



UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
FACULTAD DE ELECTROTECNIA Y COMPUTACIÓN

Trabajo Monográfico para optar al título de
Ingeniero en Electrónica

Tema

ESTUDIO COMPARATIVO DE SONIDOS EN LA ANASTOMOSIS, LESIONES
ESTENÓTICAS Y PUNTOS VASCULARES SANOS MEDIANTE PCA Y
WAVELET EN FÍSTULAS ARTERIOVENOSAS

Autor (es)

Br. Kenet Moisés Quiñónez Mercado 2016-0358U

Br. Steven Alexander Sevilla Tórrez 2016-0472U

Tutor

TeknL. Marco A. Munguía Mena

Noviembre del 2023

Managua, Nicaragua

Dedicatoria

A mi amado Dios, quien ilumina nuestro camino con su amor infinito, a mi querida mamá, Martha Lorena Mercado, cuyo amor y apoyo incondicional son mi mayor bendición. A mi abuela Esperanza Cantón y a mi abuelo Heriberto Mercado, cuyas historias de vida y sabiduría han guiado nuestros pasos a lo largo de las generaciones. A todos ustedes, les dedico mi gratitud eterna y mi amor profundo. Gracias por ser la base de mi vida y por enseñarme el valor de la familia y la fe.

Con cariño, **Kenet Quiñónez.**

A Dios, por brindarme la oportunidad de experimentar esta maravillosa vida y me ha dotado de todo lo que fui, soy, y seré. A mis padres y mi hermano, quienes siempre me apoyaron en mis estudios y me han amado incondicionalmente, jamás abandonándome en momentos de dificultad y brindando su apoyo. Gracias por su ayuda y confianza.

Steven Alexander Sevilla Tórrez

Agradecimientos

Quiero expresar mi más profundo agradecimiento a mi familia, quienes han sido mi fuente constante de apoyo, amor y motivación a lo largo de mi camino. Sin su respaldo inquebrantable, nada de esto habría sido posible.

A mis profesores, quienes han compartido su conocimiento y experiencia, y han sido guías en mi aprendizaje. En especial, deseo agradecer a mi tutor de tesis, TknI. Marcos Munguía, cuya dedicación y orientación han sido fundamentales en mi formación académica.

También, quiero extender mi gratitud al Ing. Carlos Emilio Aburto, por su apoyo y mentoría, que han sido esenciales en mi crecimiento profesional.

Gracias a todos ustedes, mi camino ha estado lleno de oportunidades y aprendizaje. Sin su ayuda, no habría llegado tan lejos. Este logro es de todos nosotros.

Kenet Quiñónez

Agradecimientos

Deseo expresar mi agradecimiento a todas aquellas personas que han sido claves en mi vida para la realización del presente trabajo monográfico.

Primeramente, agradezco profundamente a mis padres por animarme en cada ocasión que se ha presentado durante el proceso de realización de este trabajo. Su apoyo, fue sin duda alguna, un factor decisivo.

Asimismo, deseo agradecer a mi gran amigo y compañero de carrera, Yacxueid Gutiérrez. Ha sido una larga trayectoria educativa, y él ha sido una de mis motivaciones tras haber compartido varios proyectos y ver en acción su intelecto y valores como persona. Todo ello siempre influía y promovían en mí motivaciones para mejorar.

También, agradezco al resto de mis amigos, detesto la idea de poner una comparación puesto que para mí todos ellos han sido mis grandes amigos, cada uno de ellos me han mantenido a flote en esta travesía gracias a todas las experiencias que hemos compartido: Anaís Hernández, Blas Morales, Cynthia Castillo y Juan Cáceres. La lista puede continuar, y por ello pido perdón a quienes no incluyo, pero quiero que sepan que también forman parte de mi formación y gracias por todo.

Finalmente, agradezco al profesor Marco Munguía, quien fue mi guía y tutor, y que por su tiempo, interés y comentarios constructivos me ayudaron a mejorar la calidad de mi tesis.

Muchas gracias a todos, ya que no es exageración afirmar que este logro no se habría hecho sin ellos. Me han ayudado a crecer como persona y, con su ausencia, yo no estaría donde me encuentro actualmente.

Steven Alexander Sevilla Tórriz

Resumen

El trabajo monográfico a continuación, consiste en un estudio comparativo de señales biomédicas con la finalidad de poder contribuir al desarrollo de la detección de estenosis venosa en pacientes sujetos a hemodiálisis.

Para este estudio, se empleó una base de datos que consta de tres pacientes, con grabaciones en la anastomosis, en lesiones estenóticas antes y después de la cirugía de corrección de estenosis (angioplastia), y en puntos vasculares sanos.

Se utilizaron técnicas de análisis en el dominio del tiempo y la frecuencia, empleando Análisis de Componentes Principales (PCA en sus siglas en inglés) y la transformada de Wavelet, respectivamente. En el caso del dominio del tiempo, se usaron los parámetros propuestos en literaturas previas, denominados F4, Fm y Bm; procediéndose luego a utilizar el clasificador de máquinas de vector de soporte (SVM en sus siglas en inglés) y la técnica de validación cruzada para discernir relaciones de similitud. En el caso del dominio de la frecuencia, se analizó de forma individual a los pacientes para observar la distribución de energía en cada sub-banda generada.

Los resultados obtenidos indican que la característica dominante para el dominio del tiempo fue "Fm" y los puntos estenóticos parecen separarse del resto de categorías, alcanzándose valores tan altos de clasificación como 98.39% y 93.65%. En el caso del dominio de la frecuencia, se corroboró que el rango 250-1000 Hz sigue conteniendo información substancial; otros rangos también demuestran buenos resultados en la separación entre categorías, ellos son: 375-750 Hz, 500-625 Hz, y 875-1000 Hz, confirmando la literatura previa.

Abstract

This thesis presents a comparative study of biomedical signals for the detection of venous stenosis in patients undergoing hemodialysis. This study was conducted on a dataset of three patients with recordings on the anastomosis, stenotic points before and after the medical intervention known as angioplasty, and healthy sites. The dataset was preprocessed, and three known parameters were used for segmentation, F4, Fm, and Bm; time and frequency domains techniques were used, Principal Component Analysis and the Wavelet transform respectively. The models were classified and evaluated using the machine learning algorithm of support vector machines and cross validation. The results showed that Fm is a promising parameter while analyzing the time domain with results as high as 98.39% and 93.65%, and the frequency ranges of interest are 375-1000 Hz, 500-625 Hz, and 875-1000 Hz, which reaffirms the literature.

Índice de Figuras.

Figura 1 Proceso de Hemodiálisis [13].	8
Figura 2 Fístula Radiocefálica [16].	10
Figura 3 Tipos de Fístulas Arteriovenosas. Izquierda: Fístula Radiocefálica. Centro: Fístula Braquio-cefálica. Derecho: Fístula Braquio-basílica. [17].	11
Figura 4 Injerto Arteriovenoso o "Graft" [19].	13
Figura 5 Puntos comunes de estenosis en Fístula arteriovenosa [23].	16
Figura 6 Visualización ecográfica de una estenosis venosa con flujo sanguíneo significativamente exagerado [50].	22
Figura 7 Tipos de angioplastia [51].	23
Figura 8 Diagrama de bloque del preprocesamiento de la señal.	27
Figura 9 Filtrado Fase Cero [56].	29
Figura 10 Las tres etapas distintas del algoritmo de segmentación mostradas como: (a) Encontrar picos máximos de la señal, (b) Eliminar picos extras o indeseados, (c) Definir la duración del segmento. [3].	31
Figura 11 Detección de picos máximos y mínimos.	32
Figura 12 Algoritmo de descomposición por medio de transformada de Wavelet Diádica [61].	38
Figura 13 Recursión del algoritmo de descomposición por medio de transformada de Wavelet Diádica [61].	38
Figura 14 Diagrama de árbol del algoritmo de transformada de Wavelet Diádica (donde $j=3$, es decir, 3 niveles de descomposición) [61].	39

