

Capítulo 6. Pruebas y evaluación del sistema

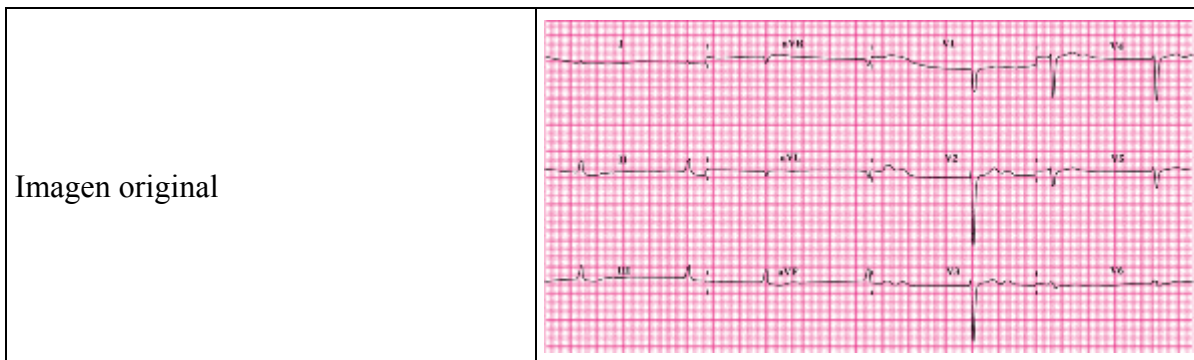
6.1 Pruebas realizadas

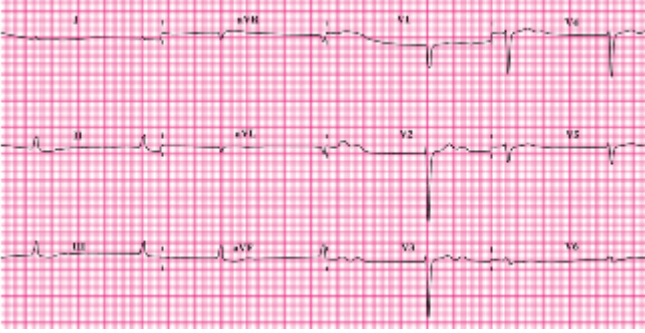


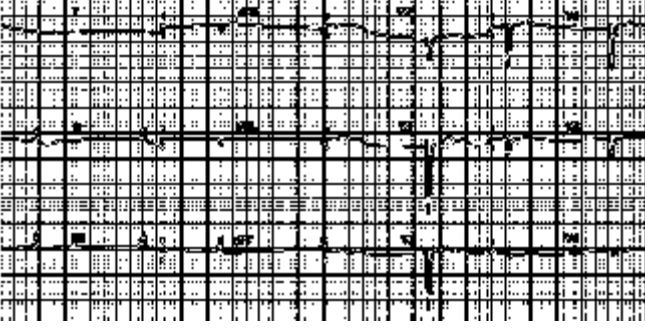
En esta sección se incluyen únicamente pruebas relevantes del funcionamiento del sistema. Es decir, las pruebas están enfocadas a demostrar la fiabilidad del sistema, presentando los resultados obtenidos al procesar la imagen aplicando diferentes operadores y en diferente secuencia. Por esto mismo no se incluyen pruebas exhaustivas de rendimiento / eficiencia, ni de carga (*stress*), ni de integración / conexión con otros sistemas. De igual manera, al no contar con un sistema de análisis electrocardiográfico como los descritos en la sección 2.3 tampoco se incluyen pruebas comparativas con otros sistemas.

