

CARDIOTACÓMETRO DIGITAL

PROTOTIPO PARA ESTUDIO DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA

JAIME GUILLERMO BARRERO PÉREZ
Coordinador Maestría en Potencia Eléctrica
Universidad Industrial de Santander
jbarrero@uis.edu.co

OSCAR LEONEL RUEDA
Profesor Dpto. de Fisiología- Ciencias Básicas
Universidad Industrial de Santander
orueda@uis.edu.co

MIGUEL PINTO APARICIO
Ingeniero Electrónico UIS
Universidad Industrial de Santander
mapjav@hotmail.com

JAVIER GONZÁLEZ BARAJAS
Ingeniero Electrónico UIS
Universidad Industrial de Santander
maepe4@uis.edu.co

RESUMEN

En este artículo se expone el Cardiotacómetro Digital, un prototipo construido para tomar la señal cardíaca de un paciente y realizar cálculos de frecuencia cardíaca instantánea con base en la detección de la onda R del complejo cardíaco. Estos cálculos de frecuencia cardíaca son de gran utilidad a la hora de realizar estudios acerca de la variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (V.F.C.) con el fin de evaluar las condiciones en que se encuentra el sistema nervioso autónomo de un paciente.

PALABRAS CLAVE: Cardiotacómetro, variabilidad, frecuencia cardíaca, tiempos r-r.

INTRODUCCIÓN

La frecuencia cardíaca es una de las variables más importantes en la rama de la cardiología, que es muy útil a la hora de evaluar las condiciones en que se encuentra el corazón de un paciente y su sistema nervioso autónomo [1]. A pesar de que ya existen equipos especializados en medir esta variable, todavía muchos médicos en nuestro medio, miden la frecuencia cardíaca tomando el registro del electrocardiograma y contando el número de complejos que existan en 6 segundos (30 cuadros) y multiplicando por diez; o también contando la cantidad de cuadros

pequeños entre las ondas R-R, dividiendo 1500 entre el número de cuadros pequeños. Estos cálculos dan como resultado la cantidad de latidos por minuto.[2] y [3]. Investigaciones en perros han determinado, que continuos cambios en el balance del sistema simpático y parasimpático, hacen que el ritmo sinusal exhiba fluctuaciones alrededor de la frecuencia cardíaca[4]. Frecuentemente pequeños ajustes en la frecuencia cardíaca son realizados por mecanismos del control cardiovascular. Esto da como resultado periódicas fluctuaciones en la frecuencia cardíaca.[5] La V.F.C., refleja las fluctuaciones alrededor de la frecuencia cardíaca, las cuales pueden ser

un espejo del sistema de control cardiorrespiratorio[6]. Esta es una herramienta para investigar las funciones del sistema nervioso autónomo [7], la cual es de gran uso en el seguimiento de pacientes diabéticos [8] y de pos infarto [9], dando información sobre el balance del sistema simpático - parasimpático y el riesgo de muertes por anomalías Cardíacas en estos pacientes [10]. La V.F.C es influenciada por factores como la frecuencia respiratoria y la postura [11] y [12], los cuales son estudiados durante la prueba de la mesa de inclinación (Tilt Table Testing)[13]y[14] donde se evalúa el estado del sistema Nervioso Autónomo del paciente, a través de la aplicación de ciertos protocolos [15]. La V.F.C puede ser caracterizada de dos maneras: por el cálculo de índices basados en operaciones estadísticas sobre intervalos R-R (análisis en el dominio del tiempo)[16] o por el análisis espectral de un arreglo de intervalos R-R.(análisis en el dominio de la frecuencia)[17]. Ambos métodos requieren tomar y analizar, con precisión el intervalo de tiempo entre dos ondas R[18] y su reproductibilidad permite útiles diagnósticos para evaluación y terapias.[19]

ANTECEDENTES

En los últimos años, en la Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones (E3T) de la Universidad Industrial de Santander (UIS) y con el apoyo del Dpto. de Ciencias Básicas - Fisiología de la UIS, se han realizado investigaciones en la rama de la bioingeniería, especialmente en el campo de la electrocardiografía, donde se han construido equipos portátiles de bajo costo, fácil manejo y capacidad de almacenamiento de datos con el fin de proporcionar al personal médico instrumentos para la realización de numerosas pruebas en pacientes. De las investigaciones realizadas en la E3T en este campo, se destaca la investigación realizada por Luis Omar Sarmiento [20]. De esta investigación se obtuvo como resultado el diseño y construcción de una interfase que permite la captura, visualización y almacenamiento de señales electrocardiográficas, denominada EKG.

