

“AÑO DE LA RECUPERACIÓN Y CONSOLIDACIÓN
DE LA ECONOMÍA PERUANA”.



ESCUELA PROFESIONAL DE CIENCIA DE LA
COMPUTACIÓN
TÓPICOS EN CIENCIA DE DATOS

Data Wrangling

Estudiantes:

Piero Emiliano Vizcarra Vargas

Docente :

Ana Maria Cuadros Valdivia



Índice

1. Contexto del Dataset	3
1.1. Antecedentes	3
1.2. Sobre la Obtención de los Datos	3
2. Conceptos Médicos Previos	4
2.1. Arritmia	4
2.2. Electrocardiograma (ECG)	4
2.3. Latido Normal	4
2.4. Latido Prematuro	4
2.5. Latido de Escape	4
2.6. Fusión de Latidos	5
2.7. Latido Aberrante	5
2.8. Anotaciones de Latidos	5
2.9. Sistema de Conducción Cardíaco	5
2.10. Intervalos y Ondas en un ECG	5
2.11. Tachicardia y Bradicardia	5
3. Análisis del Comportamiento de los Datos	6
3.1. Descripción del Registro	6
3.2. Número de Registros	6
3.3. Evaluación de la Cantidad de Registros	6
3.4. Capacidad de Procesamiento (CPU + RAM)	7
3.5. Identificación de Datos Duplicados	7
3.6. Tipos de Datos en el Dataset	7
3.7. Rango de los Datos por Columna	7
3.8. Formato y Unidades de Medida	7
3.9. Datos Categóricos	7
3.10. Granularidad de los Datos	8
3.11. Filas con Valores Nulos	8
4. Medidas Estadísticas	9
4.1. Analisis	9
4.1.1. ¿Se evidencia alguna distribución?	10
4.2. Anomalía en V4	11
4.3. Correlación y covarianza: permite entender la relación entre dos variables aleatorias.	12
4.3.1. ¿Hay correlación entre features (características)?	12
5. Principales Desafíos	14
5.1. Problema de tipo supervisado	14
5.2. Dependencia temporal de los datos	14
5.3. Desbalance de clases en el dataset	14
5.4. Consideraciones de calidad de los datos	15
5.5. Relación entre las variables	15

6. Tablas	15
6.1. Tabla 1: Resumen de las Columnas	15
6.2. Tabla 2: Descripción de las Anotaciones	17
6.3. Ejemplo Extraído de Latido Normal (N)	18
6.4. Ejemplo Extraído de Latido de Bloqueo de Rama Izquierda (L)	18
6.5. Ejemplo Extraído de Latido de Bloqueo de Rama Derecha (R)	19
6.6. Ejemplo Extraído de Latido Ventricular Prematuro (V)	19
6.7. Ejemplo Extraído de Latido Auricular Prematuro (A)	20
6.8. Ejemplo Extraído de Latido de Fusión (F)	20
6.9. Ejemplo Extraído de Latido de Fusión Ventricular (/)	21
6.10. Ejemplo Extraído de Latido de Escape Nodal (j)	21
6.11. Ejemplo Extraído de Latido de Escape Ventricular (E)	22
6.12. Ejemplo Extraído de Latido Auricular Aberrante (a)	22
6.13. Ejemplo Extraído de Latido de Escape de la Unión (J)	23
6.14. Ejemplo Extraído de Latido de Marcapasos (S)	23
6.15. Ejemplo Extraído de Latido Ventricular Aberrante (e)	24
6.16. Ejemplo Extraído de Latido Desconocido (Q)	24
6.17. Ejemplo Extraído de Latido Desconocido (+)	25

1. Contexto del Dataset

1.1. Antecedentes

Desde 1975, los laboratorios en el Hospital Beth Israel de Boston (ahora el Beth Israel Deaconess Medical Center) y en el MIT han respaldado nuestra propia investigación en análisis de arritmias y temas relacionados. Uno de los primeros productos importantes de ese esfuerzo fue la **MIT-BIH Arrhythmia Database**, que completamos y comenzamos a distribuir en 1980. La base de datos fue el primer conjunto de material de prueba estándar disponible para la evaluación de detectores de arritmias y ha sido utilizada para ese propósito, así como para la investigación básica sobre la dinámica cardíaca en más de 500 sitios en todo el mundo. Originalmente, distribuimos la base de datos en cintas digitales de 9 pistas de media pulgada a 800 y 1600 bpi, y en cintas analógicas FM de formato IRIG de cuarto de pulgada.

1.2. Sobre la Obtención de los Datos

La MIT-BIH Arrhythmia Database contiene 48 extractos de media hora de grabaciones ECG de dos canales, obtenidos de 47 sujetos estudiados por el Laboratorio de Arritmias BIH entre 1975 y 1979.

23 grabaciones fueron seleccionadas al azar de un conjunto de 4000 grabaciones ECG ambulatorias de 24 horas recopiladas de una población mixta de pacientes hospitalizados (aproximadamente 60 %) y ambulatorios (aproximadamente 40 %) en el Hospital Beth Israel de Boston; las 25 grabaciones restantes fueron seleccionadas de ese mismo conjunto para incluir arritmias menos comunes pero clínicamente significativas que no estarían bien representadas en una pequeña muestra aleatoria.

Las grabaciones fueron digitalizadas a 360 muestras por segundo por canal con una resolución de 11 bits sobre un rango de 10 mV.

Dos o más cardiólogos anotaron independientemente cada registro; las discrepancias se resolvieron para obtener las anotaciones de referencia legibles por computadora para cada latido (aproximadamente 110,000 anotaciones en total) incluidas en la base de datos.

2. Conceptos Médicos Previos

Antes de comenzar con el análisis del dataset, es necesario familiarizarse con algunos términos médicos clave que se encuentran en este contexto de arritmias cardíacas y electrocardiogramas (ECG).

2.1. Arritmia

La arritmia es cualquier alteración del ritmo cardíaco normal. En un corazón sano, el ritmo cardíaco es regulado por impulsos eléctricos que viajan a través del sistema de conducción del corazón. Cuando este sistema eléctrico no funciona correctamente, los latidos del corazón pueden volverse irregulares, demasiado rápidos (taquicardia), demasiado lentos (bradicardia), o incluso descoordinados. Las arritmias pueden ser benignas o potencialmente peligrosas, dependiendo de su tipo y la gravedad.

2.2. Electrocardiograma (ECG)

Un electrocardiograma (ECG) es una prueba médica que mide la actividad eléctrica del corazón. Durante un ECG, se colocan electrodos en la piel del paciente, los cuales registran las señales eléctricas generadas por el corazón. Estas señales se visualizan como ondas en un gráfico, representando diferentes fases del ciclo cardíaco, como la contracción y relajación de las aurículas y los ventrículos. El ECG es una herramienta esencial para diagnosticar y monitorear trastornos del ritmo cardíaco.

2.3. Latido Normal

Un latido normal es el ritmo cardíaco regular generado por el nodo sinoauricular (SA) del corazón. Este latido sigue un patrón constante y está controlado por el sistema de conducción cardíaco, asegurando que las aurículas y los ventrículos se contraigan de manera coordinada. En el contexto del dataset, los latidos normales están representados por el símbolo N.

