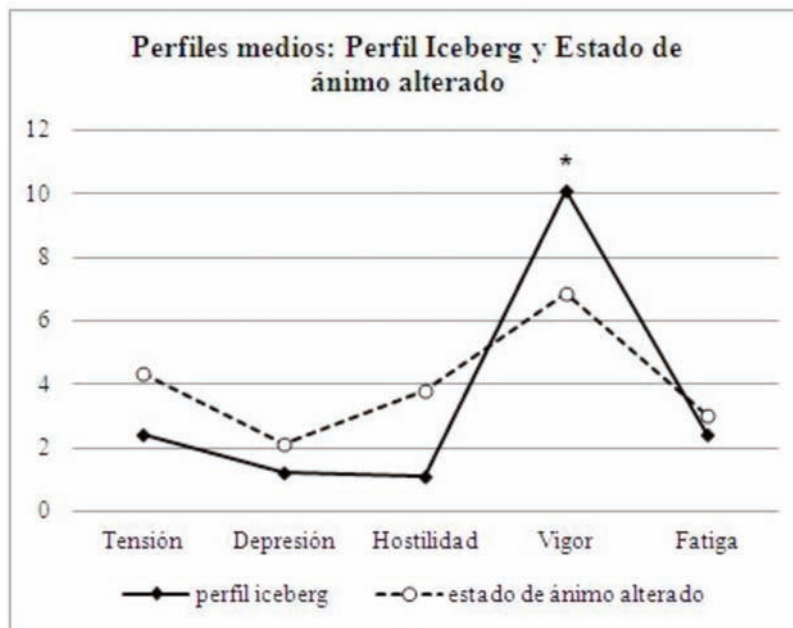


Figura 2. Perfiles medios de los futbolistas con perfil iceberg y estado de ánimo alterado (* $p < .05$).

	Tensión	Depresión	Hostilidad	Vigor	Fatiga
SDRR (ms)	-.01	.48	.00	.17	.31
RMSSD (ms)	-.06	.50	-.09	.17	.45
pNN50 (%)	-.18	.34	-.09	.44	.34
LF (ms ²)	.22	.55	.09	-.37	.19
HF (ms ²)	-2.15	.28	.9	.44	.24
LF/HF (%)	.28	-.09	.00	-.77*	-.33
%LF	.32	.02	-.09	-.66*	-.28
%HF	-.39	-.12	.00	.78*	-.07

* $p < .05$; SDRR: desviación estándar de los intervalos RR; RMSSD: raíz cuadrada de la media de la suma de las diferencias al cuadrado de todos los intervalos RR; pNN50: porcentaje de intervalos RR consecutivos que discrepan más de 50 ms entre sí; LF: bajas frecuencias (ms²), (0.04-0.15 Hz), HF: altas frecuencias (ms²), (0.15-0.40 Hz) LF/HF: proporción de altas y bajas frecuencias; %LF: porcentaje de bajas frecuencias; %HF: porcentaje de altas frecuencias.

Tabla 2. Correlaciones de Spearman entre los parámetros de VFC y los factores del POMS para los futbolistas con perfil iceberg (n = 9).

	Tensión	Depresión	Hostilidad	Vigor	Fatiga
SDRR	-.33	.44	.04	-.19	-.59
RMSSD	.34	.47	-.04	-.13	-.52
pNN50	-.09	.42	.29	-.40	-.73*
LF	.33	.08	.22	-.35	-.40
HF	-.20	.32	.29	-.34	-.69*
LF/HF	.61	-.25	-.09	-.22	.38
%LF	.61	.08	-.02	-.57	.17
%HF	-.51	-.03	.28	-.06*	.05

* $p < .05$; SDRR: desviación estándar de los intervalos RR; RMSSD: raíz cuadrada de la media de la suma de las diferencias al cuadrado de todos los intervalos RR; pNN50: porcentaje de intervalos RR consecutivos que discrepan más de 50 ms entre sí; LF: bajas frecuencias (0.04-0.15 Hz), HF: altas frecuencias (0.15-0.40 Hz) LF/HF: proporción de altas y bajas frecuencias; %LF: porcentaje de bajas frecuencias; %HF: porcentaje de altas frecuencias.

Tabla 3. Correlaciones de Spearman entre los parámetros de VFC y los factores del POMS para los futbolistas con estado de ánimo alterado (n = 9).

Discusión

Los resultados del Estudio 1 muestran que la VFC puede ser un indicador fisiológico para identificar las diferencias entre modalidades deportivas. Este indicador puede ser de utilidad para establecer y valorar perfiles específicos para cada deporte, ayudando a interpretar los resultados con más precisión que si lo hacemos de forma general para cualquier deporte. Los resultados del Estudio 2 sugieren la relación de algunos parámetros de VFC con los factores de Vigor y Fatiga del POMS en futbolistas profesionales.

En relación a la modalidad deportiva (baloncesto, hockey hierba y fútbol), sólo encontramos diferencias entre los futbolistas y el resto de deportistas. Los jugadores de fútbol presentan una menor actividad vagal o control parasimpático tal y como indican los parámetros SDRR, RMSSD, pNN50 o HFlog. Esto puede ser debido a las características propias del deporte, donde se requieren diferentes programas de entrenamiento, resultados que van en la línea del estudio de Mal'tsev et al. (2010) en el que encontraron diferencias en la VFC en deportistas que seguían diferentes programas de entrenamiento. En su estudio, los deportistas que practicaban disciplinas de fuerza como la halterofilia presentaban una menor actividad vagal (RMSSD, pNN50, HF, LF, VLF y LF/HF) que los deportistas que practicaban modalidades de resistencia como los corredores de fondo. Estas diferencias se explicaban por las características propias del deporte, como el incremento en el índice de masa corporal (IMC). Una de las características del fútbol, así como de muchos deportes de equipo, es que intervienen componentes aeróbicos y anaeróbicos en el desarrollo del juego (Rankovic, Mutjavidzic, Toskic, Preljevic, Kocic, Nedin-Rankovic y Damjanovic, 2010; Reilly, Bangso y Franks, 2000). En este sentido, sería interesante tener en cuenta el balance de ambos tipos de ejercicio, presentes en los entrenamientos, para mejorar la actividad vagal de la VFC. Otros estudios, como el de Berkoff, Cairns, Leon y Claude (2007), que no encontraron diferencias en la VFC entre corredores de larga distancia y velocistas, concluyen que podría ser crucial el entrenamiento del componente anaeróbico. De acuerdo con nuestros resultados, los parámetros de referencia para el estudio de los componentes aeróbico y anaeróbico podrían ser el RRmean, SDRR, RMSSD y pNN50, tal y como indican Aubert et al. (2003).

En cuanto al análisis psicofisiológico del Estudio 2, hemos visto que en los futbolistas con *perfil iceberg* el factor Vigor se relaciona negativamente con los parámetros LF/HF y %LF, lo que indica un menor activación simpática, y se relaciona positivamente con el parámetro %HF, el cual refleja un predominio de actividad parasimpática (de acuerdo con la revisión de Rodas, Pedret, Ramos y Capdevila, 2008a). Estos resultados se relacionan con los encontrados por Pichon, Nuisser y Chapelot (2010) donde establecen el Vigor como uno de los predictores de los cambios en el parámetro LF/HF. Otros estudios (Bricout et al. 2010) han observado un aumento significativo de los niveles del parámetro LF/HF después de los partidos. Así pues, la escala de Vigor del POMS, cuando se muestra el *perfil iceberg*, parece ser un indicador del estado psicofisiológico de los futbolistas, por su relación con los componentes simpático y parasimpático del SNA.

Por otra parte, en los futbolistas con estado de ánimo alterado hemos encontrado una relación negativa entre el factor de Fatiga y los parámetros pNN50 y HF, lo cual se interpreta como una

menor variabilidad y activación vagal (Sztajzel et al., 2008). Estos resultados se relacionan con los obtenidos por Parrado et al. (2010) donde un incremento de la fatiga percibida se relacionaba con una disminución del parámetro pNN50. Por su parte, la escala de Fatiga del POMS, cuando no se muestra el *perfil iceberg*, también se muestra como un indicador del estado psicofisiológico de los futbolistas.

Los resultados obtenidos muestran que los factores de Vigor y Fatiga son los que se relacionan más con la VFC. Sin embargo, no queda clara la relación de otros factores como la Tensión, la Depresión y la Hostilidad con la VFC. Los factores de Vigor y Fatiga pueden estar describiendo mejor que las otras escalas del POMS los aspectos relacionados con la práctica deportiva, como pueden ser los entrenamientos y competiciones; en cambio, el resto de factores pueden estar reflejando aspectos con menor componente físico y mayor componente psicológico. En este sentido, una de las principales críticas que ha recibido el POMS es el hecho de incluir varios factores negativos y solamente uno de positivo (Leunes et al. 2000). Por una parte, y tal como se ha visto en nuestro estudio, esto facilita la detección de los estados de ánimo altamente positivos, caracterizando muy bien el *perfil iceberg*. Sin embargo, los perfiles que presentan un estado de ánimo alterado son más variados, pudiéndose encontrar perfiles altos en Fatiga que pueden estar reflejando un estado de tendencia a la sobrecarga o incluso al sobreentrenamiento, o perfiles altos en Depresión y Tensión que podrían estar indicando un malestar no necesariamente relacionado con la práctica deportiva. Así pues, las diferentes causas de los estados de ánimo alterados y sus diferentes representaciones en el POMS hacen que nos cuestionemos si es pertinente analizarlos conjuntamente ya que, tal y como indican De la Vega et al. (2008) existe una gran variabilidad de los estados de ánimo de deportistas que pertenecen a un mismo equipo.

También hay que tener en cuenta que cuando evaluamos el estado de ánimo es imprescindible conocer, a parte del nivel de los entrenamientos, la relación entre el contexto de evaluación y los eventos deportivos significativos por los que está pasando el equipo (Andrade, Arce y Seoane, 2000). Así pues, es importante destacar que la evaluación se realizó el día después que el equipo consiguiera un resultado muy importante en su competición, lo que probablemente se reflejó en el estado de ánimo de algunos futbolistas, pero quizás no se reflejó del mismo modo en los parámetros de la VFC.

Probablemente las diferentes tipologías de estado de ánimo alterado puedan tener impactos diferentes sobre la variabilidad, incluso a corto plazo. Estos estados emocionales y el hecho de catalogarse como alterados o negativos para la práctica deportiva ya han sido cuestionados en investigaciones más iniciales. Terry (1995) señala que en ciertas disciplinas deportivas, como los deportes de combate o el campo a través, puntuaciones altas en hostilidad o tensión se han relacionado de forma positiva con el rendimiento deportivo. En esta línea, y tal como ya han hecho Hoffman et al. (1999) resulta importante incluir variables de rendimiento objetivas que ayuden a contextualizar el estado de ánimo.

Limitaciones del estudio y líneas futuras de investigación

Una de las principales limitaciones del presente trabajo ha sido no poder disponer de la posibilidad de realizar más de una evaluación a los deportistas seleccionados. En el caso del Estudio 2, hubiera sido interesante evaluar el estado de ánimo junto con la VFC en más momentos de la temporada, pudiendo así seguir

la evolución de ambas medidas y su relación con variables como el rendimiento, así como analizar la evolución de los factores de Tensión, Depresión y Hostilidad y ver su relación a largo plazo. No obstante, hay que destacar que una de las mayores aportaciones del estudio ha consistido en analizar datos que pertenecen a deportistas del más alto nivel dentro de su modalidad deportiva.

De cara a líneas futuras de investigación sería interesante seguir con el estudio de la VFC en deportes de equipo, con muestras más grandes y con más evaluaciones de seguimiento. Más específicamente, sería interesante analizar el impacto que pueda tener sobre la VFC la posición del deportista dentro del equipo en deportes como el fútbol, el baloncesto o el hockey. Posiblemente se puedan observar diferentes balances entre los sistemas simpático y parasimpático que caracterizan el rol de cada deportista (por ejemplo, portero, defensa, alero, pivot...), en función de las diferentes cargas aeróbicas y anaeróbicas. Por otra parte, convendría seguir con el estudio de patrones psicofisiológicos específicos en relación al estado de ánimo junto con la VFC, mediante estudios longitudinales, para poder ver la

evolución del resto de componentes del estado de ánimo y su posible relación con el rendimiento deportivo.

Conclusiones

A partir de los datos obtenidos en el presente trabajo se destaca la utilidad del análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca como un indicador específico relacionado con la modalidad deportiva en el contexto de los deportes de equipo, en función de las cargas de entrenamiento y de competición. Por otra parte, se propone el análisis conjunto de los factores de Vigor y de Fatiga del POMS con los parámetros de la VFC, como indicadores de perfiles psicofisiológicos en deportes de equipo como el fútbol profesional. Este análisis continuado a lo largo de la temporada puede permitir un seguimiento individual de cada jugador, ofreciendo información valiosa para ajustar las cargas de entrenamiento y/o para detectar posibles intervenciones a nivel psicológico.

VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDÍACA Y PERFILES PSICOFISIOLÓGICOS EN DEPORTES DE EQUIPO DE ALTO RENDIMIENTO

PALABRAS CLAVE: Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC), Estado de ánimo, Deportes de equipo, Sistema nervioso autónomo.

RESUMEN: En el presente trabajo se plantean dos objetivos, llevados a cabo en dos estudios diferentes. En primer lugar, se pretende analizar la utilidad del análisis de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) dentro del contexto de los deportes de equipo de alto rendimiento. Por otra parte, se pretende analizar la VFC en base a los perfiles de estado de ánimo evaluados con el POMS. Para el primer estudio se seleccionaron 53 deportistas de 3 deportes de equipo de élite diferentes: baloncesto, hockey hierba y fútbol. Para el segundo estudio la muestra la formaron 18 futbolistas de élite, divididos en dos grupos: *perfil iceberg* y estado de ánimo alterado. Los resultados muestran que los futbolistas presentan un perfil de VFC diferente a los jugadores de baloncesto o hockey hierba, que muestran un perfil de VFC bastante parecido. En los futbolistas con *perfil iceberg*, el factor de Vigor correlaciona negativamente con los parámetros LF/HF y %LF, y positivamente con el parámetro HF%. En los futbolistas con estado de ánimo alterado, el factor de Fatiga correlaciona negativamente con los parámetros pNN50 y HF. Los resultados permiten profundizar en el estudio de la VFC en deportes de equipo para adaptar mejor los seguimientos, así como obtener indicadores de estado de ánimo relacionados con la VFC.

VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA E PERFIS PSICOFISIOLÓGICOS EM DESPORTOS COLECTIVOS DE ALTO RENDIMENTO

PALAVRAS-CHAVE: Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC), Estado de humor, Desportos colectivos, Sistema nervoso autónomo.

RESUMO: No presente trabalho foram formulados dois objetivos, levados a cabo em dois estudos diferentes. Em primeiro lugar, pretende-se analisar a utilidade da análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC) no contexto dos desportos colectivos de alto rendimento. Por outro lado, pretende-se analisar a VFC baseada nos perfis de estados de humor avaliados, avaliada pelo POMS. Para o primeiro estudo foram seleccionados 53 desportistas de 3 desportos colectivos de elite: basquetebol, hóquei de campo e futebol. Para o segundo estudo a amostra foi constituída por 18 futebolistas de elite, divididos em dois grupos: *perfil iceberg* e estado de humor alterado. Os resultados indicam que os futebolistas apresentam um perfil de VFC diferente dos jogadores de basquetebol e de hóquei de campo, que possuem um perfil de VFC bastante similar. Nos futebolistas com *perfil iceberg*, o factor Vigor correlaciona-se negativamente com os parâmetros LF/HF e %LF, e positivamente com o parâmetro HF%. Nos futebolistas com estado de humor alterado, o factor Fadiga correlaciona-se negativamente com os parâmetros pNN50 e HF. Os resultados permitem aprofundar o estudo da VFC em desportos colectivos de forma a adaptar de forma mais cabal os processos de monitorização e obter indicadores de estados de humor associados à VFC.

Referencias

- Andrade, E. M., Arce, C. y Seoane, G. (2000). Aportaciones del POMS a la medida del estado de ánimo de los deportistas: estado de la cuestión. *Revista de Psicología del Deporte*, 9, 7-20.
- Aubert, A. E., Seps, B. y Beckers, F. (2003). Heart Rate Variability in Athletes. *Sports Medicine* 33 (12), 889-919.
- Berkoff, D., Cairns, C., Leon, D. y Moorman, C. (2007). Heart Rate Variability in Elite American Track-and-Field Athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(1), 227-231.

- Bresciane, G., Cuevas, M. J., Garatachea, N., Molinero, O., Almar, M., De Paz, J. A., Márquez, S. y González-Gallego, J. (2010). Monitoring biological and psychological measures throughout an entire season in male handball players. *European Journal of Sport Science*, 10(6), 377-384.
- Bricout, V., DeChenaud, S. y Favre, A. (2010). Analyses of heart rate variability in young soccer players: The effects of sport activity. *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, 154, 112-116.
- Bosquet, L., Gamelin, F. X. y Berthoin, S. (2007). Is aerobic endurance a determinant of cardiac autonomic regulation? *European Journal of Applied Physiology*, 100, 363-369.
- Bosquet, L., Merkari, S., Arvisais, D. y Aubert, A. E. (2008). Is heart rate a convenient tool monitor over-reaching? A systematic review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 42, 709-714.
- Capdevila, L. y Niñerola, J. (2006). Evaluación psicológica en deportistas. En E. Garcés (Ed), *Deporte y Psicología* (pp. 145-176). Murcia: Diego Marín.
- Cervantes, J., Florit, D., Parrado, E., Rodas, G. y Capdevila, L. (2009). Evaluación fisiológica y cognitiva del proceso de estrés-recuperación en la preparación pre-olímpica de deportistas de élite. *Cultura, Ciencia y Deporte*, 5, 111-117.
- Cervantes, J., Rodas, G. y Capdevila, L. (2009a). Heart rate variability and precompetitive anxiety in swimmers. *Psicothema*, 4, 531-536.
- Cervantes, J., Rodas, G. y Capdevila, L. (2009b). Perfil psicofisiológico de rendimiento en nadadores basado en la variabilidad de la frecuencia cardíaca y en estados de ansiedad precompetitiva. *Revista de Psicología del Deporte*, 18, 37-52.
- Danilowicz-Szymanowicz, L., Raczak, G., Szwoch, M., Ratkowski, W. y Torunski, A. B. (2010). The effect of anaerobic and aerobic tests on autonomic nervous system activity in health young athletes. *Biology of Sport*, 27, 65-69.
- De la Vega, R., Ruiz, R., García-Mas, A., Balagué, G., Olmedilla, A. y del Valle, S. (2008). Consistencia y fluctuación de los estados de ánimo en un equipo de fútbol profesional durante una competición de play off. *Revista de Psicología del Deporte*, 17, 241-251.
- Dishman, R. K., Nakamura, Y., García, M. E., Thompson, R. W. Dunn, A. L. y Blair, S. N. (2000). Heart rate variability, trait anxiety, and perceived stress among physically fit men and women. *International Journal Psychophysiology*, 37, 121-133.
- Fuentes, I., García-Merita, M., Melia, J. L. y Balaguer, I. (1994). Formas paralelas de la adaptación valenciana del Perfil de Estados de Ánimo (POMS). *IV Congreso de Evaluación Psicológica*. Santiago de Compostela.
- García-Manso, J. M., Sarmiento, S., Rodríguez-Ruiz, D., Quiroga, M., de Saa, Y. y Bara, A. (2006). *Variabilidad de la frecuencia cardíaca y su aplicación al entrenamiento*. I Congreso Internacional de Avances en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. Sevilla.
- Hynynen, E., Uusitalo, A., Konttinen, N. y Rusko. (2006). Heart rate variability during night sleep and after awakening in overtrained athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38, 313-317.
- Hoffman, J. R., Bar-Eli, M. y Tenenbaum, G. (1999). An examination of mood changes and performance in a professional basketball team. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 39, 74-79.
- Leunes, A. y Burger, J. (2000). Profile of Mood States Research in Sport and Exercise Psychology: Present, Past and Future. *Journal of Applied Sport Psychology*, 12, 5-15.
- Mal'tsev, A., Mel'nikov, Vikulov, A., Gromova y K. (2010). Central Hemodynamic Heart Rate Variability Parameters in Athletes during Different Training Programs. *Human Physiology*, 36(1), 96-101.
- McNair, D., Lorr, M. y Droppleman, L. (1971). *Manual for the Profile of Mood States*, San Diego CA: Educational and Industrial Testing Service.
- Parrado, E., Cervantes, J., Pintanel, M., Rodas, G. y Capdevila, L. (2010). Perceived tiredness and heart rate variability in relation to overload during a field hockey world cup. *Perceptual and Motor Skills*, 110(2), 699-713.
- Parrado, E., García, M. A., Ramos, J., Cervantes, J., Rodas, G. y Capdevila, L. (2010). Comparison of two devices to detect RR intervals. *International Journal of Sports Medicine*, 31, 336-341.
- Pichon, A., Nuissier, F. y Chapelot, D. (2010). Heart rate variability and depressed mood in physical education students: A longitudinal study. *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, 156, 117-123.
- Poole, L., Hamer, M., Wawrzyniak, J. A. y Steptoe, A. (2011). The effects of exercise withdrawal on mood and inflammatory cytokine responses in humans. *Informa Healthcare*, 14(4), 439-447.
- Pumprla, J., Howorka, K., Groves, D., Chester, M. y Nolan, J. (2002). Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications. *International Journal of Cardiology*, 84, 1-14.
- Rajendra, U., Paul, J. K., Kannathal, N., Choo Min, L. y Jasjit, S. (2006). Heart rate variability: A Review. *IFMBE Journal of Medical and Biological Engineering & Computing Journal*, 44(12), 1031-1051.
- Rankovic, G., Mutjavidzic, V., Toskic, D., Preljevic, A., Kocic, M., Nedin-Rankovic, G. y Damjanovic, N. (2010). *Aerobic capacity as an indicator in different kinds of sports*. *Bosnian Journal of Basic Medical Sciences*, 10(1), 44-48.
- Reilly, T., Bangsbo, J. y Franks, A. (2000). Anthropometric and physiological predispositions for elite soccer. *Journal of Sports Sciences*, 18(9), 669-683.
- Rodas, G., Pedret, C., Ramos, J. y Capdevila, L. (2008a). Variabilidad de la frecuencia cardíaca: concepto, medidas y relación con aspectos clínicos (I). *Archivos de Medicina del Deporte*, 123, 41-47.
- Rodas, G., Pedret, C., Capdevila, L. y Ramos, J. (2008b). Variabilidad de la frecuencia cardíaca: concepto, medidas y relación con aspectos clínicos (II). *Archivos de Medicina del Deporte*, 25, 11-18.
- Rowley, A. J., Landers, D. M., Blaine Kyllö, L. y Etnier, J. L. (1995). Does the Iceberg Profile Discriminate Between Successful and Less Successful Athletes? A Meta-Analysis. *Journal of Sport and Science Psychology*, 17, 185-199.
- Saa, Y., Sarmiento, S., Martín-González, J. M., Rodríguez-Ruiz, D., Quiroga, M.E. y García-Manso, J.M. (2009). Aplicación de la variabilidad de la frecuencia cardíaca en la caracterización de deportistas de élite de lucha canaria con diferente nivel de rendimiento. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte* 2(4), 120-125.
- Sztajzel, J., Jung, M., Sievert, K. y Bayes de Luna, A. (2008). Cardiac autonomic profile in different sports disciplines during all-day activity. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48(4), 495-501.
- Terry, P. (1995). The efficacy of mood state profiling whit elite performers: A review and synthesis. *The Sport Psychologist*, 9, 309-324.
- Yu, S., Katoh, T., Makino, H., Mimuno, S. y Sato, S. (2010). Age and Heart Rate Variability After Soccer Games. *Research in Sports Medicine*, 18, 263-269.

4.5. Estudi 2B. Perfils individuals de recuperació en jugadors de bàsquet

En l'Estudi 2B volíem analitzar la relació de les conductes específiques de recuperació que realitzen els esportistes amb la percepció de recuperació i amb la HRV utilitzant un disseny d'Avaluació Ecològica Momentània (EMA) que consisteix en la recollida de dades de forma repetida i a temps real.

