

Agreement Analysis of Heart Rate Variability Indices at Two Different Sampling Rates for Monitoring Applications

Eduardo San Roman , Javier Zelechower , Jose M. Gallardo , and Marcelo R. Risk 

Abstract—Beat-to-beat variations in heart rate lead to heart rate variability (HRV), analysed from electrocardiogram or photoplethysmography signals, forming a non-equispaced time series of beats, which requires a resampling of 3Hz or 4Hz, for analysis in the frequency domain. HRV is considered a biomarker, predictor of the evolution of diseases in intensive care units (ICU). To enhance these HRV studies, it is necessary to monitor the patient's health using portable devices, from admission to the ICU until discharge from it and subsequently at home. This requires monitoring devices that can minimise energy consumption and data storage. Reducing the sampling frequency in HRV can reduce energy consumption, computing power and to limit data storage. Therefore, the objective of this work is to prove that a series resampled at 1Hz allows obtaining HRV indices, equivalent to a 3Hz. Through concordance analysis, using a database of subjects with pharmacological autonomic blockade and postural changes. The results show equivalences between the indices, standard deviation (SDNN), total spectral power (PT), low frequency (LF) and long-term variability (SD2) and agree with those reported as predictors. This study has limitations, since only a small number of young men participated. Future studies should consider this. The reduction of SDNN, PT, LF values would be predictors of mortality in hospitals, so the equivalence found from series with 1Hz resampling, would allow the use of portable devices with optimized performance, to monitor the evolution of the disease in patients in ICUs.

Link to graphical and video abstracts, and to code:
<https://latam.ieceer9.org/index.php/transactions/article/view/9270>

Index Terms—HRV, ICU, biomarkers, indices.

I. INTRODUCCIÓN

LA actividad del sistema nervioso autónomo (SNA) regula la frecuencia cardíaca (FC). Existe un delicado equilibrio entre los dos componentes del SNA a saber sistema simpático (SNS) y parasimpático (SNP). De la interacción entre ambos resulta la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC), fluctuaciones latido a latido de la FC [1], [2]. Que se analiza

The associate editor coordinating the review of this manuscript and approving it for publication was Roberto S. Murphy (*Corresponding author: Eduardo San Roman*).

Eduardo San Roman is with the Instituto de Medicina Traslacional e Ingeniería Biomédica and the Universidad Hospital Italiano Buenos Aires, Argentina (e-mail: eduardo.sanroman@hospitalitaliano.org.ar).

J. Zelechower is with Facultad Buenos Aires, Universidad Tecnológica Nacional, Buenos Aires, Argentina (e-mail: jzelechower@frba.utn.edu.ar).

J. M. Gallardo, and Marcelo R. Risk are with the Instituto de Medicina Traslacional e Ingeniería Biomédica, the Universidad Hospital Italiano Buenos Aires, and the Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), Buenos Aires, Argentina (e-mails: jose.gallardo@hospitalitaliano.org.ar, and marcelo.risk@hospitalitaliano.org.ar).

a partir de las señales del electrocardiograma (ECG) o de fotoplethysmografía (PPG), conformando una serie temporal no-equispaciada de latidos RR, analizada, generalmente, en el dominio temporal, gráfico de Poincaré y frecuencial [1], [3], [4], [5].

La VFC es el reflejo de la regulación autónoma cardíaca y se ha identificado como un posible biomarcador electrónico, útil como predictor precoz de desequilibrios, sobretodo en pacientes con enfermedades críticas, en unidades de cuidados intensivos (UCI) y emergencias [6]. En la Sepsis (una entidad crítica con alta mortalidad) donde la detección de una disminución en la VFC cobra valor pronóstico, ya que indica un importante desequilibrio biológico que altera los naturales mecanismos de compensación. La reducción de los índices del dominio frecuencial son claros indicadores de mala evolución, incluida la predicción de muerte [6], [7], [8].

Para potenciar estos estudios de VFC, es necesario monitorear mediante dispositivos portátiles la salud del paciente, desde el ingreso a la UCI hasta su egreso y posteriormente en su hogar. Esto, requiere de dispositivos de monitoreo especiales, que puedan minimizar el consumo de energía, con gran poder de cálculo y una capacidad de memoria que permita almacenar largos períodos de información.

Recientes trabajos, relacionados con dispositivos de monitoreo, entre otros métodos, optimizan la frecuencia de muestreo de la señal de ECG o PPG, para incrementar la duración de sus baterías [9], [10], [11], [12], [13], [14], [15], [16]. Muy pocos de estos trabajos hacen referencia al procedimiento de remuestreo necesario para el equi-espaciamiento de la serie RR previo a su análisis de VFC en el dominio frecuencial [1], [17], [18]. Esta frecuencia de remuestreo (Fr), por un lado, debe ser lo suficientemente alta para evitar distorsiones dentro del rango de frecuencias donde el SNA tiene una respuesta significativa, que es alrededor de 1 segundo (1Hz, en frecuencia) y por otro lado, su valor aporta a la eficiencia energética y computacional [17], [19], [20], [21].

Actualmente, la Fr es elegida arbitrariamente y de una frecuencia de 3Hz o 4Hz [1], [17]. Sin embargo, autores como [21] han evaluado la complejidad computacional y la duración de las baterías en función de la menor frecuencia de muestreo posible, en dispositivos biomédicos portátiles. Por otro lado, [17] y [22] determinaron que una Fr de 1Hz produce una estimación razonable de la actividad simpática, pero no de la parasimpática. Con intenciones de optimizar el consumo de energía y el tiempo de procesamiento del dispositivo monitor, el objetivo del presente trabajo es probar que una serie RR con

una Fr de 1Hz, permite obtener índices de VFC, equivalentes a una Fr de 3Hz, para utilizarse como biomarcador electrónico en dispositivos portátiles en UCI, mediante el análisis de concordancia en los diferentes dominios, temporal, frecuencial y geométrico de Poincaré, utilizando una base de datos de sujetos con cambios posturales y bloqueo autonómico farmacológico.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Base de Datos

Se utilizó la base de datos, no de acceso abierto, de Harvard Medical School, Massachusetts Institute of Technology y la Escuela de Medicina de la Fundación Favaloro (BS). Con datos de presión arterial, respiración y ECG, muestreadas a 360Hz con un filtro antialiasing a 180Hz, de 14 varones no fumadores, con edades entre 19 y 38 años (promedio = 21 años) antes y durante el bloqueo autonómico farmacológico en combinación con cambios posturales [23], [24].