6.1.1 Aplicación de filtros y operadores

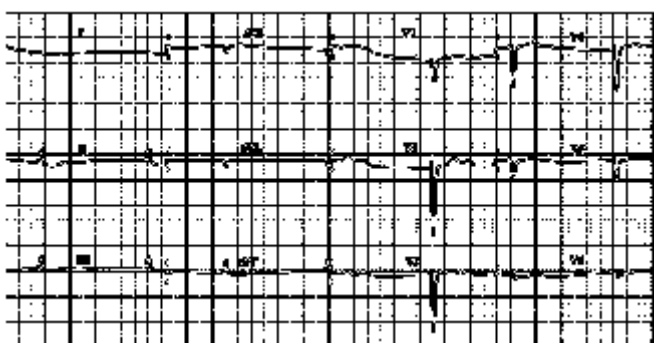

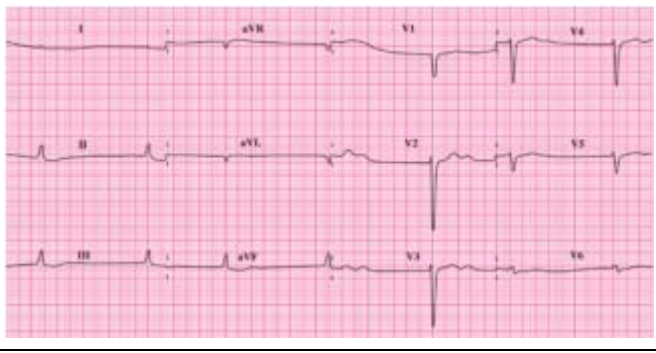
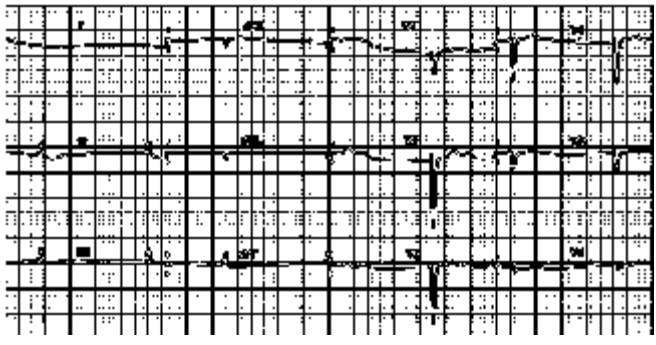
La tabla 6.1 muestra ejemplos de aplicación de todos los filtros y operadores disponibles para la misma imagen original.

Tabla 6.1 Comparativo de la aplicación de diferentes filtros / operadores a una imagen.

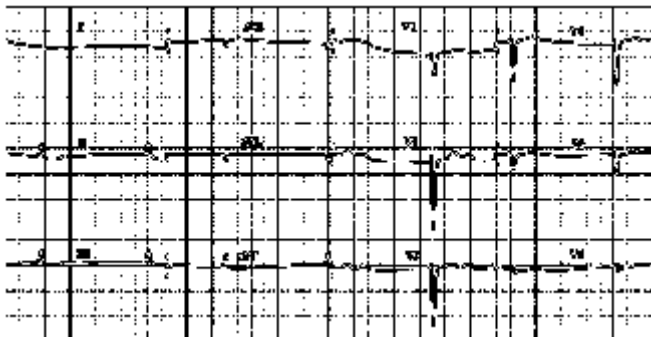
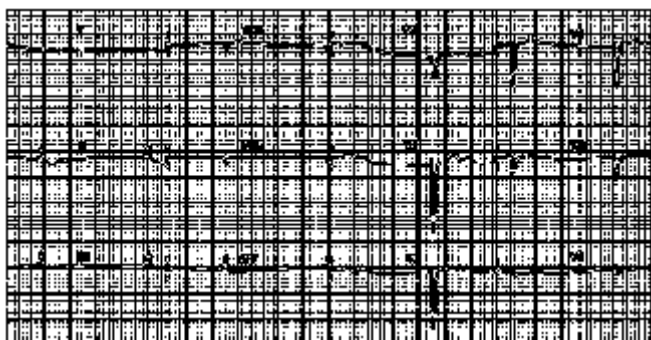
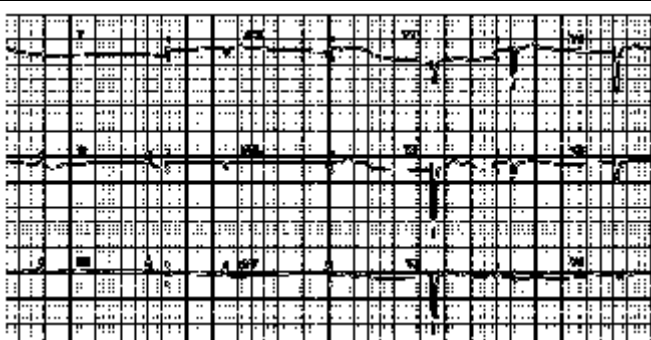
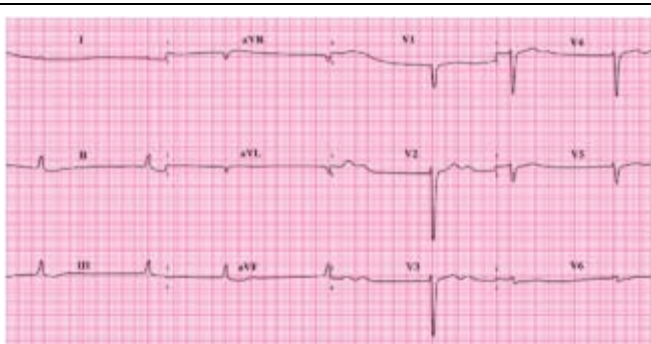


