

MODULO ELECTROCARDIOGRAFICO CON SELECCION DIGITALDE DERIVACIONES

ANTONIO ANDRES M

UNIVERSIDAD AUTONOMA METROPOLITANA.-IZTAPALAPA, DEPARTAMENTO DE INGENIERIA ELECTRICA, AREA DE INGENIERIA BIOMEDICA, LABORATORIO DE INSTRUMENTACION MEDICA ELECTRONICA.

RESUMEN

El corazón es un órgano de vital interés - en el cuerpo humano, por lo cual requiere de un cuidadoso examen, siendo el electrocardiógrafo uno de los instrumentos diseñados para tal efecto.

El prototipo construido cuenta con varias características que lo hacen muy versátil, ya que se puede utilizar de interface paciente-monitor o como apoyo en el procesamiento de señales electrocardiográficas, - puesto que la selección de derivaciones, - puede realizarse a través de interruptores o señales digitales compatibles con la lógica transistor-transistor T.T.L.

INTRODUCCION

Los potenciales electricos existen atravez de las membranas de células vivientes, y muchas células entre ellos los del músculo cardiaco tienen la habilidad de propagar un cambio en estos potenciales. Las células nerviosas, musculares, así como algunas células vegetales, presentan este fenómeno, el cual esta relacionado al funcionamiento de las células. Cuando una célula responde a un estímulo, el potencial de la membrana exhibe - una serie de cambios reversibles, llamados el potencial de acción. Los potenciales de acción, así como otros muchos eventos fisiológicos, no requie

ren de transductores muy especializados para la detección.

En el proceso de registrar un evento de esta naturaleza se requiere amplificar la señal, y un apropiado sistema de registro, además de una adecuada respuesta en frecuencia.

CONSIDERACIONES TEORICAS

Las contracciones auricular, ventricular y el reposo, constituyen el ciclo normal de actividad eléctrica del corazón. Este ciclo fisiológico eléctrico y mecánico se traduce en ondas eléctricas, que registradas sucesivamente, proporcionan información de lo que ocurre cuando el corazón

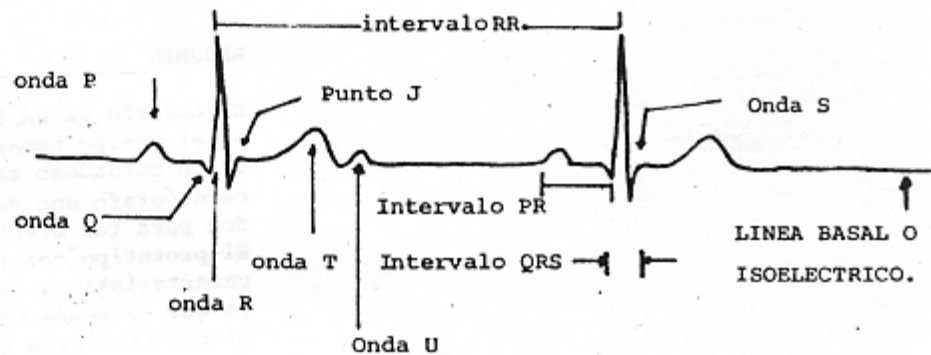


FIG. 1 TRAZO IDEAL, MOSTRANDO LOS COMPONENTES SUCESIVOS DEL ELECTROCARDIOGRAMA.

La curva característica fig. 1 está formada por una serie de ondas que ascienden o descienden en relación con la línea basal (nivel isoelectrico). Estas ondas reciben los nombres de onda P, complejo QRS, onda T y onda U.

La onda P está correlacionada con la actividad eléctrica (despolarización) de las aurículas, que se inicia en el nódulo sinoauricular (SA). La onda P puede ser negativa, positiva o bifásica, cada una de ellas correlacionada con una actividad particular del corazón.

El intervalo PR (o PQ) representa el tiempo necesario para la conducción del impulso nervioso a través del nodo auricular ventricular (AV). Normalmente este segmento es isoelectrico.

El complejo ventricular, o complejo QRS, representa la despolarización de los ventrículos. Cualquier onda positiva dentro del complejo se llama onda R.

Los potenciales eléctricos pueden ser detectados en la superficie corporal mediante 2 electrodos de registro y otro llamado electrodo controlador - de la pierna derecha cuya finalidad es la de proveer una referencia de voltaje y la de disminuir voltajes de ruido de modo común. La disposición específica que guardan los electrodos recibe el nombre de derivación, habitualmente son 12 las derivaciones utilizadas, son tomados del brazo derecho, brazo izquierdo, pierna derecha, pierna izquierda y un electrodo llamado explorador que se coloca en el pecho, las derivaciones bipolares de miembros son llamados DI, DII, DIII, las derivaciones unipolares AVR, AVL, AVF y las precordiales V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 y V_6 .

DISEÑO DEL MÓDULO ELECTROCARDIOGRÁFICO

El prototipo cuenta con una tarjeta de circuito impreso donde se encuentran las etapas de captura de la señal, selección de derivaciones, amplificación programable y filtrado de la señal, la fig. 3 muestra el diagrama a bloques del sistema.