La base de datos incluía los siguientes grupos: STC, grupo control, integrado por 14 sujetos parados, de los cuales 7 sujetos, forman el grupo STC-A (sujetos 2, 4, 6, 7, 9, 11, 13) y el grupo STC-P (sujetos 1, 3, 5, 8, 10, 12, 14). SUC, grupo control, integrado por 14 sujetos en posición supina, de los cuales 7 sujetos, forman el grupo SUC-A (sujetos 2, 4, 6, 7, 9, 11, 13) y el grupo SUC-P (sujetos 1, 3, 5, 8, 10, 12, 14). STA, integrado por 7 sujetos (2, 4, 6, 7, 9, 11, 13) parados, con bloqueo parasimpático. STP, integrado por 7 sujetos (1, 3, 5, 8, 10, 12, 14) parados, con bloqueo simpático. SUA, integrado por 7 sujetos (2, 4, 6, 7, 9, 11, 13) en posición supina, con bloqueo parasimpático. SUP, integrado por 7 sujetos (1, 3, 5, 8, 10, 12, 14) en posición supina, con bloqueo simpático. STB integrado por 14 sujetos parados, con bloqueo total (simpático y parasimpático), de los cuales 7 sujetos, integran el grupo STB-A (sujetos 2, 4, 6, 7, 9, 11, 13) y el grupo STB-P (sujetos 1, 3, 5, 8, 10, 12, 14). SUB integrado por 14 sujetos en posición supina, con bloqueo total (simpático y parasimpático), de los cuales 7 sujetos, integran el grupo SUB-A (sujetos 2, 4, 6, 7, 9, 11, 13) y el grupo SUB-P (sujetos 1, 3, 5, 8, 10, 12, 14).

B. Pre-procesamiento de las Series RR

Se detectaron las ondas R, de los ECG, de BS mediante un algoritmo dedicado y los intervalos temporales entre ondas R, conformaron las series RR que se remuestraron a 3Hz [23]. Posteriormente, las series RR de BS se submuestrearon a 1Hz, generando una nueva serie RR de TS. Luego, a las series de BS y TS se les eliminó la tendencia lineal y la componente continua además, se les aplicó un filtro de rechazo de impulsos para detectar artefactos y latidos ectópicos [25], [26]. Estos latidos dudosos se reemplazaron por latidos cuyos valores resultaban del promedio entre los cinco latidos anteriores y los cinco posteriores al latido anómalo. [27], [28], [29].

C. Análisis de la VFC

A continuación, se hallaron los índices de VFC en varios dominios. Para el dominio temporal, SDNN (valor medio de

los desvíos estándar de todos los intervalos RR normales, en ms), pNN50 (porcentaje de RR, en los cuales la diferencia con el precedente excede los 50ms.) y RMSSD (raíz cuadrada del valor cuadrático medio de las diferencias entre RR sucesivos, en ms.) [1].

En el dominio frecuencial se hallaron a partir del análisis del gráfico de densidad de potencia espectral (PSD) [31], [32]. PT (potencia espectral total, banda 0 a 0.4Hz, en ms^2), VLF (potencia espectral banda muy baja frecuencia 0.0033 a 0.04Hz, en ms^2), LF (potencia espectral banda baja frecuencia 0.04 a 0.15Hz, en ms^2), LFn.u. ($\text{LF}/(\text{PT-VLF}) \times 100$), HF (potencia espectral banda alta frecuencia 0.15 a 0.4Hz, en ms^2), HFn.u. (HF en unidades normalizadas, $\text{HF}/(\text{PT-VLF}) \times 100\%$) y LF/HF (relación LF, HF) [1], [35].

En el dominio gráfico de Poincaré se extrajeron del diagrama los índices S (área total de la elipse, ms^2), SD1 (Desvío Estándar intervalos RR a corto plazo, en ms), SD2 (Desvío Estándar intervalos RR a largo plazo, en ms) y el indicador SD21 (relación SD2, SD1) [18].

Todo el procesamiento de las señales y los cálculos de la VFC fueron realizados bajo entorno GNU/Linux, mediante algoritmos desarrollados en GNU Octave, versión 4.2.2.

D. Análisis Estadístico

Para el análisis estadístico de la VFC se hallaron los valores de las medianas y (1er; 3er) cuartil, para cada uno de los grupos de las series de BS y TS. Se aplicaron las pruebas de Friedman y Wilcoxon con corrección de continuidad mediante el método de Benjamini-Hochberg (BH), tanto entre los grupos de las series de BS, como de TS. Se hallaron índices que presentaban similitudes de comportamiento entre los grupos de BS y TS. Luego, se analizó el grado de concordancia de estos índices entre las series control supino de BS, que consideramos el "Gold Standard"(GS) y TS, mediante análisis de Bland-Altman (BA) no paramétrico [33], [34]. Se calculó para cada índice el Sesgo como la mediana de la diferencia entre las mediciones GS y la serie TS y se analizaron las diferencias mediante el test de Wilcoxon. Además, se calculó el límite de acuerdo inferior (LoA Inf, percentil 2.5) y el límite de acuerdo superior (LoA Sup, percentil 97.5). También se calcularon las relaciones Sesgo/mediana BS \times 100 entre LoA Sup y LoA Inf.

Se aceptó, en todos los casos, una significación estadística con $p < 0,05$.

Todos los algoritmos para los cálculos estadísticos fueron desarrollados con software libre R versión 3.6.3, en entorno GNU/Linux.

