

DETECCION DE COMPLEJOS QRS NORMALES EN REGISTROS DE
ELECTROCARDIOGRAFIA AMBULATORIA DE 24 HORAS

Yáñez Suárez, O., Jiménez Alanís, J.R., Martínez Martínez, A.,
Pedraza Delgado, J.L., Téllez Arrieta, V.H.

Laboratorio de Investigación en Computación y Procesamiento
de Señales, Area de Ingeniería Biomédica,
Depto. Ing. Eléctrica, DCBI, UAM Iztapalapa

RESUMEN -----

Se describe un algoritmo para detección de complejos QRS normales en el ECG. El algoritmo se basa en el reconocimiento, por métodos sintácticos, de patrones generados al comprimir la señal mediante el algoritmo AZTEC. Se presentan resultados de evaluación y se discute su posible aplicación en sistemas de electrocardiografía ambulatoria.

ANTECEDENTES

La electrocardiografía ambulatoria, técnica de diagnóstico introducida por N. J. Holter en 1961 [5], consiste en el registro continuo por 24 horas de la señal electrocardiográfica (ECG) del sujeto bajo estudio durante el desarrollo de su actividad diaria, para que ésta sea analizada posteriormente en una clínica. La disponibilidad de esta información permite, entre otras cosas, decidir acerca del requerimiento de implantación de marcapasos, controlar el tratamiento de pacientes post-infartados o detectar anomalías del ritmo cardiaco difíciles de diagnosticar en una sesión de consulta médica común.

Los sistemas Holter convencionales son de tipo pasivo, es decir, registran la señal de ECG sin realizar procesamiento alguno. El medio normal de registro de la señal es una cinta magnética. Este método de registro introduce diversos problemas [6]. Uno de ellos es que del total de los complejos registrados solo algunos aportan información útil (los anormales). Otro conflicto es el medio de registro, que sería idealmente sustituido por una memoria de semiconductor, implicando la necesidad de establecer una estrategia de compresión de la información. Esto hace pensar que un sistema que realice un registro de forma dinámica (esto es, selectiva y con procesamiento en línea) resulta más favorable [4].

Un sistema de registro dinámico debe incluir algoritmos de análisis del ECG que permitan seleccionar trozos de señal para ser almacenados o desechados; su desarrollo se basa en el diseño adecuado de un detector de onda R [7,8].

Los detectores de onda R suelen ser sistemas dedicados independientes, ya sean analógicos o digitales. Los sistemas analógicos son eficientes pues generan información en línea, pero provocan problemas de diseño por el exceso de componentes electrónicos. Los sistemas digitales, por el contrario, pueden realizar esta tarea con menos componentes, pues los mismos circuitos pueden ser usados para detectar la onda R y analizar en conjunto a la señal; sin embargo, entre las técnicas digitales utilizadas actualmente [7] muy pocas pueden operar en línea.

En este trabajo se presenta un algoritmo sencillo para la detección de la onda R en complejos normales que opera en línea, trabaja sobre el código generado por la compresión del ECG mediante el algoritmo AZTEC y evita el

El algoritmo de compresión utiliza un código binario por segmentos y parámetros, cada uno de los cuales se codifica en 2 bits. La codificación resulta en un código binario de longitud variable. El algoritmo está basado en el reconocimiento, mediante técnicas de análisis sintáctico, de patrones en el código de compresión (salida codificada de AZTEC) representativos de un complejo QRS normal. --

COMPORTAMIENTO DEL CODIGO DE COMPRESION EN UN COMPLEJO NORMAL

La estrategia de compresión del algoritmo AZTEC[1] consiste en realizar aproximaciones con segmentos lineales entre los puntos consecutivos de la señal digitalizada, con determinadas restricciones en la longitud y la dispersión máximas permitidas. Así, grupos de datos quedan representados por líneas definidas con un par ordenado amplitud-duración o máximo-duración, si la línea de aproximación tiene pendiente cero o no, respectivamente (figura 1). En adelante, "segmento" se referirá a una línea de aproximación con pendiente cero, y "pendiente" a una con diferente valor.