Conductes de recuperació

L'anàlisi de les conductes de recuperació realitzades al llarg de la temporada amb el qüestionari TQR mostra que existeixen diferències significatives entre els 6 jugadors en totes les àrees de recuperació (Nutrició, Hidratació, Son i Descans, Relaxació i Suport Emocional, i Estiraments i *warm-down*) i en la puntuació total ($p < 0.001$). Les comparacions parcials entre jugadors permeten detectar patrons de conducta que diferencien cada jugador de la resta (consultar l'apartat de Resultats i la Taula 2 de la publicació corresponent a aquest Estudi).

Variabilitat de la Freqüència Cardíaca

L'anàlisi HRV dels registres RR obtinguts al llarg de la temporada segons el test en repòs, mostra que existeixen diferències significatives entre els 6 jugadors, principalment en els paràmetres RRmean, SDNN, RMSSD, pNN50, i LF/HF ($p < 0.001$). De la mateixa forma que les conductes de recuperació, les comparacions parcials entre jugadors permeten detectar paràmetres que diferencien a un jugador de la resta (consultar l'apartat de Resultats i la Taula 3 de la publicació corresponent a aquest Estudi).

Perfils individuals de recuperació

Les correlacions significatives entre les conductes de recuperació realitzades, la percepció de recuperació i els paràmetres HRV indiquen la existència de perfils individuals que caracteritzen a cada jugador (consultar l'apartat de Resultats i la Taula 4 de la publicació corresponent a aquest estudi).

RESULTATS

Publicació de l'Estudi 2B:

Moreno, J., Ramos-Castro, J., Rodas, G., Tarragó, J.R., Capdevila, L. (en premsa, 2015). Individual recovery profiles in basketball players. *Spanish Journal of Psychology*.

Individual Recovery Profiles in Basketball Players

Jordi Moreno¹, Juan Ramos-Castro², Gil Rodas³, Joan R. Tarragó³ and Lluís Capdevila¹

¹ Universitat Autònoma de Barcelona (Spain)

² Universitat Politècnica de Catalunya (Spain)

³ F. C. Barcelona (Spain)

Abstract. In the sport context, recovery has been characterized as a multifactor process (physiological, psychological, behavioral, social, etc.). This study takes a multidisciplinary approach to find psychophysiological markers of the stress-recovery process. It aims to determine how athletes' specific recovery actions relate to their perceptions of recovery, and Heart Rate Variability (HRV). A total of 196 assessments were analyzed from 6 players on a men's professional basketball team within the Liga LEB Oro basketball federation (2012/2013 season). Perceptions of recovery, recovery strategies, and HRV were recorded. The results show a pattern of individual differences in behavior related to athletes' recovery actions and HRV profiles throughout the season ($p < .05$). Moreover, we observed that each player had different recovery needs. In light of these results, we suggest an individualistic approach to evaluating and monitoring recovery to attend more accurately to each player's recovery needs.

Received 21 March 2014; Revised 30 May 2014; Accepted 4 June 2014

Keywords: perception of recovery, recovery actions, heart rate variability (HRV), individual differences.

In the competitive sport sphere, recovery (Brink, Nederhof, Visscher, Schmikli, & Lemmink, 2010; Jougla, Micallef, & Mottet, 2010; Tessitore et al., 2008; Wahl et al., 2013), the study of perceptions of recovery (Brink, Visscher, Coutts, & Lemmink, 2012; Laurent et al., 2011; Venter, 2014), and injured athletes' psychological response to recovery have received considerable attention in research, the goal being to reduce the time it takes to return to play (Ardern, Taylor, Feller, Whitehead, & Webster, 2013).

On a conceptual level, there has been a lack of consensus and clarity in how the literature defines recovery itself, and what exactly that entails (Kellman, 2002). Kellman and Kallus (2001) hold that recovery is both an inter-individual and intra-individual process (psychological, physiological, social, etc.) that re-establishes performance-related skills. They add that recovery has an activity-oriented component to systematically optimize the conditions of a situation. The same authors (Kallus, 1995; Kallus & Kellman, 2000) describe recovery from a psychophysiological perspective as a gradual, cumulative process involving various strategies and needs, which depend on the individual athlete. They highlight the individualistic and situational aspects of treatment.

One of the factors primarily responsible for overload or overtraining syndrome is insufficient recovery after intense physical training. Responding to the need to pinpoint likely causes of overtraining and their role in the recovery process, Kenttä and Hassmén (1998) identified four main recovery-focused categories: nutrition/hydration, sleep/rest, relaxation/emotional support, and stretching/active rest. Using those categories, the authors proposed a practical, noninvasive method to monitor recovery state, the Total Quality Recovery (TQR) scale. It has two components: *perceived* recovery, tested on a scale analogous to Borg's Rating of Perceived Exertion (Borg, 1998); and recovery *actions* or behaviors, which fall into the 4 categories mentioned above, with each behavior assigned a score. While that system was innovative, people have questioned its applicability due to its difficulty and, consequently, low completion rates in athletes (Laurent et al., 2011). Furthermore, new technologies must be taken advantage of, which can also facilitate data collection in applied sport contexts (Dellaserra, Gao, & Ransdell, 2014). That being said, the aforementioned categories have been widely studied. Recent literature across different disciplines, and from different perspectives, has focused especially on examining the effectiveness of strategies to enhance athletes' recovery and well-being. Examples include nutrition and hydration (Erkmen, Taskin, Kaplan, & Sanioglu, 2010; Kreider et al., 2010), sleep and rest (Lahart et al., 2013; Leeder, Glaister, Pizzoferro, Dawson, & Pedlar, 2012; Mah, Mah, Kezirian, & Dement, 2011), and relaxation training (Elliott, Polman, & Taylor, 2014). On another note, it has been observed that steady accumulation in

Correspondence concerning this article should be addressed to Jordi Moreno. Laboratorio de Psicología del Deporte, Departamento de Psicología Básica, Evolutiva y de la Educación. Universitat Autònoma de Barcelona. Edificio B, 08193. Bellaterra (Spain).

E-mail: jordi.moreno.sanchez@uab.cat

This study was conducted thanks to Project I+D+I PSI2011–29807–C02–01, financed by the Spanish Ministerio de Ciencia e Innovación. We especially want to acknowledge the players who participated in this study, and technical staff who made this research possible.

training load, followed by sufficient recovery, can improve performance (Halson & Jeukendrup, 2004; Meeusen et al., 2006); thus, planning training sessions is an important aspect of recovery.

On another note, to evaluate an athlete's recovery and response to training and competition, associated symptoms must be analyzed. Fry, Morton, and Keast (1991) posit four categories to analyze an athlete's response: physiological symptoms, psychological symptoms, biochemical symptoms, and immunological symptoms. On a physiological level, one of the most relevant and widely studied measures in the sport sphere is Heart Rate Variability (HRV). HRV analysis is well-established as a highly useful tool in the context of sport and health to assess states of overtraining (Kiviniemi, Tulppo, Hautala, Vanninen, & Uusitalo, 2014), fatigue (Leti & Bricout, 2013), and changes in the stress-recovery process (Morales et al., 2014). HRV has also been proposed to indicate stress, health (Capdevila et al., 2008; Thayer, Ahs, Fredrikson, Sollers, & Wager, 2012), and precompetitive anxiety (D'Ascenzi et al., 2014; Mateo, Blasco-Lafarga, Martínez-Navarro, Guzmán, & Zabala, 2012).

In addition to an interest in studying HRV as a marker in multiple phenomena, there has been growing interest in how to measure it. HRV recording systems have ranged from electrocardiogram (ECG) (Cassirame, Stuckey, Sheppard, & Tordi, 2013; Toufan, Kazemi, Akbarzadeh, Ataei, & Khalili, 2012) to more accessible systems like heart rate monitors (Gamelin, Baquet, Berthoin, & Bosquet, 2008; Parrado et al., 2010), to indirect measures using techniques such as photoplethysmograph (Capdevila, Moreno, Movellan, Parrado, & Ramos-Castro, 2012; Poh, McDuff, & Picard, 2010) or ballistocardiograph (Friedrich, Aubert, Fuhr, & Brauers, 2010; Ramos-Castro et al., 2012). These advancements in recording methodology are making it easier to record and analyze HRV in a less invasive, less costly manner, especially in the applied sport context. Given these considerations, it is important to mention that the complexity of the process, and the various factors it involves, mean that recovery – as well as issues like Overtraining Syndrome – must be addressed from a multidisciplinary perspective (Meeusen et al., 2006), whether from the point of view of prevention or treatment.

The present study's objective is, over the course of a season, to analyze the relationship between certain recovery behaviors used by athletes, their perceptions of recovery, and HRV in a sample of elite basketball players. By way of hypothesis, we expect to observe differences between players – or individual profiles – in terms of recovery behaviors and HRV, and that recovery behaviors will correlate positively with perceived recovery and parameters that indicate high heart rate variability.

Method

The procedure and recording systems utilized in this study were approved by the Independent Ethics Committee at the authors' university. The university has an official, signed agreement with the club to which these athletes belong specifying the conditions approved by the committee. All study data remained confidential, and the Spanish law governing the protection of personal information was upheld.

Participants

A total of 196 recordings were taken from 6 players on a men's professional basketball team belonging to the Liga LEB Oro basketball federation (2012/2013 season). The players' average age was 20 years old (*SD*: 2.28), and their average height was 200.8 cm (*SD*: 8.18). All the players voluntarily agreed to participate in this study, and we received informed consent from them and from club medical staff.

Measures and Instruments

Individual assessments measured the following aspects:

Perceptions of recovery

This was evaluated using the Total Quality Recovery perceived scale (TQRper: Kenttä & Hassmén, 1998). Scores on this instrument range from 6 to 20, where "6" corresponds to *no recovery at all*, and "20" to *maximal recovery*.

Recovery behaviors

To record specific recovery behaviors and actions, the Total Quality Recovery action (TQRact) scale was utilized; it is the second half of Kenttä and Hassmén's TQR (1998). It taps 12 specific recovery behaviors, grouped into 4 thematic areas (Nutrition/Hydration, Sleep/Rest, Relaxation/Emotional Support, and Stretching/Warm-down). Each behavior is scored out of a total of 20 possible points (Recovery Points, RPs) based on their importance (Table 1). As Kenttä and Hassmén (2002) indicate, the behaviors may be adapted to better fit the specific demands of each sport and each individual player's needs. In this study, we modified certain behaviors and explanations slightly to better fit the context of the players being assessed. After consulting with two trainers for the basketball federation, the criterion we applied was to modify any behaviors not practiced within this specific basketball club, or for which players would need further explanation. Specifically, we substituted the behavior "*rápido restablecimiento de carbohidratos en conjunción*

Table 1. Recovery Points (RPs) on the TQRact Scale for Each Recovery Area and Recovery Behavior

Recovery Areas and Behaviors	RPs
Nutrition and Hydration	
Breakfast	1 point
Mid-day lunch	2 points
Dinner	2 points
Snacks between meals	1 point
Fast carbohydrate refueling in conjunction with training	2 points
Adequate hydration given training conditions	2 points
Area Total	10 points
Sleep and Rest	
Full night of quality sleep	3 points
Nap during the day	1 point
Area Total	4 points
Relaxation and Emotional Support	
Full mental/muscular relaxation after practice	2 points
Psychological recovery	1 point
Area Total	3 points
Stretching and Warm-Down	
Adequate cooldown after practice	2 points
Stretching to improve recovery	1 point
Area Total	3 points
Total of all Recovery Areas	20 points

con el entrenamiento [fast carbohydrate refueling in conjunction with training]" for "*tomar un batido energético prescrito por los servicios médicos* [drink an energy shake prescribed by medical staff]" (2 RP); and the behavior "*hidratación correcta en relación a las condiciones de entrenamiento* [adequate hydration given training conditions]" was divided in two to be more specific: "*tomar 2 litros de agua durante el día* [drinking 2 liters of water throughout the day]" (1 RP) and "*realizar una correcta hidratación post entrenamiento* [adequate hydration post workouts]" (1 RP). Players were asked to respond *Yes* or *No* to each recovery behavior listed according to whether or not they had used it.

Analysis of Heart Rate Variability (HRV)

HRV data were obtained using the ballistocardiography technique, using accelerometers mounted to next-generation moving microchips (Ramos-Castro et al., 2012). Specifically, we utilized the 3-axis accelerometer built into the iPhone 4, iPhone 4S, and iPhone 5 (Apple) devices using an application developed specifically for this study. Each recording's R-R interval (time in milliseconds between consecutive heart beats for 5 minutes) was also collected through

ballistocardiography, which analyzes the mechanical vibrations produced as the heart contracts with each beat, and which other studies have utilized similarly (Friedrich et al., 2010). HRV was tested for 5 minutes, with the player completely at rest, laying on his back, and breathing freely.

Procedure

Education Phase

To interfere as little as possible with the routine and training of the players and technical staff, an application was designed for mobile devices (smart phones) ad hoc so players could complete the assessments from their own smart phones. This application enabled us to collect all the measures described above in Measures and Instruments. Before beginning to collect data, a training session was held to give players information and explain how the application would work. This stage was crucial for the players, who were unfamiliar with the instruments they would use and who, as Seiler and Sjursen (2004) suggest, had to learn to calibrate their perceptions to be consistent over the course of the study.

Data Collection Phase: Measuring R-R and Calculating HRV Parameters

This paper presents a study with a repeated measures design. Those measures were collected over the course of the team's regular season. Coaching staff agreed to the study procedure. Players completed the assessments on their own between 8:00 and 10:00am, before their daily training session and after fasting, strictly adhering to the instructions provided. HRV data were analyzed individually. Z axis data from the accelerometer (mounting the device to the chest) were utilized to detect heart beat. A pass-band filter was used to filter the acceleration signal, specifically, a 4th-order Butterworth-type response filter with 6Hz and 25Hz frequency cut-off points. After filtering, the signal's energy was estimated and compared to baseline. The algorithm looks for the maximum amplitude between two consecutive threshold crossings with different slope, and its position on the energy signal. In addition to the position of the maximum, the algorithm finds the minimum of the acceleration signal corresponding to isovolumetric contraction (Ramos-Castro et al., 2012). HRV parameters were later computed according to the recommendations of the Task Force of the European Society of Cardiology, and the North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996). Those parameters included: the mean of R-R intervals (RRmean), average heart rate (HRmean), standard deviation of R-R intervals (SDNN), root mean

square of successive differences (RMSSD), percentage of consecutive R-R intervals differing by more than 50ms (pNN50), and high to low frequency ratio (LF/HF).

Data Analysis

To analyze whether the 6 players showed individual differences in terms of recovery behaviors and HRV parameters, a simple (one-way) analysis of variance was done, comparing each player's set of recordings and using a post hoc test to make partial comparisons between players. According to the Levene statistic, all the variables analyzed using this one-way ANOVA showed equality of variance. To analyze the relationship between recovery behaviors, HRV parameters, and perceptions of recovery, Spearman's correlation coefficient (Rho) was utilized. A level of significance of 0.05 was applied to both tests. For the data analysis, the SPSS statistical package (v. 21) for Mac OS X was utilized.

Results

Recovery Behaviors

Examining the 6 players' scores on all areas of recovery, as well as total scores (Table 2), significant differences were observed between them. Analyzing the partial comparisons among players, we found patterns of behavior that differentiated each player significantly from the rest. For example, players 2 and 4 had lower Nutrition scores, on average, than the others (CI 95%, mean diff. between Player 2 and Player 1: $-4.33, -1.99$; $p = .001$; CI 95%, mean diff. between Player 4 and Player 1: $-5.01, -2.6$; $p = .001$). In terms of Hydration, Player 4 scored significantly higher than the other players on average (CI 95%, mean diff. between Player 4 and Player 6: $-2.03, -1.42$; $p = .001$). It was again Player 4 who scored lower on Sleep and Rest, differing significantly from 4 players: Player 1 (CI 95%, mean diff. between Player 4 and Player 1: $-1.59, -0.18$; $p = .003$), Player 3 (CI 95%, mean diff. between Player 4 and Player 3: $-1.93, -0.21$; $p = .004$), Player 5 (CI 95%, mean diff. between Player 4 and Player 5: $-2.11, -0.33$; $p = .001$), and Player 6 (CI 95%, mean diff. between Player 4 and Player 6: $-2.11, -0.56$; $p = .001$). Last, Players 2 and 4 scored significantly lower than the others on total Recovery Points (CI 95%, mean diff. between Player 2 and Player 1: $-7.09, -3.17$; $p = .001$; CI 95%, mean diff. between Player 4 and Player 1: $-10.45, -6.41$; $p = .001$).

Heart Rate Variability

Significant differences were observed between the 6 players on all the HRV parameters analyzed (Table 3). As in the case of recovery behaviors, on HRV parameters too we found patterns distinguishing each player

from the rest. Player 1 had a higher RRmean, differentiating him significantly from the other players (CI 95%, mean diff. between Player 1 and Player 2: $137.4, 294.76$; $p < .05$). Similarly, Player 2's HRmean was significantly higher than the other players (CI 95%, mean diff. between Player 2 and Player 1: $8.06, 16.36$; $p < .05$). On the parameter SDNN, Players 1 and 5 scored significantly lower on average than the others (CI 95%, mean diff. between Player 1 and Player 2: $-97.95, -42.47$; $p < .05$; CI 95%, mean diff. between Player 5 and Player 2: $-130.31, -52.77$; $p < .05$). The RMSSD parameter, too, significantly ($p < .05$) discriminated two distinct groups of players: low RMSSD (players 1, 5, and 6) and high RMSSD (players 2, 3, and 4).

Individual Player Profiles

Next, we analyzed the relationship between recovery behaviors, perceptions of recovery (Table 4), and the HRV parameters, finding clearly defined individual profiles. That is, based on the HRV parameters and recovery variables that were found to be significant, each player showed a distinct pattern. For Player 1, the only correlation observed was between Stretching/Warm-down and LF/HF ratio ($rho = 0.273, p = .032$). For Player 2, significant correlations occurred between Stretching/Warm-down and every HRV parameter except LF/HF: RRmean ($rho = 0.518, p = .016$), HRmean ($rho = -0.518, p = .016$), SDNN ($rho = 0.470, p = .032$), RMSSD ($rho = 0.437, p = .047$), and pNN50 ($rho = 0.502, p = .02$). For Player 3, significant differences were observed between Perceptions of Recovery and 3 areas of Recovery Action: Sleep/Rest ($rho = 0.517, p = .012$), Relaxation/Emotional Support ($rho = 0.457, p = .028$), and Stretching/Warm-down ($rho = 0.426, p = .043$). For the same player (3), correlations were observed between Nutrition and the parameters RRmean ($rho = 0.622, p = .013$) and HRmean ($rho = -0.622, p = .013$). For Player 4, the only correlation found was between Perceptions of Recovery and Sleep/Rest ($rho = 0.551, p = .005$). For Player 5, Perceived Recovery was found to correlate with Sleep/Rest ($rho = 0.487, p = .029$), as well as Recovery Points ($rho = 0.470, p = .036$). For the same player (5), correlations were also observed between Hydration and the parameters RMSSD ($rho = 0.593, p = .033$) and LF/HF ($rho = -0.556, p = .049$), and between the parameter RMSSD, and Recovery Points ($rho = 0.759, p = .003$) as well as Perceptions of Recovery ($rho = 0.779, p = .002$). Finally, for Player 6, Perceptions of Recovery was correlated with both Nutrition ($rho = 0.473, p = .003$) and Recovery Points ($rho = 0.406, p = .013$).

Discussion

This study's objective was to analyze the relationship between behaviors geared toward improving recovery,

Table 2. Each Player's Average Points (RPs) and Standard Deviations on the TQRact Recovery Areas, and Perceptions of Recovery from the TQRper Scale, with significance level (*p*) of the Analysis of Variance (ONE-WAY) and the Sample's Average Total Scores

Recovery Areas and Perceptions of Recovery	Player 1 (66 recorded)	Player 2 (26 recorded)	Player 3 (23 recorded)	Player 4 (24 recorded)	Player 5 (20 recorded)	Player 6 (37 recorded)	Total (196 recorded)
Nutrition (Ranging from 0 to 8)	6.97 ± 1.61	3.81 ± 2.1	6.61 ± 0.94	3.17 ± 1.76	6.75 ± 1.07	6.08 ± 2.01	5.85 ± 2.2
Hydration (Ranging from 0 to 2 points)	1.91 ± 0.29	1.08 ± 0.48	1.61 ± 0.5	0.25 ± 0.53	1.05 ± 0.51	1.97 ± 0.16	1.48 ± 0.7
Sleep and Rest (Ranging from 0 to 4 points)	3.47 ± 1.08	2.96 ± 1.46	3.65 ± 0.49	2.58 ± 1.32	3.8 ± 0.7	3.92 ± 0.28	3.43 ± 1.07
Relaxation and Emotional Support (Ranging from 0 to 3 points)	2.62 ± 0.92	2.92 ± 0.39	2.3 ± 1.02	1.67 ± 1.01	1.75 ± 1.02	2.57 ± 0.93	2.41 ± 0.99
Stretching and Warm-down (Ranging from 0 to 3 points)	2.55 ± 1.03	1.62 ± 1.53	1.61 ± 0.89	1.42 ± 1.06	1.6 ± 0.94	2.54 ± 0.99	2.08 ± 1.18
Recovery Points (Ranging from 0 to 20 points)	17.52 ± 3	12.38 ± 3.45	15.78 ± 2.56	9.09 ± 2.69	14.95 ± 1.91	17.08 ± 2.78	15.26 ± 4.01
Perceptions of Recovery (Rango de 6 a 20 points)	15.58 ± 2.87	11.92 ± 2.42	15.04 ± 2.21	13.88 ± 1.65	17.8 ± 2.53	16.76 ± 1.85	15.27 ± 2.91

Note: The values indicated are Recovery Points (RPs) on the TQR, and are expressed as Mean ± SD.

Table 3. Each Player's Mean Scores and Standard Scores on HRV Parameters, with Significance Level (*p*) of the Analysis of Variance (ONE-WAY), and the Sample's Average Total Scores

HRV Parameters	Player 1 (62 recorded)	Player 2 (21 recorded)	Player 3 (15 recorded)	Player 4 (21 recorded)	Player 5 (13 recorded)	Player 6 (36 recorded)	Total (168 recorded)
RRmean	1159.39 ± 121.69	943.31 ± 111.51	1046.12 ± 109.5	1015.94 ± 73.34	1059.31 ± 66.4	1070.71 ± 127.42	1070.71 ± 127.42
HRmean	52.3 ± 5.4	64.51 ± 8.03	57.91 ± 5.7	59.35 ± 4.2	56.86 ± 3.72	58.19 ± 5	56.82 ± 6.76
SDNN	87.25 ± 30.07	157.46 ± 66.71	123.65 ± 20.18	137.59 ± 28.96	65.92 ± 15.78	121.42 ± 38.06	111.24 ± 45.66
RMSSD	84.54 ± 37.07	153.41 ± 64.58	121.64 ± 21.61	139.73 ± 26.74	72.69 ± 32.21	92.18 ± 50.97	104.08 ± 49.92
pNN50	38.6 ± 21.37	58.4 ± 12.57	59.77 ± 8.95	67.88 ± 8.06	42.58 ± 13.97	53.49 ± 14.24	50.12 ± 19.23
LF/HF	2.26 ± 1.56	1.09 ± 1	1.12 ± 1.02	0.68 ± 0.64	0.65 ± 0.31	1.92 ± 1.51	1.62 ± 1.43

Note: All values are expressed as mean ± SD; RRmean: mean of R-R intervals; HRmean: average heart rate; SDNN: standard deviation of R-R intervals; RMSSD: square root of the mean squared differences between successive R-R intervals; pNN50: percentage of consecutive R-R intervals differing by more than 50ms; LF/HF: high to low frequency ratio.