2.4. Latido Prematuro

Un latido prematuro es un latido que ocurre antes de lo esperado, interrumpiendo el ritmo cardíaco regular. Los latidos prematuros pueden originarse en las aurículas (latido auricular prematuro) o en los ventrículos (latido ventricular prematuro). Estos latidos pueden ser un signo de arritmias o de un corazón sano que responde a factores como el estrés o la fatiga.

2.5. Latido de Escape

Un latido de escape ocurre cuando el nodo sinoauricular (SA) o el nodo auriculoventricular (AV) no están funcionando correctamente y otras partes del sistema de conducción del corazón asumen el control. Los latidos de escape pueden ser auriculares o ventriculares, y son una respuesta del corazón a la falta de un ritmo normal.

2.6. Fusión de Latidos

La fusión de latidos se produce cuando dos impulsos eléctricos se combinan para generar un único latido. Existen dos tipos comunes de latidos de fusión: fusión ventricular y fusión auricular. Estos latidos pueden resultar de la interacción entre un latido prematuro y el latido normal del corazón.

2.7. Latido Aberrante

Un latido aberrante es un latido que se origina en una parte del sistema de conducción del corazón que no es la zona normal. Estos latidos pueden ser ventriculares o auriculares y se caracterizan por una conducción anómala, lo que puede hacer que el latido sea menos eficiente.

2.8. Anotaciones de Latidos

Las anotaciones de latidos en un ECG son etiquetas asignadas por cardiólogos a las diferentes partes del gráfico que corresponden a ciertos tipos de latidos o eventos cardíacos. En el dataset de MIT-BIH, estas anotaciones han sido realizadas de manera manual por cardiólogos y son utilizadas como referencia para entrenar modelos de clasificación automática. Cada anotación está asociada a un símbolo específico (como N, V, A, L, etc.), que indica el tipo de latido registrado en ese punto del tiempo.

2.9. Sistema de Conducción Cardíaco

El sistema de conducción cardíaco es un sistema especializado de fibras musculares en el corazón que transmite los impulsos eléctricos necesarios para que el corazón lata de manera eficiente. El sistema incluye el nodo sinoauricular (SA), el nodo auriculoventricular (AV), el Haz de His, y las fibras de Purkinje. El mal funcionamiento de cualquier parte de este sistema puede dar lugar a arritmias, que son trastornos del ritmo cardíaco.

2.10. Intervalos y Ondas en un ECG

En un ECG, se pueden observar diferentes ondas y segmentos que corresponden a distintas fases del ciclo cardíaco:

- Onda P: Representa la despolarización de las aurículas.
- Complejo QRS: Representa la despolarización de los ventrículos.
- Onda T: Representa la repolarización de los ventrículos.

2.11. Tachicardia y Bradicardia

La taquicardia es un ritmo cardíaco anormalmente rápido, generalmente superior a 100 latidos por minuto, y puede ser un signo de que el corazón no está funcionando correctamente. Por otro lado, la bradicardia es un ritmo cardíaco anormalmente lento, generalmente inferior a 60 latidos por minuto, y también puede indicar problemas con la conducción eléctrica del corazón.

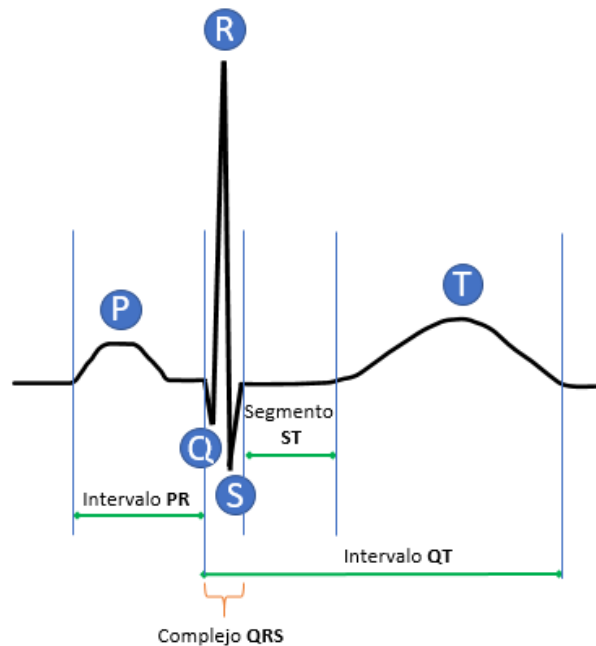


Figura 1: Ejemplo de Latido

3. Análisis del Comportamiento de los Datos

3.1. Descripción del Registro

Cada registro corresponde a una muestra de ECG de un paciente específico. El registro contiene señales de diferentes derivaciones (MLII, V1, V2, V4, V5) y, en algunos casos, también anotaciones que indican el tipo de latido en ese instante.

3.2. Número de Registros

El dataset contiene un total de **31,200,000 registros** provenientes de **48 pacientes**. La información proporcionada por cada paciente está distribuida en diferentes segmentos de tiempo, representados por las muestras de voltaje de cada derivación.

Número total de registros = 31,200,000

Número de pacientes = 48

3.3. Evaluación de la Cantidad de Registros

La cantidad de registros es considerable para realizar un análisis médico. Dado que el volumen de datos médicos se encuentra dentro de los límites normales, no se considera que la cantidad sea demasiado baja. La información proporcionada es suficiente para realizar un análisis de arritmias cardíacas en múltiples episodios de los pacientes.

3.4. Capacidad de Procesamiento (CPU + RAM)

A pesar de que el tamaño total es grande, la capacidad de procesamiento no presenta un obstáculo. El equipo que usaremos en esta ocasión es una Ryzen 5 7800 con 16 GB de RAM el cual pueden manejar estos datos sin dificultades significativas, ya que el dataset no supera los 2.1 GB cuando se procesa en un dataframe de Pandas, mas pesa 1.5 en el caso que se cargue con la libreria Polars.

3.5. Identificación de Datos Duplicados

El dataset no contiene registros duplicados, ya que cada muestra es única y refleja datos continuos que corresponden a momentos específicos en la grabación de señales. No existen registros repetidos, lo que asegura la calidad y autenticidad de los datos. Cabe mencionar , que por la metodología de recolección descrita en el contexto lo cual hace que los datos no tengan duplicados.

3.6. Tipos de Datos en el Dataset

El dataset está compuesto por datos tanto **discretos** como **continuos** los cuales describiremos a continuación

Datos Discretos: Clases de latidos, número de latidos, identificadores de pacientes

Datos Continuos: Señales de ECG (MLII, V1, V2, V4, V5)

3.7. Rango de los Datos por Columna

Los valores de las señales de ECG varían entre **-5.120 mV** y **+5.115 mV** dependiendo de la derivación.

$$\text{Rango MLII} = -5,120 \text{ mV a } +5,115 \text{ mV}$$

$$\text{Rango V1} = -5,120 \text{ mV a } +5,115 \text{ mV}$$

3.8. Formato y Unidades de Medida

Los datos están **en su formato adecuado**, ya que las señales están en **milivoltios (mV)** y las frecuencias de muestreo son constantes a **360 Hz**. Las columnas de anotaciones de latidos están en formato **categorico** (texto).