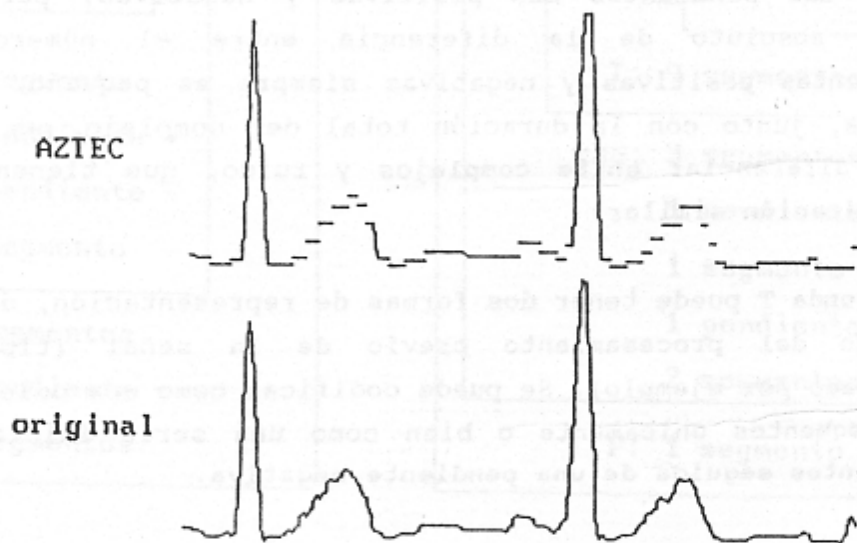


FIGURA 1. Codificación por AZTEC del ECG normal.

El algoritmo de compresión genera un código formado por segmentos y pendientes, cada uno de los cuales mapea n datos a 2 datos. Esta codificación refleja necesariamente la forma de la señal que se procesa y es especialmente útil para comprimir el ECG normal, por los componentes lineales que éste tiene.

La secuencia de segmentos y pendientes en el ECG normal comprimido es característica, al igual que las variaciones en duración y amplitud, de modo que hay varios parámetros en la información codificada que pueden ser usados para distinguir entre complejos normales y anormales. La revisión de registros comprimidos de ECG nos ha permitido observar que (figura 2):

- dependiendo de las restricciones de amplitud en la compresión, la onda P puede ser representada por uno o varios segmentos pero no por pendientes.
- el complejo QRS puede ser una combinación de segmentos y pendientes, iniciando y terminando siempre en segmentos de similar amplitud, excepto si hay variaciones de la línea de base. Las pendientes son positivas y negativas, pero el valor absoluto de la diferencia entre el número de pendientes positivas y negativas siempre es pequeño. Esta medida, junto con la duración total del complejo, es útil para diferenciar entre complejos y ruido, que tienen una codificación similar.
- la onda T puede tener dos formas de representación, dependiendo del procesamiento previo de la señal (tipo de filtrado por ejemplo). Se puede codificar como una colección de segmentos únicamente o bien como una serie inicial de segmentos seguida de una pendiente negativa.

- la línea de base es normalmente codificada con uno o varios segmentos grandes, dependiendo de las restricciones de longitud en la compresión. El valor de amplitud de la línea de base es dependiente de las condiciones del sistema de adquisición.

El análisis de estas características nos permitió diseñar una estrategia de detección de complejos normales que se describe a continuación.