DISEÑO

El Cardiotacómetro Digital es un prototipo de equipo electrónico portátil y de bajo costo que permite tomar una señal cardíaca y amplificarla, para posteriormente medir y almacenar los valores de frecuencia cardíaca instantánea en memoria, con base en la detección de la onda R, para implementar el análisis de la V.F.C. En la figura 1 se puede apreciar en el diagrama de bloques del equipo, el paciente,

por medio de unos electrodos está conectado a una etapa para el acondicionamiento de la señal.

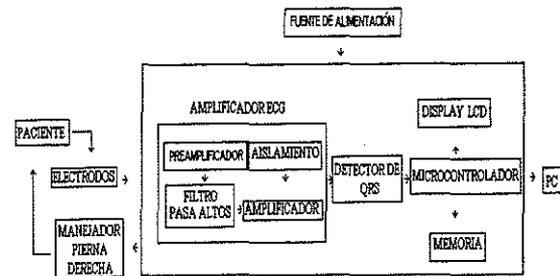


Figura 1. Diagrama de bloques del cardiotacómetro.

De la investigación realizado por Luis O. Sarmiento, se ha retomado su diseño para realizar mejoras a una tarjeta para el acondicionamiento de la señal cardíaca (amplificación, aislamiento y filtrado), con el propósito de obtener una señal eléctrica con los niveles de tensión adecuados para su posterior procesamiento. La etapa de acondicionamiento (ver figura 2) de la señal consta primero, de una etapa buffer, elaborada con una serie de amplificadores de instrumentación de ganancia unitaria[21], con la función de realizar un acople entre el sistema de amplificación y los electrodos conectados al paciente. Seguido de la etapa buffer está el filtro RF, el cual elimina cualquier señal con componentes de frecuencia superiores a 1KHz, que puedan provenir de equipos cercanos al paciente y que puedan causar interferencias en la señal [22]. A continuación se encuentra la red de Wilson, donde se forman las tres derivaciones unipolares estándares utilizadas en el electrocardiograma. En la etapa de acondicionamiento de la señal se encuentra un multiplexor analógico de ocho canales diferenciales[23], el cual ayuda a seleccionar cada una de las doce derivaciones del electrocardiograma. Cuando ya se tiene el canal seleccionado con la derivación deseada, se procede a llevar la señal obtenida a un pre - amplificador, con ganancia de 60. Para evitar que este amplificador que se sature con las componentes de DC que están contenidas en la señal y evitar algunas fluctuaciones de la línea de base del ECG, se conecta un filtro pasa altos, con frecuencia de corte de 0.07 Hz [24] para que así esta señal pase a un amplificador ya con una ganancia de 100.

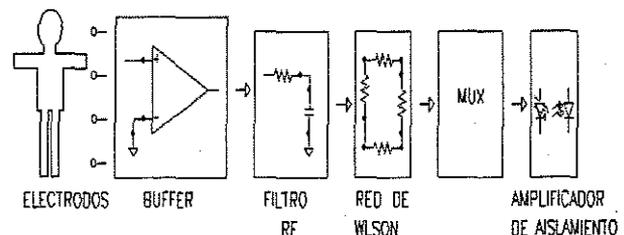


Figura 2. Sistema de acondicionamiento de señal.

Con el fin de proteger al paciente de cualquier sobre tensión o corrientes no deseadas que puedan venir del resto del equipo, se ha implementado un amplificador de aislamiento, que toma la señal amplificada y la transmite a la siguiente etapa por medio de un acople óptico.[25]

En la figura 1 también se puede apreciar un circuito de retroalimentación conectado al paciente, que se denomina circuito manejador de pierna derecha. Para los registros electrocardiográficos es muy común el uso de una conexión en la pierna derecha del paciente, que permite dar una retroalimentación para disminuir el voltaje de modo común y aterrizar las señales recogidas por el blindaje de los cables. Este circuito cumple la función de recoger las señales de modo común del pre -amplificador, invertirlas y realimentarlas al paciente.[26]

La figura 3 muestra el sistema que se encarga de realizar el procesamiento de la señal. Después de que la señal está aislada eléctricamente del paciente, se le proporciona, con un filtro pasa bajos, una frecuencia de corte de 100 Hz, [27], característico de sistemas de adquisición de señales electrocardiográficas el cual evita la interferencia de señales de alta frecuencia [28], luego pasa por un filtro Notch rechaza banda, que elimina cualquier componente de 60 Hz de la red de alimentación eléctrica, basado en una red pasiva, con la implementada con una inductancia de Antoniou [29].