Table 4. Correlations (Spearman's Rho) between Recovery Areas on the TQRact Scale, and Perceptions of Recovery on the TQRper Scale for Each Player

	Perceptions of Recovery					
	Player 1 (66 recorded)	Player 2 (26 recorded)	Player 3 (23 recorded)	Player 4 (24 recorded)	Player 5 (20 recorded)	Player 6 (37 recorded)
Nutrition	Rho = -0.099 NS	Rho = 0.008 NS	Rho = -0.022 NS	Rho = 0.204 NS	Rho = 0.373 NS	Rho = 0.473 $p = .003$
Hydration	Rho = -0.104 NS	Rho = -0.206 NS	Rho = -0.041 NS	Rho = 0.220 NS	Rho = 0.022 $p = .927$	Rho = -0.058 NS
Sleep and Rest	Rho = 0.212 NS	Rho = 0.044 NS	Rho = 0.517 $p = .012$	Rho = 0.551 $p = .005$	Rho = 0.487 $p = .029$	Rho = 0.035 NS
Relaxation and Emotional Support	Rho = 0.141 NS	Rho = 0.136 NS	Rho = 0.457 $p = .028$	Rho = -0.164 NS	Rho = 0.139 NS	Rho = -0.097 NS
Stretching and Warm-down	Rho = -0.057 NS	Rho = 0.084 NS	Rho = .426 $p = .043$	Rho = -0.313 NS	Rho = 0.107 NS	Rho = 0.164 NS
Recovery Points	Rho = 0.038 NS	Rho = 0.036 NS	Rho = 0.352 NS	Rho = 0.260 NS	Rho = 0.470 $p = .036$	Rho = 0.406 $p = .013$

perceptions of recovery, and HRV in a sample of elite basketball players. We hypothesized that individual profiles of recovery behavior and HRV would surface. We also expected to find a positive correlation between the recovery behaviors studied and perceptions of recovery, as well as indicators of heart rate variability.

The results presented in this study expose individual differences in patterns of recovery-related behavior and HRV over the course of an elite sport season. A relationship was found between the recovery behaviors studied, perceptions of recovery, and HRV parameters, confirming our hypothesis. Nevertheless, the results reflect no systematic relationship or trend across the entire group. Instead, patterns occurred on an individual level, reiterating the need to personalize this type of data analysis.

This study evaluated the areas of recovery covered by Kenttä and Hassmén's TQR scale (1998). It is important to consider that most of the behaviors, or strategies, this scale measures – which aim to facilitate and enhance athletes' recovery – are proactive. That is, the player is responsible for carrying out the strategy himself, for example, following the rules of nutrition and hydration, or getting adequate rest. In this study, different patterns emerged of players engaging in proactive behavior. Processes of education and learning are essential for coaches and players alike to facilitate proactive recovery (Bird, 2011). Other types of recovery behavior or strategy – both passive (massage, icing, hot baths, sauna) and active (muscle relaxation or stretching) – generally take place at the training site and under the direction of sport professionals (coaches, physicians, or trainers), so they are not the

player's responsibility and tend to always get done. One limitation of this study is that it did not detect those other types of strategy. Nevertheless, since all these players were on the same team, we may hypothesize that they received the same type of attention from sport professionals.

In this study, we also saw that players respond differently to the prescribed strategies, whether subjectively, through perceptions of recovery, or objectively, through alterations in heart rate variability. Thus, in some players, we observed perceptions of recovery to be significantly related to Sleep/Rest, while in others, they were significantly related to Nutrition or Stretching/Warm-down. Similarly, the benefits observed in HRV also varied by player. These different responses to the same recovery plans may reflect each player's individual needs. In that sense, some authors (Burke, Loucks, & Broad, 2006; Jeukendrup, 2011) conclude that nutritional plans ought to be individualized to enhance their benefits. We believe this could extend to other recovery-related areas and strategies. It would be interesting to prescribe adapted, personalized recovery strategies tailored to the individual player, emphasizing the most beneficial ones and having them do on a daily basis those they currently do less regularly. In that vein, we believe it is important to analyze a player's lifestyle during the recovery process since it has been identified as a factor responsible for overtraining and low sport performance (Lehmann, Foster, Gastmann, Keizer, & Steinacker, 1999). Following Kenttä and Hassmén's (2002) recommendations, we propose using the TQR scale and adapting the recovery-related behaviors or strategies to the particular context of the team or player being assessed.

Venter (2014) studied players' perceptions of how much recovery modalities matter, reporting individual differences in the importance they attributed to different modalities. She also concluded that even members of the same team have different perceptions, suggesting players' different needs should be addressed by individualized recovery protocols. In looking at individualized patterns and indicators of recovery, Hanin (2002) recommended evaluating these needs from a multidimensional perspective. In that sense, one of the instruments with the greatest advantages is the Recovery-Stress Questionnaire for Athletes (RESTQ-Sport) by Kellman and Kallus (2001). The RESTQ-Sport, used in many follow-up studies on the stress-recovery process or overtraining (Brink et al., 2012; Di Fronso, Nakamura, Bortoli, Robazza, & Bertolio, 2013; Nederhof, Zwerver, Brink, Meeusen, & Lemmink, 2008), allows researchers to identify what recovery-related areas players perceive as lacking, among other aspects. It will be especially important to conduct studies that further explore using this type of instrument to evaluate recovery strategies' efficacy from the standpoint of individualization.

One feature of the studies and tools assessing the recovery process is that they lack in-depth analysis of the qualitative component of recovery (Bird, 2011; Laurent et al., 2011). Although the training stage of our study did emphasize the qualitative component of each behavior, data collection captured only whether or not the behavior occurred. While some of the behaviors listed include a qualitative element (e.g. "*noche completa de descanso de calidad* [good night of quality sleep]"), other areas like Nutrition do not explicitly do so. We believe it is important for future research to record and evaluate both components of recovery strategies: qualitative and quantitative. In a study analyzing the effects of sleep on performance in basketball players, Mah et al. (2011) reported that players had difficulty measuring precisely how much sleep they got, concluding that athletes have erroneous perceptions about their rest. This tells us new methods are needed – whether in the form of self-report, questionnaire, or mobile device applications (apps) – to help athletes more precisely evaluate the recovery strategies they use.

We also observed differences in the 6 players' HRV parameters over the course of the season. Some authors (Meeusen et al., 2006) argue there is a need to standardize HRV parameters. However, published studies have reported numerous HRV-related differences, especially in the sport context, as a function of sport modality (Mal'tsev, Mel'nikov, Vikulov, & Gromova, 2010; Moreno, Parrado, & Capdevila, 2013), training load (Bricout, DeChenaud, & Favre, 2010), and individual differences, as our study found. Moreover, some

studies (Grant, Murray, Janse van Rensburg, & Fletcher, 2013; Toufan et al., 2012) have observed very high standard deviations on parameters like SDNN and RMSSD, indicating highly dispersed, non-homogeneous values on those parameters. The occurrence of individual differences casts doubt on whether HRV parameters really need be standardized; with that in mind, we suggest that analysis and interpretation instead be done on an individual basis. Hence, this study presented and analyzed HRV data for each player, not for the sample as a whole.

On another note, we wish to point out that in this study, HRV was recorded using the ballistocardiography technique, taking advantage of the accelerometers already built into players' smart phones. Ballistocardiography has been shown to be a valid, noninvasive, and very accessible option that avoids using heart rate monitors, chest straps rigged with electrodes, or other external sensors to detect changes in the cardiovascular system (Bruser, Stadthanner, Brauers, & Leonhardt, 2010; Castiglioni et al., 2011), especially in HRV analysis (Friedrich et al., 2010; Ramos-Castro et al., 2012). These results indicate it may be a good way to measure HRV in applied sport contexts where fast, easy-to-use tools are required to carefully follow recording protocols. Using this type of moving microchip also enabled us to measure recovery behaviors and perceptions of recovery after training on a daily basis, making it a good tool and an alternative to self-report measures or questionnaires. Laurent et al. (2011) suggest that tools be developed to assess recovery from an interdisciplinary standpoint (based on physiological, psychological, and emotional responses), which would be particularly advantageous in the sport context. Building on that, we propose that moving microchips – like the ones embedded in smart phones and tablets (which are usually present at training and competition sites) – be used as everyday tools to record multiple variables at once. Furthermore, everyday, systematic use of this integrated methodology could be highly useful as a complementary indicator of a player's stress-recovery balance, helping to prevent states like overtraining, which do not have one single marker, but many (Meeusen et al., 2006).

We believe several implications may be derived from this study in terms of intervention and monitoring athletes' stress-recovery states. First of all, we suggest creating more individualized recovery programs. We saw that different players responded differently to the same recovery strategies, indicating that particular attention should be paid to individual differences in prescribing programs to improve recovery. With regard to HRV analysis, we observed differences in temporal and spectral parameters across players,

so we believe that using this indicator to generate total scores for a team, or as a barometer for an entire population of athletes, would lead to errors of interpretation. Thus, if HRV is considered an individual marker in the stress-recovery process, HRV data should be analyzed and interpreted such that only intraindividual parameters are used for reference or comparison. Finally, we propose using moving microchips to evaluate psychophysiological variables, because they facilitate data collection in the real-life sport context.

This study's results indicated individual differences in recovery-related patterns of behavior in athletes over the course of a season, and that the TQR is a good instrument to detect those differences. Similarly, HRV parameters seemed to show a specific pattern for each player. Therefore, we believe they should be interpreted on an individual basis, not as a group or in comparison to other barometers, especially in the applied context. We also saw that not all players exhibit the same relationship between recovery behaviors, perceptions of recovery, and HRV parameters, suggesting differences in recovery needs as a function of player. Furthermore, considering that recovery integrates physiological, psychological, and behavioral responses, it is important to develop tools to evaluate this phenomenon from an interdisciplinary perspective.

References

- Ardern C. L., Taylor N. F., Feller J. A., Whitehead T. S., & Webster K. E.** (2013). Psychological responses matter in returning to preinjury level of sport after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *The American Journal of Sports Medicine*, *41*, 1549–1558. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546513489284>
- Bird S. P.** (2011). Implementation of recovery strategies: 100-point weekly recovery checklist. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, *16*, 16–19.
- Borg G.** (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Bricout V. A., DeChenaud S., & Favre-Juvin A.** (2010). Analyses of heart rate variability in young soccer players: The effects of sport activity. *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, *154*, 112–116. <http://dx.doi.org/10.1016/j.autneu.2009.12.001>
- Brink M. S., Nederhof E., Visscher C., Schmikli S. L., & Lemmink K. A. P. M.** (2010). Monitoring load, recovery, and performance in young elite soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *24*, 597–603. <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c4d38b>
- Brink M. S., Visscher C., Coutts A. J., & Lemmink K. A. P. M.** (2012). Changes in perceived stress and recovery in overreached young elite soccer players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *22*, 285–292. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01237.x>
- Bruser C., Stadthanner K., Brauers A., & Leonhardt S.** (2010, September). Applying machine learning to detect individual heart beats in ballistocardiograms. *Proceedings of the 2010 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 1926–1929). Buenos Aires, Argentina: Engineering in Medicine and Biology Society. <http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5628077>
- Burke L. M., Loucks A. B., & Broad N.** (2006). Energy and carbohydrate for training and recovery. *Journal of Sport Sciences*, *24*, 675–685. <http://dx.doi.org/10.1080/02640410500482602>
- Capdevila L., Moreno J., Movellan J., Parrado E., & Ramos-Castro J.** (2012, August/September). HRV based health & sport markers using video from the face. *Proceedings of the 34th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 5646–5649). San Diego, CA: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). <http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2012.6347275>
- Capdevila Ortíz L., Rodas Font G., Ocaña Mariné M., Parrado Romero E., Pintanel M., & Valero Herrerros M.** (2008). Variabilidad de la frecuencia cardíaca como indicador de salud en el deporte: Validación con un cuestionario de calidad de vida (SF-12) [Heart rate variability as a health indicator in sport: Validation of a quality-of-life questionnaire]. *Apunts de Medicina de l'Esport*, *43*, 62–69. [http://dx.doi.org/10.1016/S1886-6581\(08\)70073-2](http://dx.doi.org/10.1016/S1886-6581(08)70073-2)
- Cassirame J., Stuckey M. I., Sheppard F., & Tordi N.** (2013). Accuracy of the Minicardio system for heart rate variability analysis compared to ECG. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *53*, 348–254.
- Castiglioni P., Meriggi P., Rizzo F., Vaini E., Faini A., Parati G., ... Di Rienzo M.** (2011, August/September). Cardiac sounds from a wearable device for sternal seismocardiography. *Proceedings of the 2011 Annual Conference of the IEEE* (pp. 4283–4286). Boston, MA: Engineering in Medicine and Biology Society. <http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091063>
- D'Ascenzi F., Alvino E., Natali B. M., Camelli M., Palmitesta P., Boschetti G., ... Mondillo S.** (2014). Precompetitive assessment of heart rate variability in elite female athletes during play offs. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, *34*, 230–236. <http://dx.doi.org/10.1111/cpf.12088>
- Dellaserra C. L., Gao Y., & Ransdell L.** (2014). Use of integrated technology in team sports: A review of opportunities, challenges, and future directions for athletes. *Strength and Conditioning Research*, *28*, 556–573. <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182a952fb>
- Di Fronso S., Nakamura F. Y., Bortoli L., Robazza C., & Bertolio M.** (2013). Stress and recovery balance in amateur basketball players: Differences by gender and preparation phase. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *8*, 618–622.
- Elliot D., Polman R., & Taylor J.** (2014). The effects of relaxing music for anxiety control on competitive sport anxiety. *European Journal of Sport Science*, *14*, S296–S301. <http://dx.doi.org/10.1080/17461391.2012.693952>
- Erkmen N., Taskin H., Kaplan T., & Sanioglu A.** (2010). Balance performance and recovery after exercise with water intake, sport drink intake and no fluid. *Journal of Exercise Science & Fitness*, *8*, 105–112. [http://dx.doi.org/10.1016/S1728-869X\(10\)60016-0](http://dx.doi.org/10.1016/S1728-869X(10)60016-0)

- Friedrich D., Aubert X. L., Fuhr H., & Brauers A.** (2010, August/September). Heart rate estimation on a beat-to-beat basis via ballistocardiography - a hybrid approach. *Proceedings of the 2010 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 4048–5051). Buenos Aires, Argentina: Engineering in Medicine and Biology Society. <http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5627626>
- Fry R. W., Morton A. R., & Keast D.** (1991). Overtraining in athletes: An update. *Sports Medicine*, 12, 32–65. <http://dx.doi.org/10.2165/00007256-199112010-00004>
- Gamelin F. X., Baquet G., Berthoin S., & Bosquet L.** (2008). Validity of the polar S810 to measure R-R intervals in children. *International Journal of Sports Medicine*, 29, 134–138. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2007-964995>
- Grant C. C., Murray C., Janse van Rensburg D. C., & Fletcher L.** (2013). A comparison between heart rate and heart rate variability as indicators of cardiac health and fitness. *Frontiers in Physiology*, 4, 1–5. <http://dx.doi.org/10.3389/fphys.2013.00337>
- Halson S. L., & Jeukendrup A. E.** (2004). Does overtraining exist? An analysis of overreaching and overtraining research. *Sports Medicine*, 34, 967–981. <http://dx.doi.org/10.2165/00007256-200434140-00003>
- Hanin Y. L.** (2002). Individually optimal recovery in sports: An application of the IZOF model. In M. Kellman (Ed.), *Enhancing recovery: Preventing underperformance in athletes* (pp. 199–217). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Jeukendrup A. E.** (2011). Nutrition for endurance sports: Marathon, triathlon, and road cycling. *Journal of Sport Sciences*, 29, S91–S99. <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2011.610348>
- Jougla A., Micallef J. P., & Mottet D.** (2010). Effects of active vs. passive recovery on repeated rugby-specific exercises. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13, 350–355. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2009.04.004>
- Kallus K. W.** (1995). Der Erholungs-Belastungs-Fragebogen [The Recovery-Stress Questionnaire]. Frankfurt, Germany: Swets & Zeitlinger.
- Kallus K. W., & Kellman M.** (2000). Burnout in athletes and coaches. In Y. L. Hanin (Ed.), *Emotions in sport* (pp. 209–230). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kellman M.** (2002). Underrecovery and overtraining: Different concepts-similar impact? In M. Kellman (Ed.), *Enhancing recovery: Preventing underperformance in athletes* (pp. 3–24). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kellman M., & Kallus K. W.** (2001). *Recovery-Stress Questionnaire for Athletes: User manual*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kenttä G., & Hassmén P.** (1998). Overtraining and recovery - a conceptual model. *Sports Medicine*, 26, 1–16.
- Kenttä G., & Hassmén P.** (2002). Underrecovery and overtraining: A conceptual model. In M. Kellman (Ed.), *Enhancing recovery: Preventing underperformance in athletes* (pp. 57–59). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kiviniemi A. M., Tulppo M. P., Hautala A. J., Vanninen E., & Uusitalo A. L. T.** (2014). Altered relationship between R-R interval and R-R interval variability in endurance athletes with overtraining syndrome. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24, e77–e85. <http://dx.doi.org/10.1111/sms.12114>
- Kreider R. B., Wilborn C. D., Taylor L., Campbell B., Almada A. L., Collins R., ... Antonio J.** (2010). ISSN exercise & sport nutrition review: Research & recommendations. *Journal of the International Society of Sports Nutrition*, 7, 1–43. <http://dx.doi.org/10.1186/1550-2783-7-7>
- Lahart I. M., Lane A. M., Hulton A., Williams K., Godfrey R., Pedlar C., ... White G. P.** (2013). Challenges in maintaining emotion regulation in a sleep and energy deprived state induced by the 4800km ultra-endurance bicycle race; The Race Across America (RAAM). *Journal of Sports Science and Medicine*, 12, 481–488.
- Laurent C. M., Green J. M., Bishop P. A., Sjøkvist J., Schumacher R. E., Richardson M. T., & Curtner-Smith M.** (2011). A practical approach to monitoring recovery: Development of a perceived recovery status scale. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25, 620–628. <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c69ec6>
- Leeder J., Glaister M., Pizzoferro K., Dawson J., & Pedlar C.** (2012). Sleep duration and quality in elite athletes measured using wristwatch actigraphy. *Journal of Sport Sciences*, 30, 541–545. <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2012.660188>
- Lehmann M. J., Foster C., Gastmann U., Keizer H. A., & Steinacker J. M.** (1999). Definition, types, symptoms, findings, underlying mechanisms, and frequency of overtraining and overtraining syndrome. In M. J. Lehmann, C. Foster, U. Gastmann, H. Keizer, & J. M. Steinacker (Eds.), *Overload, fatigue, performance incompetence, and regeneration in sport* (pp. 1–6). New York, NY: Plenum.
- Leti T., & Bricout V. A.** (2013). Interest of analyses of heart rate variability in the prevention of fatigue states in senior runners. *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, 173, 14–21. <http://dx.doi.org/10.1016/j.autneu.2012.10.007>
- Mah C. D., Mah K. E., Kezirian E. J., & Dement W. C.** (2011). The effects of sleep extension on the athletic performance of collegiate basketball players. *Sleep*, 34, 943–950. <http://dx.doi.org/10.5665/SLEEP.1132>
- Mal'tsev A. Y., Mel'nikov A. A., Vikulov A. D., & Gromova K. S.** (2010). Central hemodynamic heart rate variability parameters in athletes during different training programs. *Human Physiology*, 36, 96–101. <http://dx.doi.org/10.1134/S0362119710010135>
- Mateo M., Blasco-Lafarga C., Martínez-Navarro I., Guzmán J. F., & Zabala M.** (2012). Heart rate variability and pre-competitive anxiety in BMX discipline. *European Journal of Applied Physiology*, 112, 113–123. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-011-1962-8>
- Meeusen R., Duclos M., Gleeson M., Rietjens G., Steinacker J., & Urhausen A.** (2006). Prevention, diagnosis and treatment of the Overtraining Syndrome: ECSS Position Statement Task Force. *European Journal of Sport Science*, 6, 1–14. <http://dx.doi.org/10.1080/17461390600617717>
- Morales J., Alamo J. M., García-Massó X., Buscà B., López J. L., Serra-Añó P., & González L. M.** (2014). The use of heart rate variability in monitoring stress and recovery in judo athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28, 1896–1905. <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0000000000000328>

- Moreno J., Parrado E., & Capdevila L.** (2013). Variabilidad de la frecuencia cardíaca y perfiles psicofisiológicos en deportes de equipo de alto rendimiento [Heart rate variability and psychophysiological markers in elite team sports]. *Revista de Psicología del Deporte*, 22, 345–352.
- Nederhof E., Zwerver J., Brink M., Meeusen R., & Lemmink K.** (2008). Different diagnostic tools in nonfunctional overreaching. *International Journal of Sports Medicine*, 29, 590–597. <http://dx.doi.org/10.1055/s-2007-989264>
- Parrado E., García M. A., Ramos-Castro J., Cervantes J. C., Rodas G., & Capdevila L.** (2010). Comparison of Omega Wave System and Polar S810i to detect R-R intervals at rest. *International Journal of Sports Medicine*, 31, 336–341. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0030-1248319>
- Poh M. Z., McDuff D. J., & Picard R. W.** (2010). Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58, 7–11. <http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2010.2086456>
- Ramos-Castro J., Moreno J., Miranda-Vidal H., García-González M. A., Fernández-Chimeno M., Rodas G., & Capdevila L.** (2012, August/September). Heart rate variability analysis using a seismocardiogram signal. *Proceedings of the 34th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 5642–5645). San Diego, CA: Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). <http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2012.6347274>
- Seiler S., & Sjursen J. E.** (2004). Effect of work duration on physiological and rating scale of perceived exertion responses during self-paced interval training. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 14, 318–325. <http://dx.doi.org/10.1046/j.1600-0838.2003.00353.x>
- Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology** (1996). Heart-rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation*, 93, 1043–1065.
- Tessitore A., Meeusen R., Pagano R., Benvenuti C., Tiberi M., & Capranica L.** (2008). Effectiveness of active versus passive recovery strategies after futsal games. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 1402–1412. <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e31817396ac>
- Thayer J. F., Ahs F., Fredrikson M., Sollers J. J. III, & Wager T. D.** (2012). A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: Implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neuroscience and Biobehavioural Reviews*, 36, 747–756. <http://dx.doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.11.009>
- Toufan M., Kazemi B., Akbarzadeh F., Ataei A., & Khalili M.** (2012). Assessment of electrocardiography, echocardiography, and heart rate variability in dynamic and static type athletes. *International Journal of General Medicine*, 5, 655–660. <http://dx.doi.org/10.2147/IJGM.S33247>
- Venter R. E.** (2014). Perceptions of team athletes on the importance of recovery modalities. *European Journal of Sport Science*, 14, S69–S76. <http://dx.doi.org/10.1080/17461391.2011.643924>
- Wahl P., Mathes S., Köler K., Achtzehn S., Bloch W., & Mester J.** (2013). Effects of active vs. passive recovery during Wingate-based training on the acute hormonal, metabolic and psychological response. *Growth Hormone & IGF Research*, 23, 201–208. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jghir.2013.07.004>

RESULTATS

RESULTATS

4.6. Estudi 2C. L'efecte de la respiració en la HRV en diferents poblacions: implicacions pràctiques per a l'anàlisi del procés d'estrès-recuperació en esportistes

Els resultats mostren diferències significatives tant en els paràmetres de domini temporal com en els de domini freqüencial entre les dues situacions respiratòries, espontània (SBF) i pautaada (PBF), i en les tres mostres analitzades. En els paràmetres de domini temporal, la tendència general en les tres mostres és una disminució del paràmetre RRmean i un augment dels paràmetres SDNN i RMSSD. Pel domini freqüencial, s'observa un augment del paràmetre HF(%) i una disminució dels paràmetres LF(%) i LF/HF (consultar les taules de resultats del manuscrit per conèixer les significacions de cada mostra). Pel que fa a les correlacions entre les escales del RESTQ-Sport i els paràmetres de HRV, s'observen correlacions significatives diferents en funció de si es prenen com a referència els paràmetres obtinguts amb SBF o PBF. Finalment, l'anàlisi de regressió lineal mostra relacions significatives entre la respiració espontània i l'escala de Fatiga ($r=0.653$, $R^2=0.426$, $p=0.021$), i la respiració espontània i l'escala d'Estrès Emocional ($r=0.688$, $R^2=0.473$, $p=0.031$) del RESTQ-Sport.

Manuscrit no publicat de l'Estudi 2C:

The breathing effect on HRV in different populations: practical implications for the analysis of the recovery-stress process in athletes.

The breathing effect on HRV in different populations: practical implications for the analysis of the recovery-stress process in athletes.