Figura 15 Árbol de paquetes de Wavelet usando el método Packet Decomposition [62].	40
Figura 16 Procedimiento realizado para la fase de Análisis Intra-paciente, PCA.	43
Figura 17 Procedimiento realizado para la fase de Análisis Intra-paciente, Wavelet.	44
Figura 18 Ejemplo de un proceso de segmentación [8].....	45
Figura 19 Procedimiento realizado para la fase de Análisis inter-paciente.....	47
Figura 20 Funcionamiento de validación cruzada k-iteraciones. División de datos en subconjuntos de entrenamiento y validación [69].	48
Figura 21 Parámetros extraídos, (a) Dos segundos de la envolvente filtrada, (b) Parámetro F4, (c) Parámetro Fm, (d) Parámetro Bm.	50
Figura 22 Demostración de paciente B y uno de los casos en que resultó una buena clasificación para Anastomosis y Reparado.	57
Figura 23 Demostración de coeficientes de PCA para el paciente A, el cual obtuvo altos resultados de clasificación.	58
Figura 24 Demostración de coeficientes de PCA para el paciente C.	59
Figura 25 Distribución de coeficientes de PCA. Paciente A.	59
Figura 26 Distribución de coeficientes de PCA. Paciente B.	60
Figura 27 Distribución de coeficientes de PCA. Paciente C.	60
Figura 28 Coeficientes de Transformada de Wavelet Diádica. Paciente A.	61
Figura 29 Coeficientes de Transformada de Wavelet Diádica. Paciente B.....	62

Figura 30 Coeficientes de Transformada de Wavelet Diádica. Paciente C.....	62
Figura 31 Coeficientes de Wavelet Packet Decomposition. Paciente A.	63
Figura 32 Coeficientes de Wavelet Packet Decomposition. Paciente B.	64
Figura 33 Coeficientes de Wavelet Packet Decomposition. Paciente C.	64
Figura 34 Inter-paciente, Estenosis y Referencia, segmentación Fm.....	68
Figura 35 Inter-paciente, Anastomosis y Referencia, segmentación Fm.....	68
Figura 36 Inter-paciente, Estenosis y Reparado, segmentación Fm.	69
Figura 37 Inter-paciente, ejemplo de distribución de coeficientes PCA si se usa segmentación Bm.....	69

Índice de Tablas

Tabla 1 Base de datos utilizada.....	25
Tabla 2 Sub-bandas de la transformada de Wavelet Diádica.....	45
Tabla 3 Sub-bandas de Wavelet Packet Decomposition.....	46
Tabla 4 Resultados del clasificador SVM para el paciente A, segmentación F4.	52
Tabla 5 Resultados del clasificador SVM para el paciente A, segmentación Fm.	53
Tabla 6 Resultados del clasificador SVM para el paciente A, segmentación Bm.	53
Tabla 7 Resultados del clasificador SVM para el paciente B, segmentación F4.	54
Tabla 8 Resultados del clasificador SVM para el paciente B, segmentación Fm.	54
Tabla 9 Resultados del clasificador SVM para el paciente B, segmentación Bm.	55
Tabla 10 Resultados del clasificador SVM para el paciente C, segmentación F4.	55
Tabla 11 Resultados del clasificador SVM para el paciente C, segmentación Fm.	56
Tabla 12 Resultados del clasificador SVM para el paciente C, segmentación Bm.	56
Tabla 13 Resultados del clasificador SVM inter-paciente, segmentación F4.....	66
Tabla 14 Resultados del clasificador SVM inter-paciente, segmentación Fm.....	66

Tabla 15 Resultados del clasificador SVM inter-paciente, segmentación Bm. ... 67

Tabla de Contenidos

1. Introducción.....	1
2. Justificación	4
3. Objetivos	6
3.1. Objetivo General	6
3.2. Objetivos específicos	6
4. Marco Teórico	7
4.1. Diálisis.....	7
4.1.1. Hemodiálisis	7
4.2. Acceso Vascular.....	9
4.2.1. Fístula Arteriovenosa.....	9
4.2.2. AV Graft	12
4.2.3. Catéter.....	13
4.2.4. Complicaciones	14
4.2.4.1. <i>Trombosis</i>	14
4.2.4.2. <i>Estenosis</i>	15
4.2.4.3. <i>Infección</i>	16
4.2.4.4. <i>Aneurisma</i>	18
4.2.4.5. <i>Isquemia</i>	18
4.2.5. Diagnóstico y Tratamiento	19
4.2.5.1. <i>Auscultación</i>	19
4.2.5.2. <i>Ultrasonido Dúplex</i>	20
4.2.5.3. <i>Angioplastia</i>	22
4.2.5.4. <i>Angiografía de Resonancia Magnética (ARM)</i>	23
4.3. Adquisición de señales.....	24
4.4. Preprocesamiento	26
4.5. Extracción de características	29
4.6. Segmentación	30
4.7. PCA.....	33
4.8. Wavelet	36
4.8.1. Diádico o clásico	37

4.8.2. Packet Decomposition.....	39
4.9. Clasificador usando Support Vector Machine	40
4.10. Análisis de Pacientes	41
4.10.1. Análisis intra-paciente.....	42
4.10.2. Análisis inter-paciente.....	46
4.11. Validación Cruzada	47
4.11.1. Validación Cruzada K-fold.....	48
4.11.2. Validación cruzada LOO	49
4.12. Resultados y Análisis	49
4.12.1. Nivel intra-paciente.....	50
4.12.2. Nivel inter-paciente.....	65
5. Conclusión.....	71
6. Recomendaciones.....	73
7. Bibliografía.....	74

1. Introducción

Los pacientes que padecen insuficiencia renal crónica, viven bajo una prescripción médica que utiliza una técnica llamada hemodiálisis, la cual es un proceso para remover toxinas de la sangre por medio de difusión a través de membranas semi-permeables [1]. Para poder tener su tratamiento tres veces por semana, como lo indica la prescripción médica, necesitan que el acceso vascular o fístula esté cien por ciento funcional, ya que, tras la determinación del flujo, se tiene que solo es efectivo siempre y cuando sea menor a 500 ml/min [2]. El mayor enemigo de la fístula es la Estenosis Venosa, la cual se manifiesta como una calcificación interna o estrechamiento de las paredes vasculares que reduce el flujo instantáneo a través de las mismas [3]. Dicho problema conlleva a que el paciente no reciba su tratamiento de manera eficiente y pone en entredicho la calidad de vida del afectado e incluso pueden llevar a perder la vida si esto no se corrige.

Por todo lo mencionado anteriormente, la detección temprana de la Estenosis Venosa es sumamente crucial y de vital importancia para la vida del paciente. En las unidades de Hemodiálisis, el protocolo para la detección de disfunciones en el acceso vascular consiste en varias etapas [4]:

1. Examen físico con la realización de un inspección sistemática del acceso: Observación (edema, hematomas, etc), palpación (thrill, zonas de endurecimiento, etc) y auscultación (soplo).
2. Desarrollo de la sesión de diálisis: Dificultad en la canulación, registro de la presión arterial negativa, flujo de bomba y presión negativa durante la hemodiálisis.
3. Medidas del flujo del acceso vascular mediante técnicas de dilución, eco-Doppler u otros métodos.

4. Pruebas de imagen: Ecografía, angiografía (fistulografía), angiografía con CO₂ o con gadolinio y angiorresonancia magnética con gadolinio.