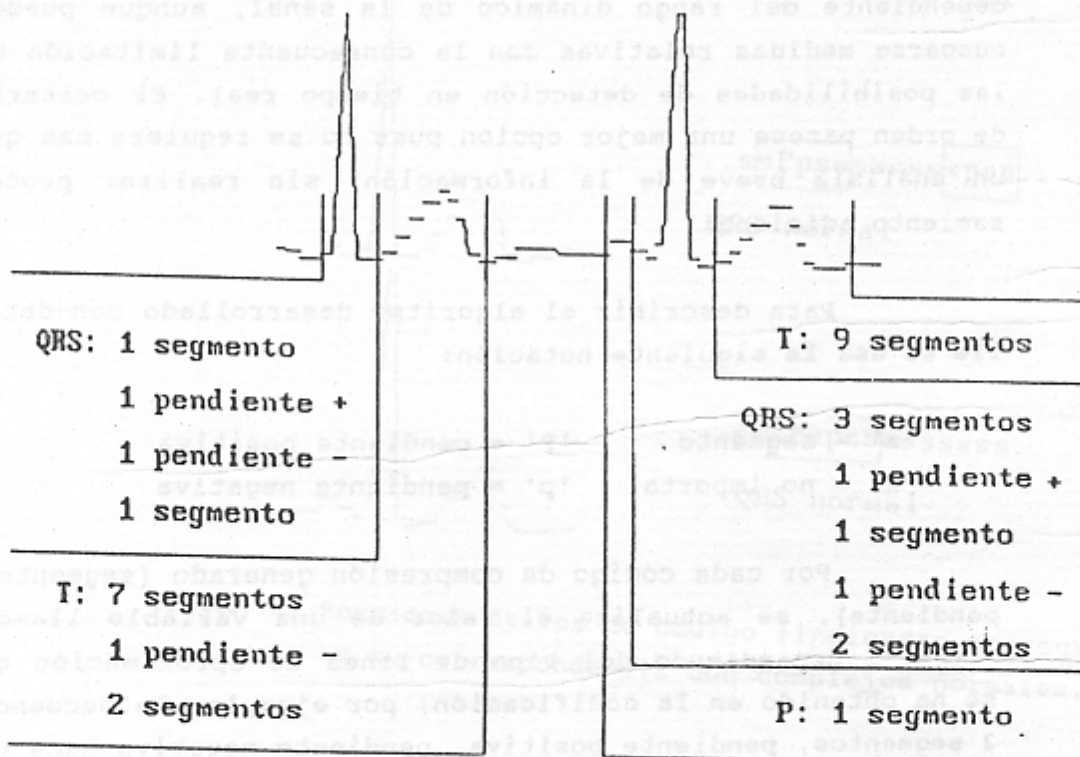


FIGURA 2. Secuencias de segmentos y pendientes en el ECG normal.

ALGORITMO DE DETECCION DE COMPLEJOS NORMALES

Dado el tipo de información que se obtiene al comprimir los datos, pueden diseñarse dos tipos de criterios de detección de eventos normales:

- dimensionales, donde se hace referencia a los valores de amplitud y duración de los segmentos y pendientes
- de orden, donde se estudian las secuencias de los mismos

Estos criterios se relacionan directamente con dos enfoques diferentes usados en el reconocimiento de patrones: los esquemas de decisión y los análisis sintácticos, respectivamente [3]. El criterio dimensional tiene el inconveniente de ser de carácter absoluto, esto es, altamente dependiente del rango dinámico de la señal, aunque pueden buscarse medidas relativas con la consecuente limitación de las posibilidades de detección en tiempo real. El criterio de orden parece una mejor opción pues no se requiere más que un análisis breve de la información, sin realizar procesamiento adicional.

Para describir el algoritmo desarrollado con detalle se usa la siguiente notación:

's' = segmento 'p' = pendiente positiva
'X' = no importa 'p' = pendiente negativa

Por cada código de compresión generado (segmento o pendiente), se actualiza el valor de una variable llamada 'frase', dependiendo del tipo de línea de aproximación que se ha obtenido en la codificación; por ejemplo, la secuencia 2 segmentos, pendiente positiva, pendiente negativa hace que 'frase' se vea así: 'ssPp'. Una sección útil de código es

una cadena de 's', 'p', y 'P' en la variable 'frase' y podrá o no corresponder a un complejo normal (figura 3). Si corresponde a un complejo normal, se representa en la variable 'frase' como 'sXXX...Xs', pues todo complejo inicia y termina con un segmento. Para iniciar el análisis de la señal, 'frase' debe ser igual a 'ss' con lo que se puede estar seguro de no iniciar el análisis dentro de un complejo. De esta forma es muy probable que el análisis comience en la línea de base.