<p>Filtro de suavizado conservador</p>	
<p>Filtro de suavizado direccional</p>	
<p>Filtro gaussiano</p>	
<p>Operador isotrópico con umbral de 127 (valor por omisión)</p>	

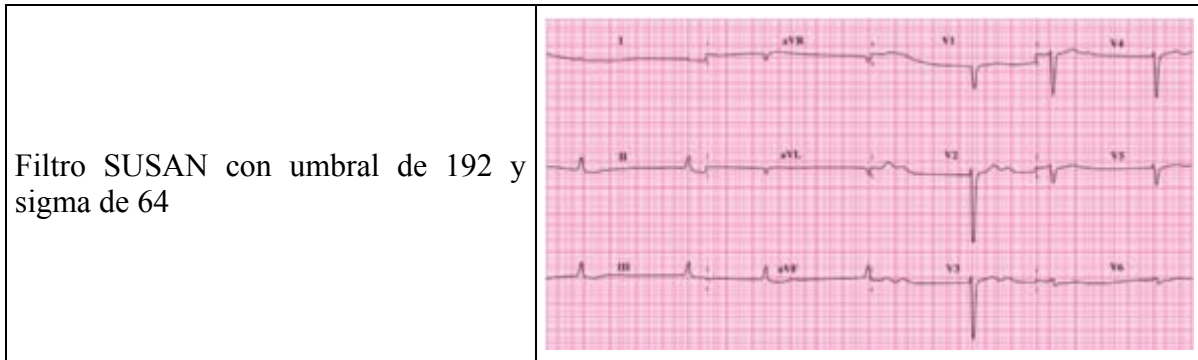
...continuación Tabla 6.1

Operador isotrópico con umbral de 160	
Filtro mediana	
Filtro paso bajo	
Operador de Prewitt con umbral de 127 (valor por omisión)	

...continuación Tabla 6.1

Operador de Prewitt con umbral de 160	
Operador de Sobel con umbral de 127 (valor por omisión)	
Operador de Sobel con umbral de 160	
Filtro SUSAN con umbral de 127 y sigma de 127 (valores por omisión)	

...continuación Tabla 6.1



...continuación Tabla 6.1

Como se puede observar, el tipo de filtro / operador aplicado a la imagen puede determinar la exactitud del resultado. Asimismo, el orden en la secuencia de la aplicación de éstos sí afecta el resultado final. Después de varias pruebas realizadas en distintas imágenes, se determinó, para esta tesis, el orden de la secuencia sugerida como sigue:

1. Convertir la imagen a escala de grises.
2. Aplicar el filtro Gaussiano.
3. Aplicar el filtro mediana.
4. Aplicar el filtro SUSAN.

Tabla 6.2 Ejemplo de secuencia predefinida de aplicación de operadores a una imagen.