En la Auscultación se valora el soplo del acceso en la anastomosis, la cual es la unión natural o quirúrgica entre dos estructuras dentro del cuerpo humano [5], y en todo el trayecto venoso. En los accesos vasculares con buena función se ausculta un soplo continuo y suave que progresivamente disminuye en intensidad, en cambio la existencia de un soplo sistólico discontinuo y agudo en el trayecto venoso indica la presencia de una lesión, y es debido al paso de la sangre en la zona estenótica [6]. Sin embargo, estudios demuestran que la contribución que proveen las enfermeras en los centros de hemodiálisis en la detección de problemas o complicaciones, pondrían en riesgo el funcionamiento de la fístula arteriovenosa [7].

Por ello, el actual problema ha sido de mucho interés, y más en los últimos años con el desarrollo de la electromedicina. Por tal motivo, han habido estudios donde se analizaron los sonidos en zonas vasculares con y sin estenosis haciendo uso de variables en el dominio del tiempo como la morfología; y variables en el dominio de la frecuencia como wavelet [8].

Sin embargo, debido a la técnica utilizada para crear la fístula (Fístula Arteriovenosa FAV), existe un punto de interés llamado Anastomosis radiocefálica, que es el punto de unión entre la arteria (radial) y la vena (cefálica). Nunca se ha evaluado qué tan parecido es el sonido producido en la Anastomosis con el que se produce en un punto estenótico y con un punto vascular sano.

Por tal motivo, en el presente trabajo se estudiaron las propiedades tiempo-frecuenciales que comparten los sonidos producidos en estos tres puntos (anastomosis, estenosis y sano) con el objetivo de determinar si se puede utilizar

el punto de Anastomosis como un indicador para la detección temprana de la Estenosis Venosa en pacientes bajo tratamiento de hemodiálisis.

2. Justificación

Con el transcurso de los años, el procesamiento digital de señales (DSP por sus siglas en inglés) ha ganado gran importancia en el área de la medicina e ingeniería. La estrecha relación entre estas dos áreas ha abierto un campo interdisciplinario que tiene como objetivo mejorar la atención médica a través del uso de la tecnología. Por tanto, es allí que la instrucción de DSP en la ingeniería electrónica en el ámbito mundial demuestra aportar grandes colaboraciones y acelerar el proceso investigativo ya existente.

Por lo tanto, se ha optado porque se dé un enfoque a la electromedicina como un elemento fundamental de la ingeniería electrónica. Aún si esto, desde luego, involucre profundizar en diversos conocimientos y técnicas que no están directamente relacionados con la electrónica, pero forma parte del análisis y actualización continua de nueva información que puede ser usada para desarrollar nuevas publicaciones científicas mediante la práctica del DSP, las cuales aportan un grano de arena al desarrollo de la humanidad.

Lo que nos compete como estudiantes de ingeniería electrónica de la Universidad Nacional de Ingeniería, es la incursión en el procesamiento de señales digitales, para el cual se realizará una comparativa en tres puntos de medición, puesto que un trabajo previo como la tesis realizada por los ingenieros Sergio Junior Santos Cluters y Jorge Josué Villanueva Ortiz cuyo tema es “PROCESAMIENTO DIGITAL DE SONIDOS VASCULARES DE LA FÍSTULA ARTERIOVENOSA BASADA EN SU MORFOLOGÍA PARA DETECCIÓN DE ESTENOSIS” emplearon el método de Análisis de Componentes Principales para analizar características temporales del punto estenótico. El propósito de esta investigación tuvo un enfoque en la detección temprana de la estenosis para pacientes con cuadros estenóticos

previos, a través de la pregunta: “¿Qué tan viable es el análisis del sonido en una anastomosis en la detección de estenosis en una fístula arteriovenosa?”.

No obstante, algo que no se debe pasar por alto es la contribución tanto económica como médica, que brinda este tipo de investigación puesto que podría ayudar a encontrar una forma alternativa de detectar tempranamente la estenosis a costes más bajos y de forma no invasiva, que permita la reducción de capacitaciones del personal médico y por lo tanto enfocar su tiempo en otras áreas para aumentar la eficacia del sistema médico, además de evitar las complicaciones que conlleva la estenosis en las fístulas arteriovenosas internas y así aumentar la calidad de vida de los pacientes. El alcance de este trabajo es de carácter investigativo y que es tentativa la fase de implementación.

3. Objetivos

3.1. Objetivo General

Realizar un estudio comparativo de sonidos en la Anastomosis, lesiones Estenóticas y puntos vasculares sanos, mediante el Análisis de Componentes Principales (PCA) y Transformada de Wavelet para la detección de Estenosis venosa en fístulas de pacientes en hemodiálisis.

3.2. Objetivos específicos

1. Implementar una etapa de pre-acondicionamiento de las señales para eliminar las componentes indeseadas mediante filtros digitales de fase cero.
2. Implementar la extracción de propiedades de interés, en el dominio del tiempo y la frecuencia, usando descomposición Wavelet y Análisis de Componentes Principales.
3. Establecer las relaciones de similitud o diferencia entre los distintos sonidos evaluados mediante un clasificador de tipo Máquina de vectores de soporte.

4. Marco Teórico

4.1. Diálisis

Del griego *diálysis*, “disolución”. Es un tratamiento que se utiliza cuando los riñones no pueden cumplir apropiadamente con sus funciones [9], permitiendo la homeostasis a través de filtración de la sangre mediante el uso de equipamiento médico para remover el exceso de agua, solutos y toxinas [10].

4.1.1. Hemodiálisis

Existen varios tipos de diálisis. Sin embargo, en esta investigación nos centramos en la *hemodiálisis*. La función principal de la hemodiálisis es reducir el volumen de las toxinas urémicas en la sangre por medio de la difusión. Para esto hace uso de un “riñón artificial externo”, llamado dializador. La sangre es tomada del paciente y bombeada hacia una membrana semipermeable, donde es limpiada para luego ser bombeada nuevamente hacia el interior del torrente sanguíneo, ver Figura 1. Para mejores detalles clínicos sobre este procedimiento, visitar [11].

Por lo general, los pacientes se someten a la hemodiálisis en sesiones que duran entre tres y cuatro horas, tres días a la semana. En promedio, durante la sesión de HD se usan de 120 a 160 litros de agua en el dializador. Dicha sustancia no puede estar contaminada y es purificada en la mayoría de las unidades de diálisis a través de la “ósmosis inversa” [12].

Para entender el proceso de la hemodiálisis, se dividirá en cuatro pasos fundamentales, ver Figura 1:

1. La sangre es bombeada fuera del paciente, comúnmente mediante una fístula arteriovenosa.
2. Un anticoagulante es añadido para evitar que la sangre se coagule.

3. La sangre extraída pasa al dializador separada por una membrana semipermeable.
4. La sangre es bombeada de regreso al torrente sanguíneo.