III. RESULTADOS

Los resultados del pre-procesamiento de la serie RR de BS, permiten observar, en la Fig. 1, que el bloqueo farmacológico del SNS, muestra una marcada disminución en las componentes de baja frecuencia en la serie RR en todos los dominios, coincidente con lo reportado en la literatura [35]. Por otro lado, dado su comportamiento complementario, el bloqueo del SNP, presentará una disminución en las componentes de alta frecuencia [35] (sin graficar).

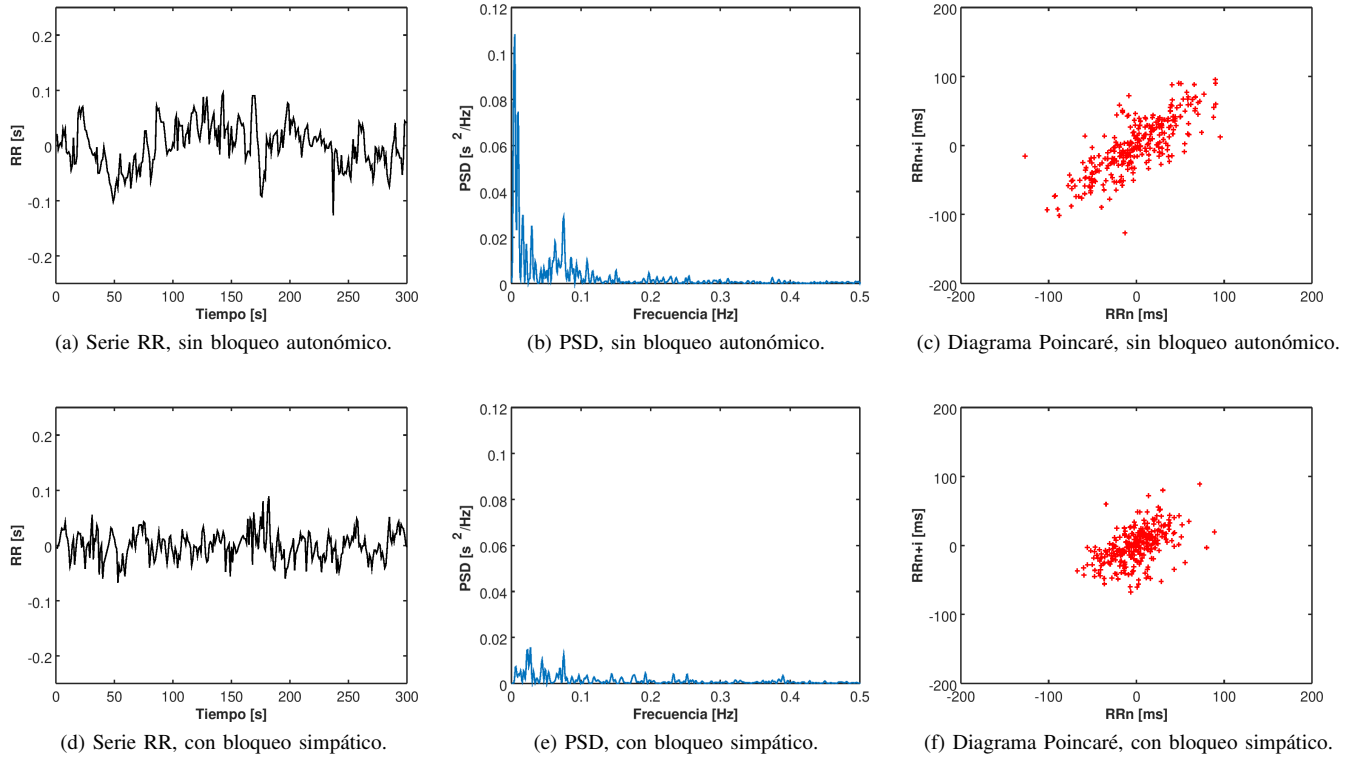


Fig. 1. Pre-procesamiento serie RR de BS sujeto 01 de pie.

TABLA I
SERIES BS. ÍNDICES, EXPRESADOS EN MEDIANA [1ER;3ER] CUARTIL. POSICIÓN SUPINA

Índices	SUC-A [1st; 3rd]	SUC-P [1st; 3rd]	SUA [1st; 3rd]	SUP [1st; 3rd]	SUB-A [1st; 3rd]	SUB-P [1st; 3rd]
SDNN	72.922 [69.651 75.507]	61.270 [47.439 66.743]	12.254 [6.918 14.623]	65.014 [45.654 102.324]	13.832 [6.943 19.139]	5.411 [4.062 8.942]
PT	5769.120 [5386.847 6409.324]	4019.869 [2415.904 5243.729]	196.271 [85.767 371.949]	3522.947 [1983.191 10789.850]	211.946 [59.033 441.808]	12.713 [9.733 107.569]
VLF	1702.944 [1002.925 2399.214]	928.060 [652.377 1490.001]	130.484 [75.004 350.084]	970.774 [368.118 5857.437]	80.911 [43.497 290.166]	4.783 [4.060 38.819]
LF	2444.262 [2282.923 2821.979]	1477.649 [1124.587 3269.935]	17.928 [7.701 47.489]	1484.374 [643.145 3473.529]	44.554 [11.559 91.558]	2.302 [0.372 13.708]
HF	1111.314 [732.557 1486.226]	841.297 [598.591 1099.017]	1.931 [0.871 8.960]	848.916 [681.510 1115.989]	2.914 [1.559 17.133]	3.014 [1.367 7.395]
S	9767.219 [6306.297 12791.330]	8305.796 [4454.460 8979.871]	92.1445 [45.050 214.552]	9074.973 [5302.907 17805.690]	114.042 [45.823 356.170]	17.795 [17.052 162.300]
SD2	92.119 [83.414 98.658]	77.659 [58.517 87.900]	15.578 [9.495 18.535]	72.245 [55.410 138.015]	16.675 [8.119 23.777]	3.221 [2.872 8.614]
SD21	2.731 [2.426 3.079]	2.326 [2.281 2.419]	5.200 [3.244 6.287]	1.819 [1.503 2.051]	3.824 [3.185 8.214]	1.519 [1.160 3.600]

La Tabla I y la Tabla II, muestran los resultados correspondientes a los índices de los diferentes dominios, expresados mediante el valor de su mediana y (1er; 3er) cuartil, de los grupos de sujetos en posición supina de las series de BS y TS, respectivamente. La posición supina se corresponde con la de un paciente en la UCI.