La señal que sale del filtro Notch, pasa por el circuito detector de Onda R, utilizando un sistema de comparación de voltaje implementado con un potenciómetro digital [30] que varía los valores de voltaje de referencia lo cual es controlado por un microcontrolador. Como resultado se obtiene un pulso cuadrado de amplitud de 5 voltios. En las figuras 4 y 5 se puede ver el procesamiento del complejo cardiaco para la detección de la onda R.

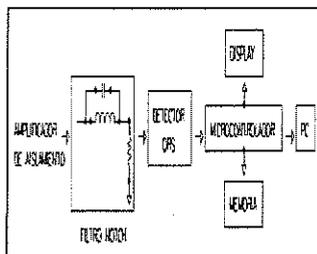


Figura 3. Procesamiento del ECG.

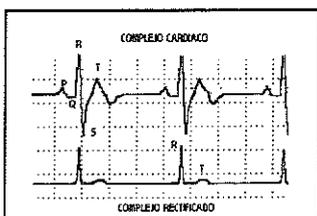


Figura 4. Rectificación del complejo cardiaco.

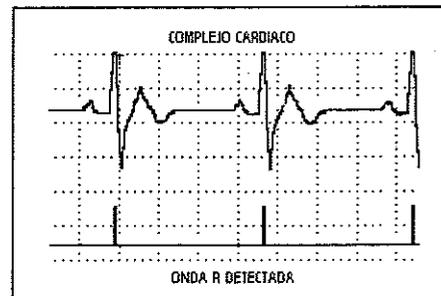


Figura 5. Detección de la onda R.

El papel del microcontrolador [31] es permitir al usuario seleccionar la derivación que se desea utilizar y el tiempo del estudio. El Microcontrolador inicia la detección del pico de la Onda R ayudado por el Circuito detector de la Onda R, de tal manera que cuando esta aparece, los datos obtenidos de la conversión Análogo-Digital son usados para determinar el punto exacto del inicio del Tiempo R-R con precisión de milisegundos. Estos valores de tiempo son almacenados en una memoria con capacidad de 1 Mbyte de datos para su posterior envío a un P.C. por medio de la interfaz de comunicación serial RS 232. El microcontrolador también cumple la función de muestrear la señal electrocardiográfica a una frecuencia de 500 Hz, cumpliendo con el criterio de Nyquist utilizado en el teorema de muestreo [32] y así evitar el error por "alias"[33]. La recuperación y visualización de los datos almacenados por el Cardiotacómetro Digital se realiza a través de un software diseñado en lenguaje gráfico que permite extraer del equipo construido, los datos almacenados con el fin de guardarlos en disco duro, en archivo tipo texto e ilustrar un análisis de los tiempos RR en el dominio del tiempo a través del cálculo de parámetros estadísticos (ver tabla 1)[34],[35],[36] y [37] y otro en el dominio de la frecuencia, utilizando métodos de interpolación y análisis de Fourier [38] y [39].

RESULTADOS

En la figura 6 se puede ver una muestra de la señal cardiaca de un paciente perteneciente a la primera derivación obtenida a la salida del amplificador de aislamiento. Lo cual se ha obtenido de esta investigación en curso.

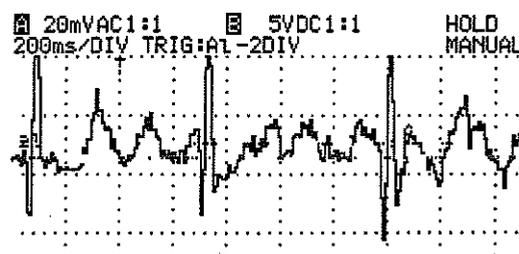


Figura 6. Señal cardiaca adquirida por la etapa de acondicionamiento.