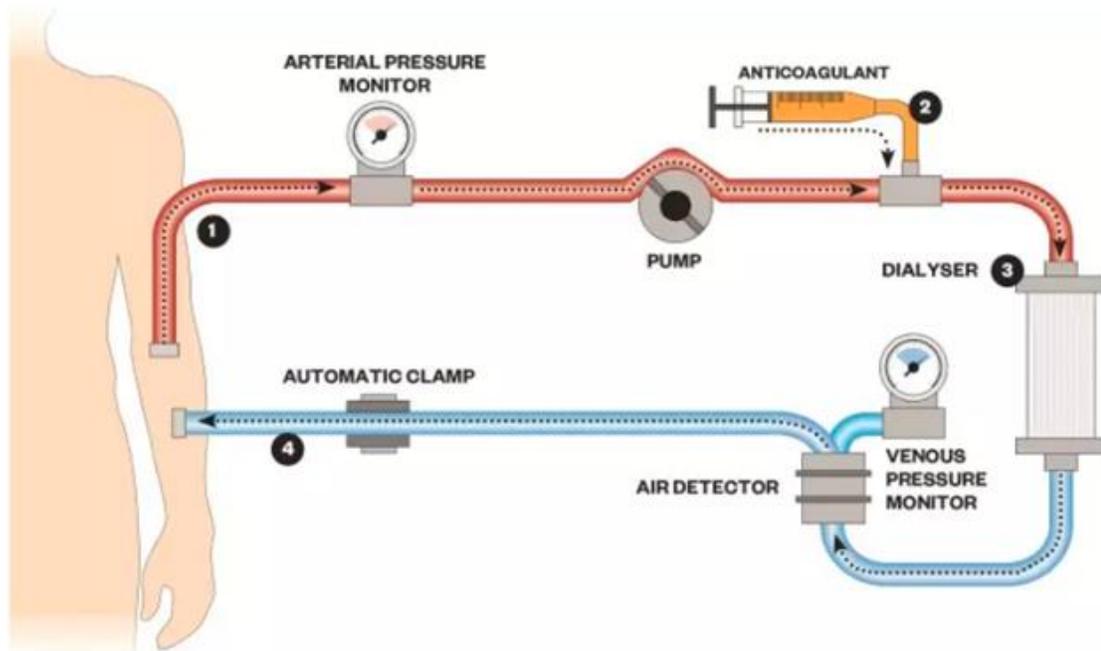


Figura 1 Proceso de Hemodiálisis [13].

La solución de diálisis está formada por sodio, potasio, calcio, magnesio, cloruro, bicarbonato, dextrosa y agua altamente purificada. Cuando la sangre urémica se expone inicialmente con la solución de diálisis, la tasa de transferencia de las moléculas desde la sangre a la solución es mayor que la tasa de transferencia desde la solución a la sangre. Para prevenir que se alcance el equilibrio, se añade constantemente solución nueva y reemplazando la sangre dializada con sangre no dializada [3].

4.2. Acceso Vascular

Debido a la periodicidad con la que un paciente se practica la hemodiálisis, es necesario contar con un método permanente de acceso al torrente sanguíneo para garantizar la continuidad del tratamiento, al deshacer la limitante de la cantidad de venas disponibles a lo largo del tiempo. En 1996, Brescia and Cimino, publican una reseña describiendo una fístula arteriovenosa entre la vena cefálica y la arteria radial, proponiéndole como un punto de acceso permanente al flujo sanguíneo para el tratamiento de hemodiálisis [14]. Al punto de unión entre la vena y la arteria se le denominó como “anastomosis”. A partir de entonces, se han descubierto otras venas y arterias candidatas para funcionar como acceso vascular, *v.g.*, Fístula braquiocefálica y Fístula braquio-basílica.

Sin embargo, no siempre se puede construir una fístula con estas venas debido a factores morfológicos como el diámetro insuficiente de la sección transversal o por la aparición de esclerosis por anteriores venopunciones. De acá surge la idea del injerto arteriovenoso o AV Graft, el cual cumple el mismo principio de la fístula con la excepción que en este se usa un tubo de material sintético o biológico para unir la vena y la arteria. El material que se usa debe cumplir ciertos requerimientos que eviten la formación de aneurismas y que tengan baja probabilidad de contraer infecciones al usarlos.

4.2.1. Fístula Arteriovenosa

Una Fístula Arteriovenosa, o FAV, es un acceso arteriovenoso que se crea conectando una arteria y una vena autóloga (*v.g.*, la arteria radial unida a la vena cefálica) donde la vena sirve como conducto accesible. Una FAV puede ser radiocefálica (arteria radial a vena cefálica), braquiocefálica (arteria braquial a vena cefálica) o braquio-basílica (arteria braquial a vena basílica). Esto implica que parte del flujo de sangre del sistema arterial pase al sistema venoso, lo que

provoca engrosamiento de las paredes de los vasos sanguíneos y agrandamiento de su cavidad central [15]. Generalmente, una FAV necesita un periodo de maduración antes de poder ser usado que va de los 6 a 8 semanas a excepción de las fistulas creadas en la parte superior del antebrazo que se crean 6 meses antes de poder ser usadas.

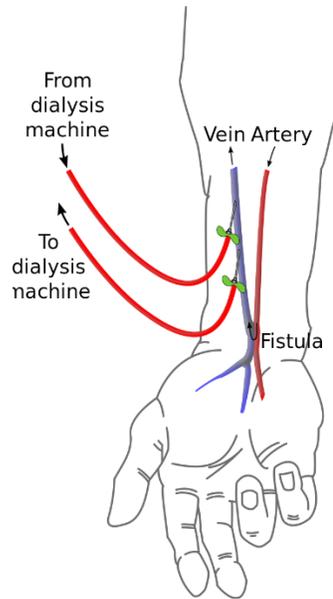


Figura 2 Fístula Radiocefálica [16].

La filtración glomerular estimada, o eGFR, es un indicador que estima qué tan bien funcionan los riñones, y se calcula a partir de un análisis de sangre, edad, sexo biológico, constitución física y la raza. Se debe considerar una FAV cuando la eGFR del paciente es alrededor de 20 ml/min/1.73m².

Una FAV radiocefálica es generalmente el sitio de elección, ya que significa que aún se puede usar una fístula braquial esta falla (si falla una fístula braquial, no se puede usar una fístula radial). Sin embargo, las FAV radio-cefálicas tienen una tasa de éxito menor (60%) que las braquiocefálicas (90%) [15].

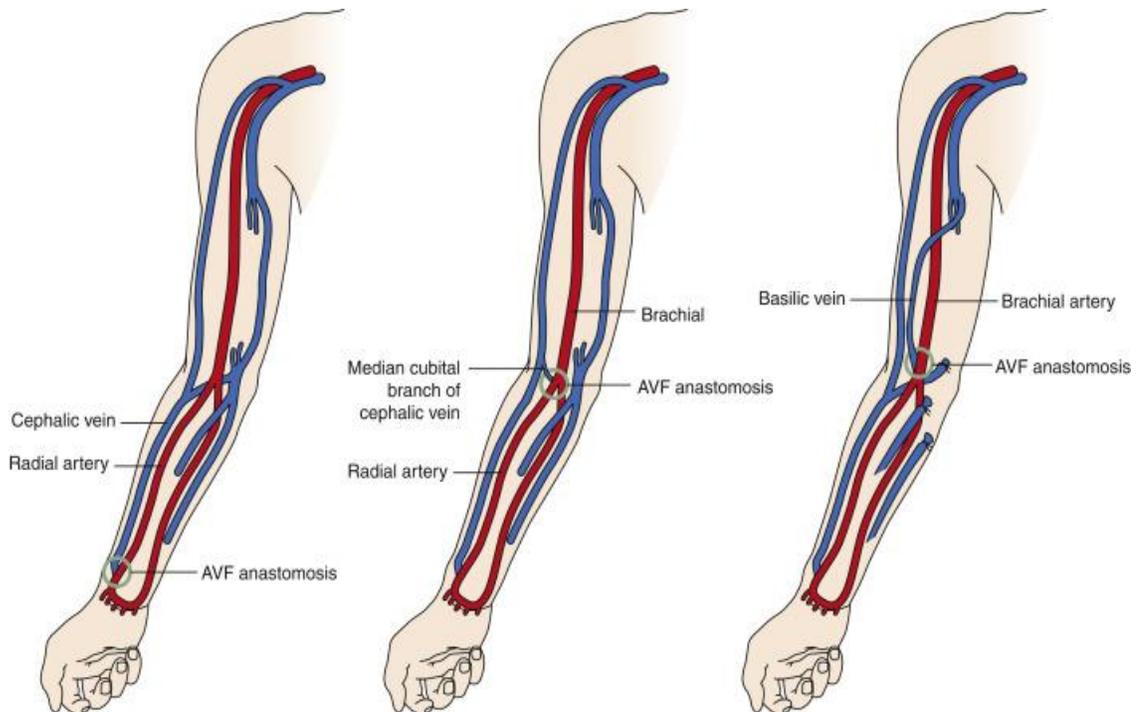


Figura 3 Tipos de Fístulas Arteriovenosas. Izquierda: Fístula Radiocefálica. Centro: Fístula Braquio-cefálica. Derecho: Fístula Braquio-basílica. [17]

Con relación a los otros tipos de accesos vasculares, descritos a continuación, la FAV tiene una serie de beneficios que la convierten en el método de acceso más utilizado. Estas tienen una mayor tasa de permeabilidad primaria, la mejor tasa de permeabilidad acumulada y la tasa más baja de trombosis, por lo que requiere la menor cantidad de intervenciones durante su ciclo de vida. Las FAV se asocian con el menor porcentaje de hospitalización en comparación con los pacientes que usan injertos arteriovenosos o catéter, lo que la convierte en el método de acceso con menor riesgo de infecciones y mortalidad. Adicionalmente, el procedimiento quirúrgico para su creación es relativamente simple y de rápida intervención [18].