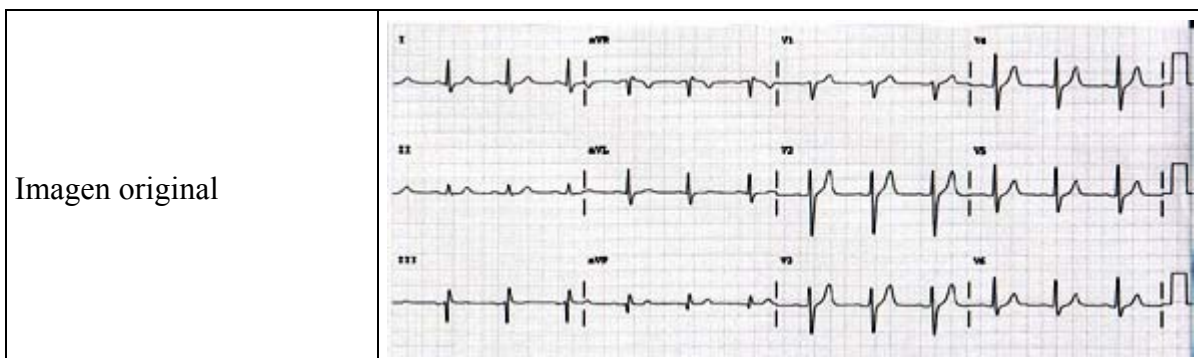
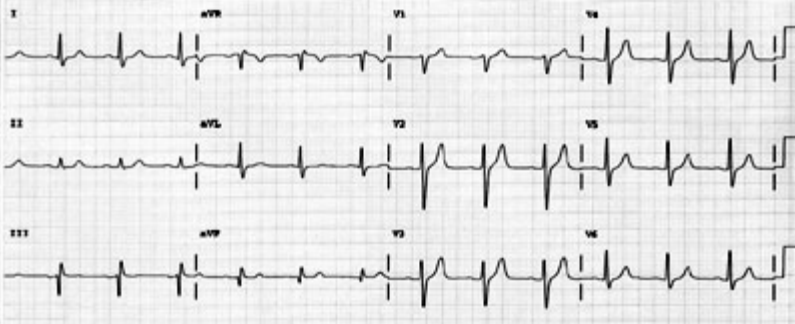
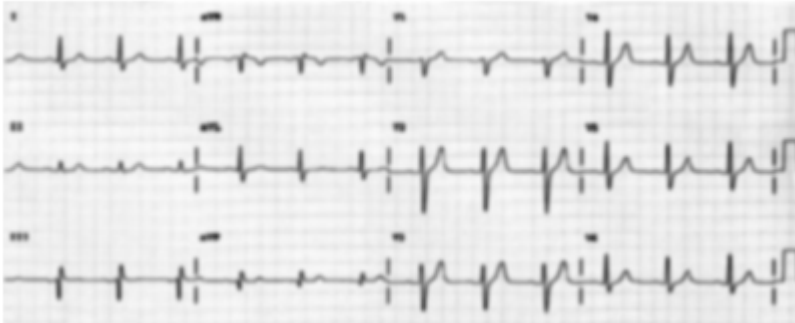
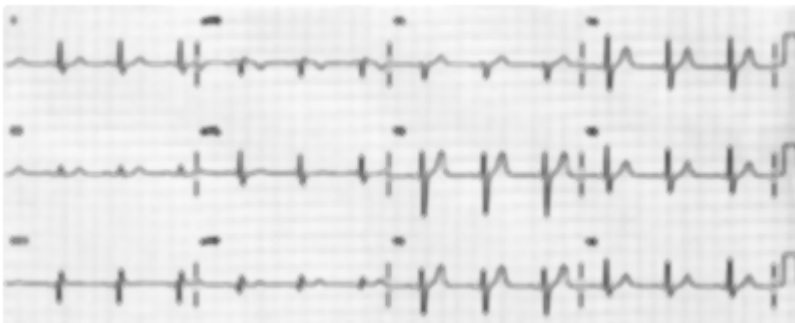
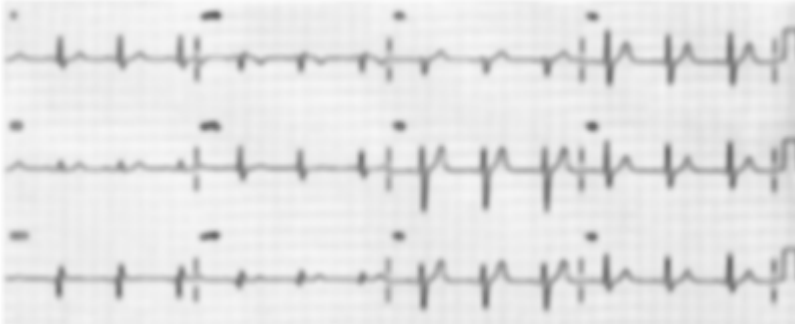
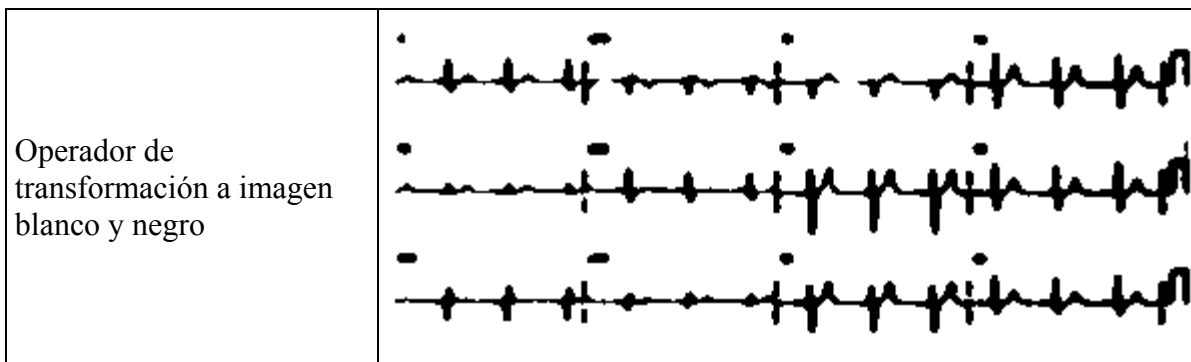