En la figura 7 se puede apreciar la misma señal cardíaca de la figura 6 ya después de haber pasado por el filtro Notch y el resultado obtenido por el circuito detector QRS. En la figura 8 se aprecia una vista del prototipo del cardiocómetro. En la figura 8 se ilustra la manera de visualizar los datos electrocardiográficos por medio del programa CARDIO.vi con datos recuperados de la memoria del Cardiotacómetro a través del puerto serie. En la figura 8 se muestra la visualización de los tiempos rr detectados por el microcontrolador .

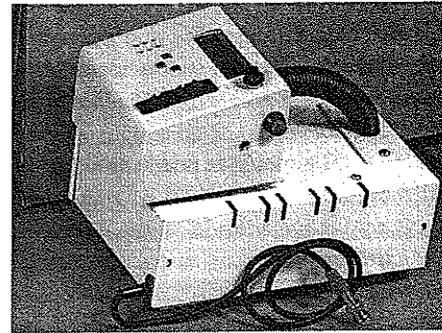


Figura 8. Prototipo Cardiotacómetro.

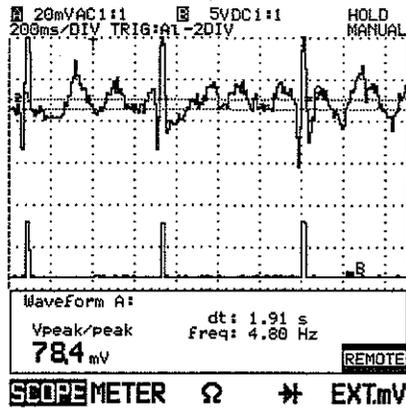


Figura 7. Detección de onda R de la señal adquirida.

CONCLUSIONES

El cardiocómetro digital fue el resultado de un proyecto a nivel de pregrado realizados por estudiantes de Ing. Electrónica con el apoyo del DPT de Ciencias Básicas - Fisiología. Las pruebas fueron realizadas en condiciones de laboratorio, lo cual conlleva a seguir con proyectos que implementen este sistema para obtener un sistema competitivo. Se espera que los resultados del proyecto Cardiotacómetro Digital sean reforzados con el proyecto de maestría : Procesamiento Digital de Señal Electrocardiográfica con Tecnología DSP Orientado al Análisis de la Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca, donde se trabajará en el diseño e implementación de algoritmos de filtrado adaptativos y de análisis de la variabilidad de la Frecuencia Cardíaca.

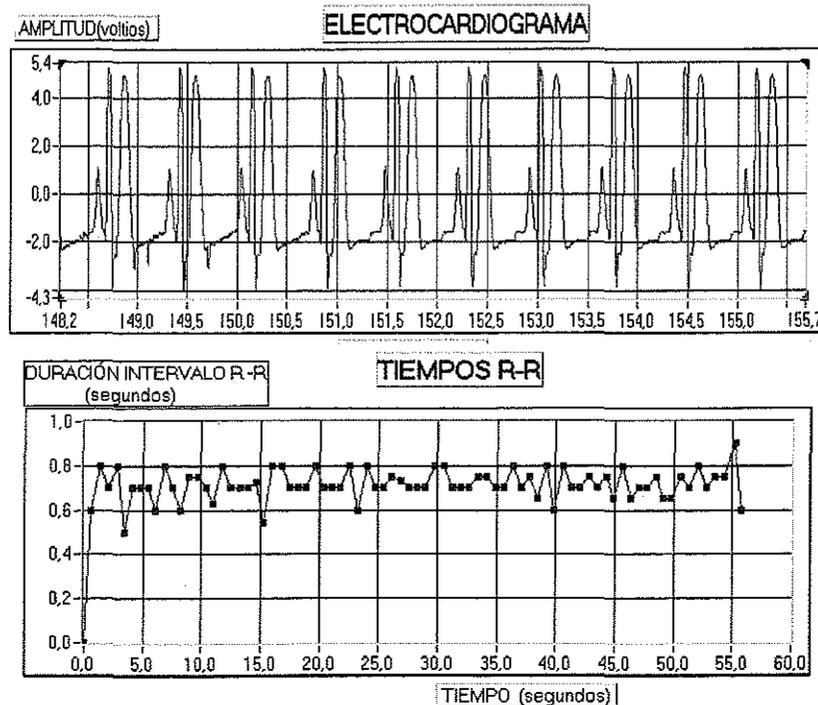


Figura 9. Visualización de los resultados de la prueba en el software Cardio.VI.