El costo de implementación y mantenimiento de la FAV es el más bajo de los tres tipos de accesos vasculares.

4.2.2. AV Graft

A pesar de que Brescia Cimmino y su equipo publicaron en 1966 la primera reseña para la implementación de una Fístula Arteriovenosa, no era posible en muchos pacientes; a partir de esto surgieron varias propuestas con materiales biológicos o sintéticos como el injerto de arteria Carótida bovina y el injerto vascular de terciopelo Dacron, siendo ambos origen de muchos problemas a corto plazo en los pacientes. Dichos problemas se resuelven en 1976 mediante el uso de politetrafluoretileno expandido (ePTFE).

El injerto Arteriovenoso, o AVG, aparece entonces como una solución parcial y alternativa ante la imposibilidad de uso la Fístula en algunos pacientes, sin embargo, en Estados Unidos y la mayor parte del mundo se convirtió en el método de acceso vascular más aceptado y preferido por los médicos de esa fecha. Esto se tradujo con el tiempo y fue necesaria la participación de grandes instituciones como La Iniciativa de Mejora del Acceso Vascular con campañas en contra de la dependencia en los injertos arteriovenosos. En 1998, en Estados Unidos, 58% de los pacientes de hemodiálisis aún utilizaban injertos. Tras varias campañas, se consiguió un avance progresivo, tanto que al año 2014, ya era 18.3% del total de pacientes que contaban con un AVG [18].

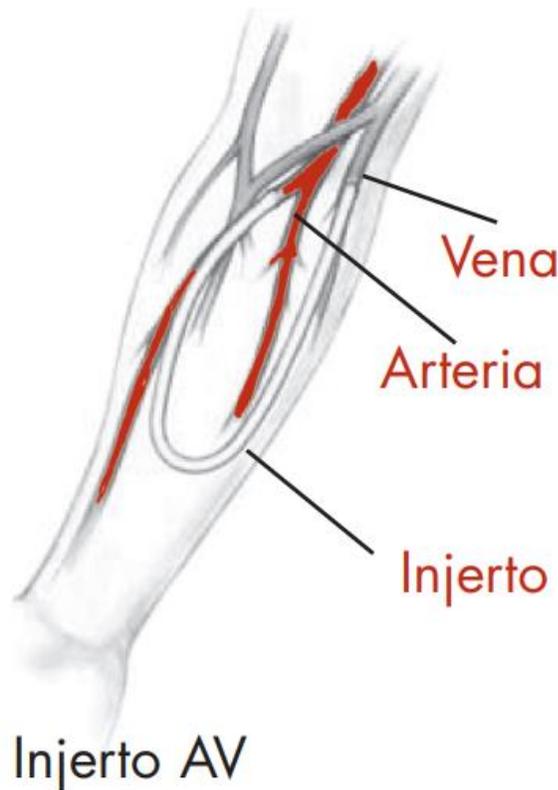


Figura 4 Injerto Arteriovenoso o "Graft" [19].

Existen algunas ventajas del AVG sobre la AVF tales como fácil inserción y mantenimiento, periodo de maduración más corto, área de canulación más amplia y la posibilidad de ser ubicados en varios lugares anatómicos; sin embargo, no se comparan con las desventajas como alta probabilidad de infección, alto riesgo de desarrollo de estenosis por hiperplasia neointima y la baja tasa de permeabilidad (entre 40% y 60% en 1 año).

4.2.3. Catéter

En cuanto a accesos vasculares se refiere, existen dos tipos de catéteres para realizar el proceso de diálisis: Catéter de Diálisis Aguda y Catéter de Diálisis entunelado (ADC y TDC, respectivamente, en sus siglas en inglés). Para alcanzar los niveles de flujo sanguíneo necesarios para el proceso de diálisis, deben ser

posicionados en un lugar con un gran volumen de sangre y por ello es que también se les conoce con el nombre de “catéter central de acceso venoso” [18].

Realmente no se puede hacer una comparación entre cuál es “mejor”, si TDC o ADC, ya que depende del estado del paciente. Por ejemplo, en casos de emergencia se puede realizar un ADC; pero, en casos no tan adversos, se preferiría un TDC. A pesar de sus ventajas, los catéteres pierden su atractivo debido a sus desventajas, entre ellos el que más destaca es la incomodidad para el paciente, y por ello se prefieren los otros tipos de accesos vasculares, no obstante, aún si un paciente es tratado con un AVG, durante las primeras 3 semanas debe utilizar un catéter central de acceso venoso porque el Graft aún no estaría listo para una diálisis.

4.2.4. Complicaciones

Si bien los accesos vasculares se presentan como una solución versátil a la necesidad de brindar continuidad al tratamiento de hemodiálisis, existen ciertos problemas o riesgos que se pueden presentar, principalmente por las propiedades viscoelásticas de las venas que se ven comprometidas por el flujo inusual de sangre que circula ahora a través de estas. Entre los problemas más frecuentes está la trombosis, las infecciones, la formación de aneurismas, la isquemia, y sobre todo el principal enemigo de las fístulas: la estenosis.

4.2.4.1. Trombosis

A pesar de ser uno de los resultados más comunes en las complicaciones de accesos vasculares, es mayormente una consecuencia directa de la formación de estenosis venosa, pero también existen casos que se generan de forma temprana que suelen asociarse a errores técnicos [3].

Cuando no existe la presencia de un murmullo o “vibración” (bruit o thrill) durante el proceso de auscultación o palpación a una distancia de al menos 8 cm en proximidad de la anastomosis arteriovenosa, se considera la posible equivalencia de una trombosis completa [20].

4.2.4.2. Estenosis

Es una de las principales complicaciones en las fístulas arteriovenosas, y se manifiesta como una calcificación interna o estrechamiento de las paredes vasculares produciendo una reducción del flujo instantáneo a través de estas [3].

La aparición de la estenosis se debe a diversos factores fisiológicos como la alta presión de la sangre a través de las venas, que produce un estrés en las paredes vasculares y, en caso del injerto arteriovenoso, por la diferencia de las propiedades elásticas de las venas y del material usado para crear dicho graft [21].

Estudios demuestran que los puntos más comunes en los que se desarrolla la estenosis son: la Anastomosis, la pared interior curva de la vena, y el punto donde la vena se endereza. De estos puntos, solo en el último las lesiones estenóticas fueron progresivas y tuvieron implicaciones médicas [22].

