

# Estimación del nivel de potasio en sangre mediante las pendientes del QRS del electrocardiograma en pacientes renales crónicos

Hassaan A. Bukhari<sup>1,2</sup>, Carlos Sánchez<sup>1</sup>, Mark Potse<sup>2</sup>, Pablo Laguna<sup>1</sup>, Esther Pueyo<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Afiliación: BSICoS group

Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A)

Universidad de Zaragoza, IIS Aragón, CIBER-BBN, Mariano Esquillor s/n, 50018, Zaragoza, Spain.

Tel. +34-617665919, e-mail: [hassaanahmed01@unizar.es](mailto:hassaanahmed01@unizar.es)

<sup>2</sup>Afiliación: Carmen team

Inria Bordeaux – Sud-Ouest, Talence, France

University of Bordeaux, IMB, UMR 5251, Talence, France.

## Resumen

La estimación no invasiva de la concentración de potasio sérico puede ayudar a prevenir la aparición de arritmias ventriculares y muerte súbita cardíaca en pacientes con insuficiencia renal crónica (IRC), pero los métodos actuales de estimación ambulatoria son limitados. En este estudio, estimamos la concentración de potasio sérico mediante la evaluación de las pendientes del “complejo QRS” del electrocardiograma en 29 pacientes con IRC durante y tras la hemodiálisis.

## Introducción

La insuficiencia renal crónica (IRC) es una afección común, con una incidencia de entre el 11 y 13% de la población a nivel mundial, que se asocia con una disminución gradual de la función renal a lo largo del tiempo. La IRC conlleva variaciones en los niveles de potasio en sangre ( $[K^+]$ ), lo que aumenta el riesgo de sufrir arritmias malignas y muerte súbita cardíaca [1]. La investigación de los efectos de las variaciones de  $[K^+]$  en el funcionamiento eléctrico del corazón podría ayudar a mejorar las terapias y las herramientas de estratificación de riesgo, por ejemplo, mediante el uso del electrocardiograma (ECG) para monitorizar  $[K^+]$  de forma continua en el tiempo.

La despolarización y repolarización del ECG se ven afectadas por variaciones en  $[K^+]$  [1], lo que permite extraer marcadores para la monitorización continua de  $[K^+]$ . Estudios recientes han mostrado que la cuantificación de marcadores derivados de la onda T del ECG, representativa de la repolarización ventricular, permiten estimar  $[K^+]$  [2]. Esta capacidad podría verse incrementada añadiendo a los métodos de estimación marcadores derivados del “complejo QRS” [3], representativo de la despolarización ventricular, cuya relación con  $[K^+]$  permanece hasta la fecha poco estudiada.

En este estudio, se propone un método para la estimación de  $[K^+]$  basado en la cuantificación de las pendientes ascendente ( $I_{US}$ ) y descendente ( $I_{DS}$ ) del “complejo QRS” durante y tras la hemodiálisis (HD) en pacientes con IRC.

## Métodos

En la población de estudio se incluyeron 29 pacientes con IRC del Hospital Clínico Universitario de Zaragoza. Se adquirieron registros ECG de 12 derivaciones durante 48 horas a una frecuencia de muestreo de 1 kHz y con una resolución en amplitud de  $3,75 \mu V$  (H12+, Mortara Instruments, Milwaukee, WI, EE. UU.). El Comité de Ética de Aragón aprobó el protocolo del estudio (CEICA, ref. PI18 / 003).

Se utilizó un algoritmo basado en *wavelets* para delinear el ECG. Mediante filtrados específicos, se atenuaron los efectos de la desviación de la línea de base, el ruido muscular y el ruido eléctrico. Se obtuvieron las componentes principales espaciales (PC) calculando la matriz de autocorrelación espacial entre derivaciones de los “complejos QRS” en una zona del registro al final de la sesión de HD. Para los análisis se utilizó la primera PC, ya que tiene potenciada la energía del “complejo QRS”.