Imagen en escala de grises	 An ECG image displayed in grayscale. The grid is visible, and the traces for leads I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, and V6 are clearly shown.
Filtro Gaussiano	 The same ECG image as above, but with a Gaussian filter applied. The signal is smoother, and the high-frequency noise is significantly reduced.
Filtro mediana	 The same ECG image as above, but with a median filter applied. This filter effectively removes the salt-and-pepper noise while preserving the sharp features of the ECG waveforms.
Filtro SUSAN con valores por omisión	 The same ECG image as above, but with a SUSAN filter applied. The result is very similar to the median filter, showing clean ECG traces with minimal noise.

...continuación Tabla 6.2



...continuación Tabla 6.2

La tabla 6.2 anteriormente mostrada presenta la secuencia completa aplicada a una imagen. Al final se incluye la imagen generada por el operador de transformación a imágenes blanco y negro.

6.1.2 Tiempo de respuesta del proceso de análisis

En la tabla 6.3 se muestra el tiempo de respuesta del proceso de análisis aplicado varias veces a diferentes imágenes, tiempo medido por el sistema en milisegundos.

Tabla 6.3 Tiempo de respuesta para el proceso de análisis realizado en diferentes imágenes.

Imagen	Tiempos (milisegundos)										Promedios
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
1	454	578	438	265	562	578	421	594	500	438	482.8
2	453	234	531	375	453	412	562	406	422	563	441.1
3	469	437	422	484	422	422	562	469	453	437	457.7
4	985	203	125	140	141	140	250	172	187	156	249.9
5	235	422	390	407	360	328	312	281	500	281	351.6
6	546	438	406	454	422	625	438	469	468	563	482.9
7	281	437	531	484	391	407	391	516	750	438	462.6
8	157	203	218	313	156	140	219	156	219	157	193.8
9	359	250	266	187	203	250	312	312	282	187	260.8
10	390	328	407	313	343	313	422	313	219	266	331.4
Promedios	432.9	353	373.4	342.2	345.3	361.5	388.9	368.8	400	348.6	371.46

Como la tabla lo demuestra, el proceso de análisis es bastante rápido, pues en ningún caso el tiempo promedio supera el medio segundo. Aunque esta prueba se realizó

utilizando un solo usuario en el sistema, es de esperarse que el promedio de 371.46 milisegundos se eleve conforme más usuarios activos utilicen el sistema, sin embargo esto es un efecto común en cualquier sistema multiusuario.

6.2 Problemas presentados

El principal problema de este sistema lo ocasiona la implementación *multi-thread* realizada. Debido a que el sistema no controla la ejecución de los diferentes *Workers*, cada uno en su propio *Thread* de ejecución, éstos tienden a producir diferentes resultados por la forma en como sincronizan su consumo. Cuando dos *Workers* cruzan sus caminos, el más longevo de ellos (el que tenga mas camino recorrido) termina la ejecución del otro. Si esto llega a pasar para dos *Workers* con la misma distancia recorrida entonces no está determinado cuál de ellos terminará, pues depende de “quién llegue primero”. De cualquier forma, según las pruebas realizadas y presentadas más adelante, la variación en los resultados en la mayoría de los casos no llega a ser significativa como para afectar el resultado final.

Otro problema encontrado al desarrollar esta tesis fue el pobre desempeño del sistema cuando se introducen imágenes de calidad deficiente. No obstante la aplicación de los filtros de pre-procesamiento, una imagen muy opaca o de tonalidades irregulares en el trazo del ECG ocasionaba irremediables inexactitudes en el resultado final. Las figuras 6.1 y 6.2 muestran un ejemplo de este tipo de imagen con calidad deficiente.