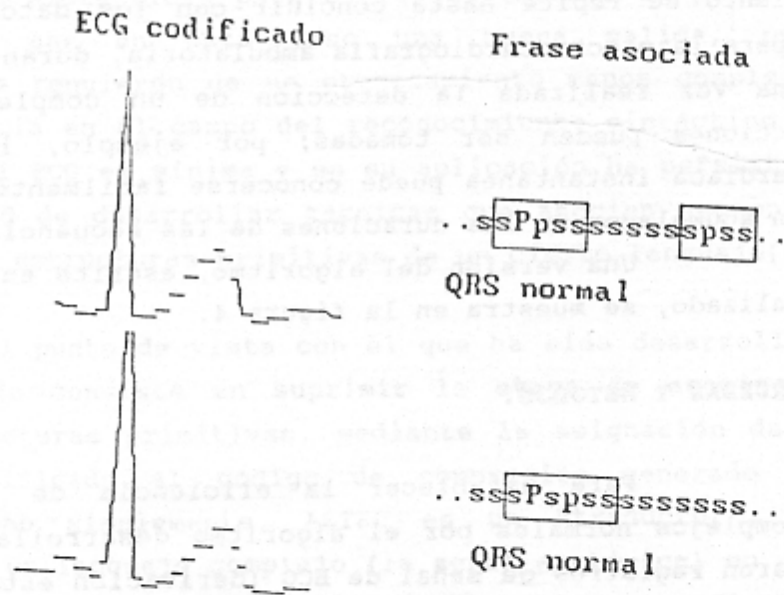


FIGURA 3. Secciones útiles de código (indicadas por cuadros) y su correspondencia con complejos normales.

La terminación en 's' no es una condición suficiente para considerar que 'frase' representa a una sección útil de señal, pues la alternancia de segmentos y pendientes es abundante (sobretudo en señales con ruido), de modo que

se impone la condición de terminación en doble 's' para obtener una sección útil. Para decidir si la sección representa o no a un complejo normal se revisa su comportamiento en relación a las pendientes, de modo que cumpla las siguientes condiciones:

- número de pendientes positivas mayor o igual a uno
- número de pendientes negativas mayor o igual a uno
- diferencia entre número de pendientes positivas y negativas menor o igual a tres

En tal caso, se considera que la sección útil analizada corresponde a un complejo normal. Una vez que 'frase' ha sido analizada, se reinicializa su valor y el procedimiento se repite hasta concluir con los datos de entrada (para la electrocardiografía ambulatoria, durante 24 horas). Una vez realizada la detección de un complejo, diversas acciones pueden ser tomadas; por ejemplo, la frecuencia cardíaca instantánea puede conocerse fácilmente si se lleva un acumulador de las duraciones de las secuencias.

Una versión del algoritmo, escrita en código generalizado, se muestra en la figura 4.

PRUEBAS Y METODOS.

Para establecer la eficiencia de detección de complejos normales por el algoritmo desarrollado se realizaron registros de señal de ECG (derivación estándar DII) en cuatro sujetos sin historia previa de arritmias, utilizando un sistema portátil de electrocardiografía ambulatoria desarrollado en el laboratorio. Este sistema tiene las siguientes características: amplificador diferencial de 10 Mohms de impedancia de entrada, 60 dB CMRR y ancho de banda de 0.1-100 Hz, almacenamiento en memoria de semiconductor de