Tabla 1. Datos estadísticos usados en la VFC.

VARIABLE	UNIDAD	DESCRIPCIÓN
SDNN	ms	Desviación estándar de los intervalos RR sobre un intervalo de tiempo seleccionado.
RMSSD	ms	La raíz cuadrada del promedio de la suma de los cuadrados entre los intervalos RR adyacentes.
SDSD	ms	Desviación estándar de las diferencias entre los intervalos RR adyacentes.
NN50	n	Número de pares de intervalos RR adyacentes diferenciados por ser se mas de 50 ms segundos de duración en el intervalo seleccionado.
pNN50	%	Porcentaje del conteo de NN50 de todos los intervalos RR. (conteo NN50/Conteo total de los intervalos RR) X 100.

REFERENCIAS

[1] TAYLOR A. Autonomic Control of Cardiovascular Function: Clinical Evaluation in Health and disease. J Clin Pharmacol 1994; 34:363-374.

[2] VÉLEZ, Hernan. BORRERO, Jaime. Cardiología. Corporación para Investigaciones Biológicas. Colombia. 1985.

[3] RUEDA, Oscar L. Curso de Electrocardiografía. Grupo de Electrocardiografía. Dpto. de ciencias Básicas - Fisiología. Facultad de Salud. Universidad Industrial de Santander. 2001.

[4] FURNIVAL GM, LINDEN RJ, SONW HM. Chronotropic and Inotropic Effects on the Dog Heart of Stimulating the Efferent Cardiac Sympathetic Nerves. J Physiol 1973; 230:137-153.

[5] ROSENBLUETH A, SIMEONE FA. The Interrelations of Vagal and Accelerator Effects on the Cardiac Rate. Am J Physiol 1934; 110:42-65.

[6] FELDMAN JL, ELLENBERGER HH. Central coordination of respiratory and Cardiovascular Control in Mammals. Annu Rev Physiol 1988; 50:593-606.

[7] BRAUNE S, SCHULTE-MONTING J, SCHWERBROCK S, LUCKING CH. Retest Variation of Cardiovascular Parameters in Autonomic Testing. J Autonom Nerv Syst 1996; 60:103-107.

[8] EWING DJ, IRVING JB, KERR F, WILDSMITH JA, CLARKE BF. Cardiovascular Responses to Sustained Handgrip in Normal Subjects and in Patients with Diabetes Mellitus: a test of Autonomic Function. Clin Sci Mol Med 1974; 46:295-306.

[9] JOHNSTON LC. The Abnormal Heart response to a Deep Breath in Borderline Labile Hypertension: a Sign of Autonomic Nervous System Dysfunction. Am Heart J 1980; 99:487-493.

[10] Conny M.A. Van Revenswaaij -Arts, M.D. Luis A.A. Kollée, MD. Heart Rate Variability. American College of Physicians. USA. 1993.

[11] WEISSLER AM, WAREN JV, ESTES EH, MCLINTOSH HD, LEONARD JJ. Vasodepressor Syncope. Factors Affecting Cardiac output. Circulation 1957; 15: 875-882.

[12] WARREN JV, BRANNON ES, STEAD EA, MERRILL AJ. Effect of venesection and the pooling of Blood in the Extremities on the Arterial Pressure and Cardiac output in Normal Subjects with Observations on Acute Circulatory Collapse in Three Instances. J Clin Invest 1945; 24:337-346.

[13] ALLEN SC, TAYLOR CL, HALL VE, A Study of orthostatic Insufficiency by the Tilboard Method. Am J Physiol 1945; 143: 11-19.

[14] HELLEBRANDT FA, FRANSEEN EB. Physiologic Study of Vertical Stance in Man. Physiol Rev 1943; 23:220-225.

[15] KENNY RA, INGRAM A, BAYLISS J, SUTTON R. Head Up Tilt: a useful test for Investigating Unexplained Syncope. Lancet 1986; 1:1352-1354.

[16] ROBERT, E. Kleiger MD, FACC, PHYLLIS K. Stein, PhD. Time Domain Measurements of Heart Rate Variability. Ambulatory Electrocardiography. Cardiology Clinics. Washington University Medical Center. St. Louis. Missouri. USA. 10:p487- p489.