Los resultados de las pruebas de Friedman y Wilcoxon con la corrección del valor de p , por las múltiples comparaciones, mediante el método de BH, para el caso de los sujetos parados se observó un comportamiento similar, estadísticamente significativo, entre las series BS y TS, en los índices SDNN, del dominio temporal; VLF, HF, del

dominio frecuencial y S del dominio geométrico de Poincaré. Para el caso de las series BS y TS, en posición supina, el resultado de las pruebas de Friedman y Wilcoxon con la corrección de BH, permitió determinar un comportamiento similar, estadísticamente significativo, entre las series BS y TS, en los siguientes índices; SDNN, del dominio temporal; PT, VLF, HF, del dominio frecuencial y S, SD2 y SD21, del dominio geométrico de Poincaré. Los resultados muestran que los índices de comportamientos similares son diferentes según la posición del sujeto.

El resultado de la prueba de BA, entre los índices hallados en posición supina, posición del paciente en la UCI, del grupo

TABLA II
SERIES TS. ÍNDICES, EXPRESADOS EN MEDIANA [1ER;3ER] CUARTIL. POSICIÓN SUPINA

Índices	SUC-A [1st; 3rd]	SUC-P [1st; 3rd]	SUA [1st; 3rd]	SUP [1st; 3rd]	SUB-A [1st; 3rd]	SUB-P [1st; 3rd]
SDNN	75.524 [68.847 83.695]	60.657 [46.569 67.004]	12.156 [6.867 14.537]	60.745 [43.807 103.283]	13.237 [7.840 18.326]	6.622 [4.970 7.860]
PT	5311.472 [4597.545 5899.857]	3560.368 [2300.155 4420.581]	122.753 [45.478 176.381]	3003.767 [1913.374 10634.780]	156.802 [33.674 300.757]	7.607 [4.980 55.225]
VLF	1771.009 [936.577 1998.738]	759.7981 [602.320 1459.204]	83.0699 [40.076 164.413]	915.3833 [389.889 4515.329]	64.912 [24.639 152.412]	3.326 [2.340 35.74]
LF	2615.646 [1802.590 3055.027]	1308.979 [919.246 2731.607]	10.205 [4.205 29.466]	1342.959 [718.938 4032.373]	30.231 [7.081 69.325]	1.165 [0.226 8.585]
HF	924.989 [686.982 1707.749]	685.039 [512.353 919.740]	1.776 [1.097 7.990]	743.171 [559.595 1172.885]	3.233 [1.491 16.526]	2.364 [1.530 8.516]
S	10320.280 [8948.707 14563.410]	8007.525 [4925.353 10031.860]	93.41376 [42.380 232.403]	7653.173 [4958.593 18356.360]	134.755 [46.894 357.601]	20.728 [14.999 173.053]
SD2	96.603 [90.150 102.333]	77.845 [57.162 86.669]	15.112 [9.427 18.664]	69.016 [54.885 139.869]	16.331 [7.979 22.878]	3.318 [2.498 9.618]
SD21	2.474 [2.013 2.896]	2.352 [2.084 2.377]	4.483 [3.581 6.587]	1.955 [1.711 2.072]	4.370 [2.614 7.686]	1.307 [1.163 3.277]

TABLA III
BLAND-ALTMAN. ÍNDICES DE LA VFC DE LAS SERIES BS VS TS. SUJETOS CONTROL POSICIÓN SUPINA

Índices	Wilcoxon [p]	Sesgo [1st; 3rd]	Sesgo/mediana BS [%]	LoA Inf [p2.5%]	LoA Sup [p97.5%]	DifLoA/mediana BS [%]
SDNN	0.834	0.022 [-2.003 0.741]	0.031	-9.600	6.255	4.800
PT	0.017	459.501 [210.306 1554]	8.530	-1164	1648	8.987
VLF	0.059	50.057 [30.797 238.917]	3.360	-302.325	1245.198	63.280
LF	0.021	182.581 [84.418 502.609]	7.799	-714.000	952.348	11.018
HF	0.124	136.221 [34.956 182.802]	13.139	-899.771	358.406	52.218
S	0.162	-470.893 [-2015.794 298.2771]	5.438	-3796.338	1647.158	24.820
SD2	0.834	0.251 [-2.968 2.589]	0.286	-11.643	5.346	7.163
SD21	0.124	0.054 [-0.28 0.38]	2.243	-0.096	0.780	28.196

control series BS vs. las series TS, se presentan en la Tabla III. Estos resultados muestran entre las mediciones de BS y TS del índice SDNN, del dominio temporal, un Sesgo positivo que eventualmente puede valer 0, con una sobre estimación de la serie BS, además muestra muy bajos valores en las relaciones porcentuales Sesgo/mediana BS y DifLoA/mediana BS. Un comportamiento similar se observa en los índices PT, LF, pertenecientes al dominio frecuencial y del índice SD2 del dominio geométrico de Poincaré, en este caso el Sesgo nunca llegará al valor nulo. Por el contrario, VLF, HF, S y SD21, si bien el Sesgo eventualmente puede tener el valor nulo y su relación porcentual entre Sesgo/mediana BS sus LoA son muy grandes, manifestándose esto en la relación de DifLoA/mediana BS, con valores muy superiores al 10 %.