RESULTADOS Y DISCUSION

El problema de la detección de onda R se ha abordado desde múltiples puntos de vista. Todos tienen el denominador común de requerir procesamiento analógico o digital de la señal de ECG [2]. La mayoría se fundamentan en una estrategia tradicional en el reconocimiento de patrones: si se cumple cierta función de decisión, la información analizada se agrupa en una clase dada [3,7]. Sin embargo, cuando el tiempo disponible para el procesamiento es corto, estas técnicas fracasan por no poder desarrollarse en línea con la adquisición de los datos. Otras, suficientemente rápidas, requieren circuitería que impone diversos problemas para el diseño de un sistema de diagnóstico ambulatorio. Las alternativas sintácticas para el reconocimiento de patrones [3] pueden ser en este caso una buena salida, pues generalmente requieren de un procesamiento menos complejo. La experiencia en el campo del reconocimiento sintáctico de patrones del ECG es mínima y en su aplicación ha persistido la necesidad de desarrollar técnicas que asocien segmentos del ECG con estructuras primitivas de un cierto lenguaje[9].

El punto de vista con el que ha sido desarrollado este trabajo consiste en suprimir la etapa de asociación señal-estructuras primitivas, mediante la asignación de un nuevo significado al código de compresión generado por AZTEC. Dicho simplemente, AZTEC es un "traductor", que transforma un lenguaje complejo (la señal analógica) en otro primitivo, formado por secuencias de segmentos y pendientes. Este nuevo lenguaje es susceptible de ser interpretado por un autómata de estados finitos [3], de la misma manera que un compilador "entiende" un lenguaje de programación(figura 5).

32 Kb, unidad de procesamiento Intel 80C31, CAD de 8 bits mapeado en memoria, frecuencia de muestreo de 200 Hz y comunicación serial RS232. La duración aproximada por registro fue de una hora; la información se almacenó luego de ser comprimida por una versión en código de máquina del algoritmo AZTEC implantada en la unidad portátil y manejada por medio de interrupciones externas. Los datos se extrajeron de la unidad portátil via la comunicación serial RS232 a 9600 baud hacia una PC-XT donde se probó el algoritmo de detección, escrito en Pascal. La prueba del algoritmo se realizó por observación de los trazos decodificados y conteo directo del número de detecciones falsas positivas y negativas:

```
COMIENZA
frase = '';
REPITE
  Actualiza_frase; /* lee código de entrada */
  SI frase = 'sXX..Xss'
    ENTONCES COMIENZA
      Analiza_pendientes; /* cuenta pendientes
                           pos. y neg. */
      SI Criterios_cumplidos
        ENTONCES Indica_QRS_Normal
          frase = '';
          TERMINA;
      HASTA (último dato);
TERMINA.
```

FIGURA 4. Código generalizado del algoritmo.