Abstract

The purpose of this study was to observe the changes in Heart Rate Variability (HRV) produced by breathing in different populations and how it influences on the analysis of the recovery-stress process in athletes. Three samples were analyzed: non-actives students ($n=53$), actives students ($n=36$), and basketball players ($n=12$). Two consecutive HRV measurements were recorded, first one with spontaneous breathing frequency (SBF) and second one with paced breathing frequency (PBF), at 12 breathings per minute (0.20 Hz). The recovery-stress process was evaluated using a RESTQ-Sport. The results showed significant differences in HRV parameters between the two breathing conditions, SBF and PBF, in the three groups. Time domain parameters (SDNN and RMSSD) only showed significant differences in students groups ($p < 0.01$). The major changes are observed in LF/HF ratio, in all samples. LF/HF ratio showed a significant decrease in PBF ($p < 0.01$). Pearson coefficients between RESTQ-Sport scales showed different relationships with HRV parameters obtained in each breathing situation. The linear regression analysis showed significant relationships between SBF and Fatigue scale ($r = 0.653$, $R = 0.426$, $p = 0.021$), and SBF and Emotional Stress ($r = 0.688$, $R = 0.473$, $p = 0.031$). Therefore, we consider that frequency domain parameters are not reliable to assess recover-stress process and spontaneous breathing should be included as an additional variable in the context of the HRV analysis because provides more relevant information than paced breathing.

Keywords: *Breathing frequency, Heart Rate Variability, Respiratory Sinus Arrhythmia, Spontaneous Breathing frequency, Paced Breathing frequency, Recovery-Stress.*

Introduction

Heart Rate Variability (HRV) has been used to monitor states of overtraining and fatigue is widely known in the field of sports science (Kiviniemi, Hautala, Kinnunen, and Tulppo, 2007). Being controlled by the Autonomic Nervous System (ANS), the HRV has been considered a good indicator of the influence of the Parasympathetic Nervous System (PNS) and Sympathetic Nervous System (SNS).

HRV can be modulated by multiple factors such as the level of training and competition loads (Bricout, DeChenaud, and Favre, 2010) or sport modality (Moreno, Parrado, and Capdevila, 2013). These variables that may influence HRV parameters are part of the characteristics of the samples analyzed, and are usually controlled in studies that use HRV as a descriptive variable of the psychophysiological state of the athlete. However, there are other variables that may influence HRV and are not specific to the sport type but the designs or protocols own investigations. However, the designs or research protocols can influence HRV, regardless of the variables studied. One of the variables related to the protocols of the studies also clearly influence the parameters of HRV is breathing. The phenomenon is known as Respiratory Sinus Arrhythmia (RSA) and is characterized by periodic variation of increases and decreases in the Heart Rate (HR) as a direct result of breathing. Breathing rate, and therefore the RSA, may vary for various reasons, whether as a result of physical exertion or influence of stress or specific cognitive tasks (Overbeek, Boxtel and Westerink, 2014). Despite the evidence of the phenomenon in the literature, there is no consensus on how to treat breathing in the analysis of HRV and there are various research protocols. In some studies, this variable is treated in a specific breathing rate (Schmitt et al., 2013). In others, however, breathing is treated as a free or spontaneous rate (Henríquez-Olguín, Baéz San-Martín, Von Oetinger, Cañas-Jamett, and Ramirez-Campillo, 2013). These differences in the research protocols difficult the comparison and interpretation of results, even among studies that examine the same variables. To solve this methodological difficulty, control the breath with an

imposed breathing seems a good way to standardize this variable. On the other hand, we know that there are different breathing patterns in sedentary people (Pomeranz et al., 1985), athletes (Strano et al., 1998; Middleton and De Vito, 2005), or even individual differences are observed in the RSA (Ben Lamine et al., 2004). This last point makes it difficult to establish a comfortable breathing pattern common to a particular group. The studies that have analyzed the effect of respiratory rate on HRV show a direct and significant influence on the value of the parameters, especially on the frequency domain (Beda, Simpson, Carvalho, and Carvalho, 2014; García-González, Vázquez-Seisdedos, and Pallàs-Areny, 2000). In this sense, Saboul, Pialoux, and Hautier (2014) questioned the usefulness of the LF/HF ratio as an indicator of fatigue. In this line of research more studies are necessary to analyze the phenomenon in different populations and contribute to clarify how it should be controlled breathing and help in the study of recovery in athletes. In this line of research, more studies are necessary to analyze the phenomenon in different populations and contribute to clarify how it should be controlled to the study of recovery-stress process in athletes.

The aim of this study is to observe the changes in HRV produced by breathing in different populations and how it influences on the analysis of the recovery-stress process in athletes.

Method

Participants

A total of 101 subjects participated in this study. The sample was composed by 89 students (22.98 ± 5.7 years) and 12 basketball players (18.92 ± 2.07 years). The student's sample was divided in two groups: Non-actives ($n=53$) and Actives ($n=36$) according to Transtheoretical Model (Prochaska, DiClemente, and Norcross, 1992). All participants were volunteers and gave their written informed consent.

HRV analysis

The HRV measurements were recorded using a chest band T61 Polar Electro Oy and Polar H6 HR Sensor. The R-R signals were processed using a specific software program designed in the MATLAB environment. The signal was analyzed in time and frequency domains for the HRV analysis. For time domain, the RRmean, the SDNN (the standard deviation of normal-to-normal RR intervals) and the RMSSD (the square root of the mean squared differences between successive normal-to-normal RR intervals) were considered. For frequency domain, VLF (very low frequency power, frequencies lower than 0.04 Hz), LF (low frequency power, frequencies in the band 0.04 Hz - 0.15 Hz), HF (high frequency power, frequencies in the band 0.15 Hz - 0.4 Hz) and LF/HF ratio were calculated according to the recommendations of the Task Force of the European Society of Cardiology and The North American Society for Pacing and Electrophysiology (1996). The mean respiratory rate in the spontaneous breathing condition was estimated by the median frequency. This median frequency was estimated following the indications of García-González et al. (2011).

Recovery-Stress state

The recovery-stress state was evaluated with the Recovery-Stress Questionnaire for Athletes (RESTQ-Sport) (Kellman and Kallus, 2001; González-Boto, Salguero, Tuero, Marquez, and Kellman, 2008). We used the 19 scales of the questionnaire: 7 general stress scales (General Stress, Emotional Stress, Social Stress, Conflicts/Pressure, Fatigue, Lack of Energy, Physical Complaints), 5 General Recovery scales (Success, Social Recovery, Physical Recovery, General Well-Being, Sleep Quality), 3 sport-specific stress scales (Disturbed Breaks, Emotional Exhaustion, Injury), and 4 sport-specific recovery scales (Being in Shape, Personal Accomplishment, Self-Efficacy, Self-Regulation).

Protocol

Two consecutive HRV measurements were recorded. The first HRV measurement was performed in SBF. The second HRV measurement was performed in PFB using a chronometer. The imposed breathing frequency in the second measurement was at 12 breathings per minute (0.20 Hz). The athlete's sample answered the RESTQ-Sport after two measurements. All measurements were performed in supine positions in a semi-dark room.

Statistical analysis

The Kolmogorov-Smirnov test indicated that all of the analyzed variables were normally distributed. A comparison of means for paired samples between two breathing conditions was performed to analyze the changes in HRV parameters. Pearson coefficients were calculated between RESTQ-Sport scales and HRV parameters. Lineal regression was performed to analyze relationships between RESTQ-Sport scales (Fatigue and Emotional Stress) and SBF. Analysis was performed using SPSS (Version 21, Mac OS X) software and the significance threshold was set at $p < 0.05$.

Results

The results show significant differences both in time and frequency domain parameters between the two breathing conditions, SBF and PBF, in the three groups (Table 1). The general trend in three groups is a decrease in RRmean and an increase in SDNN and RMSSD for time domain. More specifically, only significant differences are observed in students groups (Non-Actives and Actives) for SDNN and RMSSD. For frequency domain, a significant increase in HF (%) and a significant decrease in LF (%) and LF/HF are observed in the three groups. No significant differences in VLF (m^2) for any of the three groups are observed. Pearson coefficients between RESTQ-Sport scales and HRV parameters show

different relationships depending if taken as reference the parameters obtained with SBF or PBF in the following scales: General Stress, Disturbed Breaks, Fitness/Injury, Fitness/Being in Shape, Burnout/Personal Accomplishment, Self-Regulation, and General Stress y Sport-specific Stress dimensions (Table 2). The linear regression analysis (Figure 1) shows significant relationships between SBF and Fatigue scale ($r = 0.653$, $R = 0.426$, $p = 0.021$), and SBF and Emotional Stress ($r = 0.688$, $R = 0.473$, $p = 0.031$).

Discussion

The aim of this study was to observe the influence of breathing pattern on HRV parameters in three different samples. On the other hand, we wanted to analyze if changes in the values of HRV parameters could generate differences in the interpretation of the state of recovery-stress of the athlete when this is assessed through a specific questionnaire and determine if one of the two breathing patterns provides more useful information.

Spontaneous Breathing Frequency (SBF) vs Paced Breathing Frequency (PBF)

In this study we confirmed that the breathing frequency could significantly modify the HRV parameters, as indicated by the results obtained in previous studies (Aysin and Aysin, 2006; Saboul et al., 2014). The most significant and consistent among the three groups were observed in the frequency domain parameters: LF (%), HF (%), and LF/HF ratio. In three groups and in all cases the influences of LF and HF are reversed. These changes are explained by the imposed pattern in the SBF situation that was established at 12 breaths per minute, which focuses on the HF (0.20 Hz). However, in the time domain parameters changes are observed in the groups of non-actives and actives students, but not in the sample of athletes. These results are in agreement with the obtained by Saboul, Pialoux, and Hautier (2013). In his study analyzed the HRV of 10 athletes during a period of 21 consecutive days. Each day was performed two records, one with a paced breathing pattern

and other one with a spontaneous breathing pattern for HRV analysis. The main conclusion of the study is that frequency domain parameters, especially LF/HF ratio, are highly sensitive and mediated by breathing. However, time domain parameters, RMSSD and SD1, were stable and robust without influence of breathing, and proposed them as markers for monitoring, according to previous studies (Kiviniemi et al., 2010; Plews, Laursen, Kilding, and Buchheit, 2012).

Different conclusions on the analysis of the recovery-stress process

We also analyzed the implications of paced breathing and spontaneous breathing in the analysis of the recovery-stress process. In this sense, we found different relationships depending on the breathing condition. This can lead to misdiagnoses in the evaluation and monitoring of the training and competitions responses. Generally, the LF/HF ratio is considered an indicator of sympathetic-vagal balance (Bricout et al., 2010; Sztajzel, Jung, Sievert, and Bayes de Luna, 2008) but few studies has established this ratio as a reliable indicator for the diagnosis of overtraining. Some studies concluded that a LF/HF ratio higher than 4 is a sign of Overtraining Syndrome (OTS), but recent studies doubt its use for diagnosis (Saboul et al., 2014). In this study, Saboul et al. (2014) contrasted the LF/HF ratio obtained in spontaneous breathing with the results of standardized questionnaire for the diagnosis of OTS of the *Société Française de Médecine du Sport*. The results showed that almost the entire analyzed sample obtained values above than 1 in the LF/HF ratio and 5 cases higher than 4. The most extreme cases showed a LF/HF ratio higher than 10, values too large when compared the usual results obtained in the literature and considering that none of the athletes showed signs of OTS in the SFMS questionnaire. The conclusion, reaffirmed in this study, is that the frequency domain parameters are not adequate to assess overtraining, because athletes who have a slow breathing pattern (les than 0.15 Hz) obtain high values in LF/HF ratio, regardless of their overtraining state. A recent review (Reyes del Paso, Langewitz, Mulder, Van Roon, and Duschek, 2013) states that the HRV spectrum,

including the LF component, is mainly modulated by parasympathetic system. These authors also concluded that the HRV analysis based solely on spectral components could be misleading. Another review that focused on the protocols of record for the HRV analysis (da Silva, de Oliveira, Silveira, Mello, and Deslandes, 2014) also concluded that breathing is the main cause of inconsistent results observed in studies that analyze the HRV as a marker of adaptation to training, being SDNN and RRmean the most stable parameters. Other variables such as the position of the athlete during the record (supine, sitting, or standing) does not influence significantly. Therefore, we believe that in the sport context is not appropriate to use any isolated frequency domain parameters as an indicator to monitor trainings, especially in healthy athletes or no overtrained.

Relevant information of Spontaneous Breathing Frequency (SBF)

The general consensus in research is to analyze HRV with paced breathing protocols, at a frequency of ≥ 0.2 Hz. However, conflicting results that have been published on the effect of paced breathing in the autonomic control and haven't permitted to establish protocols or guidelines to follow (Pinna, Maestri, La Rovere, Gobbi, and Fanfulla, 2006). Despite the evidence and accepting the influence of breathing on HRV parameters, it seems difficult to determine which one is most suitable breathing patterns for the study of the frequency parameters. In our study we also observed a relationship between spontaneous breathing and scales of the RESTQ-Sport (Fatigue and Emotional Stress). Athletes who were breathing spontaneously faster were that scored higher in both scales. This relationship between the breathing pattern and levels of anxiety has already been observed in studies of basic research (Carnevali et al., 2013), but not covered in the HRV protocols. Therefore, we believe that the spontaneous breathing rate should be included as an additional variable in the context of the HRV analysis, especially for monitoring and interpretation of the parameters of frequency domain, as we can provide relevant information not accessible with a paced breathing pattern.

Conclusion

This study showed the influence of breathing in HRV parameters in three different samples: Non-actives and actives students, and athletes. The PBF changes significantly the frequency domain parameters, especially LF/HF ratio. The breathing patterns, SBF or PBF, in HRV measures can produce different and contradictory conclusions when are compared with questionnaires, like RESTQ-Sport. Frequency domain parameters are not reliable to assess recover-stress process. Spontaneous breathing should be included as an additional variable in the context of the HRV analysis because provides more relevant information than paced breathing.

References

- Aysin, B., Aysin, E. (2006). Effect of respiration in heart rate variability (HRV) analysis. *Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1, 1176-1179.
- Beda, A., Simpson, D.M., Carvalho, N.C., Carvalho, A.R.S. (2014). Low-frequency heart rate variability is related to the breath-to-breath variability in the respiratory pattern. *Psychophysiology*, 51(2), 197-205.
- Ben Lamine S., Calabrese P., Perrault H., Pham Dinh T, Eberhard A., G. Benchetrit. (2004). Individual Differences in Respiratory Sinus Arrhythmia? *American Journal of Physiology Heart and Circulatory Physiology*, 286, H2305-H2313.
- Bricout, V., DeChenaud, S., Favre, A. (2010). Analyses of heart rate variability in young soccer players: The effects of sport activity. *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, 154, 112-116.

- Carnevali, L., Sgoifo, A., Trombini, M., Landgraf, R., Neumann, I.D., Nalivaiko, E. (2013). Different patterns of respiration in rat lines selectively bred for high or low anxiety. *PLoS ONE*, 8(5), e64519.
- Da Silva, V.P., de Oliveira, N.A., Silveira, H., Mello, R.G., Deslandes, A.C. (2014). Heart Rate Variability Indexes as a Marker of Chronic Adaptation in Athletes: A Systematic Review. *Annals of noninvasive electrocardiology*.
- García-González, M.A., Fernández-Chimeno, M., Ferrer, J., Escorihuela, R.M., Capdevila et al. (2011). New indices for quantification of the power spectrum of heart rate variability time series without the need of any frequency band definition. *Physiological Measurement*, 32(8), 995-1009.
- García-González, M.A., Vázquez-Seisdedos, C., Pallàs-Areny, R. (2000). Variations in breathing patterns increase low frequency contents in HRV spectra. *Physiological Measurement*, 21(3), 417-423.
- González-Boto, R., Salguero, A., Tuero, C., Márquez, S., Kellmann, M. (2008). Spanish adaptation and analysis by structural equation modeling of an instrument for monitoring overtraining: the recovery-stress questionnaire (RESTQ-Sport). *Social Behavior and Personality: an international journal*, 36(5), 635-650.
- Henríquez-Olguín, C., Baéz San-Martín, E., Von Oetinger, A., Cañas-Jamett, R., Ramirez-Campillo, R. (2013). Autonomic control of heart rate after exercise in trained wrestlers. *Biology of Sport*, 30(2), 111-115.
- Kellman, M., Kallus, K. W. (2001). *Recovery-Stress Questionnaire for Athletes: User manual*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kiviniemi, A.M., Hautala, A.J., Kinnunen, H., Tulppo, M.P. (2007). Endurance training guided individually by daily heart rate variability measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 101(6), 743–751.

- Middleton, N., De Vito, G., (2005). Cardiovascular autonomic control in endurance-trained and sedentary young women. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 25(2), 83-89.
- Moreno, J., Parrado, E., Capdevila, L. (2013). Variabilidad de la frecuencia cardíaca y perfiles psicofisiológicos en deportes de equipo de alto rendimiento [Heart rate variability and psychophysiological markers in elite team sports]. *Revista de Psicología del Deporte*, 22, 345–352.
- Overbeek, T.J., van Boxtel, A., Westerink, J.H. (2014). Respiratory sinus arrhythmia responses to cognitive tasks: effects of task factors and RSA indices. *Biological psychology*, 99, 1-14.
- Pinna, G.D., Maestri, R., La Rovere, M.T., Gobbi, E., Fanfulla, F. (2006). Effect of paced breathing on ventilatory and cardiovascular variability parameters during short-term investigations of autonomic function. *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology*, 290(1), H424-H433.
- Plews, D.J., Laursen, P.B., Kilding, A.E., Buchheit, M. (2012). Heart rate variability in elite triathletes, is variation in variability the key to effective training? A case comparison. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 112(11), 3729-3741.
- Pomeranz, B., Macaulay, R.J., Caudill, M.A., Kutz, I., Adam, D., Gordon, D., et al. (1985). Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. *American Journal of Physiology*, 248, H151-H153.
- Prochaska, J.O., DiClemente, C.C., Norcross, J.C. (1992). In search how people change. Applications to addictive behaviors. *American Psychologist*, 47(9), 1102-1114.
- Reyes del Paso, G.A., Langewitz, W., Mulder, L.J., Van Roon, A., Duschek, S. (2013). The utility of low frequency heart rate variability as an index of

sympathetic cardiac tone: a review with emphasis on a reanalysis of previous studies. *Psychophysiology*, 50(5), 447-487.

Saboul, D., Pialoux, V., Hautier, C. (2013). The impact of breathing on HRV measurements: Implications for the longitudinal follow-up of athletes. *European Journal of Sport Sciences*, 13(5), 534-542.

Saboul, D., Pialoux, V., Hautier, C. (2014). The breathing effect of the LF/HF ratio in the heart rate variability measurements of athletes. *European Journal of Sport Science*, 14(1), S282-288.

Strano, S., Lino, S., Calcagnini, G., Di Virgilio, V., Ciardo, R., Cerutti, S., et al. (1998). Respiratory sinus arrhythmia and cardiovascular neural regulation in athletes. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 30(2), 215-219.

Sztajzel, J., Jung, M., Sievert, K., Bayes de Luna, A. (2008). Cardiac autonomic profile in different sports disciplines during all-day activity. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48(4), 495-501.

Task Force of the European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology. (1996). Heart-Rate Variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation*, 93, 1043-1065.

Table 1. Comparison of HRV parameters means between the two breathing situations for each group.

HRV	Non-Actives (n=53)			Actives (n=36)			Athletes (n=12)		
	SBF	PBF	MD	SBF	PBF	MD	SBF	PBF	MD
RRmean	901.59±115.24	880.15±125.14	21.44**	934.07±126.92	901.48±128.1	32.59**	978.3±123.44	923.65±103.67	54.66*
SDNN	64.34±23.26	74.97±32.15	-10.63**	65.32±22	74.1±25.9	-8.77**	75.42±47.85	88.41±53.93	-12.99
RMSSD	62.04±30.73	76.47±41.84	-14.43**	60.46±29.42	70.96±34.6	-10.5**	70.21±51.92	81.42±65.89	-11.2
VLF (ms ²)	997.15±924	863.47±1228.72	133.68	1040.68±857.38	1318.22±1236.57	-277.54	4119.1±8514.67	2819.98±3095.83	1299.11
LF (ms ²)	1086.96±872.67	640.93±560.51	446.02**	1497.2±993.16	776.25±623.15	720.95**	1303.38±1162.95	1471.9±1541.69	-168.53
HF (ms ²)	2010.62±123.07	4353.98±4099.11	-2343.36**	1620.29±1826.6	3341.2±2972.38	-1720.91	2250.78±3580.09	5142.98±8443.68	-2892.2**
LF (%)	40.44±19.73	18±15.66	22.44**	51.61±17.5	21.95±12.96	29.66**	45.26±16.97	27.25±11.49	18.01**
HF (%)	59.56±19.73	82±15.66	-22.44**	48.39±17.5	78.05±12.96	-29.66**	54.73±16.97	72.74±11.49	-18.01**
LF/HF	1.04±1.51	0.36±0.97	0.68**	1.52±1.47	0.33±0.28	1.19**	1.06±0.89	0.41±0.27	0.65**

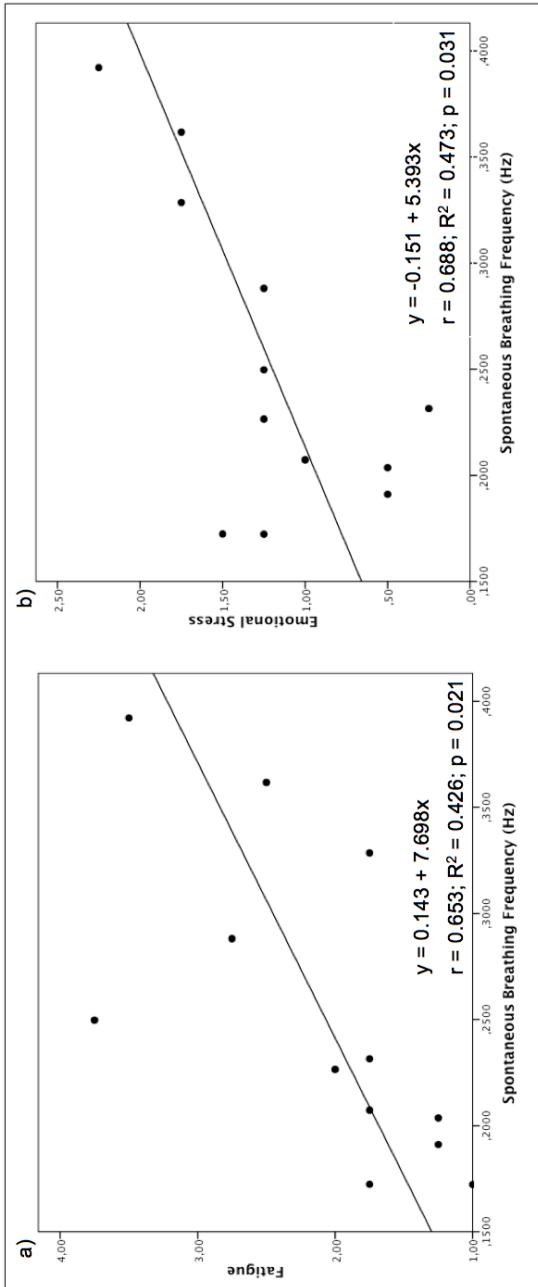
Note. All values are expressed as mean ± SD; RRmean: mean of R-R intervals; SDNN: standard deviation of R-R intervals; RMSSD: square root of the mean squared differences between successive R-R intervals; VLF: Very Low Frequency; LF: Low Frequency; HF: High Frequency; LF/HF: Low Frequency/High Frequency; SBF: Spontaneous Breathing Frequency; PBF: Paced Breathing Frequency; MD: mean difference; *p < 0.05; **p < 0.01

Table 2. Correlations (Pearson) between RESTQ-Sport scales and HRV parameters for each breathing situation.