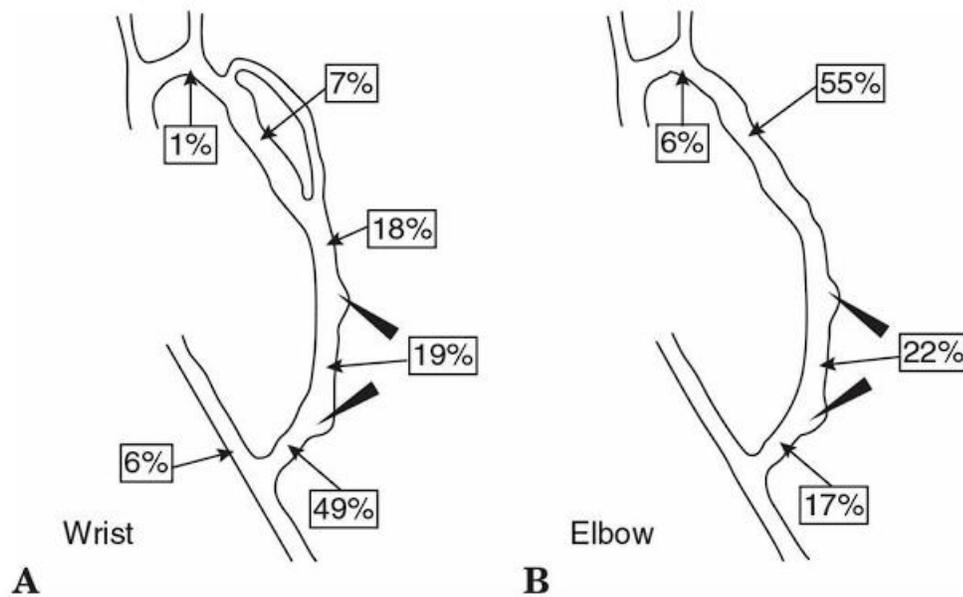


Figura 5 Puntos comunes de estenosis en Fístula arteriovenosa [23].

4.2.4.3. Infección

El uso de catéter para hemodiálisis está asociado a tres veces el riesgo de hospitalización y muerte por complicaciones sépticas en comparación al uso de fístulas, ya sean injertos o nativas. Los pacientes que padecen de bacteriemia en el sitio de acceso vascular suelen mostrarse febriles antes de que se inicie un proceso de diálisis; no obstante, la fiebre y escalofríos que se manifiestan poco después de la manipulación del catéter implica bacteriemia asociada a éste [23].

Ocasionalmente, la bacteriemia puede resultar de la contaminación de las máquinas de hemodiálisis y pueden tener su origen en la desinfección inadecuada del tratamiento de agua o reprocesamiento de dializantes [24]. Se ha logrado reducir la bacteriemia asociada a catéteres mediante el uso de soluciones profilácticas para evitar oclusiones en catéteres, un manejo cuidadoso del catéter y programas de iniciativas de calidad [25].

Los antibióticos por sí solos no son suficientes para lidiar con infecciones en la mayoría de los pacientes con bacteriemia asociada a catéteres y por eso se le añaden ungüentos antimicrobianos (mupirocina o polisporina) en el sitio de salida del catéter [26]; sin embargo, existe preocupación cada vez más creciente por los organismos resistentes a antibióticos, por lo tanto, se han estado desarrollando nuevas soluciones para evitar oclusiones en catéteres que parecen ser alentadoras [25]. Adicionalmente, se recomienda utilizar gasa seca en lugar de películas transparentes, debido a que estas últimas han mostrado un mayor riesgo a la colonización de bacterias en el sitio de salida del catéter [27].

En fístulas arteriovenosas las infecciones son para nada frecuentes y usualmente son causadas por staphylococci; deben ser tratadas con 6 semanas de antibióticos y su diagnóstico está basado en inflamación cercana al sitio de acceso vascular [23]. Los injertos arteriovenosos sufren del mismo tipo de patógenos, añadiendo a ellos riesgo de organismos gram-negativos como la Escherichia coli, las cuales se pueden cultivar de injertos ubicados en los muslos [28]; la hemorragia puede ocurrir debido a la ruptura de un injerto infectado, y por ello, un injerto que se infecta en un plazo de 30 días a partir de su creación debe ser removido [23].

Las fístulas arteriovenosas poseen menor riesgo de infección en comparación al uso de injertos [29]. En el caso de fístulas, las infecciones suelen estar asociadas a anomalías anatómicas tales como aneurismas o hematomas, mientras que los injertos suelen dividir las infecciones en superficiales o profundas, siendo las últimas los casos que pueden provocar graves complicaciones de no ser tratadas a tiempo [3].

4.2.4.4. Aneurisma

Los aneurismas son descritos como el agrandamiento y debilitamiento de las paredes vasculares; pero, su definición exacta no está del todo clara y muchos autores los describen de maneras distintas y por ello su estimación de incidencia es difícil de calcular [30]. Existen múltiples factores que pueden contribuir al desarrollo de la dilatación aneurismal, entre ellos se encuentran la canulación repetida para el proceso de hemodiálisis, mala rotación de aguja en el área de acceso vascular y condiciones hemodinámicas como el aumento del flujo sanguíneo debido a la presencia de estenosis [23], [30], [31]. Una ruptura en una fístula arteriovenosa puede llegar a ocurrir en caso de canular directamente un segmento aneurismal [32].

4.2.4.5. Isquemia

Cuando se crea una conexión de acceso vascular, inevitablemente se desvía parte del flujo sanguíneo que debía irrigar el resto del recorrido del flujo, no obstante, cuando se desvía demasiado, se refiere a estos casos como “síndrome de robo” y puede presentarse tanto en injertos como en fístulas [18]. Al no haber una circulación sanguínea apropiada, se puede desarrollar isquemia, significando que el tejido empieza a experimentar síntomas como dolor, frío, y en el peor de los casos, comienza a volverse inanimado [3].

Los pacientes con mayor predisposición a riesgo de isquemia presentan factores como: Uso de la arteria braquial para la creación del acceso vascular, diabetes, sexo femenino, edad mayor a 60 años, enfermedades de arterias periféricas y múltiples procedimientos de accesos vasculares previos [33]–[36].

4.2.5. Diagnóstico y Tratamiento

4.2.5.1. Auscultación

La estenosis venosa produce cambios hemodinámicos en el acceso vascular, tal que puede conllevar a síntomas como: sangrado abundante del sitio de punción, edema, venas colaterales y, alteraciones en los sonidos vasculares debido al flujo turbulento de la sangre [37]. En las unidades de Hemodiálisis, el protocolo para la detección de disfunciones en el acceso vascular consiste en varias etapas [38, p. 14]:

- Examen físico con la realización de una inspección sistemática del acceso: observación (edema, hematomas, etc), palpación (thrill, zonas de endurecimiento, etc) y auscultación (soplo).
- Desarrollo de la sesión de diálisis: Dificultad en la canulación, registro de la presión arterial negativa, flujo de bomba y presión negativa durante la hemodiálisis.
- Medidas del flujo del acceso vascular mediante técnicas de dilución, eco-Doppler u otros métodos.
- Pruebas de imagen: Ecografía, angiografía (fistulografía), angiografía con CO₂ o con gadolinio y angiorresonancia magnética con gadolinio.

En la Auscultación se valora el soplo del acceso en la anastomosis y en todo el trayecto venoso. En los accesos vasculares con buena función se ausculta un soplo continuo y suave que progresivamente disminuye en intensidad, en cambio la existencia de un soplo sistólico discontinuo y agudo en el trayecto venoso indica la presencia de una lesión, y es debido al paso de la sangre en la zona estenótica [39].

En la mayoría de los centros de atención no se cuenta con recursos para tener equipos sofisticados para realizar las mencionadas pruebas de imagen, ni de personal capacitado para la operación de estos; es por esto que generalmente, la presencia o no presencia de la estenosis se basa en pruebas subjetivas como la palpación y la auscultación, lo que significa comprometer la integridad del acceso vascular en un método a partir del criterio particular entre cada enfermero o enfermera. Si bien existen patrones que el personal intenta seguir al pie para brindar un diagnóstico preciso, también hay factores externos que influirán en la toma de decisión al momento de realizar esta examinación, tales como el ruido ambiental, la calidad de los instrumentos usados (estetoscopio) e incluso el estado emocional de la persona que realice la prueba puede ser una variable para que el criterio varía en dependencia del momento.