Sobre esta derivación se identificaron las ubicaciones del inicio, el pico y el final del “complejo QRS” para después calcular la pendiente ascendente,  $I_{US}$ , y descendente,  $I_{DS}$ , de este complejo en los instantes de tiempo  $h_0$ ,  $h_1$ ,  $h_2$ ,  $h_3$ ,  $h_4^-$  durante y  $h_{48}$  después de HD, con  $h_i$  correspondiente a la hora  $i$ -ésima desde el inicio de la HD ( $h_4^-$  se definió dos minutos antes de  $h_4$  correspondiente al final de HD). Se calculó el valor de  $I_{US}$  ( $I_{DS}$ , respectivamente) como el valor máximo (mínimo) del gradiente desde el inicio del QRS hasta el pico (del gradiente desde el pico hasta el final del QRS) [4]. Se cuantificó el cambio en las pendientes del QRS con respecto al valor al final de la sesión de HD ( $h_4$ ), denotándose como  $\Delta I_{US}$  y  $\Delta I_{DS}$ .

Para estimar  $\Delta[K^+]$  a partir de los marcadores  $\Delta I_{US}$  and  $\Delta I_{DS}$  analizados, se construyeron y evaluaron modelos de regresión lineal univariable con validación cruzada mediante *leave-one-out*. Los estimadores univariados,  $\Delta[K^+]^{US}$  y  $\Delta[K^+]^{DS}$ , se definieron como:

$$\Delta[K^+]^{US} = \beta_0^{US} + \beta_1^{US} \Delta I_{US},$$

$$\Delta[K^+]^{DS} = \beta_0^{DS} + \beta_1^{DS} \Delta I_{DS}.$$

Los coeficientes  $\beta = [\beta_0^{US} + \beta_1^{US}]^T$ ,  $\beta = [\beta_0^{DS} + \beta_1^{DS}]^T$  se calcularon como:

$$\hat{\beta} = (X^T X)^{-1} X^T y^T,$$

con  $X = [j^T x_b^T]$  y  $j = [1, 1, \dots, 1]$ . Para un paciente  $q$ , el vector  $x_b = [b_{0,q}, b_{1,q}, b_{2,q}, b_{3,q}, b_{4,q}, b_{48,q}]$  contiene los valores de  $b$ , ya sea  $\Delta I_{US}$  o  $\Delta I_{DS}$ , en todas las etapas de HD  $i = 0, 1, 2, 3, 4, 48$ . El vector  $y = [\Delta[K^+]_{0,q}, \Delta[K^+]_{1,q}, \dots, \Delta[K^+]_{4,q}, \Delta[K^+]_{48,q}]$  contiene los valores medidos de  $\Delta[K^+]$  para el paciente  $q$  en todas las etapas  $i$  de HD. El estimador propuesto se entrenó con cinco puntos de HD para cada paciente individualmente y se probó para el sexto punto. Se calculó el error entre  $\Delta[K^+]$  medido y estimado.

## Resultados

Los paneles (a) y (b) de la Figura 1 muestran la media y la mediana de  $\Delta I_{US}$  y  $\Delta I_{DS}$ . Los paneles (c) y (d) muestran la media y la mediana de  $\Delta[K^+]$  medido en sangre y  $\Delta[K^+]_e$  estimado.  $\Delta I_{US}$  y  $\Delta I_{DS}$  tomaron los valores más altos y más bajos, respectivamente, al inicio y al final de la sesión de HD, en correspondencia inversa con los valores de  $\Delta[K^+]$ . Ambos marcadores basados en las pendientes del QRS varían significativamente con los cambios en  $\Delta[K^+]$  durante y tras la HD. La mediana del coeficiente de correlación de Spearman de  $\Delta I_{US}$  y  $\Delta I_{DS}$  con  $\Delta[K^+]$  fue de  $-0,75$  y  $-0,81$ , respectivamente. Se encontró una buena

concordancia entre  $\Delta[K^+]$  real y estimado, con un error promedio de  $-0,26$  mM y  $-0,20$  mM para  $\Delta I_{US}$  y  $\Delta I_{DS}$ , respectivamente.