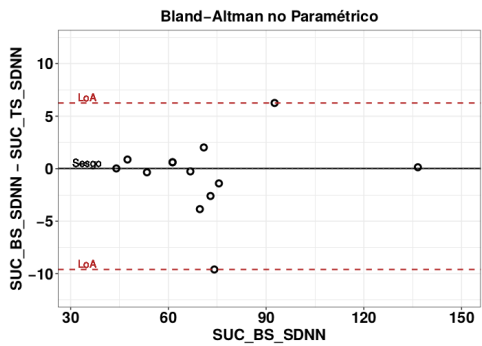
Estos hallazgos, aplicando un método riguroso para el análisis del grado de concordancia, permiten establecer que los índices SDNN del dominio temporal PT y LF del dominio frecuencial y SD2 del dominio geométrico de Poincaré de una serie RR con una Fr de 1Hz son equivalentes a los de una serie

con una Fr de 3Hz.

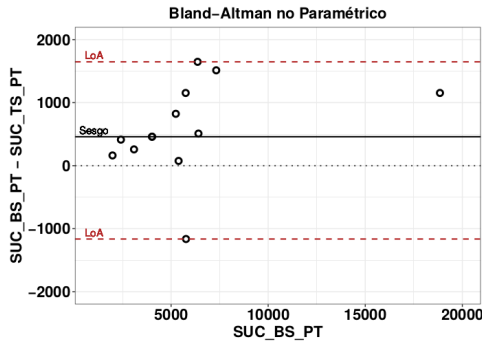
Las figuras Fig. 2a, Fig. 2b, Fig. 2c y la Fig. 2d muestran las gráficas de Bland-Altman de los índices SDNN, PT, LF y SD2 respectivamente.

IV. DISCUSIÓN

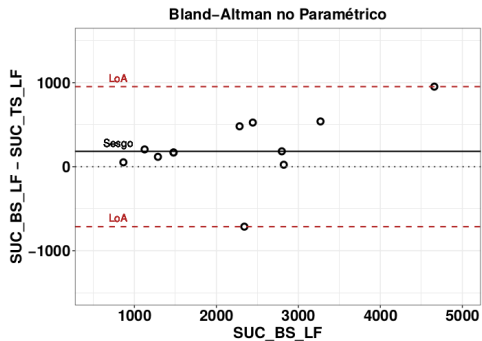
En el último tiempo, a surgido gran interés por el estudio de la VFC como valor pronóstico en las UCI. Para incrementar los beneficios de estos estudios es necesario monitorear mediante dispositivos portátiles la salud del paciente, desde el ingreso a la UCI hasta su egreso y en su hogar. Para lo cuál son necesarios dispositivos con una autonomía prolongada en su batería [9]. Algunos trabajos como los de [21] que analizan el impacto de la frecuencia de muestreo en el consumo de energía y en el gasto computacional, sugieren una disminución en el muestreo en dispositivos biomédicos portátiles, por otro lado si bien [17] y [22] analizan una disminución del muestreo de la serie RR a 1Hz, esto informaría correctamente la actividad simpática pero no la parasimpática.



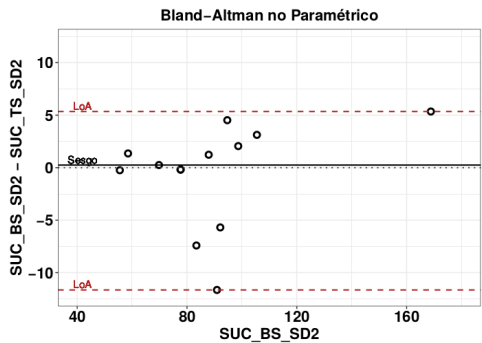
(a) Prueba de Bland-Altman BS vs TS índice SDNN.



(b) Prueba de Bland-Altman BS vs TS índice PT.



(c) Prueba de Bland-Altman BS vs TS índice LF.



(d) Prueba de Bland-Altman BS vs TS índice SD2.

Fig. 2. Bland-Altman, índices de BS vs TS, posición supina, grupo control.

La base de datos utilizada, BS, aceptada universalmente, permite la validación de nuevas metodologías frente a técnicas previamente validadas [23]. Permitiendo evaluar el comportamiento de los índices de VFC, como biomarcadores. Los

índices de la serie BS hallados tanto de pie como supinos son consistentes con lo informado en los trabajos tanto de [1] como el de [35] y [36] para la evaluación de la respuesta autonómica.

De la comparación del comportamiento de los índices de BS, con las series de TS, remuestreada a 1Hz, de sujetos parados, surgen equivalencias en los índices SDNN, VLF, HF y S. Mientras que para la posición supina, se comportan de manera similar entre las series los índices SDNN, PT, VLF, LF, HF, S, SD2 y SD21. Estas diferencias de índices según las posiciones fueron estudiadas por [35] y más recientemente por [37] quien recomienda realizar análisis de respuesta del SNA en posición supina, sobre todo en personas mayores. Por otro lado, la posición supina es la predominante en los pacientes de las UCI.

El análisis del grado de concordancia entre los índices de las series BS y TS, mediante BA, resumido en la Tabla III y las gráficas, Fig. 2a, Fig. 2b, Fig. 2c y la Fig. 2d, permiten establecer la equivalencia entre los índices en posición supina: SDNN, PT, LF y SD2.

SDNN está altamente correlacionado con la potencia de la banda LF (0.04-0.15Hz) que requiere típicamente de un registro de un periodo mínimo de 2 min según [38], para el cálculo de VFC. También, se ha observado una alta correlación entre SDNN y SD2, y [39] mostró que estos índices están influenciados por el comportamiento del SNS y del SNP. Por un lado, [40] estableció la existencia de una elevada correlación entre LF y SD2 y un apoyo a la hipótesis que SD2 está más relacionada con el tono simpático que con el parasimpático [40]. Y por otro lado, PT está dada por la mayor influencia simpática en posición supina [36]. Por lo tanto, estos hallazgos sugieren estar relacionados con índices de regulación autonómica de la VFC, en la banda de las bajas frecuencias, hasta 0.15Hz, de influencia parasimpática, donde un remuestreo de 1Hz es suficiente [19]. Por otro lado, este estudio coincide con los resultados obtenidos por [17] y [22] de que una serie con una Fr de 1Hz, estima la actividad simpática de manera correcta pero no la actividad parasimpática, asignada a índices que correlacionan con las altas frecuencias [35].