4.2.5.2. Ultrasonido Dúplex

El ultrasonido Dúplex es una técnica que se basa en el uso de un ultrasonido normal y un ultrasonido Doppler. El primero se usa para realizar un mapeo vascular y el segundo se hace para determinar el flujo sanguíneo (en algunas fuentes se usa de forma intercambiable el término "Doppler" para referirse al ultrasonido Dúplex). Es una técnica no invasiva, segura y repetible [40]–[42]; si bien era originalmente considerada costosa [43], con el paso del tiempo se ha estado volviendo barata [41], [44, p. 60].

Posee tres principales usos según el contexto: pre-intervención, durante la intervención quirúrgica y de seguimiento (post intervención). En el caso de su uso en seguimiento, se ha demostrado que es capaz de detectar complicaciones como trombosis o estenosis [45]–[47], así como también para determinar si un acceso vascular se está desarrollando correctamente, empiece a fallar, o si es apto para su uso en hemodiálisis [41].

Al ser no invasivos, son capaces de repetir su uso cuantas veces sea necesario para evitar posibles errores de diagnóstico y no poseen una gran diferencia con las técnicas de ultrasonido que usan fluidos para determinar el flujo sanguíneo [43], también, hoy en día existen opciones de máquinas de ultrasonido portátiles [47].

No obstante, depende de un operador altamente cualificado, el cual necesita mucho tiempo para llegar a adquirir la experiencia necesaria de manera que pueda estimar de forma lo suficientemente precisa el flujo sanguíneo [48]. Se ha intentado realizar una aplicación programada para estimar un resultado eliminando la necesidad de un personal altamente cualificado [49].

Las técnicas de ultrasonido siguen avanzando, en [41] se menciona que se están desarrollando con el uso de cálculo vectorial (llamado ultrasonido de oscilación transversal) y otra técnica de velocimetría de imágenes de ultrasonido que provee una nueva forma de medir de manera más precisa el flujo sanguíneo; pero, se requiere más investigación de estas técnicas para llegar a conclusiones contundentes.

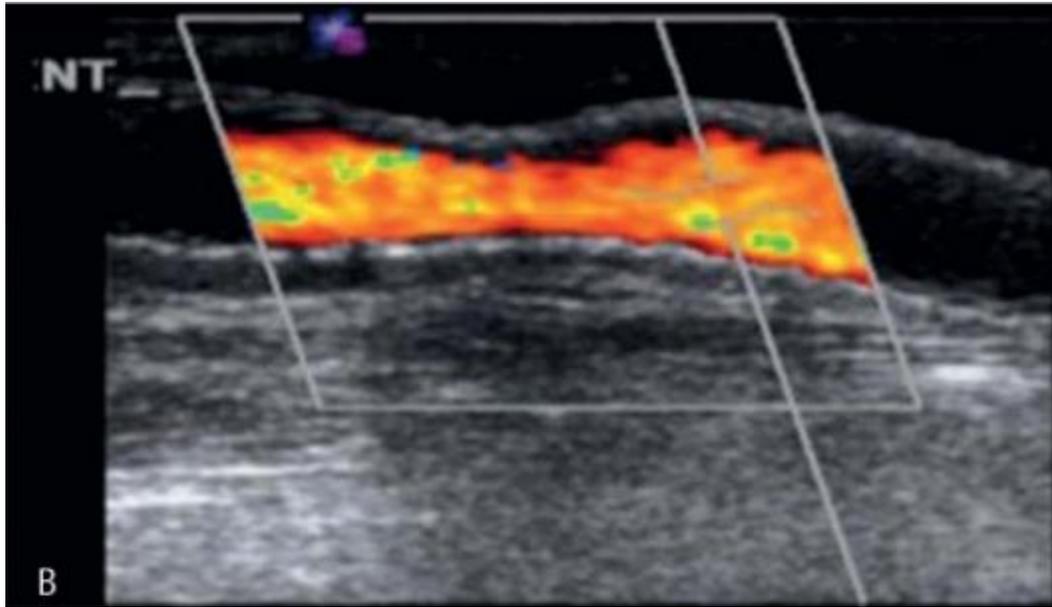


Figura 6 Visualización ecográfica de una estenosis venosa con flujo sanguíneo significativamente exagerado [50].

4.2.5.3. Angioplastia

La angioplastia es un procedimiento médico comúnmente utilizado para tratar la estenosis. Durante un procedimiento de angioplastia, se inserta un tubo delgado y flexible llamado catéter en el vaso sanguíneo estrechado o bloqueado. Luego, el catéter se guía hasta el sitio del bloqueo mediante imágenes de rayos X. Una vez que el catéter está en su lugar, se infla un pequeño globo o “balón” en la punta del catéter, como se muestra en la Figura 7, lo que ayuda a ensanchar la sección estrecha del vaso sanguíneo.

En algunos casos, durante el procedimiento de angioplastia también se puede insertar un stent. Ver Figura 7. Un stent es un pequeño tubo de malla que se coloca dentro del vaso sanguíneo para ayudar a mantenerlo abierto. Los stents pueden estar hechos de varios materiales, como metal o plástico, y pueden estar recubiertos con medicamentos que ayudan a prevenir la formación de coágulos sanguíneos.

La angioplastia se realiza típicamente en vasos sanguíneos que suministran sangre al corazón, como las arterias coronarias. La estenosis de la arteria coronaria puede ocurrir como resultado de la aterosclerosis, que es una condición en la que se acumulan depósitos de grasa dentro de los vasos sanguíneos. Otros factores que pueden contribuir al desarrollo de la estenosis incluyen fumar, la presión arterial alta, la diabetes y los antecedentes familiares de enfermedades cardíacas.

El éxito de un procedimiento de angioplastia depende de una variedad de factores, incluyendo el tamaño y la ubicación del bloqueo, la extensión de la estenosis y la salud general del paciente. En general, la angioplastia es una opción de tratamiento segura y efectiva para la estenosis, y puede ayudar a aliviar los síntomas y mejorar el flujo sanguíneo al área afectada.

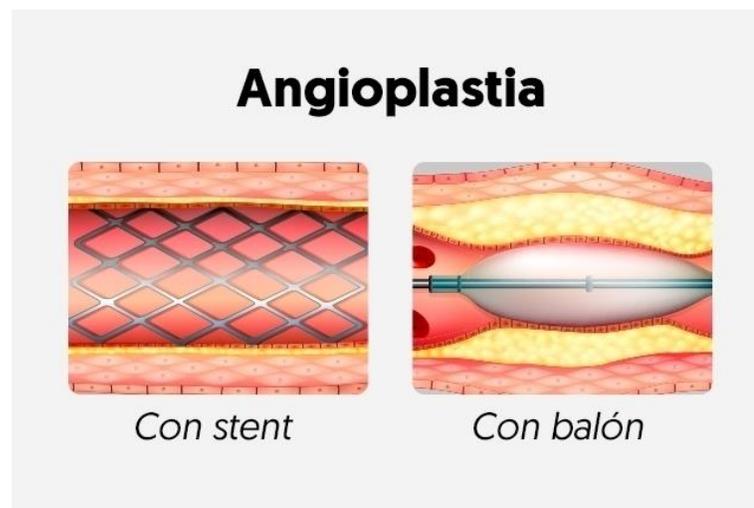


Figura 7 Tipos de angioplastia [51].