	<i>Correlation Coefficient, r</i>	
	<i>SBF</i>	<i>PBF</i>
General Stress v LF (ms ²)	- 0.613*	- 0.202
Disturbed Breaks v LF/HF	0.589*	0.181
Disturbed Breaks v LF (%)	0.478	0.706*
Fitness/Injury v LF (%)	0.087	0.653*
Fitness/Being in Shape v VLF (%)	0.606*	0.217
Burnout/Personal Accomplishment v SDNN	- 0.472	- 0.579*
Burnout/Personal Accomplishment v LF (ms ²)	- 0.624*	- 0.671*
Self-Regulation v RMSSD	- 0.540	- 0.646*
Self-Regulation v VLF (ms ²)	- 0.588*	- 0.241
Self-Regulation v HF (ms ²)	- 0.640*	- 0.671*
General Stress (Dimension) v LF (ms ²)	- 0.580*	- 0.408
Sport-specific Stress (Dimension) v LF (%)	0.259	0.795**

Note. SDNN: standard deviation of R-R intervals; RMSSD: square root of the mean squared differences between successive R-R intervals; VLF: Very Low Frequency; LF: Low Frequency; HF: High Frequency; SBF: Spontaneous Breathing Frequency; PBF: Paced Breathing Frequency; * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$.

Figure 1. Relationship between RESTQ-Sport scales (Fatigue and Emotional Stress) and Spontaneous Breathing Frequency (Hz).



RESULTATS

5. DISCUSSIÓ

En aquest apartat es discuteixen els resultats més rellevants presentats en l'apartat de "Resultats", s'exposen les principals limitacions dels estudis i es proposen les línies de recerca futures.

5.1. El senyal de SCG dels dispositius mòbils per a l'anàlisi de la HRV (Estudis 1A i 2B)

Els resultats obtinguts en l'Estudi 1A demostren la viabilitat del senyal de SCG per a l'estimació dels intervals R-R i el càlcul dels paràmetres corresponents a l'anàlisi HRV. En general, els resultats han estat satisfactoris amb els dos tipus d'acceleròmetre utilitzats, ja sigui amb l'acceleròmetre triaxial ADXL330 en context de laboratori, com amb l'acceleròmetre incorporat en els dispositius *iPhone 4*, en un context esportiu. Les proves realitzades indiquen que l'eix Z és el més adequat per estimar el batec cardíac. Tot i que alguns estudis recents també proposen l'eix Z del dispositiu *iPhone* per a la detecció del batec cardíac (Kwon, Lee, Chung, i Park, 2011), en el nostre estudi hem vist que, a més, és vàlid per a l'estimació de tots els intervals R-R i, per tant, per a l'anàlisi de la HRV. Tot i això, la posició de l'acceleròmetre al cos de la persona pot ser determinant per a una bona qualitat del senyal. En aquest sentit, hem vist empíricament que la zona òptima de col·locació del dispositiu és en posició plana horitzontal alienant-se amb l'estèrnium i a l'alçada del cor, però cal adaptar-la a cada cas particular. A més de la posició, i degut a l'alta sensibilitat de l'acceleròmetre, és important mantenir un repòs total durant el registre, evitant moviments bruscos i parlar o, tenint en compte que es tracta d'un *smartphone*, restringint la possibilitat de rebre

dades mòbils que puguin influir en el moviment del propi dispositiu (trucades, sons, vibracions...). Aquestes condicions de registre tan estrictes obliguen a que els registres hagin de ser de curta durada (entre 3 i 5 minuts), ja que un temps de registre major pot ser molt incòmode per a l'usuari, podent influir en una anàlisi incorrecta de la HRV (amb molts artefactes). En relació a la qualitat dels paràmetres de HRV, hem vist que els temporals són més influenciats que els freqüencials pels errors produïts degut als artefactes en el registre. A nivell aplicat, en l'Estudi 2B hem utilitzat el mateix acceleròmetre incorporat en el dispositiu *iPhone* per analitzar la HRV. Estudis recents ja han utilitzat el senyal de SCG per a la detecció dels batecs cardíacs (Brüser et al., 2010; Friedrich et al., 2010). En l'Estudi 2B però, ho hem utilitzat en un context fora del laboratori, obtenint uns resultats d'aplicació i de qualitat de les dades que ens permeten proposar el senyal de SCG dels dispositius *iPhone* com una alternativa vàlida i menys invasiva que altres sistemes com les bandes toràciques o els ECG, sobretot en contextos esportius on el temps destinat a fer aquest tipus d'avaluacions acostuma a ser escàs i es requereixen eines ràpides en el seu ús i preparació. La dificultat radica, però, en aconseguir unes condicions òptimes de registre, controlant totes les variables que poden originar artefactes en els registres, com ara qualsevol moviment o vibració en la zona pectoral.

5.2 La PPG facial per a l'anàlisi de la HRV (Estudis 1B i 1C)

Els resultats obtinguts en els Estudis 1B i 1C demostren la viabilitat de la tècnica de fotopletismografia (PPG) sense contacte, basada en el registre de vídeo facial, per a l'estimació dels intervals R-R i el càlcul dels paràmetres de HRV. En ambdós estudis establim el procediment per a l'obtenció dels paràmetres de HRV basat en la descomposició d'arxius de vídeo facial sense comprimir (AVI) en els tres canals

RGB de vídeo, el filtratge dels artefactes i els càlculs dels intervals R-R a partir dels pics observats (consultar les publicacions dels Estudis 1B i 1C per conèixer el procediment en detall). En l'Estudi 1B hem aplicat el procediment en una mostra de participants en posició asseguda. D'aquesta mostra d'11 participants, les dades de 3 participants van ser descartades de l'anàlisi per la gran quantitat d'errors detectats en el senyal de vídeo a causa dels moviments corporals. Tot i que els resultats han estat satisfactoris, alguns paràmetres com RMSSD i pNN50 mostren unes correlacions baixes respecte a la resta de paràmetres. La principal dificultat trobada ha estat la necessitat de detectar i de compensar els moviments facials en les persones que no poden mantenir una posició estàtica durant el registre. Per aquest motiu, per tal de millorar els resultats obtinguts en l'Estudi 1B, en el disseny de l'Estudi 1C vam incloure un segon grup amb una posició diferent. L'Estudi 1C suposa una continuació i ampliació de l'Estudi 1B, ja que mantenim el procediment de detecció i correcció dels intervals R-R però afegim un grup en posició supina. Hem vist que, tot i obtenir resultats satisfactoris en ambdues posicions, la posició supina mostra unes correlacions més altes entre els dos sistemes (banda Polar i PPG del vídeo facial), així com unes diferències més baixes entre les mitjanes dels paràmetres obtinguts amb ambdós sistemes. La posició corporal, doncs, sembla ser important i determinant per a la qualitat de les dades. El principal inconvenient de la posició asseguda és que els moviments del cap incrementen el nombre d'artefactes en el senyal RGB, en particular en el canal G, que s'ha mostrat com el més adequat per a l'estimació de l'interval R-R. Com s'ha comentat, del grup de posició asseguda van ser exclosos 3 participants de l'anàlisi de dades. El principal motiu és que els moviments del cap durant el registre provoquen artefactes derivats del canvi en la llum sobre la cara, i afecten negativament a la qualitat de les dades. En aquest sentit, hem comprovat que la posició supina és més adequada per a reduir aquests artefactes, ja que el cap està sempre recolzat sobre una superfície horitzontal i confortable, impedit-se el seu moviment involuntari i per tant els canvis de lluminositat que provocarien els

artefactes.

A més dels paràmetres de l'anàlisi HRV, també volíem comprovar la freqüència respiratòria seguida pels participants durant els registres. Cal destacar que la majoria d'estudis pauten la respiració a 12 respiracions per minut per tal d'obtenir resultats comparables, sobretot en estudis de validació d'algun instrument (Parrado, García et al., 2010). En el nostre estudi també vam establir aquest patró respiratori en els dos grups. L'efecte de l'arítmia sinusal respiratòria (RSA) sobre la freqüència cardíaca es va calcular a partir de l'anàlisi espectral dels intervals R-R. En tots els casos els valors mitjans del pic de freqüència observat en la banda HF de l'espectre van estar al voltant dels 0.2 Hz, indicant que tots els participants van seguir correctament el patró de 12 respiracions per minut. De la mateixa forma que amb els paràmetres de HRV, la posició supina mostra millors resultats que la posició asseguda.

Tot i la viabilitat de la PPG per analitzar la HRV mostrada en els Estudis 1B i 1C, encara existeixen algunes limitacions importants que en dificulten la seva aplicació en contextos esportius naturals. Les condicions de registre estrictes en relació a la il·luminació i la importància de romandre en un estat de màxim repòs durant el registre fan de la PPG una metodologia de registre encara poc atractiva. És per això que cal millorar els sistemes de *tracking* facial que permetin compensar els moviments i els canvis de lluminositat que aquests produeixen, sobretot en posició asseguda (Sun et al., 2012). La millora en aquests sistemes de *tracking* facial permetria incorporar la PPG per a l'anàlisi de la HRV en situacions de moviment com, per exemple, proves d'estrès físic o psicològic. Els procediments proposats en els Estudis 1B i 1C per millorar el soroll que es produeix durant el registre es basa en tenir en compte únicament els píxels que contenen més informació sobre el senyal cardíac. Les zones que han mostrat més correlació han estat el front, les galtes i la barbata. Per tant, els sistemes basats en *tracking* haurien

de centrar-se en aquestes zones facials concretes per obtenir els píxels amb més resolució. En relació al tipus de càmera utilitzada, n'hem utilitzat una amb una freqüència de mostreig de 30 fps (*frames per second*). La combinació d'aquests dos últims factors, l'anàlisi dels píxels amb més resolució i la freqüència de mostreig de 30 fps, ofereixen una qualitat major a la d'altres estudis que utilitzen unes freqüències de mostreig diferents o mètodes d'anàlisi de vídeo més complexes (Poh et al., 2010; Sun et al., 2013).

Paral·lelament, la recerca s'hauria d'ampliar a diferents tipus de poblacions i situacions, ja que els estudis realitzats fins ara s'han centrat en l'estudi de persones sanes i en repòs (Schäfer i Vagedes, 2013). Probablement, la falta d'estudis de la PPG sense contacte (a partir de vídeo) en poblacions especials o amb trastorns sigui deguda a un interès actual més centrat en millorar els procediments de detecció i correcció del senyal de PPG, que en l'aplicabilitat que pugui tenir la tècnica en contextos esportius o sanitaris. Val a dir que, fins ara, l'ús de la PPG de contacte s'ha utilitzat principalment en contextos hospitalaris; en concret la PPG de contacte amb registre a través del dit (Posada-Quintero et al., 2013; Selvaraj et al., 2008) s'ha utilitzat per a la monitorització dels pacients. En l'àmbit hospitalari la PPG sense contacte, basada en el vídeo facial, podria ser una bona alternativa per a la monitorització de pacients que es troben hospitalitzats en llits en situació supina, i podria substituir els sistemes de monitorització més intrusius basats en l'ECG o en la PPG de contacte (d'acord amb Russoniello, Pougachev, Zhirnov, i Mahar, 2010). En canvi, tot i ser una tècnica menys invasiva que qualsevol instrument de contacte, les estrictes condicions de registre fan de la PPG de vídeo facial una tècnica amb difícil aplicabilitat en el context esportiu.

5.3. L'ús de la HRV per a la determinació de perfils psicofisiològics en esports d'equip d'alt rendiment (Estudi 2A)

El resultat obtingut en l'Estudi 2A indiquen que la HRV pot ser un indicador per la determinació de diferències en funció de la modalitat esportiva, tal y com ja s'ha utilitzat per determinar diferències en funció del rendiment (Saa et al., 2009). En l'Estudi 2A hem analitzat els paràmetres de HRV de 3 modalitats esportives diferents: bàsquet, hoquei herba, i futbol. En el nostre estudi només hem trobat diferències entre els jugadors de futbol respecte als de les dues altres modalitats esportives. Hem vist que els jugadors de futbol presenten un menor control vagal o parasimpàtic tal i com indiquen els valors inferiors en els paràmetres SDNN, RMSSD, pNN50, HF o VLF. Aquests resultats van en la línia del obtingut per Mal'tsev et al. (2010) sobre diferències en la HRV en funció dels entrenaments. En el seu estudi, van veure que els esportistes que practicaven disciplines de força com l'halterofília presentaven una variabilitat cardíaca més baixa que els esportistes de modalitats esportives de resistència com corredors de fons, a partir de valors inferiors en els paràmetres RMSSD, pNN50, HF, LF, VLF, i LF/HF. Aquestes diferències poden ser degudes a les característiques pròpies de cada esport, ja sigui pels programes d'entrenament o pels requeriments físics específics de cada esport com, per exemple, l'índex de massa corporal (IMC). Més específicament, en el futbol la combinació dels components aeròbic i anaeròbic de forma desigual en el transcurs del joc pot ser un dels determinants d'aquestes diferències (Rankovic et al., 2010; Reilly, Bangsbo, i Franks, 2000). Berkoff et al. (2007) conclouen que el component aeròbic i anaeròbic inclòs en els entrenaments dels esportistes de la seva mostra va determinant l'absència de diferències en la variabilitat cardíaca entre corredors de llarga distància i de velocitat. D'acord amb Aubert et al. (2003), i a partir dels resultats obtinguts en l'Estudi 2A, proposem els paràmetres RRmean, SDNN, RMSSD, i pNN50 com a

indicadors de referència per a l'estudi dels components aeròbic i anaeròbic i, per extensió, per a la determinació de perfils de HRV en funció de la modalitat esportiva. Tot i que els paràmetres freqüencials també semblen indicar diferències en el nostre estudi entre els 3 esports comparats, preferim no incloure'ls com a indicadors de referència per a la determinació dels perfils, ja que són sensibles a alguns aspectes metodològics (derivats de l'Estudi 2C) que es tracten en un altre apartat d'aquesta discussió (veure punt 5.8.). A nivell pràctic, disposar d'uns valors específics dels paràmetres de HRV presentats pels esportistes de diferents modalitats soluciona, en part, la crítica d'algunes revisions sobre la falta de valors de referència (Rodas et al., 2008b). No obstant això, no creiem que els valors dels paràmetres temporals obtinguts en el nostre estudi puguin generalitzar-se a tots els equips de futbol. En aquest sentit, cal analitzar cada grup d'esportistes i determinar-ne els seus propis paràmetres de referència. Anant més enllà i seguint en aquesta línia, Garcia, Arda, Rial, i Domínguez (2007) afirmen que la posició tàctica del jugador al camp de futbol determina el seu perfil de freqüència cardíaca. No obstant això, la poca mostra analitzada en el seu estudi i el nombre escàs de registres fan pensar que les diferències en la FC poden ser atribuïdes a diferències individuals, més enllà de la seva posició tàctica. Aquesta idea sobre les diferències individuals l'analitzem en l'Estudi 2B i serà discutida més endavant (veure punt 5.5.).

5.4. Avaluació conjunta de l'estat d'ànim i la HRV (Estudi 2A)

En l'Estudi 2A també hem analitzat la utilitat de l'avaluació conjunta de l'estat d'ànim i la HRV a partir de 2 perfils diferents d'estat d'ànim: el *perfil iceberg* i un perfil d'estat d'ànim alterat en una mostra de jugadors de futbol del mateix equip. Volíem veure si l'avaluació conjunta dels dos indicadors ens aporta informació

rellevant i si podem detectar alguns estats emocionals específics amb l'anàlisi de la HRV a partir d'un registre de curta durada (5 minuts). En el cas dels futbolistes amb *perfil iceberg* el factor de Vigor del POMS correlaciona negativament amb els paràmetres %LF, LF/HF, el que indica una menor activació simpàtica, i positivament amb el paràmetre %HF, que indica una major activació parasimpàtica (Rodas et al., 2008a). Aquests resultats es relacionen amb els obtinguts per Pichon, Nuisser i Chapelot (2010) que estableixen el factor de Vigor com un dels predictors dels canvis en el paràmetre LF/HF. En el cas dels futbolistes amb estat d'ànim alterat hem trobat que és el factor de Fatiga el que correlaciona negativament amb els paràmetres pNN50 i HF, el que s'interpreta com una menor activació parasimpàtica (Sztajzel et al., 2008). Parrado, Cervantes et al. (2010) també van obtenir resultats similars en aquesta línia, veient una relació entre la fatiga percebuda i la disminució del paràmetre pNN50. Així doncs, la relació consistent observada en diferents estudis entre els factors de Vigor i Fatiga del POMS i els paràmetres de HRV, suggereix que l'anàlisi de la HRV a partir d'un registre de curta durada (5 minuts) pot ser útil per a detectar estats d'ànim amb un clar component físic. No obstant això, en el nostre estudi no hem trobat relació de la HRV amb la resta de factors del POMS: Tensió, Depressió, i Hostilitat. Això pot ser degut a que, mentre els factors de Vigor i Fatiga poden estar relacionats amb l'efecte físic de la pràctica esportiva en els entrenaments i competicions, la resta de factors poden estar reflectint un menor component físic i un major component psicològic. Això ens indica que un registre puntual de curta durada podria ser insuficient per a detectar estats d'ànim alterats a partir dels factors de Tensió, Depressió, i Hostilitat. De fet, una de les principals crítiques que ha rebut el POMS és el fet d'incloure diversos factors negatius i únicament un factor positiu, el Vigor, en el conjunt dels factors (Leunes i Burger, 2000). Per una banda, es facilita la detecció dels perfils d'estat d'ànim molt positius, caracteritzant el *perfil iceberg* com en el nostre Estudi 2A (veure Figura 1a de la publicació corresponent a l'Estudi 2A). En canvi, els perfils amb un estat d'ànim alterat poden ser més

diversos, amb puntuacions altes en el factor de Fatiga a causa d'un sobrecàrrega funcional o no funcional, o altes en els factors de Depressió i Tensió degudes a aspectes extraesportius. Les diferents causes dels estats d'ànim alterats i dels seus perfils en el POMS qüestionen la seva anàlisi conjunta, i més sabent de l'existència de diferents perfils d'estat d'ànim en esportistes que pertanyen al mateix equip (De la Vega et al., 2008). També cal tenir en compte que quan avaluem l'estat d'ànim és imprescindible saber en quin context s'ha fet l'avaluació, ja que els esdeveniments esportius i/o personals significatius poden influir en els perfils d'estat d'ànim obtinguts amb el POMS (Andrade, Arce, i Seoane, 2000). En aquest sentit, en el nostre estudi sabem que l'avaluació de l'estat d'ànim i els registres de HRV es va realitzar el dia després que l'equip obtingués un resultat important en la seva competició, aspecte que probablement es va reflectir en l'estat d'ànim però que potser no ho va fer amb la mateixa magnitud en la HRV. Aquesta explicació pot ser un exemple de la dificultat d'analitzar de forma conjunta un component psicològic tant sensible i variable com l'estat d'ànim amb aspectes fisiològics aparentment més objectius com la HRV, a partir d'una avaluació puntual i específica, sense tenir altres mesures de referències d'ambdues variables i sota circumstàncies i contextos diferents. En un estudi recent, Buchheit (2014) conclou que l'avaluació mensual de l'estat d'ànim i la HRV de forma conjunta és insuficient i poc sensible per a predir canvis en el rendiment. L'autor de l'estudi creu que l'avaluació conjunta de l'estat d'ànim i la HRV pot ser útil en l'avaluació de perfils de sobreentrenament sever (NFO i OTS) però no en estats funcionals. Per tant, creiem que les conclusions derivades d'una avaluació puntual haurien de restringir-se únicament a estats d'ànim alterats per un NFO o OTS. En aquest sentit, però, calen més estudis que aportin més claredat a la definició d'estat d'ànim alterat ja que, tal i com senyala Terry (1995), en algunes modalitats esportives el que entenem per estat d'ànim alterat podria ser entès com estat d'ànim òptim. És el cas dels esports de lluita on les puntuacions altes en els factors d'Hostilitat i Tensió del POMS es relacionen de forma positiva

amb el rendiment esportiu. Així doncs, tal i com es proposa en alguns estudis inicials en aquesta línia de recerca (Hoffman, Bar-Eli, i Tenenbaum, 1999), resulta imprescindible incloure variables objectives de rendiment que ajudin a contextualitzar l'estat d'ànim.

5.5. Perfils individuals de HRV (Estudi 2B)

El resultat obtingut en l'Estudi 2B mostren que existeixen patrons individuals en els perfils de HRV analitzats al llarg de la temporada. En l'Estudi 2A hem vist que la modalitat esportiva pot determinar el perfil de HRV d'un col·lectiu específic i creiem que això és útil per a la correcta interpretació dels resultats a partir d'uns valors de referència. En canvi, en l'Estudi 2B hem vist que la possibilitat d'avaluar un esportista al llarg de la temporada permet detectar i configurar el seu perfil particular de HRV, permetent individualitzar al màxim la interpretació dels seus paràmetres. En diversos estudis (Grant et al., 2013; Toufan et al., 2012) observem unes desviacions estàndard molt elevades corresponents a les mitjanes d'alguns paràmetres de referència com el SDNN o el RMSSD, aspecte que suggereix que les diferències individuals poden ser la causa de tanta dispersió. Així doncs, a partir dels resultats de l'Estudi 2B proposem enfocar l'anàlisi i la interpretació de la HRV de forma individual per a la monitorització contínua del procés de recuperació de l'esportista o per a estudis longitudinals. En aquest sentit, per poder realitzar una anàlisi tan acurada creiem que cal tenir un mínim de registres de HRV que permetin diferenciar un jugador de la resta de forma significativa. D'aquesta manera, el perfil individual obtingut podria representar al màxim tot l'espectre de l'estat del jugador, des de l'estat òptim a l'estat de sobreentrenament. Aquesta individualització en la interpretació dels perfils de HRV ha d'anar sempre acompanyada del coneixement de la fase d'entrenament en la que es troba l'esportista, per tal d'interpretar quina relació hi ha amb les càrregues externes d'entrenament (Plews, Laursen, Kilding, i Buchheit, 2014).

5.6 Necessitats i diferències individuals en el procés de recuperació (Estudi 2B)

En l'Estudi 2B també hem vist que els jugadors responen de forma diferent a les estratègies prescrites, ja sigui en termes subjectius com la recuperació percebuda, o en termes objectius a través de modificacions en els patrons de HRV. En alguns jugadors hem observat relacions entre la percepció de recuperació i les àrees de recuperació de Son i Descans de l'escala TQR; i en altres, en canvi, relacions entre la percepció de recuperació i les àrees de Nutrició o Exercicis de Recuperació. En algun jugador, però, no hem observat cap relació entre la percepció de recuperació i alguna de les escales de l'autoinforme de conductes de recuperació TQRact. De la mateixa manera, els beneficis observats en la HRV en relació a les conductes de recuperació realitzades també varien en funció del jugador. Aquestes diferències en la resposta a uns mateixos programes de recuperació, ja sigui en termes de percepció de recuperació o en els perfils de HRV, poden ser degudes a l'existència de necessitats diferents per a cada jugador. En aquest sentit, diversos estudis en el camp nutricional conclouen la necessitat de dissenyar programes dietètics individuals atenent a les necessitats específiques de cada jugador (Burke, Loucks, i Broad, 2006; Jeukendrup, 2011). Creiem que això pot fer-se extensiu a les altres àrees i a les estratègies de recuperació que podem registrar amb l'autoinforme TQRact. No obstant, la falta de relació observada en alguns casos entre les percepcions de recuperació i les àrees de recuperació analitzades pot ser atribuïda a algunes limitacions de l'estudi. En primer lloc, en el nostre estudi només hem valorat les àrees de recuperació proposades originalment en l'escala TQR de Kenntä i Hassmén (1998). Cal destacar que la majoria de les conductes o estratègies d'aquesta escala tenen un component proactiu; és a dir, el jugador és el principal responsable de dur a terme l'estratègia. És possible que existeixin més conductes o estratègies de recuperació (per exemple conductes passives com massatges o banys) que no han estat avaluades en el nostre estudi,

per a les quals no podem determinar quina influència han tingut sobre la percepció de recuperació o la HRV. En segon lloc, tampoc hem analitzat de quina manera han afectat al procés de recuperació l'estil de vida i l'entorn de l'esportista durant el període d'avaluacions. De cara a futures investigacions caldrà tenir-ho en compte, ja que aquestes variables poden afectar al rendiment o al risc de sobreentrenament (Lehmann, Foster, Gastmann, Keizer, i Steinacker, 1999).