Estos índices SDNN, PT y LF han sido hallados, por otros autores, como predictores de mortalidad en estudios de pacientes en UCI con síndrome de disfunción multiorgánica y sepsis, traumas severos, trastornos cardiovasculares, arritmias y paro cardíaco, desórdenes neurológicos [6] y más recientemente, en estudios de la VFC, como posible marcador predictivo de la respuesta inflamatoria aguda en pacientes con COVID-19 [8].

Este estudio posee limitaciones, por un lado, el número de participantes en la base de datos, si bien es complejo lograr un gran número de individuos en situaciones controladas, por otro lado, la edad de los participantes, solamente se incluyen en este estudio jóvenes y de sexo masculino. Próximos estudios deberían considerar estas limitaciones.

V. CONCLUSIÓN

El análisis de la VFC puede detectar, incluso, antes de que sea clínicamente evidente y rastrear en el tiempo, el desarrollo

de una enfermedad a través del estado del sistema fisiológico.

Se utilizó una base de datos con un remuestro de 3Hz, la cual se submuestro a 1Hz, para realizar un análisis de validación, y se obtuvieron índices de diferentes dominios de la VFC, SDNN del dominio temporal, PT y LF del dominio frecuencial y SD2 del dominio gráfico de Poincaré, que remuestreados a 1Hz mostraron un comportamiento equivalente.

La reducción en índices como SDNN, PT, LF y otros del dominio frecuencial, serían predictores de mortalidad en los hospitales, por lo que la equivalencia hallada a partir de series con remuestro a 1Hz, permitiría utilizar dispositivos portátiles de rendimientos optimizados, para el monitoreo de la evolución de la enfermedad en los pacientes en las UCI.

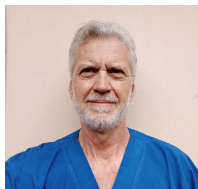
Futuros estudios deberían incorporar poblaciones con diferentes edades y sexos donde además, se incluya en el análisis de VFC al índice SD2, para evaluar su utilidad clínica.

Para finalizar, es de nuestro interés que a partir de estos hallazgos surja la necesidad del empleo de equipos de monitoreo de VFC en la práctica diaria con pacientes internados en UCI, como así también de otras metodologías para predecir adecuadamente la evolución clínica y así brindar precozmente los tratamientos adecuados.