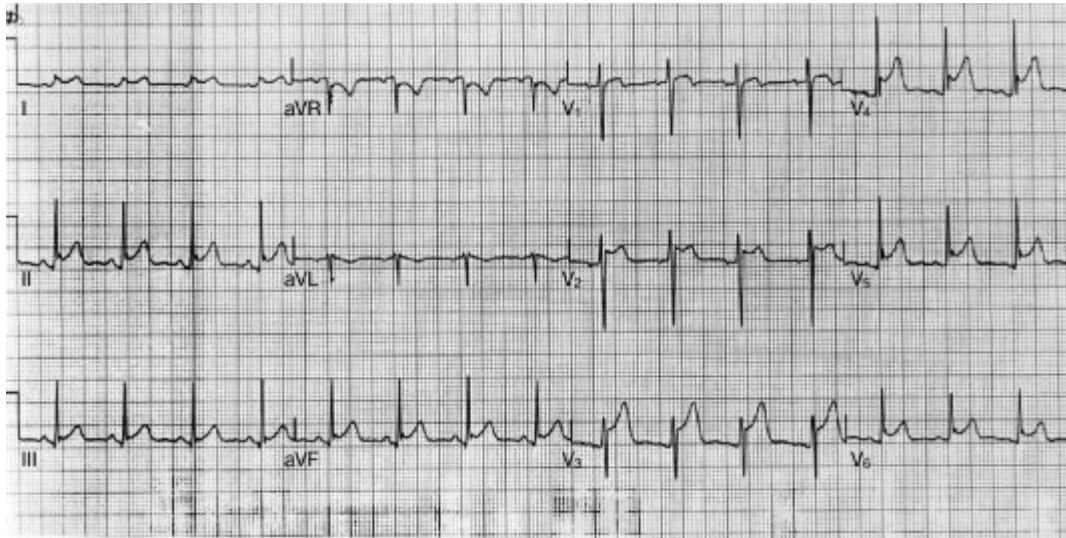


Figura 6.1 Imagen original con calidad deficiente (cuadrícula muy opaca).

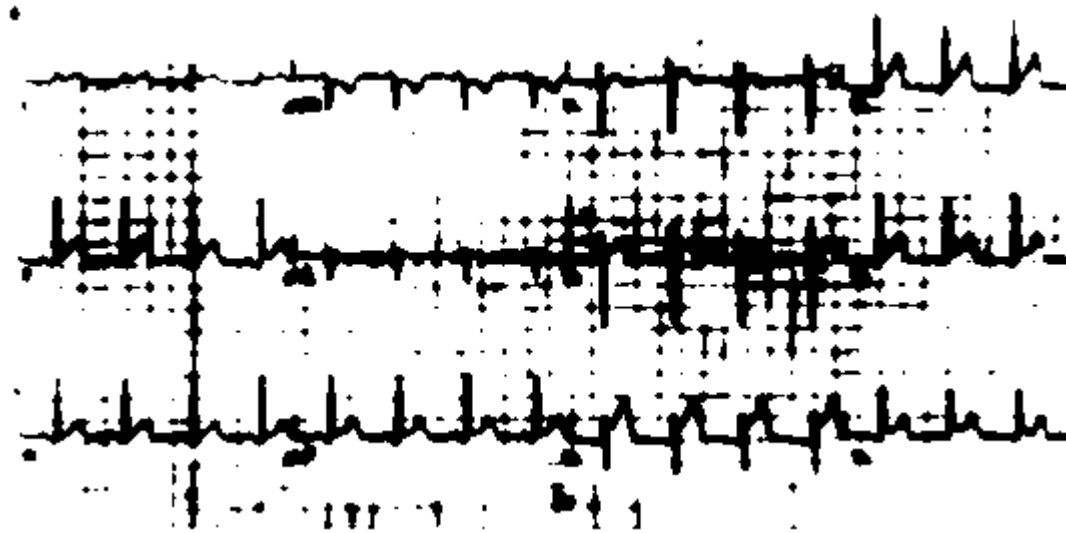


Figura 6.2 Imagen con calidad deficiente transformada a blanco y negro (cuadrícula muy marcada).

Adicionalmente, si en la imagen es muy marcada la presencia de ruido, como las etiquetas utilizadas en el papel comercial para marcar las derivaciones, éste sobrevive a la etapa de pre-procesamiento y en la etapa de análisis se le puede llegar a considerar como parte del trazo del ECG. Este problema es más marcado en imágenes que presentan las etiquetas, o incluso anotaciones, muy cerca del trazo del ECG. Si esto sucede los píxeles de

las etiquetas en ocasiones se llegan a fusionar con los del trazo del ECG, lo que produce errores significativos en el resultado final. Un ejemplo de este tipo de imagen se muestra en las figuras 6.3 y 6.4.