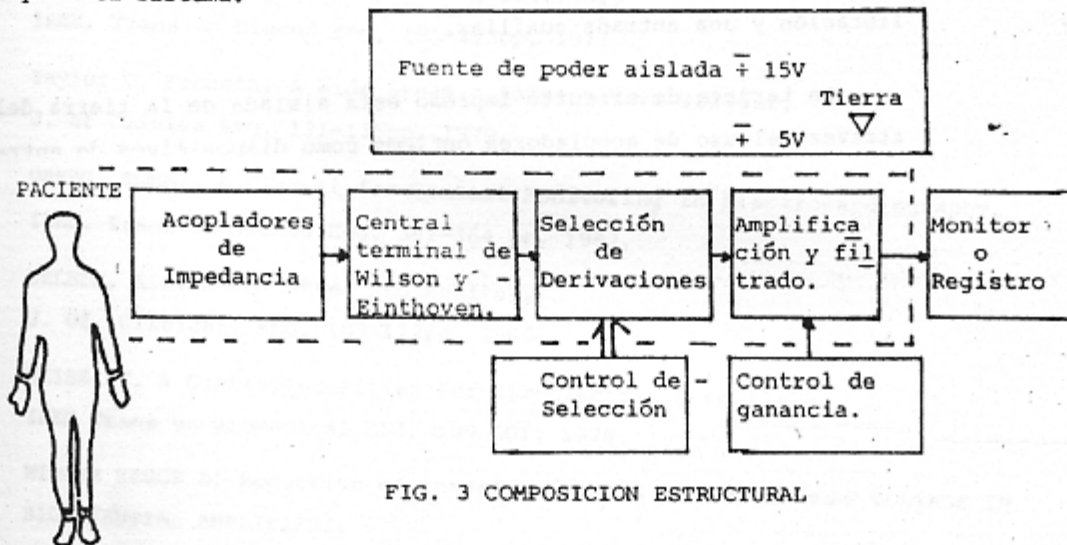


FIG. 3 COMPOSICION ESTRUCTURAL

La tarjeta de circuito impreso aislada consiste de un conjunto de 4 --- acopladores de impedancia, un arreglo de resistencias para formar las centrales terminales de Wilson y Einthoven así como interruptores analógicos del tipo de transistores de efecto de campo (C.I. CD4016). Cada señal generada por el paciente pasa a través de un acoplador de impedancia de ganancia unita

ria, cada buffer es un amplificador operacional de precisión el cual provee una impedancia de entrada de 100 Meg. ohms, para nulificar los efectos de la impedancia de la piel, y proveer un acoplamiento DC para obtener una óptima respuesta en frecuencia, los buffers también rechazan señales de ruido electromagnéticas y de alta frecuencia. Las salidas de estos buffers pasan a través de un circuito de resistencias las cuales combinan las señales de los electrodos del paciente para formar las derivaciones clásicas.

El arreglo de FET'S determina la entrada a la sección de amplificación. Los FET'S son prendidos o apagados, con pulsos TTL, por medio de los acopladores ópticos TIL 111 (U21 a U30) y compuertas inversoras TTL (U17 y U18), cada FET es del tipo de canal P, el FET es encendido, cuando la salida del aislador óptico va de + 6VCD a 0V.

La sección de amplificación provee una ganancia aproximada de 500, que es la mitad de la ganancia total de 1000, se provee también una señal de calibración y una entrada auxiliar.

La tarjeta de circuito impreso esta aislada de la tierra del chasis -- a través del uso de acopladores ópticos como dispositivos de entrada y salida

y tiempos con los trazos normales que corresponden también a personas sanas.

CONCLUSIONES Y DISCUSION

La precisión y la seguridad son probablemente los más importantes criterios en el diseño de instrumentación médica. Por comparación de las especificaciones finales y de otros existentes instrumentos electrocardiográficos, el diseño presentado cumple con los requerimientos y normas mínimas de seguridad del paciente, bajo costo y precisión en el registro.

BIBLIOGRAFIA

- SIEGEL LOUIS; Conduction Cardiograph - Bundle of His Detector, IEEE, Trans - on Biomed Eng, 269-274pp, 1975.
- "Description of 15 Channel Analog Selector, IEEE. Trans on Biomed Eng, 191-193pp, 1977
- Taylor D. Kenneth, A Wide Dynamic Range R-Wave Trigger, J. of Clinica Eng. 131-135pp, 1979.
- OBBERG, TOMMY, A Circuit for Contact Monitoring in Electrocardiography, IEEE. Trans on Biomed Eng. 361-364 pp, 1982.
- NELSON, KIP, A Rom Based EKG Monitor, J. Of. Clinical. ENG. 105-112pp, 1980
- WEISZ, T, A Controlled Filter for Bio-Electric Potentials, IEEE Trans on Biomedical ENG, 199-201, 1978.
- WINTER BRUCE B. Reduction of Interference DUE TO COMMON MODE VOLTAGE IN BIOPOTENTIAL AMPLIFIERS, IEEE Trans on Biomed ENG, 58-61pp, 1983.
- HUHTA J.C. AND J.G. Webster, "60HZ Interference in Electrocardiography", IEEE Trans on Biomed ENG., Vol. BME 20, 91-101pp, MAR. 1973.
- WINTER, BRUCE B., "DROVEN-REGHT-LEG CIRCUIT DESING", IEEE Trans Biomed ENG, Vol. BME 30, 62-65pp, JAN 1983.