5.7. L'ús de l'EMA i dels dispositius mòbils per a la monitorització del procés de recuperació (Estudi 2B)

Les escales per avaluar la recuperació, i en concret l'escala TQR, han estat criticades o poc utilitzades en recerca principalment per la seva aparent dificultat en dur un autorregistre acurat per part dels esportistes (Laurent et al., 2011). A més, el poc temps destinat a la planificació de la recuperació és desproporcionat en comparació amb el temps que s'inverteix en el disseny i la planificació dels entrenaments (Jeffreys, 2005), indicant que no hi ha un interès excessiu en el desenvolupament i en l'ús d'eines i metodologies per a l'avaluació i el seguiment del procés de recuperació.

La proposta d'avaluar el procés de recuperació amb l'autoinforme TQR (Kenttä i Hassmén, 1998) va resultar força innovadora en els seus inicis, ja que posava l'èmfasi en la importància de l'autorregistre diari d'un conjunt de conductes de recuperació considerades com a importants. Tot i l'atractiu de l'escala, la seva aplicació ha estat qüestionada per la baixa adherència per part dels esportistes degut a la dificultat que comporta el compliment regularment un autorregistre conductual (Laurent et al., 2011). En aquest sentit, pot resultar molt útil i interessant treure profit dels *smartphones* per tal de facilitar la recollida de dades en contextos naturals (Delaserra et al., 2014) i tenir-los en compte com a eina que

possibilita l'EMA. Una de les principals crítiques que han rebut les eines utilitzades per avaluar el procés de recuperació és la falta d'anàlisi en profunditat del component qualitatiu (Bird, 2011; Laurent et al., 2011). Tot i que en la fase educativa de l'Estudi 2B sí que es va posar èmfasi en el component qualitatiu de cada conducta, en la fase de recollida de dades només es va registrar si la conducta s'havia realitzat o no, tal i com indica l'escala TQRact. Aprofitant els avantatges que poden oferir les aplicacions per a *smartphones* (Apps) creiem que cal adaptar una versió de l'escala TQRact que avalui de forma més explícita el component qualitatiu del procés de recuperació. Per exemple, no registrar únicament si l'esportista ha menjat sinó també què ha menjat i en quines condicions.

En l'estudi de Venter (2014) s'observa que existeixen diferències en la importància atribuïda a les estratègies de recuperació, inclús entre esportistes del mateix equip, el que suggereix que els programes de recuperació han de ser individualitzats. Així doncs, paral·lelament a l'ús que pot tenir l'escala TQRact per al seguiment de la recuperació de l'esportista, l'escala també pot ser útil per a detectar quines preferències i prioritats té l'esportista a nivell conductual, permetent modificar-les i adaptar-les en funció de les seves mancances i necessitats (Hanin, 2002).

Històricament, l'EMA ha estat associada a l'ús dels dispositius *palm-top* o ordinadors de mà (Hufford i Shields, 2002). El cost econòmic d'aquests dispositius ha estat un dels principals inconvenients en l'aplicació de l'EMA en els estudis científics, degut a les dificultats per avaluar molts subjectes durant el mateix període de temps. En els darrers anys, però, l'aparició i la popularització dels *smartphones*, cada cop amb més possibilitats tècniques, està facilitant la realització d'estudis en el camp de la salut utilitzant l'EMA (Dennis, Scott, Funk, Nicholson, 2014; Dunton et al., 2014; Garcia-Palacios et al., 2014; Thrul, Bühler, Ferguson, 2015). Per altra banda, les limitacions a nivell de *software* per a la

confecció de programes de recollida de dades (Le, Choi, Beal, 2006) també han estat parcialment solucionades amb l'aparició de les aplicacions (*Apps*) per a *smartphones*. En l'Estudi 2B, la combinació de l'ús dels propis *smartphones* dels jugadors amb la confecció d'una *App ad hoc* van permetre minimitzar la corba d'aprenentatge de l'usuari, facilitant la recollida de les dades i la monitorització de la recuperació des d'una perspectiva psicofisiològica integrada en un únic dispositiu.

El principal problema dels autorregistres basats en el record és la gran quantitat de biaixos produïts per la memòria (Redelmeier, Katz, i Kahneman, 2003). En un estudi que analitza els efectes del son sobre el rendiment en jugadors de bàsquet, Mah et al. (2011) reporten les dificultats que tenien els jugadors avaluats per estimar de forma precisa la quantitat de son, conclouent que els jugadors tenen percepcions errònies sobre el seu descans quan es pregunta retrospectivament. Juntament amb l'estudi de l'EMA com a mètode d'avaluació, s'han proposat altres mètodes per minimitzar el biaix del record, com ara el mètode de reconstrucció diari (DRM, *Day Reconstruction Method*), i s'han dissenyat instruments adaptats sota aquest concepte per registrar, per exemple, l'activitat física realitzada (Parrado et al., 2009). L'elecció d'un mètode o un altre (EMA o DRM) ha de respondre al tipus de variables avaluades. Kim, Kikuchi, i Yamamoto (2013) conclouen que variables com la fatiga o l'estat d'ànim avaluades amb el DRM són susceptibles de ser sobreestimades. En el registre de les conductes de recuperació realitzades, però, creiem que no es va produir cap sobreestimació o subestimació, ja que els registres van ser diaris i el tipus de variable era menys susceptible d'ésser esbiaixada. En els casos en que el qüestionari escollit impliqui un record setmanal sí que s'acostumen a produir aquests valoracions distorsionades (Shephard, 2003).

Una dels principals utilitats de l'EMA és la possibilitat de detectar diferències individuals mitjançant l'acumulació d'avaluacions repetides al llarg d'un període

de temps (Shiffman et al., 2008). Òbviament, si la variable avaluada és molt estable al llarg del període analitzat això no suposa un avantatge especial. En el nostre cas, en l'Estudi 2B les avaluacions repetides fetes amb l'EMA ens han permès detectar la relació entre patrons individuals a partir de l'anàlisi HRV i conductes de recuperació realitzades, relació que amb una avaluació puntual no hauria estat possible analitzar, com ja hem vist en l'Estudi 2A.

Tal i com hem comentat anteriorment, en l'Estudi 2B també hem utilitzat l'acceleròmetre dels dispositius *iPhone*, el que ens ha permès analitzar la HRV a partir de registres realitzats en una situació i unes condicions difícils d'aconseguir. Cal destacar que tots els registres els van realitzar els propis jugadors entre les 08.00 i les 10.00 del matí, al domicili particular i abans de la sessió d'entrenament. La utilització de l'acceleròmetre com a sensor integrat dins dels dispositius *smartphone* dels jugadors va permetre enregistrar els intervals RR d'una forma no-invasiva i més natural que amb altres sensors com per exemple una banda cardíaca toràcica. Tenint en compte que el context i les condicions en les que es recullen les dades pot ser determinant (Bolger i Laurenceau, 2005; Myin-Germeys, van Os, Schwartz, Stone, i Delespaul, 2001), la metodologia de registre utilitzada en el nostre estudi li ha donat una alta validesa ecològica.

A nivell metodològic, cal tenir en compte algunes consideracions quan es duen a terme dissenys d'EMA que poden afectar greument els resultats. La reactivitat es defineix com la possibilitat de que el comportament o l'experiència de l'usuari pot veure's afectada per l'acte de l'avaluació mateixa (Shiffman et al., 2008). És a dir, la pròpia avaluació del fenomen pot fer canviar la conducta real que estem avaluant. El estudis indiquen que la reactivitat sorgeix quan el subjecte intenta canviar la conducta, sobretot quan aquesta es registra abans que sigui executada (per exemple, registrar què es va a menjar abans de fer-ho) (Korotitsch i Nelson, 1999). En l'Estudi 2B vam minimitzar la possibilitat d'ocurrència d'aquest

fenomen, ja que el registre de les conductes de recuperació es va fer durant el matí i es va preguntar sobre les conductes realitzades el dia anterior. A més, abans de la fase de recollida de dades vam incloure una fase educativa, on es va explicar el funcionament de l'App i la utilitat del sistema. Aquesta fase resulta de vital importància quan els esportistes no estan familiaritzats amb els instruments que utilitzaran, facilitant el calibratge de les seves percepcions i minimitzant els biaixos produïts pel propi sistema de recollida de dades (Seiler i Sjursen, 2004).

5.8. Efecte de la respiració en la HRV i en la interpretació del procés d'estrès-recuperació (Estudi 2C)

En l'Estudi 2C preteníem analitzar de quina manera influeix la respiració en els paràmetres de HRV, tant temporals com freqüencials, en 3 mostres poblacionals diferents: estudiants no actius, estudiants actius, i esportistes. En aquest estudi, hem confirmat que la freqüència respiratòria pot modificar de forma significativa els paràmetres de HRV, tal i com indiquen els resultats obtinguts en estudis previs (Aysin i Aysin, 2006; Saboul et al., 2014). Els canvis més significatius i consistents entre les 3 mostres els observem en els paràmetres de domini freqüencial: LF(%), HF(%), i LF/HF. En les 3 mostres i en tots els casos s'inverteixen el pesos de LF i HF. Aquest fenomen s'explica pel patró de respiració imposat en la situació de respiració pautaada, que va ser de 12 respiracions per minut, patró que se centra en la banda de freqüències altes (HF; 0.2 Hz). En canvi, en els paràmetres de domini temporal només s'observen canvis en les mostres d'estudiants no actius i actius, però no en la mostra d'esportistes. Aquests resultats coincideixen amb els obtinguts per Saboul, Pialoux, i Hautier (2013). En el seu estudi van analitzar la HRV durant un període de 21 dies consecutius en grup de 10 esportistes. En cada un dels dies van realitzar dos registres, un amb respiració pautaada i un amb respiració espontània, per a l'anàlisi HRV. La principal conclusió de l'estudi és

que els paràmetres freqüencials, especialment LF/HF són altament sensibles i mediats per la respiració i, en canvi els paràmetres temporals, especialment l'RMSSD i l'SD1, es mantenen estables i robustos sense influència de la respiració, proposant-los com a paràmetres de referència per als estudis de seguiment, d'acord amb treballs previs (Kiviniemi et al., 2010; Plews et al., 2012).

En l'Estudi 2C també hem analitzat quines implicacions pot tenir el fet de pautar o no pautar la respiració per a l'anàlisi del procés d'estrès-recuperació. En aquest sentit, no només hem vist que els valors dels paràmetres de HRV, en especial els de domini freqüencial, variaven de forma significativa, sinó que al contrastar-ho amb les escales del qüestionari RESTQ-Sport les interpretacions poden ser molt diferents. Això pot conduir a errors de diagnòstic de sobreentrenament o en l'avaluació i seguiment dels entrenament i competicions. Generalment, el rati LF/HF s'ha considerat un indicador de l'equilibri simpàtic-vagal (Bricout et al., 2010; Sztajzel et al., 2008) però pocs estudis l'ha establert com a indicador fiable per al diagnòstic de sobreentrenament, el que ens genera dubtes de quin ha de ser el seu ús en el context esportiu. Alguns estudis (Mourot et al., 2004) conclouen que un rati LF/HF superior a 4 és un signe d'OTS, però estudis recents el posen en dubte com a paràmetre de diagnòstic (Saboul et al., 2014). En aquest darrer estudi (Saboul et al., 2014) contrasten el rati LF/HF obtingut en situació de respiració espontània amb els resultats del qüestionari estandarditzat per al diagnòstic d'OTS de la Societat Francesa de Medicina de l'Esport (SFMS, *Société Française de Médecine du Sport*). Els resultats obtinguts van mostrar que pràcticament la totalitat de la mostra analitzada va obtenir uns valors superiors a 1 en el rati LF/HF i en 5 dels casos superiors a 4. Els casos més extrems van presentar un LF/HF superior a 10, valor massa gran si els comparem amb els habituals en la literatura sobre el tema, i més tenint en compte que cap dels esportistes va presentar símptomes de OTS en el qüestionari de la SFMS. La conclusió, que reafirmem en l'Estudi 2C, és que els paràmetres de domini freqüencial no són adequats per a

valorar el sobreentrenament, ja que els esportistes que presenten un patró respiració lenta (inferior a 0.15 Hz, i centrat en la banda de freqüències LF) obtenen uns uns valors elevats en LF/HF, independentment del seu estat de sobreentrenament. Una revisió recent (Reyes del Paso, Langewitz, Mulder, Van Roon, i Duschek, 2013) afirma que l'espectre de HRV, incloent el component LF, està principalment modulats pel sistema parasimpàtic. Aquests autors també conclouen que l'anàlisi HRV basat únicament en els components espectrals pot ser enganyós. Una altra revisió centrada en els protocols de registre per a l'anàlisi HRV en mostres d'esportistes (da Silva, de Oliveira, Silveira, Mello, i Deslandes, 2014) també conclou que la respiració és la principal causa dels resultats inconsistents observats en els estudis que analitzen la HRV com a marcador d'adaptació als entrenaments, sent els paràmetres RRmean i SDRR els més estables. Altres variables com la posició de l'esportista durant el registre (en posició supina, assegut, o de peu) no influeixen de forma significativa. Per tant, en el context esportiu no és pertinent l'ús aïllat d'algun paràmetre de domini freqüencial com a indicador per al seguiment dels entrenaments, especialment en esportistes sans o no sobreentrenats.

Sembla que hi ha un consens generalitzat en els estudis de recerca on s'analitza la HRV, amb la utilització de protocols de respiració pautada a un freqüència de ≥ 0.2 Hz (12 respiracions per minut. No obstant això, els resultats contradictoris que s'han publicat sobre l'efecte de la respiració controlada en el control autonòmic no han permès establir unes guies o protocols a seguir de forma inequívoca. (Pinna, Maestri, La Rovere, Gobbi, i Fanfulla, 2006). Tot i les evidències i l'acceptació de la influència de la respiració sobre els paràmetres de HRV, sembla difícil determinar quin dels dos patrons respiratoris (respiració espontània o respiració pautada) és el més adequat per a l'estudi dels paràmetres freqüencials. No obstant això, en l'Estudi 2C també hem observat una relació entre la respiració espontània i les escales de Fatiga i Estrès Emocional del RESTQ-Sport,

sent els jugadors que respiraven espontàniament a una freqüència respiratòria més elevada més ràpid els que puntuaven més alt en les dues escales. Aquesta relació entre el patró respiratori i els nivells d'ansietat ja s'ha estat observat en estudis de recerca bàsica (Carnevali et al., 2013), però no s'ha tingut en compte en els protocols d'anàlisi HRV. Per tant, tot sembla indicar que en els estudis que utilitzen l'anàlisi HRV és més adient deixar que els esportistes respirin de forma espontània que no pas paucar la respiració a un ritme determinat. Això és, especialment important per als seguiment i la interpretació dels paràmetres del domini freqüencial, ja que ens pot aportar informació rellevant que podria quedar emmascarada utilitzant un patró de respiració paucada.

5.9. Limitacions i propostes de recerca futures

En aquesta tesi hem estudiat l'ús de la HRV com a eina per a la monitorització psicofisiològica en el context esportiu i ho hem fet a diferents nivells. A nivell metodològic, hem proposat les tècniques de SCG i PPG com a sistemes d'anàlisi de la HRV. També hem vist que l'aplicació de l'EMA juntament amb l'ús dels *smartphones* és una metodologia de recollida de dades útil tan per al seguiment i monitorització a temps real de l'estat dels esportistes en relació al procés de recuperació, com per a la determinació de perfils individuals basats en la combinació de paràmetres fisiològics, com la HRV, i conductuals, com les conductes de recuperació. A nivell aplicat, hem vist que l'anàlisi de la HRV és útil per a la determinació de perfils, ja sigui col·lectius o individuals. Per altra banda, també hem observat quines implicacions pràctiques en la interpretació dels resultats de l'anàlisi HRV pot tenir la respiració quan analitzem de forma conjunta paràmetres de HRV i indicadors obtinguts a partir de qüestionaris. Tot i així, la recerca realitzada que presentem en aquesta tesi presenta algunes limitacions, però també obre noves línies de recerca.

En el cas de l'anàlisi HRV a partir de la PPG, hem establert les condicions de registre i d'anàlisi per a l'obtenció dels paràmetres de HRV. Tot i així, l'ús d'aquesta metodologia com a mètode no invasiu encara presenta algunes limitacions que encara la fan poc atractiva en relació a sistemes convencionals com l'ECG o les bandes toràciques. Les principals limitacions observades en la metodologia de registre de la HRV mitjanant la PPG són les estrictes condicions d'il·luminació en l'ambient d'avaluació i l'absolut repòs que ha de mantenir el subjecte durant el registre. Tot i que aquestes condicions poden adaptar-se amb més facilitat en contextos de recerca o hospitalaris, encara resulten massa restrictives per aplicar-se a entorns esportius que requereixen avaluacions ràpides i, sovint, es realitzen en contextos sotmesos amb poques garanties metodològiques com són els llocs d'entrenament o competició. En aquest sentit, i per tal que la PPG pugui suposar una eina amb avantatges respecte als sistemes convencionals, cal millorar el sistema de *tracking* facial de tal forma que permetin compensar i corregir a temps real els errors produïts pel moviment i els canvis de llum i ho permetin adaptar més fàcilment al context esportiu natural.

Una de les principals limitacions que presenten els estudis d'aquesta tesi, en especial els corresponents a la segona part, és el fet de no haver disposat de dades de rendiment dels esportistes avaluats. Tot i que l'anàlisi de dades de rendiment no era un objectiu de cap dels estudis realitzats, sí que hauria estat una dada complementària que hauria ajudat a contextualitzar i facilitar la interpretació, en concret, dels Estudis 2A i 2B. En el cas de l'Estudi 2A, la inclusió de dades de rendiment en l'anàlisi combinat dels perfils de HRV i d'estat d'ànim hauria facilitat la interpretació dels perfils amb estat d'ànim alterat. Estudis recents en aquest camp (Buchheit, 2014) inclouen dades de rendiment inclús quan el rendiment no és l'objectiu principal de l'estudi, sinó que és una dada complementària i necessària per a la interpretació de la resta de dades. En el cas de l'Estudi 2B, les dades de rendiment també haurien permès completar els perfils individuals basats

en la combinació de l'anàlisi HRV i les conductes de recuperació.

Una de les limitacions relacionades amb l'ús de l'EMA ha estat la dificultat per incloure més qüestionaris en la valoració del procés de recuperació de l'Estudi 2B. Un dels aspectes que cal tenir en compte en l'ús de l'EMA amb dispositius mòbils és la reactivitat que pot causar en el subjecte avaluat el fet d'haver de contestar qüestionaris i autoinformes de molts ítems o amb moltes opcions de resposta. En aquest sentit, és important seguir amb la línia iniciada d'adaptació de versions reduïdes dels qüestionaris i autoinformes per tal de poder incloure'ls d'una manera més funcional en els dispositius mòbils tipus *smartphone*.

En relació a l'anàlisi de la HRV, la recerca futura ha de centrar-se en l'establiment d'un protocol estandarditzat de registre que reuneixi unes condicions metodològiques que estiguin consensuades per la comunitat científica. Una de les principals limitacions en l'anàlisi de la HRV és la gran varietat en els protocols seguits en la fase de registre de l'interval R-R. Principalment, les diferències en els protocols se centren en els temps de durada del registre (3, 5, o 10 minuts), en la posició del cos (posició supina o estirada), i en el tractament de la respiració (espontània o pautaada). A més, en el cas de la respiració pautaada tampoc s'estableix a quina freqüència ha de ser i, tot i que està força acceptat pautar-la a 12 cicles per minut (0.2 Hz), encara hi ha dubtes de que sigui la freqüència idònia per a mostres esportives. Així doncs, i seguint en la línia de Da Silva et al. (2014), són necessaris estudis de revisió metodològica que ajudin a clarificar i proposin uns estàndards en relació al registre de l'interval R-R. En l'àmbit esportiu, però, aquest protocol de registre ha de contemplar les característiques especials de la pràctica esportiva respecte a altres tipus de mostres d'estudi i analitzar la HRV en totes les fases d'un entrenament típic: abans de l'entrenament, durant l'entrenament, i després de l'entrenament. Un protocol de registre i una anàlisi de la HRV que contempli totes aquestes fases permetran obtenir nous índex d'estrès i

de recuperació de l'esportista, millorant l'anàlisi HRV com a eina per al seguiment de l'esportista.

6. CONCLUSIONS

1. El senyal de seismocardiografia (SCG) dels dispositius *iPhone* es viable per a l'estimació dels intervals R-R i la posterior anàlisi HRV, tot i que es requereixen unes condicions de registre estrictes, en posició supina i de repòs total. Tot i que la zona òptima de col·locació del dispositiu mòbil és l'estènum, és recomanable personalitzar-ne la posició a les característiques pròpies de la morfologia corporal de l'esportista. Aquesta tècnica pot resultar eficaç per a la monitorització de l'esportista a distància a partir del seu propi dispositiu mòbil, sense necessitat de cap accessori addicional.
2. La fotopletismografia (PPG) facial és una tècnica vàlida per a l'estimació dels intervals R-R i la posterior anàlisi HRV. La posició òptima per al registre facial és en posició supina, en repòs total i amb unes condicions controlades d'il·luminació constant i regular. Aquesta tècnica pot resultar eficaç per a la monitorització no invasiva de persones hospitalitzades en llit.
3. L'anàlisi HRV pot discriminar entre diferents modalitats esportives, com ara futbol, bàsquet o hoquei, possibilitant la identificació de perfils d'entrenament específics propis de cada esport. Aquesta metodologia podria ser útil per a identificar la predisposició òptima dels esportistes en formació a l'hora d'escollir la modalitat esportiva o per valorar l'adaptació de l'esportista als entrenaments en comparació al grup que segueix el mateix pla d'entrenament.
4. L'anàlisi combinada en esportistes de la HRV i de l'estat d'ànim a partir d'avaluacions situacionals o puntuals pot detectar estats d'ànim amb un clar component físic, com els de Vigor i de Fatiga, però no resulta útil per detectar estats d'ànim caracteritzats per components psicològics com els de Tensió, Depressió o Hostilitat.

CONCLUSIONS

5. L'avaluació ecològica momentània (EMA) és una metodologia útil per a la detecció de perfils psicofisiològics individuals, especialment de perfils combinats de variables fisiològiques com la HRV, amb variables psicològiques i conductuals com la percepció de recuperació o les conductes de recuperació realitzades.
6. Els nostres resultats denoten l'existència de perfils individuals de HRV i suggereixen la necessitat d'analitzar i d'interpretar els paràmetres a nivell personalitzat per a cada esportista, enlloc de basar-se en la interpretació a partir de barems poblacionals.
7. El patró respiratori, que és un aspecte conductual sota control de l'esportista, influeix de forma determinant en l'anàlisi HRV, especialment en els paràmetres de domini freqüencial com LF, HF i LF/HF. En aquest sentit, el protocol de recollida de dades en relació a la respiració utilitzat en els registres per a l'anàlisi de la HRV pot esbiaixar la interpretació de l'estat d'estrès-recuperació avaluat a partir de qüestionaris. Sembla que la freqüència respiratòria espontània aporta informació més rellevant que la freqüència respiratòria pautaada, ja que no interfereix en la situació (s'ajusta més al model d'EMA) i pot reflectir la influència de l'estrès.
8. Els *smartphones* que s'utilitzen de forma quotidiana aporten una tecnologia basada en els sensors propis que possibilita l'anàlisi, la interpretació i el *feedback* a temps real de conductes relacionades amb l'estil de vida saludable de les persones. El focus del nostre treball s'ha centrat en aprofitar aquesta tecnologia per analitzar la HRV, l'estat d'ànim i aspectes conductuals, segons un model d'EMA i d'una forma no-invasiva. El sistema resultant, aplicat al camp esportiu, permet una monitorització psicofisiològica del procés d'estrès-recuperació.