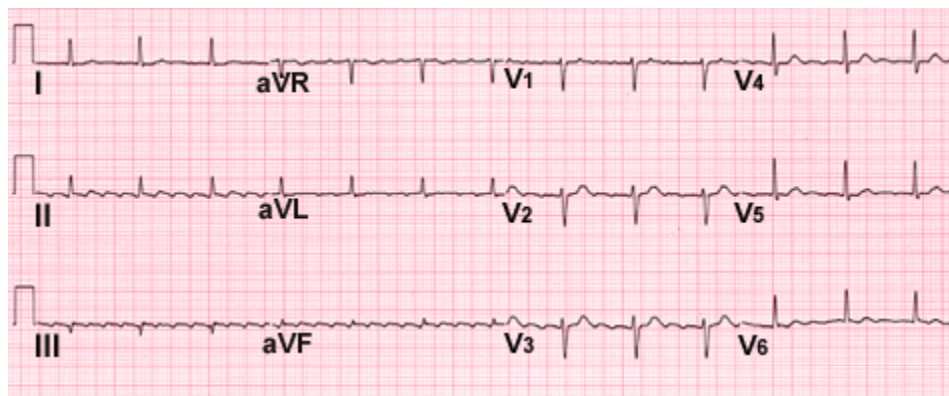


Figura 6.3 Imagen con etiquetas muy marcadas y cercanas al trazo del ECG.

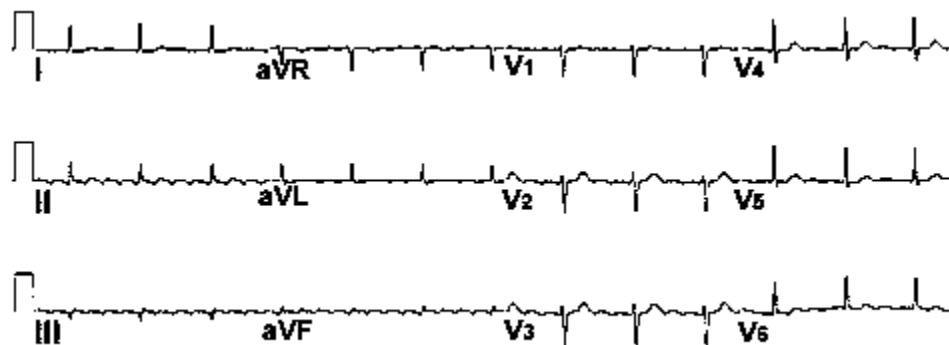


Figura 6.4 Imagen con etiquetas muy marcadas y cercanas al trazo del ECG transformada a blanco y negro.

Aunque en la figura 6.4 se puede apreciar con bastante nitidez el trazo del ECG, la presencia muy cercana de las etiquetas contamina la curva regenerada por los *Workers*, pues éstos asumen que los píxeles de las etiquetas también forman parte del ECG. De esta forma, la curva resultante incluye los píxeles de las etiquetas, lo que produce picos artificiales que originalmente no existían, dando resultados finales de análisis de ritmo y

frecuencia cardiaca muy por encima de los valores reales. Una posible solución a este problema, sin modificar el proceso de análisis, sería el tener las etiquetas en cualquier color de tonalidad clara. Debido a que la imagen se convierte a escala de grises, cualquier color brillante se volvería un tono claro de gris, mucho más cercano al blanco, y por lo tanto se confundiría con los colores del fondo y de la cuadrícula.

Uno de los primeros problemas que se presentaron en el pre-procesamiento de las imágenes fue el de tomar como entrada las imágenes GIF con transparencia. Si en éstas se daba el caso de que el primer color utilizado (además del fondo transparente) fuese negro, o un color muy opaco, al momento de leer la imagen y convertirla al formato interno de Java esta última cambiaba su color de fondo transparente a aquél muy opaco. Esto ocasionaba irremediables errores en el resultado final, pues se asume que la imagen original de entrada tiene un fondo blanco, o al menos lo suficientemente claro para distinguirse claramente del trazo del ECG.

6.3 Evaluación de la exactitud del sistema

La tabla 6.4 presenta los resultados arrojados por el proceso de análisis en diferentes imágenes. Estos valores son comparados contra los parámetros reales, según el análisis de un experto en la materia.

En la tabla de resultados se distinguen algunos casos en los que no fue posible obtener un resultado confiable debido a los problemas previamente descritos en la sección 6.2.

Tabla 6.4 Comparación de resultados reales contra resultados obtenidos por el sistema.