3.9. Datos Categóricos

Las columnas **categoricas** corresponden a las **anotaciones de los latidos**, como **N**, **V**, **A**, etc. Para aplicar **modelos de Machine Learning**, será necesario **convertir estos datos en numéricos** mediante técnicas como **one-hot encoding** o **label encoding**.

3.10. Granularidad de los Datos

- Cada **registro** representa las señales de ECG de un paciente específico durante un periodo de tiempo.
- Cada **fila** dentro de las señales (MLII, V1,V2,V4 y V5) representa una muestra de voltaje en milivoltios en un momento específico.
- Cada **anotación** (clase) marca un latido particular, facilitando la clasificación de los latidos dentro del registro.

3.11. Filas con Valores Nulos

Se han encontrado **valores nulos** en algunas columnas, principalmente debido a que ciertos registros no contienen **todos los electrodos** (como MLII, V1, etc.). Estos valores nulos no invalidan el análisis, pero se deben tratar adecuadamente.

Número de Valores Nulos MLII = 1,300,000

Número de Valores Nulos V5 = 27,950,000

4. Medidas Estadísticas

Cuadro 1: Estadísticas descriptivas (vertical)

Variable	Count	Mean	Std	Min	25 %	50 %	75 %	Max
MLII	29 900 000	-0,338	0,485	-5,120	-0,605	-0,300	-0,135	5,115
V5	3 250 000	-0,264	0,228	-2,465	-0,385	-0,255	-0,155	1,975
V1	26 000 000	-0,099	0,415	-5,120	-0,325	-0,005	0,125	5,115
V2	2 600 000	-0,091	0,730	-5,120	-0,405	-0,015	0,130	5,115
V4	650 000	-0,552	0,261	-3,260	-0,675	-0,560	-0,440	2,460

Cuadro 2: Otras medidas estadísticas

Variable	Mediana	Moda	Rango
MLII	-0,300	-0,245	10,235
V5	-0,255	-0,245	4,440
Sample	324 999,500	0,000	649 999,000
V1	-0,005	0,075	10,235
V2	-0,015	0,035	10,235
V4	-0,560	-0,605	5,720

4.1. Analisis

- **MLII (Señal principal):**
 - Distribución asimétrica negativa (media=-0.338 < mediana=-0.300)
 - Alta dispersión (std=0.485) con valores extremos (-5.12 a 5.115)
 - Moda en -0.245 sugiere concentración en valores ligeramente negativos
- **V5:**
 - Distribución más simétrica (media=-0.264 mediana=-0.255)
 - Menor variabilidad (std=0.228) que MLII
 - Rango reducido (4.44) sin valores extremos pronunciados
- **Asimetrías contrastantes:**

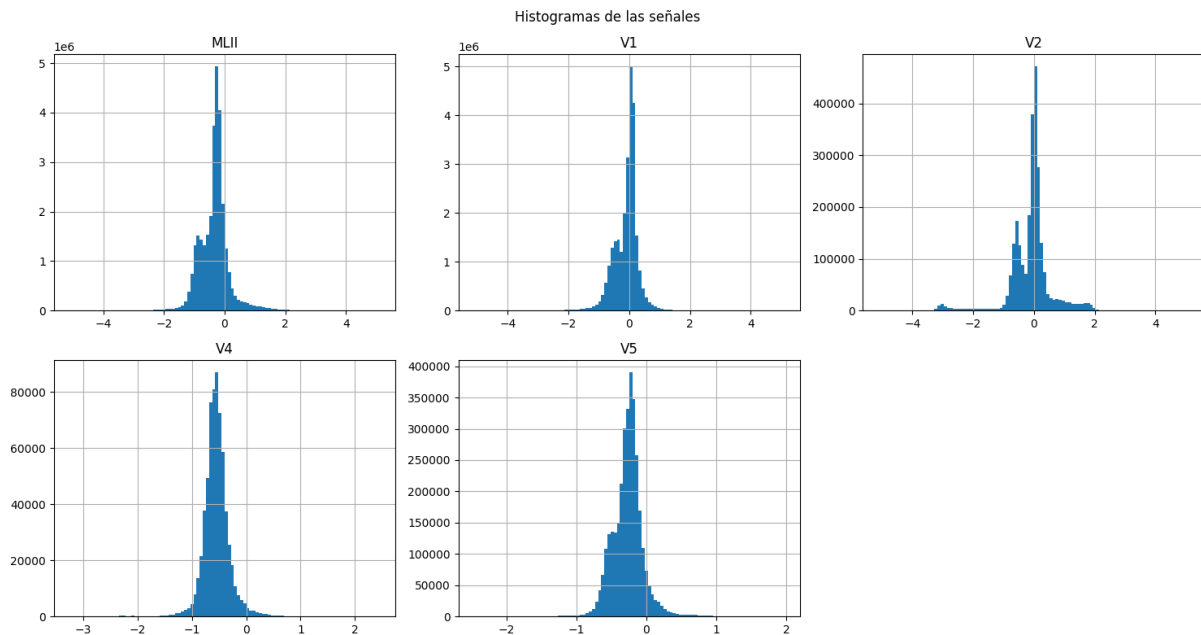


Figura 2: Frecuencia de Electrodo

- V1 muestra asimetría positiva (media > mediana)
- V4 presenta distribución simétrica perfecta (media = mediana = moda)

■ Dispersión anómala:

- V2 exhibe la mayor variabilidad (std=0.730)
- Sample tiene rango máximo (649,999) pero distribución uniforme

■ Concentraciones atípicas:

- Moda de Sample en 0.000 sugiere posible valor por defecto
- V4 concentra valores en -0.560 ± 0.1 (95 % entre -0.675 y -0.440)

4.1.1. ¿Se evidencia alguna distribución?

■ MLII:

- Distribución bimodal con picos en -2 y 2 mV
- Presencia de outliers extremos (valores cerca de ± 4 mV)
- Asimetría leve hacia valores positivos

■ V1:

- Distribución unimodal con pico en 0 mV
- Cola más larga hacia valores positivos (asimetría positiva)
- Menor dispersión que MLII (rango ± 3 mV)

■ V5:

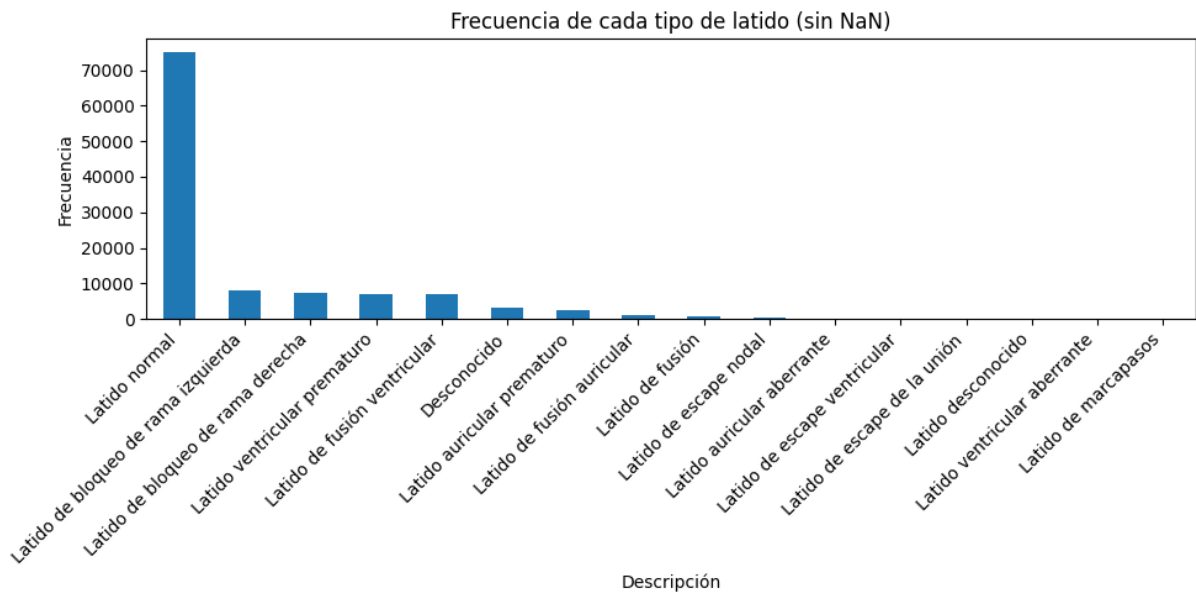


Figura 3: Frecuencia de la clasificación

- Distribución simétrica centrada en 0 mV
- Rango estrecho (± 2 mV) sin valores extremos
- Cumple con lo esperado para derivación precordial

4.2. Anomalía en V4

■ Patrón Inesperado:

- Distribución plana/multimodal (contrasta con la curva RQS esperada)
- Ausencia de pico central definido
- Amplitud excesiva (± 4 mV vs ± 2 mV en V5)

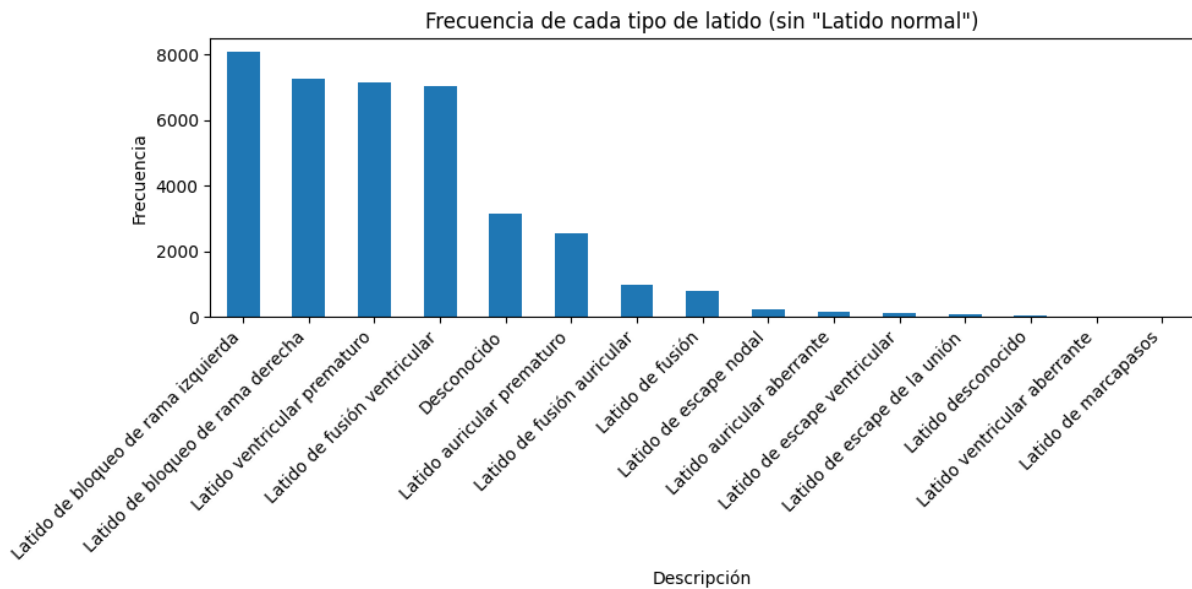


Figura 4: Frecuencia de la clasificación excluyendo valores normales

4.3. Correlación y covarianza: permite entender la relación entre dos variables aleatorias.

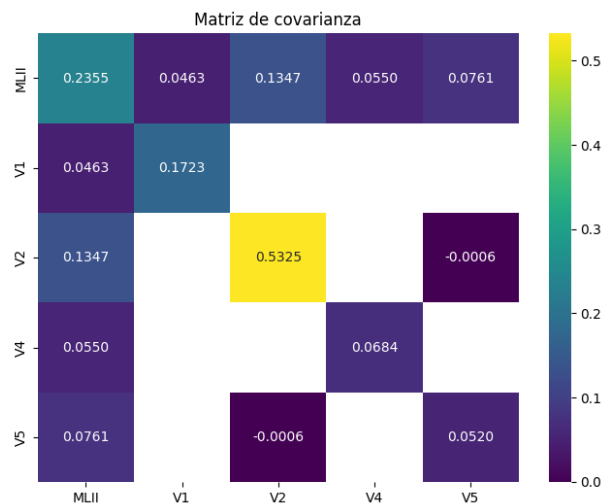


Figura 5: Matriz de Covarianza

4.3.1. ¿Hay correlación entre features (características)?

■ Correlaciones Fuertes ($|r| > 0.7$):

- MLII-V5 (0.72): Relación lineal significativa
- Sugiere que estas derivaciones capturan información similar
- La correlación fuerte se da dado que capturan la actividad eléctrica similar del ventrículo izquierdo.

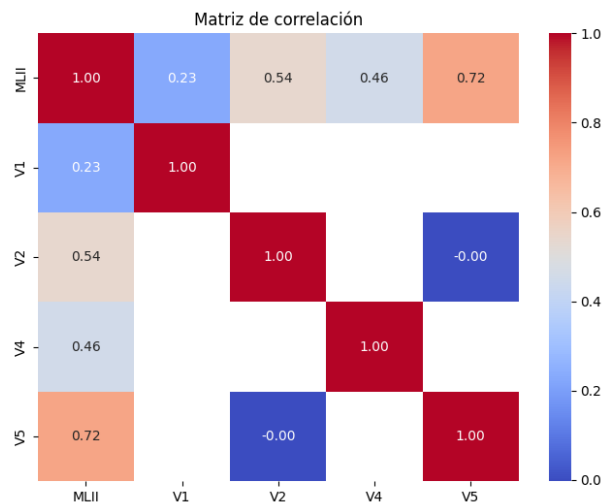


Figura 6: Matriz de Correlación

■ **Correlaciones Moderadas ($0.4 < |r| < 0.7$):**

- MLII-V2 (0.54) y MLII-V4 (0.46)
- V4 muestra correlación atenuada respecto a V5
- Tiene actividad registrada para la pared anterior del corazón
- La correlación baja de V4 a V5, se puede deber a un posible movimiento.