REFERÈNCIES

- Allen, J. (2007). Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 28, 1-19.
- Andrade, E.M., Arce, C., Seoane, G. (2000). Aportaciones del POMS a la medida del estado de ánimo de los deportistas: estado de la cuestión. *Revista de Psicología del Deporte*, 9, 7-20.
- Aubert, A.E., Seps, B., Beckers, F. (2003). Heart Rate Variability in Athletes. *Sports Medicine*, 33(12), 889-919.
- Aysin, B., Aysin, E. (2006). Effect of respiration in heart rate variability (HRV) analysis. *Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1, 1176-1179.
- Badr, H., Laurenceau, J.P., Schart, L., Basen-Engquist, K., Turk, D. (2010). The daily impact of pain from metastatic breast cancer on spousal relationships: A dyadic electronic diary study. *Pain*, 151(3), 644-654.
- Beda, A., Simpson, D.M., Carvalho, N.C., Carvalho, A.R.S. (2014). Low-frequency heart rate variability is related to the breath-to-breath variability in the respiratory pattern. *Psychophysiology*, 51(2), 197-205.
- Ben Lamine, S., Calabrese, P., Perrault, H., Dinh, T.P., Eberhard, A., Benchetrit, G. (2004). Individual Differences in Respiratory Sinus Arrhythmia? *American Journal of Physiology Heart and Circulatory Physiology*, 286, H2305-H2313.
- Berkoff, D.J., Cairns, C.B., Sanchez, L.D., Moorman, C.T. (2007). Heart rate variability in elite American track-and-field athletes. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(1), 227-231.
- Billman, G.E. (2011). Heart rate variability – a historical perspective. *Frontiers in Physiology*, 2, 1-13.

- Bird, S.P. (2011). Implementation of recovery strategies: 100-point weekly recovery checklist. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 16, 16–19.
- Bishop, P.A., Jones E., Woods A.K. (2008). Recovery from training: A brief review. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(3), 1015-1024.
- Bolger, N., Laurenceau, J.P. (2005). Using diary methods to study marital and family processes. *Journal of Family Psychology*, 19(1), 86-97.
- Borg, G. (1998). *Borg's perceived exertion and pain scales*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Bosquet, L, Merkari, S., Arvisais, D., Aubert, A.E. (2008). Is heart rate a convenient tool monitor over-reaching? A systematic review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 42, 709-714.
- Bosquet, L., Gamelin, F.X., Berthoin, S. (2007). Is aerobic endurance a determinant of cardiac autonomic regulation? *European Journal of Applied Physiology*, 100, 363-369.
- Bresciane, G., Cuevas, M.J., Garatachea, N., Molinero, O., Almar, M., De Paz, J. A., Márquez, S., González-Gallego, J. (2010). Monitoring biological and psychological measures throughout an entire season in male handball players. *European Journal of Sport Science*, 10(6), 377-384.
- Bricout, V., DeChenaud, S., Favre, A. (2010). Analyses of heart rate variability in young soccer players: The effects of sport activity. *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical*, 154, 112-116.
- Brink, M., Visscher, C., Arends, S., Zwerver, J., Post, W., Lemmink, K. (2010). Monitoring stress and recovery: new insights for the prevention of injuries and illnesses in elite youth soccer players. *British Journal of Sports Medicine*, 44(11), 809-815.

- Brüser, C., Stadlthanner, K., Brauers, A., Leonhardt, S. (2010). Applying machine learning to detect individual heart beats in ballistocardiograms. *Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1926-1929.
- Buchheit, M. (2014). Sensitivity of Monthly Heart Rate and Psychometric Measures for Monitoring Physical Performance in Highly Trained Young Handball Players. *International Journal of Sports Medicine*.
- Burke, L.M., Loucks, A.B., Broad, N. (2006). Energy and carbohydrate for training and recovery. *Journal of Sport Sciences*, 24(7), 675–685.
- Carnevali, L., Sgoifo, A., Trombini, M., Landgraf, R., Neumann, I.D., Nalivaiko, E. (2013). Different patterns of respiration in rat lines selectively bred for high or low anxiety. *PLoS ONE*, 8(5), e64519.
- Castiglioni, P., Meriggi, P., Rizzo, F., Vaini, E., Faini, A., Parati, G., Merati, G., Di Rienzo, M. (2011). Cardiac sounds from a wearable device for sternal seismocardiography. *Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4283-4286.
- Cennini, G., Arguel, J., Aksit, K., van Leest, A. (2010). Heart rate monitoring via remote photoplethysmography with motion artifacts reduction. *Optics Express*, 18(5), 4867-4875.
- Cervantes, J., Florit, D., Parrado, E., Rodas, G., Capdevila, L. (2009). Evaluación fisiológica y cognitiva del proceso de estrés-recuperación en la preparación pre-olímpica de deportistas de élite. *Cultura, Ciencia y Deporte*, 5, 111-117.
- Cervantes, J., Rodas, G., Capdevila, L. (2009a). Heart rate variability and precompetitive anxiety in swimmers. *Psicothema*, 4, 531-536.
- Cervantes, J., Rodas, G., Capdevila, L. (2009b). Perfil psicofisiológico de rendimiento en nadadores basado en la variabilidad de la frecuencia cardíaca y en estados de ansiedad precompetitiva. *Revista de Psicología del Deporte*, 18, 37-52.

- Charlot, K., Cornolo, J., Brugniaux, J.V., Richalet, J.P., Pichon, A. (2009). Interchangeability between heart rate and photoplethysmography variabilities during sympathetic stimulations. *Physiological Measurement*, 30, 1357-1369.
- Coutts, A.J., Reaburn, P. (2008). Monitoring changes in rugby league players' perceived stress and recovery during intensified training. *Perceptual & Motor Skills*, 106, 904-916
- Coutts, A.J., Wallace, L.K., Slattery, K.M. (2007). Monitoring changes in performance, physiology, biochemistry, and psychology during overreaching and recovery in triathletes. *International Journal of Sports Medicine*, 28(2), 125-134.
- Da Silva, V.P., de Oliveira, N.A., Silveira, H., Mello, R.G., Deslandes, A.C. (2014). Heart Rate Variability Indexes as a Marker of Chronic Adaptation in Athletes: A Systematic Review. *Annals of noninvasive electrocardiology*.
- Danilowicz-Szymanowicz, L., Raczak, G., Szwoch, M., Ratkowski, W., Torunski, A.B. (2010). The effect of anaerobic and aerobic tests on autonomic nervous system activity in health young athletes. *Biology of Sport*, 27, 65-69.
- De la Vega, R., Ruiz, R., García-Mas, A., Balagué, G., Olmedilla, A., del Valle, S. (2008). Consistencia y fluctuación de los estados de ánimo en un equipo de fútbol profesional durante una competición de *play off*. *Revista de Psicología del Deporte*, 17(2), 241-251.
- Dellaserra, C.L., Gao, Y., Ransdell, L. (2014). Use of integrated technology in team sports: A review of opportunities, challenges, and future directions for athletes. *Strength & Conditioning Research*, 28(2), 556-573.
- Dennis, M.L., Scott, C.K., Funk, R.R., Nicholson, L. (2014). A Pilot Study to Examine the Feasibility and Potential Effectiveness of Using Smartphones to Provide Recovery Support for Adolescents. *Substance Abuse*.

- Dishman, R.K., Nakamura, Y., Garcia, M.E., Thompson, R.W. Dunn, A.L, Blair, S.N. (2000). Heart rate variability, trait anxiety, and perceived stress among physically fit men and women. *International Journal Psychophysiology*, 37, 121-133.
- Dunton, G.F., Dzibur, E., Kawabata, Yanez, B., Bo, B., Intille, S. (2014). Development of a smartphone application to measure physical activity using sensor-assisted self-report. *Frontiers in Public Health*, 2.
- Elliot, D., Polman, R., Taylor, J. (2014). The effects of relaxing music for anxiety control on competitive sport anxiety. *European Journal of Sport Science*, 14, S296-S301.
- Erkmen, N., Taskin, H., Kaplan, T., Sanioglu, A. (2010). Balance performance and recovery after exercise with water intake, sport drink intake and no fluid. *Journal of Exercise Science & Fitness*, 8(2), 105-112.
- Friedrich, D., Aubert, X.L., Fuhr, H., Brauers, A. (2010). Heart rate estimation on a beat-to-beat basis via ballistocardiography - a hybrid approach. *Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4048-4051.
- Fry, R.W., Morton, A.R., Keast, D. (1991). Overtraining in athletes: An update. *Sports Medicine*, 12, 32-65.
- Fuentes, I., García-Merita, M., Meliá, J.L., Balaguer, I. (1994). Formas paralelas de la adaptación valenciana del Perfil de los Estados de Ánimo (POMS). *IV Congreso de Evaluación Psicológica*. Santiago de Compostela.
- Gamelin, F.X., Berthoin, S., Bosquet, L. (2006). Validity of the polar S810 heart rate monitor to measure R-R intervals at rest. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(5), 887-893.
- Garatachea, N., García-López, D., Cuevas, J.M., Almar, M., Molinero, O., Márquez, S., González-Gallego, J. (2011). Biological and psychological

- monitoring of training status during an entire season in top kayakers. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 51(2), 339-346.
- García-González, M.A., Vázquez-Seisdedos, C., Pallàs-Areny, R. (2000). Variations in breathing patterns increase low frequency contents in HRV spectra. *Physiological Measurement*, 21(3), 417-423.
- García-Manso, J. M., Sarmiento, S., Rodríguez-Ruiz, D., Quiroga, M., de Saa, Y., Bara, A. (2006). Variabilidad de la frecuencia cardíaca y su aplicación al entrenamiento. *I Congreso Internacional de Avances en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*. Sevilla.
- García-Palacios, A., Herrero, R., Belmonte, M.A., Castilla, D., Guixeres, J., Molinari, G., Baños, R.M. (2014). Ecological momentary assessment for chronic pain in fibromyalgia using a smartphone: a randomized crossover study. *European Journal of Pain*, 18(6), 862-872.
- García, O., Arda, T., Rial, A., Domínguez, E. (2007). És diferent el comportament de la freqüència cardíaca del futbolista professional en competició, segons la posició tàctica del jugador al camp? *Apunts Educació Física i Esports*, 90, 42-50.
- González-Boto, R., Salguero, A., Tuero, C., Márquez, S., Kellmann, M. (2008). Spanish adaptation and analysis by structural equation modeling of an instrument for monitoring overtraining: the recovery-stress questionnaire (RESTQ-Sport). *Social Behavior and Personality: an international journal*, 36(5), 635-650.
- Grant, C.C., Murray, C., Janse van Rensburg, D.C., Fletcher, L. (2013). A comparison between heart rate and heart rate variability as indicators of cardiac health and fitness. *Frontiers in Physiology*, 20, 337.

- Hackney, A.C., Pearman III, S.N., Nowacki, J.M. (1990). Psychological profiles of overtrained and stale athletes: A review. *Journal of Applied Sport Psychology*, 2, 21-33.
- Halson, S.L., Jeukendrup, A.E. (2004). Does overtraining exist? An analysis of overreaching and overtraining research. *Sports Medicine*, 37(14), 967-981.
- Hanin, Y.L. (2002). Individually optimal recovery in sports: An application of the IZOF model. In M. Kellman (Ed.), *Enhancing recovery: Preventing underperformance in athletes* (pp. 199–217). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Henríquez-Olguín, C., Baéz San-Martín, E., Von Oetinger, A., Cañas-Jamett, R., Ramirez-Campillo, R. (2013). Autonomic control of heart rate after exercise in trained wrestlers. *Biology of Sport*, 30(2), 111-115.
- Hicks, J., Ramanathan, N., Falaki, H., Longstaff, B., Parameswaran, K., et al. (2010). Ohmage: An open mobile system for activity and experience sampling. *CENS Technical Report*, 100, 1-25.
- Hoffman, J.R., Bar-Eli, M., Tenenbaum, G., (1999). An examination of mood changes and performance in a professional basketball team. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 39,74-79.
- Hufford, M.R., Shields, A.L. (2002). Electronic diaries: an examination of applications and what works in the field. *Applied Clinical Trials*, 11, 46-56.
- Hynynen, E., Uusitalo, A., Kontinen, N., Rusko. (2006). Heart rate variability during night sleep and after awakening in overtrained athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38, 313-317.
- Jeffreys, I. (2005). A multidimensional approach to enhancing recovery. *Strength and Conditioning Journal*, 27(5), 78-85.
- Jeukendrup, A.E. (2011). Nutrition for endurance sports: Marathon, triathlon, and road cycling. *Journal of Sport Sciences*, 29, S91–S99.

- Kallus, K.W. (1995). Der Erholungs-Belastungs-Fragebogen [The Recovery-Stress Questionnaire]. Frankfurt, Germany: Swets & Zeitlinger.
- Kallus, K.W., Kellman, M. (2000). Burnout in athletes and coaches. En Y. L. Hanin (Ed.), *Emotions in sport* (pp. 209-230). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kellman, M. (2002). Psychological assessment of underrecovery. En M. Kellman (Ed.), *Enhancing recovery: Preventing underperformance in athletes* (pp. 37-55). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kellman, M. (2002). Underrecovery and overtraining: Different Champaign concepts-similar impact? En M. Kellman (Ed.), *Enhancing recovery: Preventing underperformance in athletes* (pp. 3-24). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kellman, M. (2010). Preventing overtraining in athletes in high-intensity sports and stress/recovery monitoring. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(2), 95-102.
- Kellman, M., Kallus, K.W. (2001). *Recovery-Stress Questionnaire for Athletes: User manual*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kenttä, G., Hassmén, P. (1998). Overtraining and recovery. A conceptual model. *Sports Medicine*, 26, 1-16.
- Kim, J., Kikuchi, H., Yamamoto, Y. (2013). Systematic comparison between ecological momentary assessment and day reconstruction method for fatigue and mood states in healthy adults. *British Journal of Health Psychology*, 18, 155-167.
- Kiviniemi, A.M., Hautala, A.J., Kinnunen, H., Nissila, J., Virtanen, P., Karjalainen, J., Tulppo, M.P. (2010). Daily exercise prescription in the basis of HR variability among men and women. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 42(7), 1355-1363.

- Kiviniemi, A.M., Hautala, A.J., Kinnunen, H., Tulppo, M.P. (2007). Endurance training guided individually by daily heart rate variability measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 101(6), 743–751.
- Korotitsch, W.J., Nelson, R.O. (1999). An overview of self-monitoring research in assessment and treatment. *Psychological Assessment*, 11(4), 415-425.
- Kreider, R.B., Fry, A.C., O'Toole, M.L. (Eds.). (1998). *Overtraining in sport*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kreider, R.B., Wilborn, C.D., Taylor, L., Campbell, B., Almada, A.L., Collins, R., ..., Antonio, J. (2010). ISSN exercise & sport nutrition review: Research & recommendations. *Journal of the International Society of Sports Nutrition*, 7, 1-43.
- Kwon, S., Lee, J., Chung, G.S., Park, K.S. (2011). Validation of heart rate extraction through an iPhone accelerometer. *Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 5260-5263.
- Lahart, I.M., Lane, A.M., Hulton, A., Williams, K., Godfrey, R., Pedlar, C., ... White, G.P. (2013). Challenges in maintaining emotion regulation in a sleep and energy deprived state induced by the 4800km ultra-endurance bicycle race; The Race Across AMERICA (RAAM). *Journal of Sports Science and Medicine*, 12(3), 481-488.
- Laurent, C.M., Green, J.M., Bishop, P.A., Sjøkvist, J., Schumacher, R.E., Richardson, M.T., Curtner-Smith, M. (2011). A practical approach to monitoring recovery: Development of a perceived recovery status scale. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(3), 620-628.
- Le, B., Choi, H.N., Beal, D.J. (2006). Pocket-sized psychology studies: exploring daily diary software for palm pilots. *Behavior Research Methods*, 38(2), 325-332.

- Leeder, J., Glaister, M., Pizzoferro, K., Dawson, J., Pedlar, C. (2012). Sleep duration and quality in elite athletes measured using wristwatch actigraphy. *Journal of Sport Sciences, 30*(6), 541-545.
- Lehmann, M.J., Foster, C., Gastmann, U., Keizer, H.A., & Steinacker, J.M. (1999). Definition, types, symptoms, findings, underlying mechanisms, and frequency of overtraining and overtraining syndrome. In M.J. Lehmann, C. Foster, U. Gastmann, H. Keizer, J.M. Steinacker (Eds.), *Overload, fatigue, performance incompetence, and regeneration in sport* (pp. 1–6). Nova York, NY: Plenum.
- Leunes, A. Burger, J. (2000). Profile of Mood States Research in Sport and Exercise Psychology: Past, Present, and Future. *Journal of Applied Sport Psychology, 12*(1), 5-15.
- Mah, C.D., Mah, K.E., Kezirian, E.J., Dement, W.C. (2011). The effects of sleep extension on the athletic performance of collegiate basketball players. *Sleep, 34*(7), 943-950.
- Mal'tsev, A., Mel'nikov, A.A., Vikulov, A.D., Gromova, K.S. (2010). Central Hemodynamic Heart Rate Variability Parameters in Athletes during Different Training Programs. *Human Physiology, 36*(1), 96-101.
- Manzella, D., Paolisso G. (2005). Cardiac autonomic activity and Type II diabetes mellitus. *Clinical Science, 108*(2), 93-99.
- McNair, D.M., Lorr, M., Droppleman, L.F. (1971). *Manual for the Profile of Mood State*. San Diego, CA: Educational and Industrial Testing Service.
- Meeusen, R., Duclos, M., Gleeson, M., Rietjens, G., Jürgen Steinacker, J., Urhausen, A. (2006). Prevention, diagnosis and treatment of the Overtraining Syndrome. *European Journal of Sport Science, 6*(1), 1-14.
- Meeusen, R., Nederhof, E., Buyse, L., Roelands, B., Schutter, G., Piacentini M.F. (2010). Diagnosing overtraining in athletes using the two-bout exercise protocol. *British Journal of Sports Medicine, 44*, 642-648.

- Middleton, N., De Vito, G., (2005). Cardiovascular autonomic control in endurance-trained and sedentary young women. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 25(2), 83-89.
- Morgan, W.P, Pollock, M.L. (1977). Psychologic characterization of the elite distance runner. *Annals of the New York Academy of Science*, 301, 382-403.
- Morgan, W.P. (1980). Test of champions. *Psychology Today*, 14, 92-108.
- Morgan, W.P., Brown, D. R., Raglin, J.S., O'Connor, P.J., Ericksson, K.A. (1987). Psychological monitoring of overtraining and staleness. *British Journal of Sports Medicine*, 21, 107-114.
- Morgan, W.P., Johnson, R.W. (1978). Personality characteristics of successful and unsuccessful oarsmen. *International Journal of Sport Psychology*, 9, 119-133.
- Morgan, W.P., O'Connor, P.J., Ellickson, K.A., Bradley, P.W. (1988). Personality structure, mood states, and performance in elite male distance runners. *International Journal of Sport Psychology*, 19, 247-263.
- Mourot, L., Bouhaddi, M., Perrey, S., Cappelle, S., Henriet, M.T., Wolf, J.P., ... Regnard, J. (2004). Decrease in heart rate variability with overtraining: assessment by the Poincare plot analysis. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 24(1), 10-18.
- Mulvaney, S.A., Rothman, R.L., Dietrich, M.S., Wallston, K.A., Grove, E., et al. (2011). Using mobile phones to measure adolescent diabetes adherence. *Health Psychology*, 31, 43-50.
- Murphy, S.L., Smith, D.M., Clauw, D.J., Alexander, N.B. (2008). The impact of momentary pain and fatigue on physical activity in women with osteoarthritis. *Arthritis Care & Research*, 59, 849-856.

- Myin-Germeys, I., Oorschot, M., Collip, D., Lataster, J., Delespaul, P., et al. (2009). Experience sampling research in psychopathology: opening the black box of daily life. *Psychological Medicine*, 39(9), 1533-1547.
- Myin-Germeys, I., van Os, J., Schwartz, J.E., Stone, A.A., Delespaul, P.A. (2001). Emotional reactivity to daily life stress in psychosis. *Archives of General Psychiatry*, 58(12), 1137-1144.
- Nagle, F.J., Morgan W.P., Hellickson, R.O., Serfass, R.C., Alexander, J.F. (1975). Spotting success traits in Olympic contenders. *The Physician and Sports Medicine*, 18, 85-92.
- Nederhof, E., Zwerver, J., Brink, M., Meeusen, R., Lemmink. K. (2007). Different diagnostic tools in nonfunctional overreaching. *International Journal of Sports Medicine*, 29(7), 590-597.
- Ngai, B., Tavakolian, K., Akhbardeh, A., Blaber, A.P., Kaminska, B., Noordergraaf, A. (2009). Comparative analysis of seismocardiogram waves with the ultra-low frequency ballistocardiogram. *Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2851-2854.
- Nunan, D., Donovan, G., Jakovljevic, D.G., Hodges, L.D., Sandercock, G.R., Brodie, D.A. (2009). Validity and reliability of short-term heart-rate variability from the Polar S810. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(1), 243-250.
- O'Connor, P.J. (1998). Overtraining and staleness. En W.P. Morgan (Ed.), *Physical activity and mental health* (pp. 145-160). New York: Hemisphere.
- Overbeek, T.J., van Boxtel, A., Westerink, J.H. (2014). Respiratory sinus arrhythmia responses to cognitive tasks: effects of task factors and RSA indices. *Biological psychology*, 99, 1-14.

- Parrado, E., Cervantes, J.C., Ocaña, M., Pintanel, M., Valero, M., Capdevila, L. (2009). Evaluación de la conducta activa: el registro seminal de actividad física (RSAF). *Revista de Psicología del Deporte*, 18(2), 197-216.
- Parrado, E., Cervantes, J., Pintanel, M., Rodas, G., Capdevila, L. (2010). Perceived tiredness and heart rate variability in relation to overload during a field hockey world cup. *Perceptual and Motor Skills*, 110(2), 699-713.
- Parrado, E., García, M.A., Ramos, J., Cervantes, J.C., Rodas, G., Capdevila, L. (2010). Comparison of Omega Wave System and Polar S810i to detect R-R intervals at rest. *International Journal of Sports Medicine*, 31(5), 336-341.
- Pichon, A., Nuissier, F., Chapelot, D. (2010). Heart rate variability and depressed mood in physical education students: a longitudinal study. *Autonomic Neuroscience: Basic & Clinical*, 156, 117-123.
- Pinna, G.D., Maestri, R., La Rovere, M.T., Gobbi, E., Fanfulla, F. (2006). Effect of paced breathing on ventilatory and cardiovascular variability parameters during short-term investigations of autonomic function. *American journal of physiology. Heart and circulatory physiology*, 290(1), H424-H433.
- Plews, D.J., Laursen, P.B., Kilding, A.E., Buchheit, M. (2014). Heart-rate variability and training-intensity distribution in elite rowers. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(6), 1026-1032.
- Plews, D.J., Laursen, P.B., Kilding, A.E., Buchheit, M. (2012). Heart rate variability in elite triathletes, is variation in variability the key to effective training? A case comparison. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 112(11), 3729-3741.
- Poh, M.Z., McDuff, D.J., Picard, R.W. (2010). Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. *Optics Express*, 18, 10762-10774.

- Poh, M.Z., McDuff, D.J., Picard, R.W. (2011). Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(1), 7-11.
- Pomeranz, B., Macaulay, R.J., Caudill, M.A., Kutz, I., Adam, D., Gordon, D., et al. (1985). Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. *American Journal of Physiology*, 248, H151-H153.
- Poole, L., Hamer, M., Wawrzyniak, J.A., Steptoe, A. (2011). The effects of exercise withdrawal on mood and inflammatory cytokine responses in humans. *Stress*, 14(4), 439-447.
- Posada-Quintero, H.F., Delisle-Rodríguez, D., Cuadra-Sanz, M.B., Fernandez, R.R. (2013). Evaluation of pulse rate variability obtained by the pulse onsets of the photoplethysmographic signal. *Physiological Measurement*, 34, 179-187.
- Prochaska, J.O., DiClemente, C.C., Norcross, J.C. (1992). In search how people change. Applications to addictive behaviors. *American Psychologist*, 47(9), 1102-1114.
- Pumprla, J., Howorka, K., Groves, D., Chester, M., Nolan, J. (2002). Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications. *International Journal of Cardiology*, 84, 1-14.
- Purge, P., Jürimäe, J., Jürimäe, T. (2005). Changes in recovery-stress state and performance in elite rowers during preparation for major competitions. *Perceptual & Motor Skills*, 101(1), 375-381.
- Raglin, J.S. (1993). Overtraining and staleness: Psychometric monitoring of endurance athletes. En R.B. Singer, M. Murphey, L.K. Tennant (Eds.) *Handbook of research on sport psychology* (pp. 840-850). New York: Macmillan.
- Rankovic, G., Mutavdzic, V., Toskic, D., Preljevic, A., Kocic, M., Nedin Rankovic, G., Damjanovic, N. (2010). Aerobic capacity as an indicator in different kinds of sports. *Bosnian Journal of Basic Medical Sciences*, 10(1), 44-48.