Imagen	Valores reales			Resultados del sistema			Porcentaje de error		
	Arritmia	Frec.	Diagnóstico	Arritmia	Frec.	Diagnóstico	Arritmia	Frec.	Diagnóstico
1	sí	37.5	B	no	57.50	B	100.00	53.33	0.00
2	no	100	N	no	81.25	N	0.00	18.75	0.00
3	sí	75	N	no	71.66	N	100.00	4.45	0.00
4	no	75	N	no	67.77	N	0.00	9.64	0.00
5	sí	80 ~ 145	-	no	110.00	T	100.00	-	-
6	sí	75	N	-	-	-	-	-	-
7	no	75	N	no	80.00	N	0.00	6.67	0.00
8	sí	42	B	sí	53.33	B	0.00	26.98	0.00
9	no	100	N	-	-	-	-	-	-
10	sí	60	N	no	78.80	N	100.00	31.33	0.00

Según se observa en la tabla, el algoritmo implementado mostró una exactitud aceptable para el cálculo de la frecuencia. Por otro lado, para el cálculo de las anomalías en el ritmo, la exactitud resultó ser deficiente.

A pesar de que los valores de frecuencia llegan a variar hasta un 50% (según se muestra en las tablas 6.4 y 6.5), el resultado final se mantiene dentro del rango permitido para llegar al mismo diagnóstico. Desafortunadamente con el ritmo no sucede lo mismo pues una mínima variación (centésimas) afecta enormemente el cálculo de éste.

En la tabla 6.5 se muestra un cálculo de los errores relativos y absoluto arrojados por el sistema al obtener el parámetro de frecuencia cardíaca. Estos se presentan a fin de demostrar de una manera más completa el desempeño del sistema. El cálculo para el error relativo, se realiza mediante la ecuación:

$$\Delta = \text{frecuencia real} - \text{frecuencia del sistema.}$$

Por su parte, el cálculo para el error absoluto se realiza con la siguiente ecuación:

$$E(\%) = (\Delta / \text{frecuencia real}) \times 100$$

Tabla 6.5 Errores relativo y absoluto arrojados por el sistema en el cálculo de la frecuencia cardiaca.

Imagen	Frec. Real	Frec. Sistema	Error relativo	Error absoluto (%)
1	37.5	57.5	20	53.33333333
2	100	81.25	18.75	18.75
3	75	71.66	3.34	4.45333333
4	75	67.77	7.23	9.64
5	80 ~ 145	110	-	-
6	75	-	-	-
7	75	80	5	6.66666667
8	42	53.33	11.33	26.97619048
9	100	-	-	-
10	60	78.8	18.8	31.33333333

La realización de estas evaluaciones hace notable que el algoritmo propuesto funciona bien para obtener la frecuencia cardiaca, debido a que ésta se computa usando un cálculo muy similar al real. Por el contrario, el proceso de cálculo del ritmo implementado en esta tesis resulta bastante deficiente al no poder tomar en cuenta en este trabajo todos los parámetros analizados por el especialista. Para poder incluir todos esos parámetros sería necesario obtener una curva lo más fiel posible al ECG original y así identificar todas las ondas descritas en la sección 2.2.2.

Una ventaja que ofrece el sistema es el dar al usuario la libertad de seleccionar un procesamiento de imágenes con una secuencia de filtros y operadores previamente probados como eficientes para la mayoría de los casos y, permitir también, si el usuario lo prefiere, la aplicación de filtros con una secuencia definida por él mismo. La ventaja o desventaja de tener una secuencia previamente definida es dependiente de la imagen. En la tabla 6.5 se muestra una prueba comparativa de funcionamiento del sistema con la secuencia de operadores previamente definida contra una secuencia definida por el usuario.

Tabla 6.6 Prueba comparativa de operadores previamente definidos en el sistema contra secuencia de operadores definidos por el usuario.

Nombre de la imagen	Frecuencia cardiaca real	Frecuencia aplicando operadores predefinidos	Porcentaje de error con operadores seleccionados por el usuario	Secuencia de operadores seleccionados por el usuario
ecg1	37.5	51	No hay mejora significativa	
ecg2	100	80	10-15%	Paso bajo, Prewitt (150)
ecg3	75	-	No hay mejora significativa	
3curvas	75	64	10-15%	Paso bajo, gaussiano, mediana, suavizado direccional, suavizado conservador.
3curvasPicudas	80-145	100	No hay mejora significativa	
3curvasPicosAislados	75	-	No hay mejora significativa	
3curvasDebiles	75	83	10-15%	Escala de grises
3curvasConPuntos	42	65	No hay mejora significativa	
3curvasConCuadrícula	100	-	No hay mejora significativa	
3curvasConAnotaciones	60	80	10-15%	Escala de grises.