■ **Correlaciones Débiles ($|r| < 0.3$):**

- MLII-V1 (0.23): Prácticamente independientes
- V2-V5 (-0.00): Ausencia total de correlación lineal
- MLII es sensible para el lado del ventrículo izquierdo al contrario de V1.
- V1 es clave para diagnosticar arritmias auriculares
- V2 (pared anterior) y V5 (pared lateral) registran regiones anatómicas distintas del corazón.

■ **Mayor Variabilidad Individual:**

- V2 tiene la varianza más alta (0.5325 en diagonal)
- Confirma alta dispersión observada en histogramas

■ **Interacciones Notables:**

- Covarianza MLII-V5 (0.0761) > MLII-V4 (0.0550)
- V2-V4 muestra covarianza casi nula (-0.0006)

Se puede concluir que:

- Redundancia Detectada: MLII y V5 (corr=0.72)
- Independencia: V1 aporta información única (tiende a tener baja correlación con otras)
- Anomalía en V4: Correlación moderada con MLII pero baja covarianza.

5. Principales Desafíos

5.1. Problema de tipo supervisado

En este análisis, el objetivo es usar las señales de ECG de la derivación **MLII** como características de entrada para predecir el tipo de latido, lo que convierte este problema en un tipo de clasificación supervisada. La columna de salida del modelo corresponde a la columna **Descripción**, que indica el tipo de latido, ya sea normal o algún tipo de arritmia. El problema se clasifica como multiclase, ya que cada latido/anotación pertenece a una de varias clases diferentes, tales como **N** (latido normal), **V** (latido ventricular prematuro), **A** (latido auricular prematuro), entre otros. Sin embargo, uno de los principales desafíos de este dataset es el **desbalance de clases**, ya que la clase de latidos normales (**N**) es abrumadoramente más frecuente que las clases de latidos anormales, como **V**, **A**, y **R**, lo que crea un desajuste en la representación de las clases y puede dificultar el entrenamiento del modelo de clasificación.

La señal más importante para este dataset es **MLII**, ya que contiene información crítica sobre los latidos cardíacos. Por otro lado, derivaciones como **V4** podrían ser descartadas, ya que la información en la derivación **MLII** es suficiente para realizar la clasificación, y estas derivaciones adicionales no aportan valor significativo en términos de diagnóstico.

Para los registros que no contienen **MLIII**, se realizara por medio de regresión lineal su reconstrucción de la señal a partir de otras derivaciones

5.2. Dependencia temporal de los datos

Este dataset es un problema dependiente del tiempo, ya que las señales de ECG son series temporales. Cada muestra en la señal depende de las muestras anteriores y posteriores, lo que refleja cómo se transmite la actividad eléctrica del corazón a lo largo del tiempo. Las ondas del ECG, como P, QRS y T, están distribuidas a lo largo de la secuencia temporal, y su interpretación correcta requiere considerar esta secuencia temporal para realizar una clasificación precisa de los latidos. Esto hace que sea esencial incorporar métodos que tomen en cuenta la temporalidad de las muestras para predecir correctamente el tipo de latido.

5.3. Desbalance de clases en el dataset

El dataset de **MIT-BIH** presenta un desbalance significativo en las clases, con una sobrerrepresentación de los latidos normales (**N**) y una subrepresentación de las clases anormales. Aunque el dataset contiene una cantidad considerable de latidos normales, las clases minoritarias como **V** (latido ventricular prematuro) y **A** (latido auricular prematuro) tienen menos muestras, lo que limita la capacidad del modelo para generalizar adecuadamente para todas las clases. Este desbalance puede causar que el modelo de clasificación favorezca las clases más comunes y no aprenda correctamente a identificar las clases menos frecuentes, como las arritmias raras.

5.4. Consideraciones de calidad de los datos

Aunque las señales en el dataset están bien registradas, existen algunos problemas que podrían afectar la calidad del análisis. En primer lugar, no todos los registros contienen las mismas derivaciones o electrodos, lo que significa que algunas columnas tendrán valores nulos en algunos registros, lo que dificulta el análisis. Además, algunas señales pueden estar contaminadas por **ruido** o **artefactos**, lo que puede afectar la precisión de las anotaciones de los latidos. La presencia de estos artefactos debe ser gestionada adecuadamente para evitar que distorsionen los resultados del modelo. Otro factor que debe considerarse es el fuerte desbalance de clases, lo cual es un problema común en los datasets médicos, pero que puede complicar el entrenamiento del modelo de clasificación.

5.5. Relación entre las variables

En este dataset no se han observado relaciones inesperadas entre las variables principales.

La señal de **MLII** es la principal fuente de información para identificar los tipos de latidos cardíacos. Las demás columnas, como las anotaciones de los latidos y las descripciones, cumplen una función de identificación y etiquetado más que de características de entrada en el modelo de clasificación. Esto significa que las relaciones entre las variables en este caso son bastante directas, sin la presencia de interacciones complejas que requieran ser modeladas específicamente.

6. Tablas

6.1. Tabla 1: Resumen de las Columnas

Columna	Tipo de Dato	Descripción	Rango de Valores	Significado
MLII	Flotante	Señal de ECG registrada por la derivación MLII	-5.120 mV a +5.115 mV	Voltaje de la señal eléctrica del corazón.
V1	Flotante	Señal de ECG registrada por la derivación V1	-5.120 mV a +5.115 mV	Voltaje de la señal del corazón en la derivación V1.
V2	Flotante	Señal de ECG registrada por la derivación V2	-5.120 mV a +5.115 mV	Voltaje de la señal del corazón en la derivación V2.
V4	Flotante	Señal de ECG registrada por la derivación V4	-3.260 mV a +2.460 mV	Voltaje de la señal del corazón en la derivación V4.
V5	Flotante	Señal de ECG registrada por la derivación V5	-2.465 mV a +1.975 mV	Voltaje de la señal del corazón en la derivación V5.
Sample	Entero	Muestra del índice de tiempo de la señal de ECG	0 a 649,999	Posición de la muestra en la secuencia temporal.
Símbolo	Categorico	Anotación que clasifica el tipo de latido cardíaco	N, V, A, L, R, etc.	Clasificación del tipo de latido detectado.
Descripción	Categorico	Descripción del latido anotado	Latido normal, latido de bloqueo, etc.	Detalles sobre el tipo de latido detectado.
Registro	Entero	Identificador único del paciente o registro de ECG	Número único de registro	Identificador del paciente o del registro.

6.2. Tabla 2: Descripción de las Anotaciones

Símbolo	Descripción
N	Latido normal.
L	Latido de bloqueo de rama izquierda.
R	Latido de bloqueo de rama derecha.
V	Latido ventricular prematuro.
A	Latido auricular prematuro.
F	Latido de fusión.
/	Latido de fusión ventricular.
f	Latido de fusión auricular.
j	Latido de escape nodal.
E	Latido de escape ventricular.
a	Latido auricular aberrante.
J	Latido de escape de la unión.
S	Latido de marcapasos.
e	Latido ventricular aberrante.
Q	Latido desconocido.
+	Latido desconocido.