- Redelmeier, D.A., Katz, J., Kahneman, D. (2003). Memories of colonoscopy: a randomized trial. *Pain*, 104, 187-194.
- Reilly, T., Bangsbo, J., Franks, A. (2000). Anthropometric and physiological predispositions for elite soccer. *Journal of Sports Sciences*, 18(9), 669-683.
- Reis, M.S., Durigan, J.L., Arena, R., Rossi, B.R., Mendes, R.G., Borghi-Silva, A., (2014). Effects of posteroanterior thoracic mobilization on heart rate variability and pain in women with fibromyalgia. *Rehabilitation Research and Practice*, 898763.
- Reyes del Paso, G.A., Langewitz, W., Mulder, L.J., Van Roon, A., Duschek, S. (2013). The utility of low frequency heart rate variability as an index of sympathetic cardiac tone: a review with emphasis on a reanalysis of previous studies. *Psychophysiology*, 50(5), 447-487.
- Rodas, G., Pedret, C., Ramos, J., Capdevila, L. (2008a). Variabilidad de la frecuencia cardíaca: concepto, medidas y relación con aspectos clínicos (I). *Archivos de Medicina del Deporte*, 25(123), 41-47.
- Rodas, G., Pedret, C., Capdevila, L., Ramos, J. (2008b). Variabilidad de la frecuencia cardíaca: concepto, medidas y relación con aspectos clínicos (II). *Archivos de Medicina del Deporte*, 25(124), 11-18.
- Russoniello, C.V., Pougachev, V., Zhirnov, E., Mahar, M.T. (2010). A Measurement of Electrocardiography and Photoplethysmography in Obese Children. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 35, 257-259.
- Rutledge, T., Stucky, E., Dollarhide, A., Shively, M., Jain, S., et al. (2009). A real-time assessment of work stress in physicians and nurses. *Health Psychology*, 28(2), 194-200.
- Saa, Y., Sarmiento, S., Martín-González, J.M., Rodríguez-Ruiz, D., Quiroga, M.E., García-Manso, J.M. (2009). Aplicación de la variabilidad de la frecuencia cardíaca en la caracterización de deportistas de élite de lucha canaria con

- diferente nivel de rendimiento. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte* 2(4), 120-125.
- Saboul, D., Pialoux, V., Hautier, C. (2013). The impact of breathing on HRV measurements: Implications for the longitudinal follow-up of athletes. *European Journal of Sport Sciences*, 13(5), 534-542.
- Saboul, D., Pialoux, V., Hautier, C. (2014). The breathing effect of the LF/HF ratio in the heart rate variability measurements of athletes. *European Journal of Sport Science*, 14(1), S282-288.
- Schäfer, A., Vagedes, J. (2013). How accurate is pulse rate variability as an estimate of heart rate variability? A review on studies comparing photoplethysmographic technology with an electrocardiogram. *International Journal of Cardiology*, 166(1), 15-29.
- Schmitt, L., Regnard, J., Desmarests, M., Mauny, F., Mourot, L., Fouillot, J.P., Coulmy, N., Millet, G. (2013). Fatigue Shifts and Scatters Heart Rate Variability in Elite Endurance Athletes. *PLoS ONE*, 8(8), e71588.
- Seiler, S., Sjursen, J.E. (2004). Effect of work duration on physiological and rating scale of perceived exertion responses during self-paced interval training. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 14, 318–325.
- Selvaraj, N., Jaryal, A., Santhosh, J., Deepal, K.K., Anand, S. (2008). Assessment of heart rate variability derived from finger-tip photoplethysmography as compared to electrocardiography. *Journal of Medical Engineering and Technology*, 32(6), 478-484.
- Shephard, R.J. (2003). Limits to the measurement of habitual physical activity by questionnaires. *British Journal of Sports Medicine*, 37, 197-206.
- Shiffman, S. (2009). Ecological Momentary Assessment (EMA) in studies of substance use. *Psychological Assessment*, 21(4), 486-497.

- Shiffman, S., Stone A.A., Hufford, M.R. (2008). Ecological Momentary Assessment. *Annual Review of Clinical Psychology*, 4, 1-21.
- Starr, I., Wood, M.D. (1961). Twenty-Year Studies with the Ballistocardiograph: The Relation between the Amplitude of the First Record of "Healthy" Adults and Eventual Mortality and Morbidity from Heart Disease. *Circulation*, 23, 714-732.
- Steinacker, J.M., Lormes, W., Reissnecker, S., Liu, Y. (2004). New aspects of the hormone and cytokine response to training. *European Journal of Applied Physiology*, 91, 382-393.
- Strano, S., Lino, S., Calcagnini, G., Di Virgilio, V., Ciardo, R., Cerutti, S., et al. (1998). Respiratory sinus arrhythmia and cardiovascular neural regulation in athletes. *Medicine and Science in Sports & Exercise*, 30(2), 215-219.
- Sun, Y., Hu, S., Azorin-Peris, V., Kalawsky, R., Greenwald, S. (2013). Noncontact imaging photoplethysmography to effectively access pulse rate variability. *Journal of Biomedical Optics*, 18(6), 061205.
- Sun, Y., Papin, C., Azorin-Peris, V., Kalawsky, R., Greenwald, S., Hu, S. (2012). Use of ambient light in remote photoplethysmographic systems: comparison between a high-performance camera and a low-cost webcam. *Journal of Biomedical Optics*, 17(3), 037005.
- Sztajzel, J., Jung, M., Sievert, K., Bayes de Luna, A. (2008). Cardiac autonomic profile in different sports disciplines during all-day activity. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48(4), 495-501.
- Tanaka, H., Monahan, K.D., Seals, D.R. (2001). Age-predicted maximal heart rate revisited. *Journal of the American College of Cardiology*, 37(1), 153-156.
- Task Force of the European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology. (1996). Heart-Rate Variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation*, 93, 1043-1065.

- Terry, P. (1995). The Efficacy of Mood State Profiling With Elite Performers: A Review and Synthesis. *The Sport Psychologist*, 9, 309-324.
- Thrul, J., Bühler, A., Ferguson, S.G. (2015). An Internet-based ecological momentary assessment study relying on participants' own mobile phones: insights from a study with young adult smokers. *European Addiction Research*, 21(1), 1-5.
- Toufan, M., Kazemi, B., Akbarzadeh, F., Ataei, A., Khalili, M. (2012). Assessment of electrocardiography, echocardiography, and heart rate variability in dynamic and static type athletes. *International Journal of General Medicine*, 5, 655-660.
- Uusitalo, A.L.T. (2001). Overtraining: Making a difficult diagnosis and implementing targeted treatment. *Physician and Sportsmedicine*, 29, 35-50.
- Venter, R.E. (2014). Perceptions of team athletes on the importance of recovery modalities. *European Journal of Sport Science*, 14, S69–S76.
- Verkruysee, W., Svaasand, L.O., Nelson, J.S. (2008). Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Optics Express*, 16(26), 1-12.
- Weippert, M., Kumar, M., Kreuzfeld, S., Arndt, D., Rieger, A., Stoll, R. (2010). Comparison of three mobile devices for measuring R-R intervals and heart rate variability: Polar S810i, Suunto t6 and an ambulatory ECG system. *European Journal of Applied Physiology*, 109(4), 779-786.
- Wong, J.S., Lu, W.A., Wu, K.T., Liu, M., Chen, G.Y., Kuo, C.D. (2012). A comparative study of pulse rate variability and heart rate variability in healthy subjects. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 26, 107-114.
- Xhyheri, B., Manfrini, O., Mazzolini, M., Pizzi, C., Bugiardini, R. (2012). Heart Rate Variability Today. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 55(3), 321-331.
- Yu, S., Katoh, T., Makino, H., Mimuno, S., Sato, S. (2010). Age and Heart Rate Variability After Soccer Games. *Research in Sports Medicine*, 18, 263- 269.

Zanetti, J.M., Salerno, D.M. (1991). Seismocardiography: a technique for recording precordial acceleration. *Computer-Based Medical Systems. Proceedings of the Fourth Annual IEEE Symposium*, 4-9.

Comunicació (Pòster) presentada al XIII Congreso Nacional y I Foro Mediterráneo de Psicología de la Actividad Física y el Deporte, Murcia, 21-24 de Març de 2012.

TÍTOL

ANÁLISIS DE PERFILES PSICOFISIOLÓGICOS EN DEPORTES DE EQUIPO DE ALTO RENDIMIENTO

Jordi Moreno¹, Eva Parrado¹, y Lluís Capdevila¹

¹Laboratorio de Psicología del Deporte, Universitat Autònoma de Barcelona

ABSTRACT

Introducción: El análisis de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) en el ámbito deportivo permite analizar diferencias en función del rendimiento y del nivel de carga en entrenamientos y competiciones. Son pocos los estudios que determinan diferencias en relación a la modalidad deportiva en deportes de equipo. La VFC también se ha relacionado con procesos de estrés-recuperación, sobrecarga o sobreentrenamiento, y con estados de ansiedad precompetitiva o de estrés emocional. Se requieren más estudios que relacionen aspectos psicológicos con la VFC.

Objetivos: 1) Analizar la utilidad del análisis de la VFC en el contexto de los deportes de equipo de alto rendimiento. 2) Estudiar patrones psicofisiológicos de relación entre la VFC y estados de ánimo, en deportes de equipo de alto rendimiento.

Método: Estudio 1. Participantes: primer equipo de baloncesto del Futbol Club Barcelona (n=14; media de 26 años, \pm 4.6), Selección Nacional Española de hockey hierba (n=13; 24.08 años, \pm 3.5), y primer equipo de futbol del Futbol Club Barcelona (n=26; 25.62 años, \pm 4.9). Instrumentos: se utilizó el Omega Wave System (OmegaWave Technologies, LLC). Procedimiento: los datos se obtuvieron en periodo de pretemporada. Para cada jugador, se realizó un registro cardíaco de los intervalos RR y un posterior análisis de la VFC, durante 5 minutos en posición supina de reposo. Estudio 2. Participantes: primer equipo de futbol del Real Club Deportivo Espanyol (n=18; 26.67 años, \pm 3.43). Instrumentos: se utilizó el Omega Wave System para el análisis de la VFC, y una versión reducida de 15 ítems del Perfil del Estado de Ánimo (Profile of Mood States, POMS; McNair, Lorr y Droppelman, 1971). Procedimiento: los datos fueron obtenidos a mitad de la temporada. El registro de la VFC se realizó de igual modo que en el estudio 1. Antes del registro, cada participante contestó el POMS. Posteriormente, se dividió la muestra en dos grupos: perfil iceberg (n=9) y estado de ánimo alterado (n=9).

Análisis de datos: Se realizó un análisis de la variancia (ONEWAY) para analizar las diferencias en la VFC entre los grupos en los dos estudios. Se aplicó una correlación de Spearman (ρ) para analizar la relación entre los factores del POMS y los parámetros de la VFC del Estudio 2, para cada grupo de perfil de estado de ánimo. Se utilizó el paquete estadístico SPSS (v.18 SPSS Inc., Chicago).

Resultados: Para el Estudio 1, los jugadores de baloncesto y de hockey hierba presentan una mayor VFC que los jugadores de fútbol, tanto en los parámetros temporales como en los frecuenciales. Para el Estudio 2, el grupo con perfil iceberg en el POMS muestra una correlación negativa entre el factor de Vigor y los parámetros de VFC, LF/HF ($\rho = -0.765$; $p = .027$) y %LF ($\rho = -0.661$; $p = .053$); y una correlación positiva del mismo factor con el parámetro %HF ($\rho = 0.780$; $p = .013$). En el grupo de futbolistas con estado de ánimo alterado, se observan

correlaciones negativas entre el factor de Fatiga y los parámetros pNN50 ($\rho = -0.725$; $p = .027$) y HF ($\rho = -0.690$; $p = .040$).

Conclusiones: El análisis de la VFC es un indicador específico de las cargas de entrenamiento relacionado con la modalidad deportiva. El análisis conjunto de los factores de Vigor y de Fatiga del POMS con los parámetros VFC permite establecer perfiles psicofisiológicos que pueden ofrecer un seguimiento individual a lo largo de la temporada para ajustar las cargas de entrenamiento y/o para detectar posibles intervenciones a nivel psicológico.

Análisis de perfiles psicofisiológicos en deportes de equipo de alto rendimiento*

Jordi Moreno, Eva Parrado, y Lluís Capdevila

Laboratorio de Psicología del Deporte, Universitat Autònoma de Barcelona

QR[®] Contacto SportLab LMS
 Jordi.Moreno.Sanchez@uab.cat
 l.sport@uab.es

QR[®] PDF Poster

INTRODUCCIÓN

- La Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (VFC) es la variación temporal de los intervalos entre latidos cardíacos consecutivos (RR). Está regulada por el Sistema Nervioso Simpático (SNS) y el Sistema Nervioso Parasimpático (SNP), por lo que supone un indicador del estado del Sistema Nervioso Autónomo (SNA).
- La VFC se ha relacionado con: procesos de estrés-recuperación a corto y largo plazo, estados de sobrecarga funcional y no funcional, síndrome de sobreentrenamiento, estados de ansiedad precompetitiva y con modulaciones en el estado de ánimo, principalmente en deportes de resistencia.
- En deportes de equipo, son pocos los estudios que determinan diferencias en patrones de VFC en deportistas en relación a la modalidad deportiva, así como que evalúen de forma conjunta el estado de ánimo y el análisis de la VFC.
- A nivel práctico, el análisis de la VFC puede ser una herramienta para la evaluación y el seguimiento de los deportistas, al permitir ajustar las cargas de trabajo en los entrenamientos y las respuestas de adaptación a partir de la aplicación de plantillas de corrección e interpretación específicas para cada modalidad deportiva.



QR[®] PDF Artículo
 Índice PDF

OBJETIVOS

1. Analizar la utilidad del análisis de la VFC en deportes de equipo en el contexto de alto rendimiento.
2. Estudiar los patrones psicofisiológicos de relación entre la VFC y estados de ánimo en deportes de equipo de alto rendimiento.

Instrumentos y procedimiento

Estudio 1 (Figura 1)

□ **Omega Wave System (VFC).** Los datos se obtuvieron en periodo de pretemporada. Para cada jugador, se realizó un registro de los intervalos entre latidos (RR) durante 5 minutos en posición supina de reposo. Posteriormente, se calcularon los parámetros de VFC con un software especializado (Matlab).

Estudio 2 (Figura 2)

□ **Omega Wave System (VFC).** Los datos se obtuvieron a mitad de temporada. Las condiciones de registro fueron las mismas que en el Estudio 1.

□ **Profile of Mood States (POMS).** Se utilizó una versión reducida de 15 ítems. Posteriormente, se dividió la muestra en dos grupos: perfil iceberg (n=9) y estado de ánimo alterado (n=9).

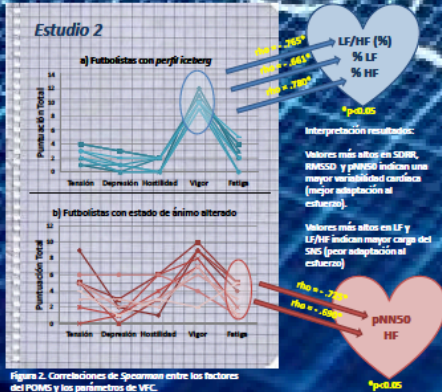
MÉTODO

Participantes

Estudio 1	Estudio 2
Baloncesto n = 14 Edad: 26 (± 4.4)	Fútbol n = 18 Edad: 26.67 (± 3.48)
Hockey Hielo n = 13 Edad: 24.08 (± 5.5)	
Fútbol n = 20 Edad: 23.82 (± 4.9)	

QR[®] PDF Informe del Estudio

RESULTADOS



Estudio 1

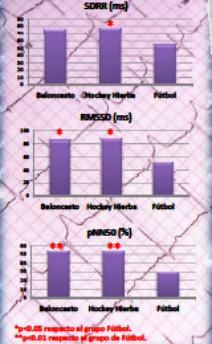


Figura 1. Comparación de los parámetros de dominio temporal del análisis de la VFC entre los jugadores de baloncesto, hockey hielo y fútbol.

CONCLUSIONES

- ✓ La VFC puede resultar un indicador específico de la modalidad deportiva en el contexto de los deportes de equipo, en relación a las cargas de entrenamiento y de competición.
 - ✓ En el análisis de la VFC y la interpretación de los parámetros debe tenerse en cuenta la modalidad deportiva.
 - ✓ Se propone el análisis conjunto de los factores de Vigor y Fatiga del POMS y los parámetros de la VFC en deportes de equipo como el fútbol profesional para establecer perfiles psicofisiológicos de rendimiento.
- Líneas actuales de investigación:**
- ✓ Analizar el impacto de la posición o rol del deportista (portero, defensa, delantero, etc.) sobre la VFC.
 - ✓ Analizar y establecer los perfiles psicofisiológicos individuales de los deportistas para personalizar las evaluaciones y el seguimiento.
 - ✓ Desarrollar un indicador de Estrés/Recuperación Individualizado ("semáforo") para determinar el estado puntual del deportista ante los entrenamientos y competiciones.

Referencias

Ashkan, A. E., Saeg, B. y Neuman, E. (2008). Heart Rate Variability in Athletes. *Sports Medicine* 38 (12), 889-918.

Balci, V., DeGuzman, S. y Poon, A. (2010). Analysis of heart rate variability in young soccer players: The effects of heart rate variability. *Journal of Sport Sciences*, 28(12), 1313-1316.

Carreras, J., Rubio, G., Capdevila, L. (2006). Perfil psicofisiológico de rendimiento en jugadores basados en la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) durante el juego. *Perceptual and Motor Skills*, 103 (2), 489-493.

Chikara, H., K. Nakamura, T. Okada, M. E. Thompson, R. W. Dimeo, A. Ly. Hida, S. T. (2010). Heart rate variability, total muscle, and perceived stress among physically fit men and women. *International Journal Psychophysiology* 87, 125-133.

Capdevila, L., Mollinedo, M., Rubio, G., Estroza, E. (2010). Control Neurofisiológico: Heart Rate Variability Parámetros en Atletas durante Diferentes Entrenamientos. *Human Physiology* 36 (1), 95-103.

Parrado, E., Carreras, J., Mollinedo, M., Rubio, G., y Capdevila, L. (2011). Functional load and heart rate variability in relation to workload during field hockey world cup. *Perceptual and Motor Skills*, 113 (2), 489-493.

Rubio, G., Parrado, E., Carreras, J., y Capdevila, L. (2010). Variabilidad de la frecuencia cardíaca: concepto, medición y relación con aspectos físicos (1). *Análisis de Métricas del Deporte*, 120, 45-47.

QR[®] PDF Sistema SportLab

QR[®] PDF Sistema SportLab

QR[®] PDF Índice Información

QR[®] PDF Índice Información

* Este trabajo se ha realizado gracias al proyecto de I+D+i PID2008-00617-C02-01/PSIC del Ministerio de Ciencia e Innovación

Comunicació presentada al XIV Congreso Nacional de la Federación Española de Medicina del Deporte (FEDME), Santander, 21-24 de Novembre de 2012.

TÍTOL

ENTRENAMIENTO Y MEJORA DEL RENDIMIENTO

P-47. SISTEMA NO-INVASIVO PARA LA VALORACIÓN DEL ESFUERZO Y DE LA RECUPERACIÓN CON DISPOSITIVOS MÓVILES.

Moreno J¹, Ramos J², Parrado E¹, Rodas G³, Capdevila L¹.

¹Universitat Autònoma de Barcelona (UAB), ²Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), ³Servicios Médicos Fútbol Club Barcelona (FCB).

ABSTRACT

Introducción: El estudio de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (HRV) en el ámbito deportivo se ha relacionado con las cargas físicas, con procesos de estrés-recuperación a corto y largo plazo, con sobrecarga funcional y no funcional, con el síndrome de sobreentrenamiento, y con estados de ansiedad precompetitiva y estrés emocional. A continuación presentamos un sistema para la evaluación y seguimiento del deportista que permite analizar su adaptación a los entrenamientos y las competiciones, teniendo en cuenta el análisis de la VFC, el registro de conductas específicas de recuperación y de variables emocionales.

Material y métodos: Los deportistas aprenden a autovalorarse periódicamente mediante un dispositivo móvil (*iPhone, iPad, iPodTouch*), a partir de la aplicación (App) "Sportlab". Cuando se ha finalizado una evaluación, los datos se envían a un servidor para su almacenamiento y procesamiento. El especialista supervisor o el propio deportista pueden consultar los resultados y obtener informes de cada

evaluación, donde se recogen datos funcionales (actividad cardíaca), y datos cognitivos y conductuales. El estudio de la HRV se realiza mediante un test no-invasivo en posición supina utilizando el acelerómetro incorporado en los dispositivos (sin *hardware* adicional), o mediante una banda torácica conectada vía *bluetooth*. También se evalúan las conductas específicas de recuperación realizadas, la percepción de esfuerzo (escala de Borg) y el perfil de estados de ánimo (POMS), entrando los datos en pantalla. El sistema, a través del *software* específico, ofrece interpretaciones automáticas y conclusiones finales, como un “semáforo”, verde o rojo, calculado a partir de un índice individual de estrés/recuperación.

Resultados: Tras varios registros del mismo deportista se pueden establecer los dos “semáforos”. Un “semáforo verde” indicaría una buena recuperación y puede hacer frente a niveles altos de esfuerzo. Un “semáforo rojo” indicaría niveles altos de estrés y una recuperación incompleta. El supervisor especialista, o el propio deportista, pueden obtener informes detallados en el servidor web para consultar aspectos más concretos, como por ejemplo el estado de regulación cardíaca, el peso relativo del estrés psicológico o las conductas de recuperación que el deportista ha realizado de forma incorrecta.

Conclusiones

El sistema permite analizar de una forma rápida y no-invasiva el estado físico y mental del deportista ante una situación de esfuerzo, indicando su disponibilidad para hacer frente a la demanda de un entrenamiento o de una competición. Mediante el test HRV se analiza el estado del sistema nervioso autónomo y se combina la información con datos conductuales y cognitivos. El índice de estrés resultante permite al especialista realizar un diagnóstico a distancia sobre el equilibrio entre el esfuerzo y la recuperación.

Palabras clave: Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca (HRV), esfuerzo, recuperación, estrés, estados de ánimo.

Comunicació convidada al X Congreso Internacional de la Sociedad Española para el Estudio de la Ansiedad y el Estrés (SEAS), València, 11-13 de Setembre de 2014.

SIMPOSIO: EVALUACIÓN ECOLÓGICA MOMENTÁNEA

TÍTOL

MONITORIZACIÓN PSICOFISIOLÓGICA DEL PROCESO DE ESTRÉS-RECUPERACIÓN MEDIANTE DISPOSITIVOS MÓVILES EN JUGADORES DE BALONCESTO.

J. Moreno Sánchez*, G. Rodas Font** y L. Capdevila Ortís*

*Laboratorio Psicología del Deporte, Universitat Autònoma de Barcelona

** Servicios Médicos, Futbol Club Barcelona.

ABSTRACT

Objetivos: Analizar el efecto de las conductas de recuperación sobre la percepción de recuperación y los perfiles de Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (HRV), utilizando smartphones de última generación en una muestra de jugadores de baloncesto y en un contexto aplicado.

Metodología: Participaron en el estudio 6 jugadores de baloncesto, con una edad de 20 años (DT=2.28) y una altura de 2.01 m (DT=0.08), integrantes de un equipo profesional de la Liga LEB Oro. Se analizan un total de 196 evaluaciones en las que se valoraron los siguientes aspectos: estado de ánimo, percepciones de recuperación y esfuerzo, conductas de recuperación (nutrición e hidratación,

sueño y descanso, relajación y soporte emocional, estiramientos y warm-down) y HRV.

Resultados y conclusiones: Los resultados obtenidos muestran que existen diferencias significativas entre los patrones de conducta de los jugadores en relación a las conductas de recuperación que han seguido durante el periodo analizado e indican que existen perfiles individuales de recuperación para cada jugador. Estos resultados evidencian la importancia de analizar el proceso de estrés-recuperación de forma individual para adaptar los planes de recuperación de los jugadores a las necesidades específicas.