REFERENCIAS

- [1] M. Malik, "Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use," Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, *Circulation*, 1996 Mar 1, vol. 93, no. 5, pp. 1043-65, PMID: 8598068.
- [2] J. Gallardo, G. Bellone, and M. Risk, "Heart rate variability: Validity of autonomic balance indicators in ultra-short recordings," in *Applied Informatics: Fourth International Conference, ICAI 2021*, Buenos Aires, Argentina, October 28–30, 2021, *Proceedings 4*, pp. 303-315, Springer International Publishing, doi: https://doi.org/10.1007/978-3-030-89654-6_22.
- [3] G. Lu, F. Yang, J. Taylor and J. Stein, "A comparison of photoplethysmography and ECG recording to analyse heart rate variability in healthy subjects," *J. Med. Eng. Technol.*, vol. 33, no 8, pp. 634-641, 2009, doi: [10.3109/03091900903150998](https://doi.org/10.3109/03091900903150998).
- [4] J. Gallardo, G. Bellone and M. Risk, "Ultra-short heart rate variability and Poincaré plots," *Paradigm Plus*, vol. 2, no 3, pp. 37-52, 2021, doi: <https://doi.org/10.55969/paradigmplus.v2n3a3>.
- [5] F. Esgalhado, A. Batista, V. Vassilenko, S. Russo and M. Ortigueira, "Peak Detection and HRV Feature Evaluation on ECG and PPG Signals," *Symmetry*, vol. 14, no. 6, pp. 1139, March 2022, doi: <https://doi.org/10.3390/sym14061139>.
- [6] B. Johnston, R. Barrett-Jolley, A. Krige and I. Welters, "Heart rate variability: Measurement and emerging use in critical care medicine", *J. Intensive Care Soc.*, vol. 21, no. 2, pp. 148–157, May. 2020, doi: [10.1177/1751143719853744](https://doi.org/10.1177/1751143719853744).
- [7] D. Bishop, R. Wise, C. Lee, R. Von Rahden and R. Rodseth, "Heart rate variability predicts 30-day all-cause mortality in intensive care units," *South. African J. Anaesth. Analg.*, vol. 22, no. 4, pp. 125-128, Jul. 2016, doi: <https://doi.org/10.1080/22201181.2016.1202605>.
- [8] F. Hasty, G. García H. Dávila, S. Wittels, S. Hendricks and S. Chong, "Heart Rate Variability as a Possible Predictive Marker for Acute Inflammatory Response in COVID-19 Patients", *Mil. Med.*, vol. 186, no. 1-2, pp. e34–e38, January 2021, doi: <https://doi.org/10.1093/milmed/usaa405>.
- [9] G. Quer, A. Alasaad and R. R. Rao, "On the Accuracy of Heart Rate Variability Measures from Undersampled RR Interval Time Series," 2016 IEEE Global Communications Conference (GLOBECOM), Washington, DC, USA, 2016, pp. 1-7, doi: [10.1109/GLOCOM.2016.7842045](https://doi.org/10.1109/GLOCOM.2016.7842045).
- [10] B. Bent and J. Dunn, "Optimizing sampling rate of wrist-worn optical sensors for physiologic monitoring," *Journal of Clinical and Translational Science*, pp. 1-8. doi: [10.1017/cts.2020.526](https://doi.org/10.1017/cts.2020.526)
- [11] M. Risk, J. Bruno, M. Soria, P. Arini and R. Taborda, "Measurement of QT interval and duration of the QRS complex at different ECG sampling rates," In *Computers in Cardiology*, pp. 495-498, September 2005, doi: [10.1109/CIC.2005.1588146](https://doi.org/10.1109/CIC.2005.1588146).
- [12] T. Ziemssen, J. Gasch and H. Ruediger, "Influence of ECG sampling frequency on spectral analysis of RR intervals and baroreflex sensitivity using the EUROBAVAR data set," *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 2008 vol. 22, pp. 159-168, doi: [10.1007/s10877-008-9117-0](https://doi.org/10.1007/s10877-008-9117-0).
- [13] Y. Nishikawa, S. Izumi, Y. Yano, H. Kawaguchi and M. Yoshimoto, "Sampling Rate Reduction for Wearable Heart Rate Variability Monitoring," *Proc. IEEE Int. Symp. Circuits Syst.*, isbn = 9781538648810, issn = 02714310, May. 2018, doi: [10.1109/ISCAS.2018.8351558](https://doi.org/10.1109/ISCAS.2018.8351558).
- [14] S. Béres and L. Hejmel, "The minimal sampling frequency of the photoplethysmogram for accurate pulse rate variability parameters in healthy volunteers," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 68, Jul. 2021, doi = [10.1016/j.bspc.2021.102589](https://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.102589).
- [15] K. F. A. Lee, E. Chan, J. Car, W. Gan and G. Christopoulos, "Lowering the Sampling Rate: Heart Rate Response during Cognitive Fatigue," *Biosensors 2022*, vol. 12, pp. 315, doi: <https://doi.org/10.3390/bios12050315>.
- [16] A. Shintomi, Sh. Izumi, M. Yoshimoto and H. Kawaguchi, "Effectiveness of the heartbeat interval error and compensation method on heart," *Healthc. Technol. Lett.*, vol.1-2, no. 9, pp. 9-15, 2022, issn = 20533713, doi: [10.1049/hlt2.12023](https://doi.org/10.1049/hlt2.12023).
- [17] H. K. Chen, Y. F. Hu, S. F. Lin, "Methodological considerations in calculating heart rate variability based on wearable device heart rate samples," *Computers in Biology and Medicine*, 2018, doi: [10.1016/j.compbiomed.2018.08.023](https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2018.08.023).
- [18] J. Gallardo, G. Bellone, R. Acevedo and M. Risk, "Ultra-short-term heart rate variability analysis: comparison between Poincare and frequency domain methods," *IEEE Latin America Transactions*, vol. 20, no. 1, pp. 180-188, JANUARY 2021.
- [19] D. Singh, K. Vinod, and S. C. Saxena, "Sampling frequency of the RR interval time series for spectral analysis of heart rate variability," *J. Med. Eng. Technol.*, vol. 28, no. 6, pp. 263–272, 2004, doi: [10.1080/03091900410001662350](https://doi.org/10.1080/03091900410001662350).
- [20] Y. Nishikawa, S. Izumi, Y. Yano, H. Kawaguchi and M. Yoshimoto, "Sampling Rate Reduction for Wearable Heart Rate Variability Monitoring," 2018 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS), Florence, Italy, 2018, pp. 1-5, doi: [10.1109/ISCAS.2018.8351558](https://doi.org/10.1109/ISCAS.2018.8351558).
- [21] A. Tobola et al., "Sampling rate impact on energy consumption of biomedical signal processing systems," 2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN), Cambridge, MA, USA, 2015, pp. 1-6, doi: [10.1109/BSN.2015.7299392](https://doi.org/10.1109/BSN.2015.7299392).
- [22] Ch. Hung-Kai, H. Yu-Feng, L. Shien-Fong, "Methodological considerations in calculating heart rate variability based on wearable device heart rate samples," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 102, no. 11, pp. 396-401, 2018, <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2018.08.023>.
- [23] J. F Sobh, M. Risk, R. Barbier and J Philip Saul, "Database for ECG, arterial blood pressure, and respiration signal analysis: feature extraction, spectral estimation, and parameter quantification," in *Proceedings of 17th International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 955–956, 20-23 September, Montreal, Canada, 1995. ISBN:0-7803-2475-7, doi: [10.1109/IEMBS.1995.579378](https://doi.org/10.1109/IEMBS.1995.579378).
- [24] I. Bonyhay, M. Risk and R.Freeman, "High-pass filter characteristics of the baroreflex—a comparison of frequency domain and pharmacological methods," *PLoS One*, vol. 8, no. 11, pp. e79513, 2013, doi: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0079513>.
- [25] J McNames, T Thong, and M Aboy, "Impulse rejection filter for artifact removal in spectral analysis of biomedical signals," *Proc. 26th Annu. Int. Conf. IEEE EMBS*, San Fr. CA, USA, vol. 1, pp. 145–8, 2004, doi: [10.1109/IEMBS.2004.1403112](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2004.1403112).
- [26] R. A. Thuraisingham, "Preprocessing RR interval time series for heart rate variability analysis and estimates of standard deviation of RR intervals," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 83, no. 1, pp. 78–82, 2006, doi: [10.1016/j.cmpb.2006.05.002](https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2006.05.002).
- [27] A. E. Aubert, D. Ramaekers and F. Beckers, "Analysis of heart rate variability in unrestrained rats. Assessment of method and results," *Med. Biol. Eng. Comp.*, vol. 60, pp. 197–213, 1999, doi: [10.1016/s0169-2607\(99\)00017-6](https://doi.org/10.1016/s0169-2607(99)00017-6).
- [28] D. Wejer, D. Makowiec, Z.R. et. al. Struzik, and M. Żarczyńska-Buchowiecka, "Impact of the Editing of Patterns with Abnormal RR intervals on the Assessment of Heart Rate Variability," *Acta Phys. Pol. B*, vol. 45, no. 11, pp. 2103, 2014, doi: [10.5506/APhysPolB.45.2103](https://doi.org/10.5506/APhysPolB.45.2103).
- [29] J. Gallardo, G. Bellone, S. Plano, D. Vigo and Marcelo Risk, "Heart Rate Variability: Influence of Pre-processing Methods in Identifying Single-