6.3. Ejemplo Extraído de Latido Normal (N)

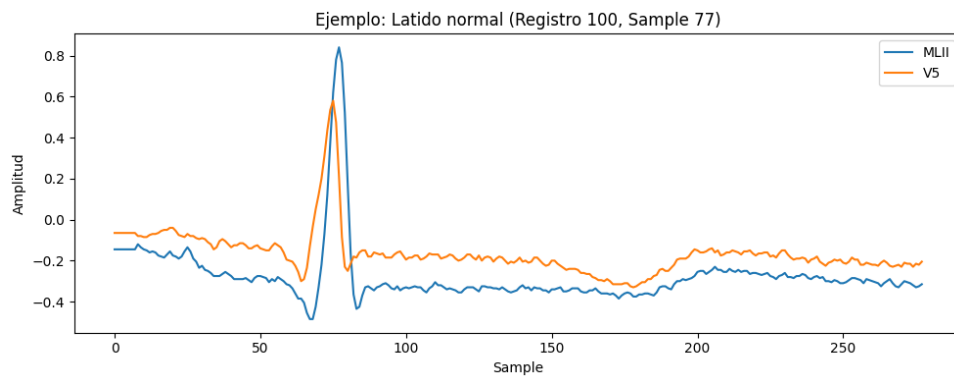


Figura 7: Latido normal. Este es el latido cardíaco típico y saludable.

6.4. Ejemplo Extraído de Latido de Bloqueo de Rama Izquierda (L)

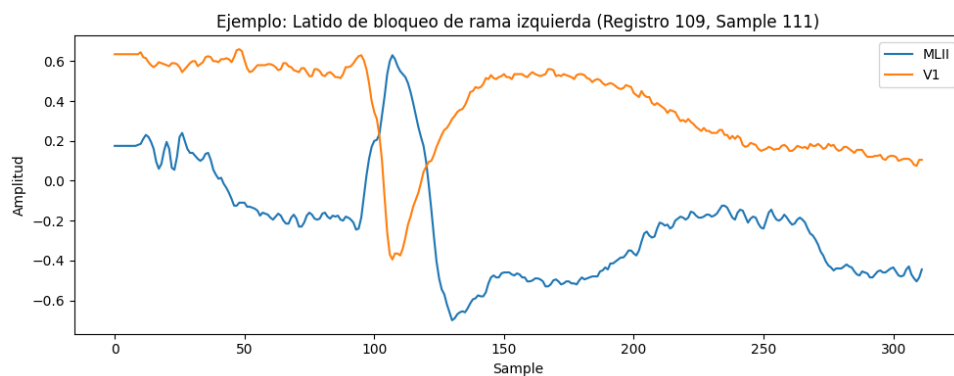


Figura 8: Latido de bloqueo de rama izquierda. Ocurre cuando hay un bloqueo en la rama izquierda del sistema de conducción del corazón.

6.5. Ejemplo Extraído de Latido de Bloqueo de Rama Derecha (R)

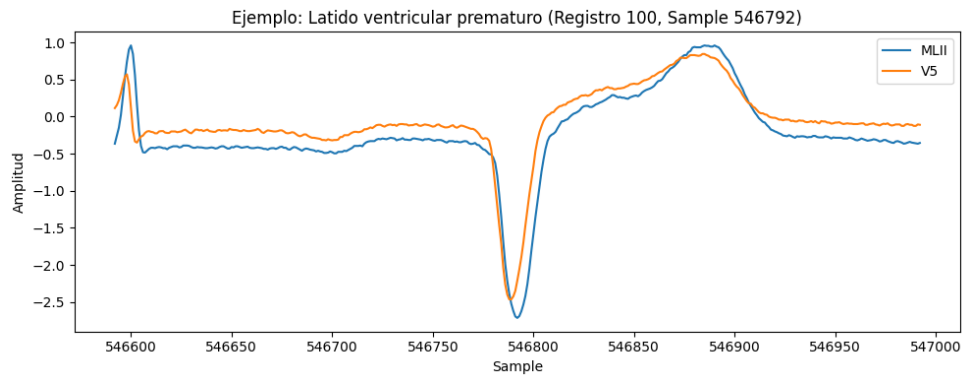


Figura 9: Latido de bloqueo de rama derecha. Un bloqueo en la rama derecha del sistema de conducción provoca este latido.

6.6. Ejemplo Extraído de Latido Ventricular Prematuro (V)

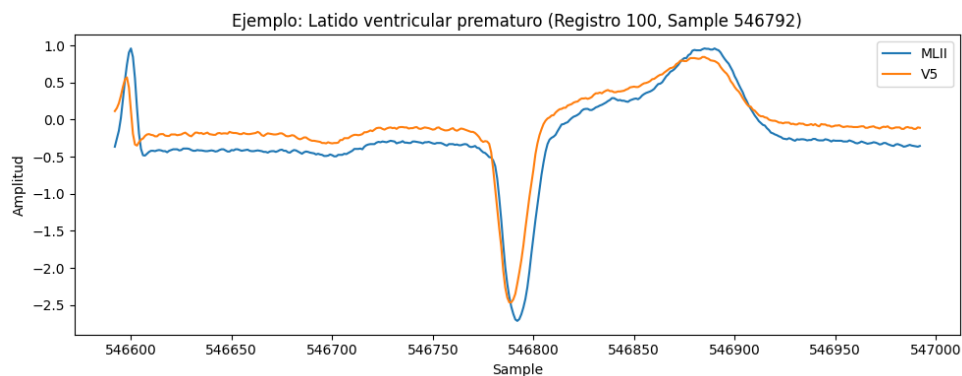


Figura 10: Latido ventricular prematuro. Un latido que se origina en los ventrículos antes de lo esperado.

6.7. Ejemplo Extraído de Latido Auricular Prematuro (A)

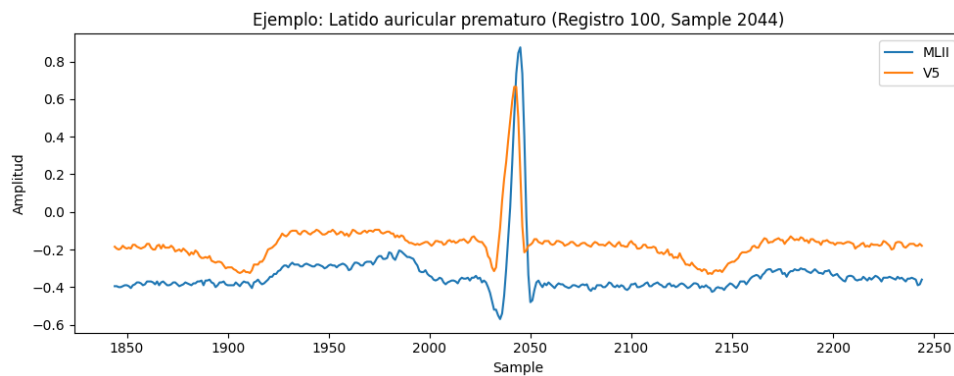


Figura 11: Latido auricular prematuro. Un latido que se origina en las aurículas antes de lo esperado.