## Conclusiones

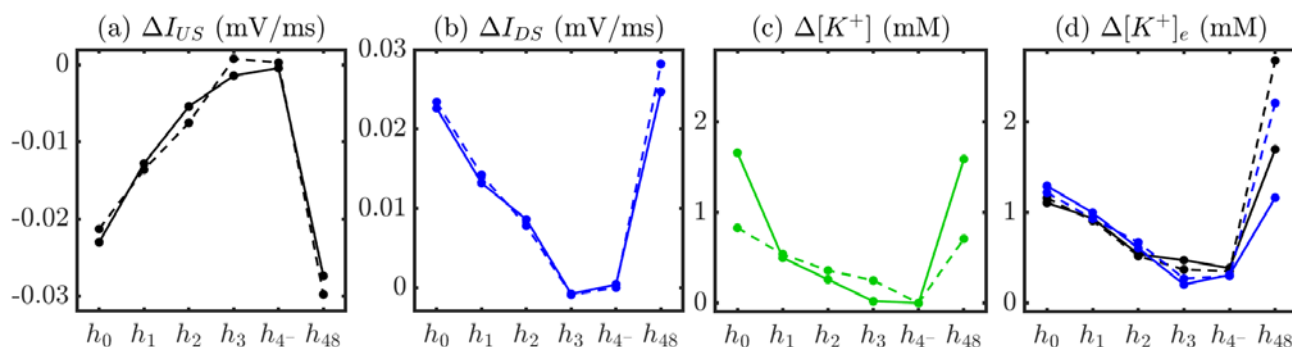
Los cambios en las pendientes del “complejo QRS” del electrocardiograma guardan una estrecha relación con las variaciones de  $[K^+]$  durante y tras la HD, permitiendo estimar  $[K^+]$  de forma no invasiva. Estos hallazgos contribuyen a una mejor monitorización de la hipokalemia e hiperkalemia en pacientes con IRC.

## Agradecimientos

Esta investigación está financiada por los proyectos ERC-StG 638284 (ERC), PID2019-105674RB-I00 y PID2019-104881RB-I00 (Ministerio de Ciencia e Innovación), el proyecto Marie Skłodowska-Curie 764738 (Comisión Europea) y el Fondo Social Europeo (UE) y Gobierno de Aragón a través del grupo BSICoS T39 20R y el proyecto LMP124-18.

## REFERENCIAS

- [1]. Weiss, James N et al. Electrophysiology of Hypokalemia and Hyperkalemia. *Circulation. Arrhythmia and electrophysiology*. 2017, 10(3), e004667. doi:10.1161/CIRCEP.116.004667
- [2]. Bukhari, H et al. Characterization of T wave amplitude, duration and morphology changes during hemodialysis: relationship with serum electrolytes and heart rate. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2021, 68(8), 2467-78. doi: 10.1109/TBME.2020.3043844
- [3]. Ringborn, Michael et al. Evaluation of depolarization changes during acute myocardial ischemia by analysis of QRS slopes. *Journal of Electrocardiology*. 2011, 44(4), 416-24. doi: 10.1016/j.jelectrocard.2011.03.005
- [4]. Pueyo, Esther et al. QRS slopes for detection and characterization of myocardial ischemia. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2008, 55(2), 468-77. doi:10.1109/TBME.2007.902



**Figura 1:** Valores medios (línea discontinua) y medianos (línea continua) de  $\Delta I_{US}$  (negro),  $\Delta I_{DS}$  (azul),  $\Delta[K^+]$  medido en sangre (verde) y  $\Delta[K^+]_e$  estimado (negro para variaciones de  $\Delta I_{US}$  y azul para  $\Delta I_{DS}$ ).