- Night Sleep-Deprived Subjects," *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 41, pp. 224-230, January 2021, doi: <https://doi.org/10.1007/s40846-020-00595-8>.
- [30] S. N. Karmali, A. Sciusco, S. M. May, and G. L. Ackland, "Heart rate variability in critical care medicine: a systematic review," *Intensive Care Med. Exp.*, vol. 5, no. 1, pp. 1–15, 2017, doi: [10.1186/s40635-017-0146-1](https://doi.org/10.1186/s40635-017-0146-1).
- [31] G. B. Moody, "Spectral analysis of heart rate without resampling," *Proceedings of Computers in Cardiology Conference*, London, UK, 1993, pp. 715-718, doi: [10.1109/CIC.1993.378302](https://doi.org/10.1109/CIC.1993.378302).
- [32] A. Delane, J. Bohórquez, S. Gupta and M. Schiavenato, "Lomb algorithm versus fast fourier transform in heart rate variability analyses of pain in premature infants," 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Orlando, FL, USA, 2016, pp. 944-947, doi: [10.1109/EMBC.2016.7590857](https://doi.org/10.1109/EMBC.2016.7590857).
- [33] J. M. Bland and D. G. Altman, "Dynamics of Polymeric Liquids, Volume 2: Kinetic Theory," 2nd Edition, SBN: 978-0-471-80244-0, pp. 464, June 1987.
- [34] J.M.Bland and D.G.Altman, "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement," *Lancet*, vol. 1, no. 8476, pp. 307–310, 1986, doi: [10.1016/j.ijnurstu.2009.10.001](https://doi.org/10.1016/j.ijnurstu.2009.10.001).
- [35] M. Malik, "Heart Rate Variability", Futura Publishing Company Inc., New York, 1 edition, 1995, ISBN-10: 087993607X.
- [36] M. Malik and A. J. Camm, "Dynamic electrocardiography," Futura edition, 2007, doi: [10.1002/9780470987483](https://doi.org/10.1002/9780470987483).
- [37] W. Chuangchai, W. Pothisiri, "Postural Changes on Heart Rate Variability among Older Population: A Preliminary Study," *Curr Gerontol Geriatr Res*, 2021 Feb 27;2021:6611479, doi: [10.1155/2021/6611479](https://doi.org/10.1155/2021/6611479), PMID: 33727919; PMCID: PMC7937484.
- [38] F. Shaffer and J. P. Ginsberg, "An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms," *Frontiers in Public Health*, vol. 5, pp. 1-17, September 2017, doi: [10.3389/fpubh.2017.00258](https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258).
- [39] R. A. Hoshi, C. M. Pastre, L. C. Marques Vanderlei, and M. Fernandes Godoy, "Poincaré plot indexes of heart rate variability: Relationships with other nonlinear variables," *Auton. Neurosci. Basic Clin.*, vol. 177, no. 2, pp. 271–274, 2013, doi: [10.1016/j.autneu.2013.05.004](https://doi.org/10.1016/j.autneu.2013.05.004).
- [40] P. Guzik, J. Piskorski, T. Krauze, R. Schneider, K. H. Wesseling, A. Wykretowicz, and H. Wysocki, "Correlations between the Poincaré Plot and Conventional Heart Rate Variability Parameters Assessed during Paced Breathing", *J. Physiol. Sci.*, vol. 57, no. 1, pp. 63–71, 2007, doi: [10.2170/physiolsci.RP005506](https://doi.org/10.2170/physiolsci.RP005506).



Eduardo San Roman es Médico especialista en Medicina Crítica. Actualmente, Jefe Honorario del Servicio de Terapia Intensiva de Adultos del Hospital Italiano de Buenos Aires (Hospital Afiliado a la Join Commission International). Además, se desempeña como investigador y docente del Instituto de Medicina Traslacional e Ingeniería Biomédica (IMTIB). El Dr. Eduardo San Roman, es director del Comité de Big Data e Inteligencia Artificial de la Sociedad Argentina de Terapia Intensiva.



Javier Zelechower es Ingeniero en Electrónica, por la Universidad Tecnológica Nacional, Facultad Buenos Aires (FRBA-UTN), donde es docente de teoría de control. El ingeniero Zelechower es además estudiante de Doctorado en Ingeniería, en la FRBA-UTN.



Superior y es Ingeniero en Electrónica.

Jose M. Gallardo es profesor de grado, postgrado e investigador en la Universidad Hospital Italiano de Buenos Aires (UHIBA), el Hospital Italiano de Buenos Aires y en la Facultad Haedo de la Universidad Tecnológica Nacional (FRH-UTN), Argentina. Además, es Profesional Principal en el Instituto de Medicina Traslacional e Ingeniería Biomédica (IMTIB) perteneciente al Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET). Posee un Doctorado en Ingeniería, una Maestría en Ingeniería Biomédica, un posgrado en Educación



Bioingeniería por la Universidad Nacional de Córdoba, un MBA por la Universidad de Palermo, y un grado en Ingeniería en Electrónica por la Universidad Tecnológica Nacional, Argentina.

Marcelo R. Risk es actualmente director del Instituto de Medicina Traslacional e Ingeniería Biomédica (IMTIB), asociado al Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), Universidad Hospital Italiano de Buenos Aires (UHIBA) y al Hospital Italiano de Buenos Aires, Argentina, Investigador Principal del CONICET y Profesor Titular, en el programa de Ingeniería Biomédica de la UHIBA. El Dr. Marcelo Risk posee un PhD por la Facultad de Medicina de la Universidad de Buenos Aires, un ScD en