6.8. Ejemplo Extraído de Latido de Fusión (F)

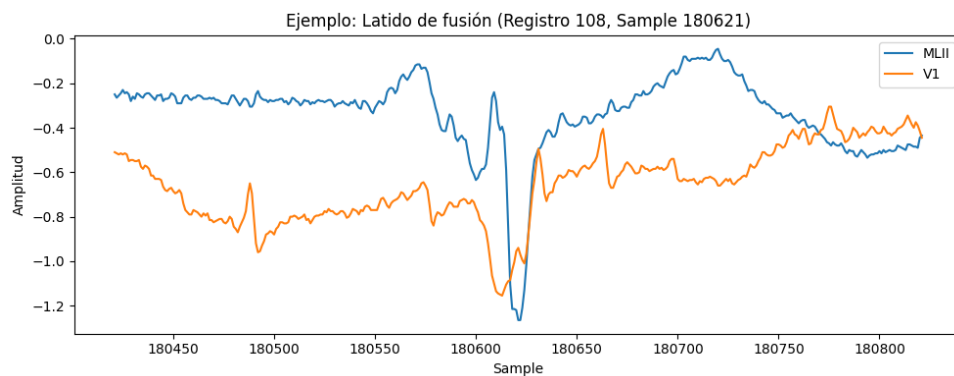


Figura 12: Latido de fusión. Este latido ocurre cuando dos impulsos se combinan para generar un solo latido.

6.9. Ejemplo Extraído de Latido de Fusión Ventricular (/)

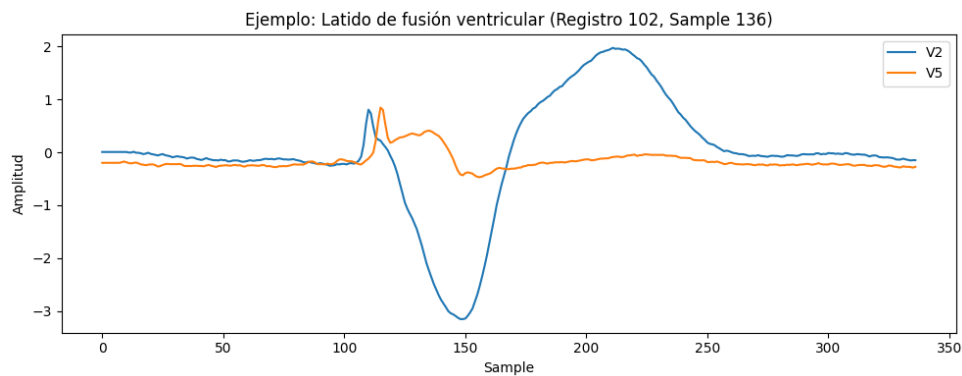


Figura 13: Latido de fusión ventricular. Ocurre cuando un latido ventricular prematuro se fusiona con el ritmo normal.

6.10. Ejemplo Extraído de Latido de Escape Nodal (j)

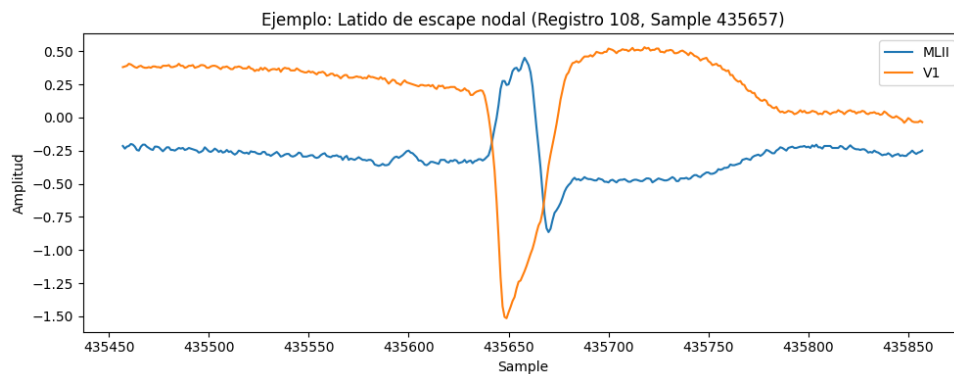


Figura 14: Latido de escape nodal. Este latido ocurre cuando el nodo sinoauricular no funciona y el nodo AV toma el control.

6.11. Ejemplo Extraído de Latido de Escape Ventricular (E)

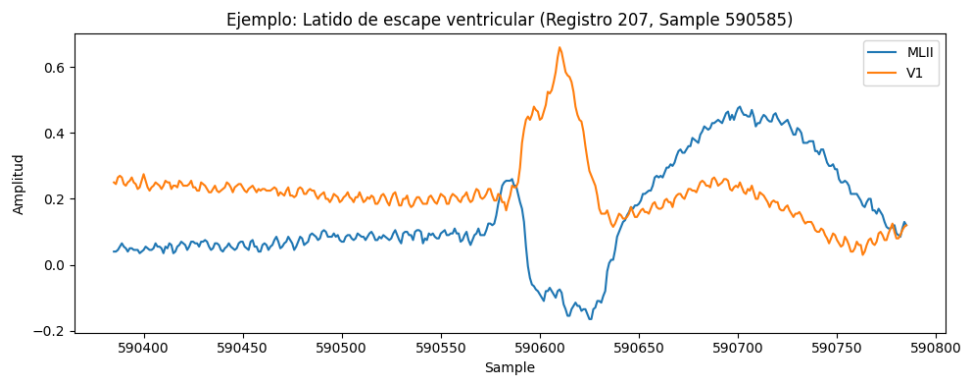


Figura 15: Latido de escape ventricular. Cuando el nodo AV no funciona, los ventrículos generan su propio latido.

6.12. Ejemplo Extraído de Latido Auricular Aberrante (a)

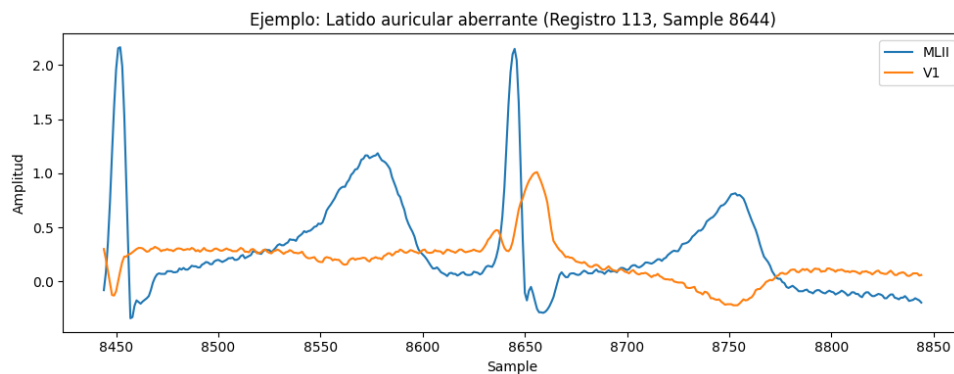


Figura 16: Latido auricular aberrante. Este latido ocurre debido a una conducción anómala en las aurículas.