[17] ZSOLT, Ori, MD. Heart Rate Variability. Frequency Domain Analysis. Ambulatory Electrocardiography. Northwestern University Medical School, Chicago. USA August 1992. 10: p499 -p501.

- [18] KAUTZNER J, FIALA M, HARTIKAINEN JEK, HNATKOVA K, ROWLANDE E, CAMMAJ, MALIK M. Autonomic Modulation of the Atrioventricular Conduction and Its Influence on the Measurement of Heart Rate Variability. Submitted.
- [19] FISH FA, STRASBURGER JF, WOODORW D. Rreproducibility of a Symptomatic Response to Upright Tilt in Young Patients with Unexplained Syncope. *Am J Cardiol* 1992;70:605-609.
- [20] SARMIENTO, Luis O. Interfase Para la Adquisición y Procesamiento de Señales Cardíacas, Diseño y Construcción. Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones. UIS. Colombia.1998.
- [21] COUGLIN, Robert. DRISCOLL, Fredic. Operational Amplifiers And Linear ntegrated Circuits. Prentice Hall.USA. 1988. P45.
- [22] CASTELLANOS, G., PUERTA L, RÍOS A. Reducción en Tiempo Real de interferencia de 60 Hz y de la Línea de Base en la Adquisición de Señales de ECG. Universidad Nacional de Colombia. Grupo Control y Procesamiento Digital de Señales. Manizales. Colombia 2000.p19-p25.
- [23] BURR - BROWN. Integrated Circuits Data Books. Analog Mixed signal. Burr-Brown. USA.1995.
- [24] MILLMAN, Jacob. Electrónica Integrada. Editorial Hispano Europea. España. P557.
- [25] BURR - BROWN. Integrated Circuits Data Books. Burr-Brown. USA. 1995. p4.19, p4.22, p5.16.
- [26] CARR, Joseph. BROWN, John. Introduction to Biomedical Equipment Technology. Prentice Hall. New Yersey.USA. 1998. P210.
- [27] MALVINO, albert. Principios de Electrónica. Mc Graw-Hill. México. P775.
- [28] ASTON, Richard. Principles of Biomedical Instrumentatio and Measurement. Merril Publishing Company. 1990.
- [29] SEDRA, Adel. Microelectronics. Oxford University México.1999. P918.
- [30] ANALOG DEVICES. Integrated circuits Manual. 4/6 Chanel Digital Potentiometers. 1999.
- [31] MOTOROLA. Technical Data -MC68HC908GP32. Rev 4. USA 2000.
- [32] OPPENHEIM, Alan. Señales y Sistemas. Prentice Hall. México.1998 P515
- [33] STREMLER, Ferrel . Sistemas de Comunicación. Alfaomega. México. 1989. P51.
- [34] SAUL JP, ALBRECHT P, BERG RD, COHEN RJ. Analisis of Long Term Heart Rate Variability: Methods, 1/f Scaling and Implications In: Computers in Cardiology 1987. IEE Computer Society press. Washington 1998, 419 - 422.
- [35] HESLEGRAVERJ, OGILVIE JC, FUREDY JJ. Measuring Baselline - Treatment Diferences in Heart Rate Variability: Variance Versus Successive Diferences Mean Square and Beats per minute Versus Interbeat Intervals. *Psychophysiology* 1979; 16:151-157.
- [36] BIGGER JT, ALBRECHT P, STEITNMAN RC, ROLNITSKY LM, FLEISS JL, COHENRJ. Comparison of Time and Frecuency-domain based Measures of Cardiac parasympathetic Activity in Holter Recordings After Myocardial Infarction. *Am j Cardiol* 1989; 64:536-538.
- [37] KLEIGGER RE, BIGGER JT, BOSNER MS, CHUNG MK, COOK JR, RODNITZKY LM, STEINMAN R, FLEISS JL. Stabillity Over Time of Variables Measuring heart Rate Variability in Normal Subjects. *Am j Cardiol* 1991; 68:626-630.
- [38] PENAZ J, ROUNKENZ J, BAN DER WAAL HJ. Spectral Analysis of Some Spontaneous Rhythms in the Circulation. In: Drischel H, Tied N (Eds) Biokybernetik BD. L. Karl Marx University, Leipzig 1968, 233.
- [39] SAYERS B, MC A. Analysis of Heart Rate Variability. *Ergonomics* 1973; 16:85-97.