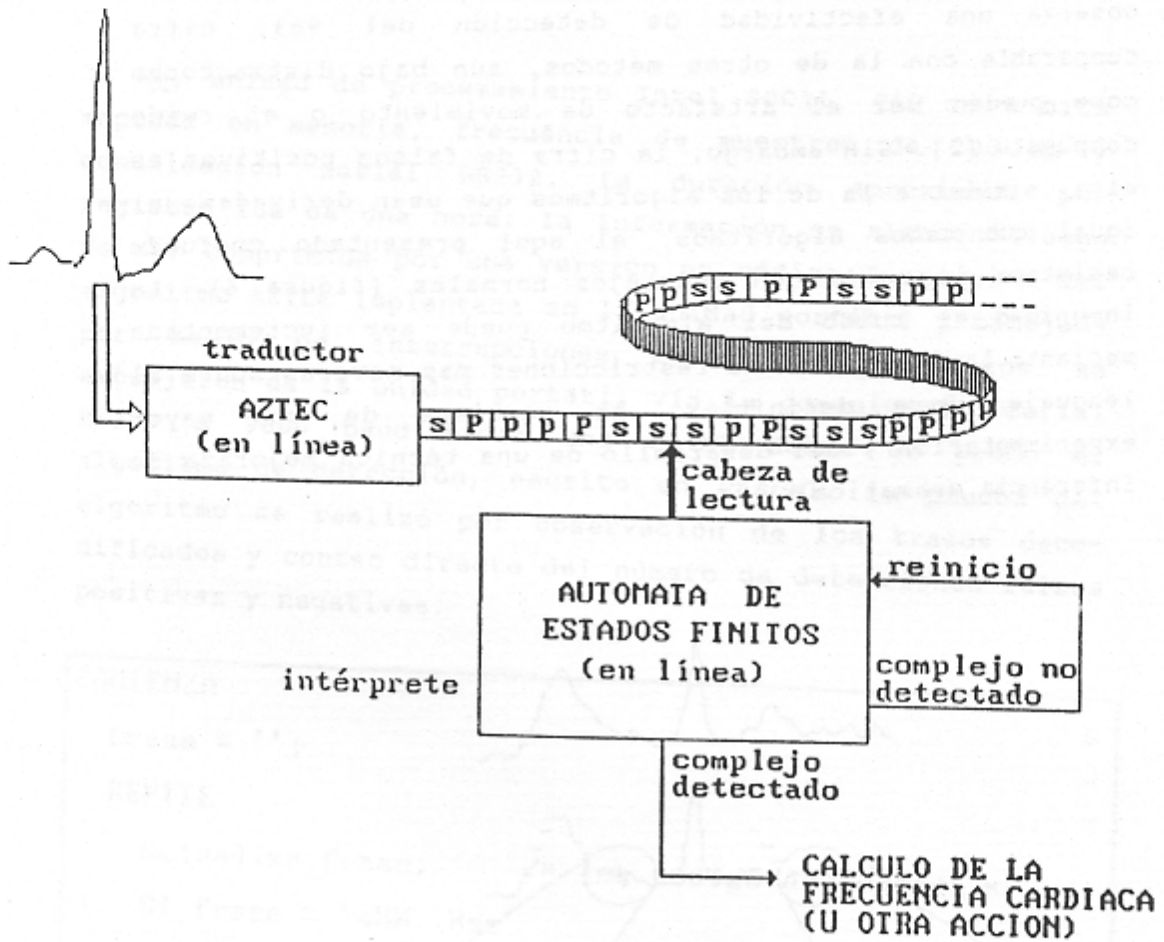


FIGURA 5. Modelo del sistema de detección.

El conteo por observación directa de los cuatro registros realizados fue de 12705 complejos normales, con tramos de registro inutilizados por saturación o exceso de ruido, los cuales no contribuyeron a la cuenta total. El total de detecciones de complejos mediante el algoritmo fue de 13243, de las cuales 952 fueron falsas positivas (se detectó algo que no era un complejo). Además, 414 complejos no fueron detectados (falsas negativas). De este modo, el 3.26% de los complejos no fueron detectados, mientras que hubo un 7.19% de detecciones erróneas.

Para la muestra de ECG que se ha utilizado, se observa una efectividad de detección del 96%, cifra comparable con la de otros métodos, aún bajo distractores como pueden ser el artefacto de movimiento o el ruido compuesto [2]. Sin embargo, la cifra de falsos positivos es alta, similar a la de los algoritmos que usan derivadas; al igual que estos algoritmos, el aquí presentado confunde registros de ruido con complejos normales (figura 6). La inmunidad al ruido del algoritmo puede ser incrementada mediante la imposición de restricciones mas severas sobre el lenguaje. Para definir las, se requiere de una mayor experimentación y del desarrollo de una técnica mejorada de inferencia gramatical.