6.13. Ejemplo Extraído de Latido de Escape de la Unión (J)

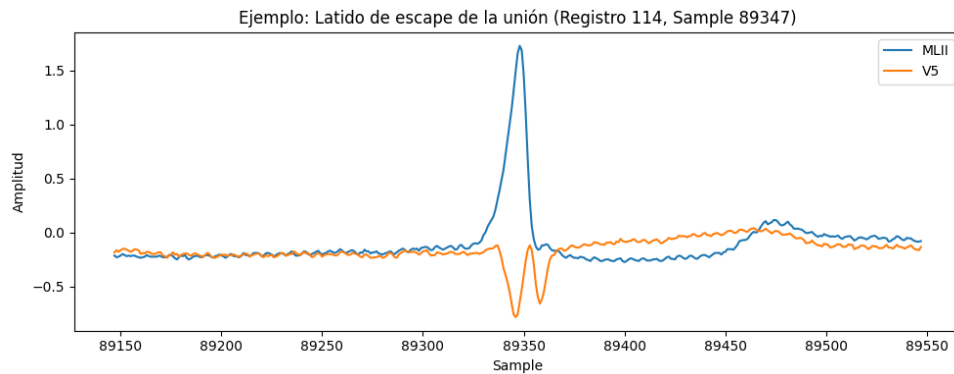


Figura 17: Latido de escape de la unión. Ocurre cuando el nodo AV toma el control en ausencia de la actividad del nodo SA.

6.14. Ejemplo Extraído de Latido de Marcapasos (S)

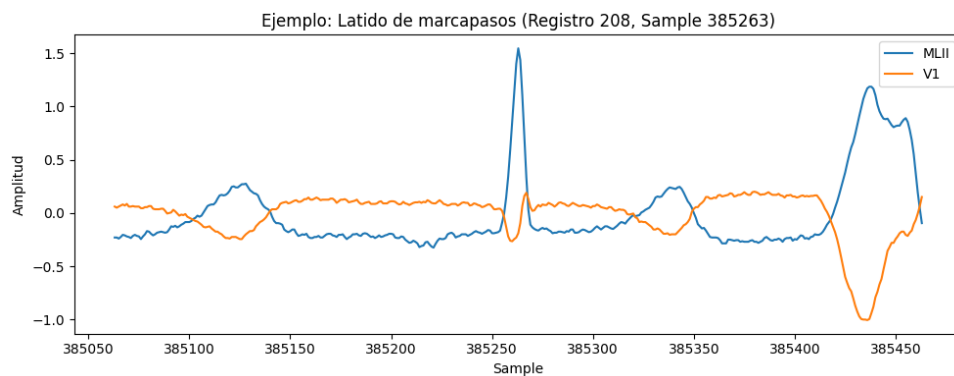


Figura 18: Latido de marcapasos. Este latido es generado por un marcapasos artificial.

6.15. Ejemplo Extraído de Latido Ventricular Aberrante (e)

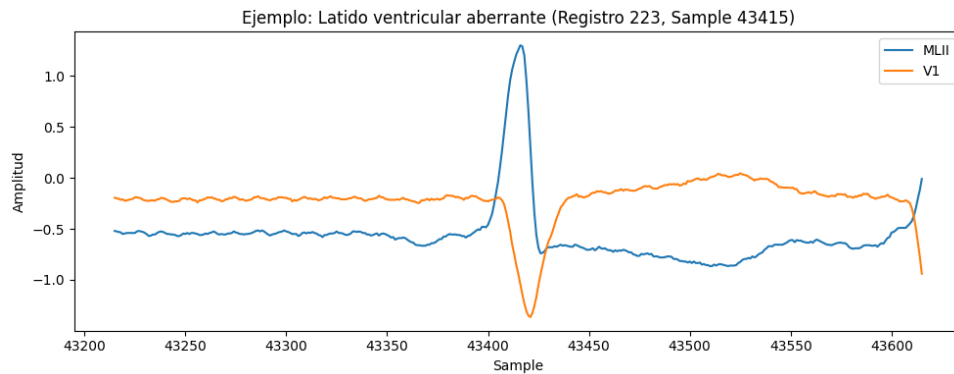


Figura 19: Latido ventricular aberrante. Es un latido que proviene de los ventrículos pero con una conducción anómala.

6.16. Ejemplo Extraído de Latido Desconocido (Q)

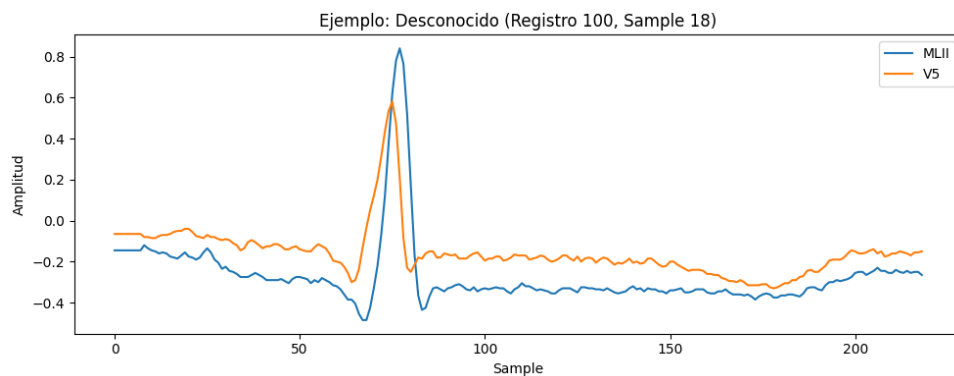


Figura 20: Latido desconocido. Este latido no se puede clasificar claramente con cresta prolongada

6.17. Ejemplo Extraído de Latido Desconocido (+)

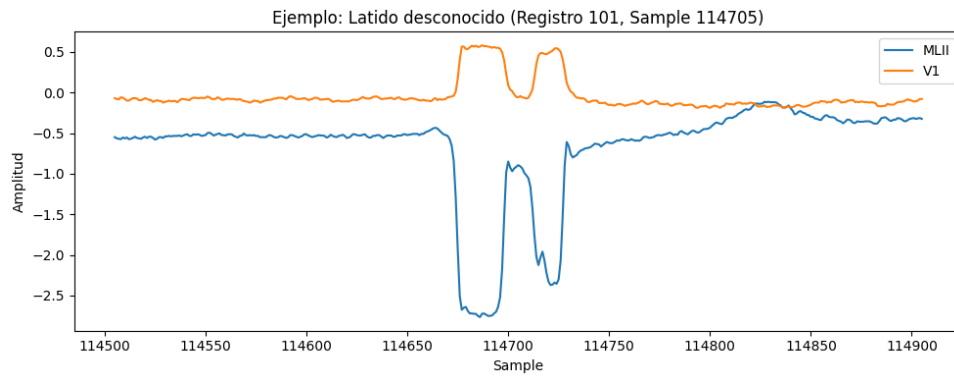


Figura 21: Latido desconocido. Similar al símbolo Q , este latido no puede ser identificado claramente principalmente de valle