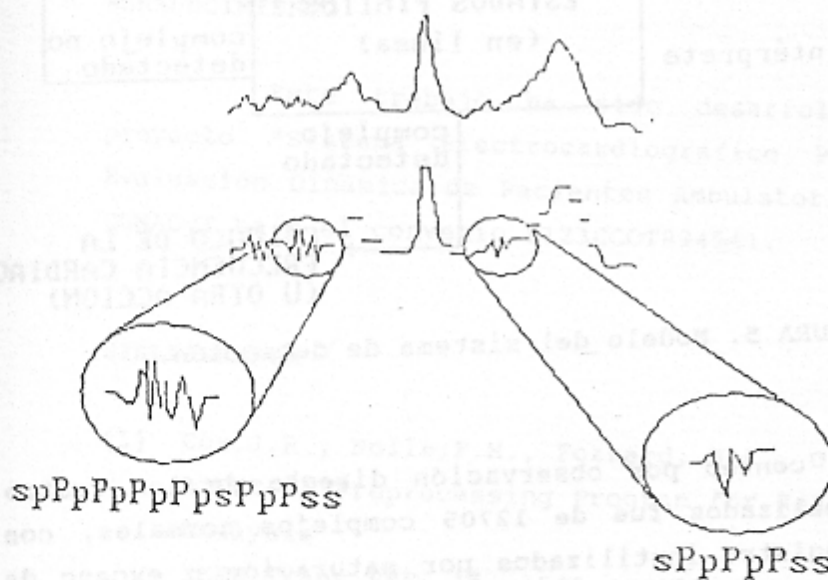


FIGURA 6. Secciones útiles de código que pueden generar falsos positivos.

CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un algoritmo de carácter sintáctico que permite la detección de complejos QRS normales en línea con la generación de código de compresión mediante el algoritmo AZTEC. El algoritmo muestra una efectividad comparable con muchas otras técnicas existentes (96%), y permite una implementación simple que lo hace adecuado para sistemas de electrocardiografía ambulatoria de tipo dinámico. Su desarrollo es una alternativa posible de metodología para el análisis de registros continuos de ECG.

AGRADECIMIENTO

Este trabajo ha sido desarrollado dentro del proyecto "Sistema Electrocardiográfico Portátil para la Evaluación Dinámica de Pacientes Ambulatorios", apoyado por CONACyT bajo el convenio P123CCOT894541.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Cox, J.R., Nolle, F.M., Fozzard, H.A., Oliver, G.C.
AZTEC: A Preprocessing Program for Real-Time ECG Analysis
IEEE Trans. BME, 15, 1968, p.128-129
- [2] Friesen, G.M., Jannett, T.C., Jadallah, M.A., Yates, S.L.,
Quint, S.R., Nagle, H.T.
A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS
Detection Algorithms
IEEE Trans. BME, 37, 1990, p.85-98
- [3] Gonzalez, R.C., Thomason, M.G.
"Syntactic Pattern Recognition, An Introduction."
Addison-Wesley Publishing Co., 1978.

- [4] Handelsman, H.
Real-Time Cardiac Monitors
Medical Electronics, sept., 1990, p.95-101
- [5] Holter, N.J.
New Methods for Heart Studies: Continuous
Electrocardiography of Active Subjects.
Science, 134, 1961, p.1214 - 1220.
- [6] Shook, T.L., Balke, C.W., Kotilainen, P.W.
Accuracy of Detection of Myocardial Ischemia by AM
and FM Holter Techniques.
J.Am.Coll.Cardiol., 7, 1986
- [7] Takor, N.
From Holter Monitors to Automatic Defibrillators:
Developments in Ambulatory Arrhythmia Monitoring.
IEEE Trans.BME, 31, 1984, p.770-778
- [8] Takor, N., Webster, J.G., Tompkins, W.J.
Design, Implementation and Evaluation of Microcomputer
Based Portable Arrhythmia Monitor.
Med.Biol.Eng.Comput., 22, 1984, p.151-159
- [9] Trahanias, P., Skordalakis, E.
Bottom-Up Approach to the ECG Pattern Recognition
Problem.
Med.Biol.Eng.Comput., 27, 1989, p.221-229