4.2.5.4. Angiografía de Resonancia Magnética (ARM)

También llamada angiograma de resonancia magnética, es un tipo de resonancia magnética que inspecciona específicamente a los vasos sanguíneos. Es menos invasiva y dolorosa que un angiograma tradicional; no obstante, también puede

usarse un material de contraste como el gadolinio para facilitar la visualización de los vasos sanguíneos, requiriendo el uso de una aguja intravenosa [52].

4.3. Adquisición de señales

Para llevar a cabo el presente trabajo acerca de los diferentes sonidos vasculares, se hizo uso de la base de datos creada en [3, p. 69], de la cual se extrajo el siguiente grupo de pacientes:

- Tres (3) pacientes que poseen grabaciones tanto estenóticas, en anastomosis, reparadas y en puntos de referencia. i.e.: los sonidos producidos por el flujo sanguíneo fueron obtenidos días antes y días después de la intervención quirúrgica (angioplastia) para estenosis venosa.

La información sobre los pacientes se muestra en Tabla 1.

Tabla 1 Base de datos utilizada.

Paciente	Tipo de Acceso	Tipo de Grabación	Duración [s]
Paciente A	AV Graft	Estenosis	120
		Anastomosis	70
		Reparado	120
		Referencia	190
Paciente B	AV Fistula	Estenosis	120
		Anastomosis	120
		Reparado	120
		Referencia	180
Paciente C	AV Fistula	Estenosis	20
		Anastomosis	20
		Reparado	20
		Referencia	20

Para tomar estas grabaciones Munguía *et al.* hicieron uso de dos micrófonos (con un rango de frecuencia entre 20-20000 Hz) conectados a un cabezal de estetoscopio neonatal mediante una pieza tubular de 30 mm, que a su vez fue conectado a un transductor amplificador de propósito general (DA100C), y por último al Biopac MP150.

Los lugares de mediciones fueron determinados con la ayuda del personal médico usando un fistulograma reciente del acceso vascular en cada paciente. Más detalles sobre el procedimiento llevado a cabo para realizar las grabaciones puede ser consultado en [3, p. 70].

4.4. Preprocesamiento

La fonoangiografía (PAG por sus siglas en inglés) es un procedimiento no invasivo y relativamente barato para evaluar el patrón sonoro del “bruit” producido por el flujo de sangre local a través del sistema vascular. Cuando la sangre fluye a través de un vaso sanguíneo angosto, el caudal del flujo resultante induce un flujo turbulento y una presión fluctuante en las paredes del vaso sanguíneo. El ruido acústico que resulta emitido del vaso es definido como un “murmullo” o “bruit” [53].

Luego que se tienen las señales PAG, la siguiente etapa es el acondicionamiento de éstas. Esta fase consiste en remover componentes no deseadas, v.g., la componente DC*, ruido electrostático producido por el suministro de la energía eléctrica y ruido proveniente de zonas vasculares cercanas al punto de medición. Para remover estas componentes se recomienda el uso de algún tipo de filtro digital o analógico, dependiendo del enfoque de estudio o de las características a analizar de las señales.

Si representamos la señal de la fonoangiografía como una relación sería: $PAG(t) = S_o(t) + r(t)$, donde $PAG(t)$ es la señal discreta obtenida, $S_o(t)$ la señal de interés que contiene los sonidos y vibraciones de la fístula y AVgraft, y $r(t)$ el ruido en general, v.g., interferencia por la corriente eléctrica.

Para remover las componentes que se introducen debido al suministro de energía eléctrica, y que distorsionan la señal significativamente, se hizo uso de filtros de fase cero pasa bajo con frecuencias de corte 50 y 200 Hz. La primera frecuencia es utilizada para el análisis en el dominio de la frecuencia, mientras que la otra

está destinada para el análisis en el dominio del tiempo, la cual fue sugerida en [3, p. 62] para analizar los sonidos vasculares.

En la Figura 8 se explica el orden de preprocesamiento, un detalle a tener en cuenta es que la parte de segmentación tiene dos entradas y dos salidas. Esto se debe a que los segmentos de PCA provienen de la envolvente, mientras que los segmentos para la transformada de wavelet tienen su origen en la señal ruidosa (eliminando únicamente el ruido eléctrico), necesario para realizar el estudio en el dominio de la frecuencia.

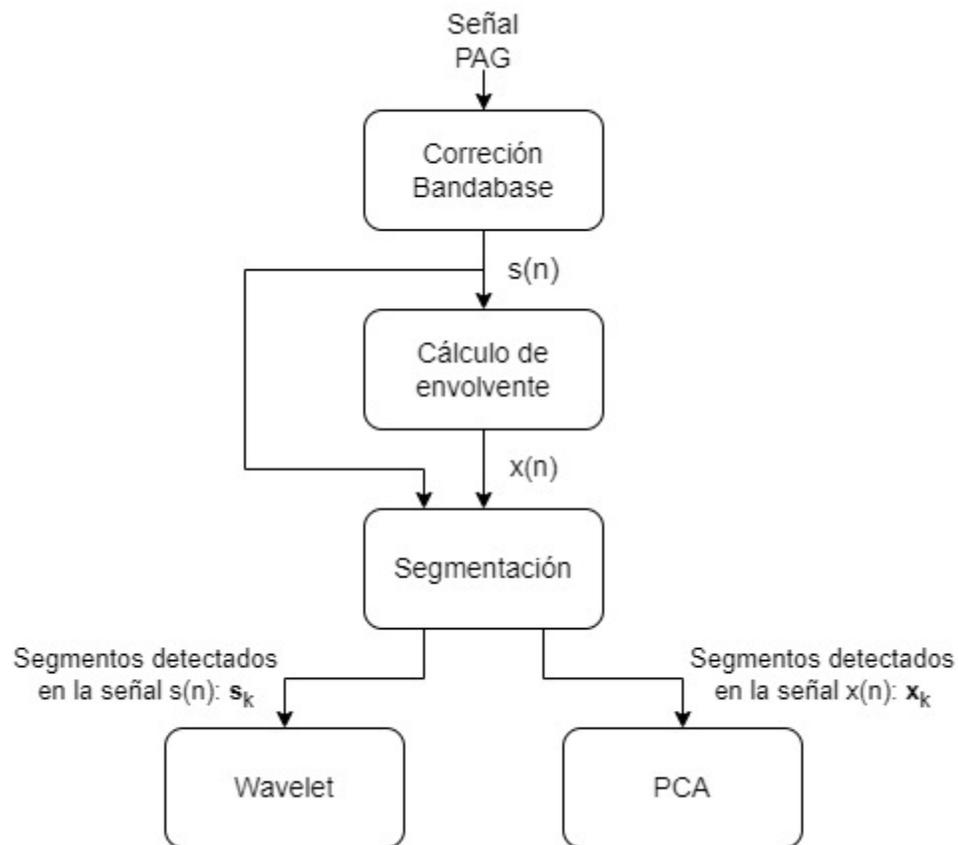


Figura 8 Diagrama de bloque del preprocesamiento de la señal.

En este trabajo se utilizan Filtros de Respuesta al Impulso Finito (FIR por sus siglas en inglés), estos funcionan por medio de convolución y pueden tener mayor rendimiento en comparación con los IIR, que emplean recursión a cambio de ejecutarse más lento [54, p. 276].

Los FIR, aún después de aplicar el algoritmo de la transformada rápida de Fourier (FFT por sus siglas en inglés) para lograr convoluciones más rápidas, sigue siendo más lento por un orden menor que los IIR y su diseño para eliminar la influencia de ruido requiere un mayor número de coeficientes, lo que implica el aumento de su complejidad en cuanto a su construcción, en cambio, se obtiene un desfase lineal, lo cual es conveniente si se desea realizar un análisis en el dominio de la frecuencia.

Se emplea la técnica de filtrado de fase cero con los FIR la cual emplea filtros bidireccionales permitiendo así que la señal sea filtrada hacia adelante y luego hacia atrás [55], eliminando de tal forma el desfase.

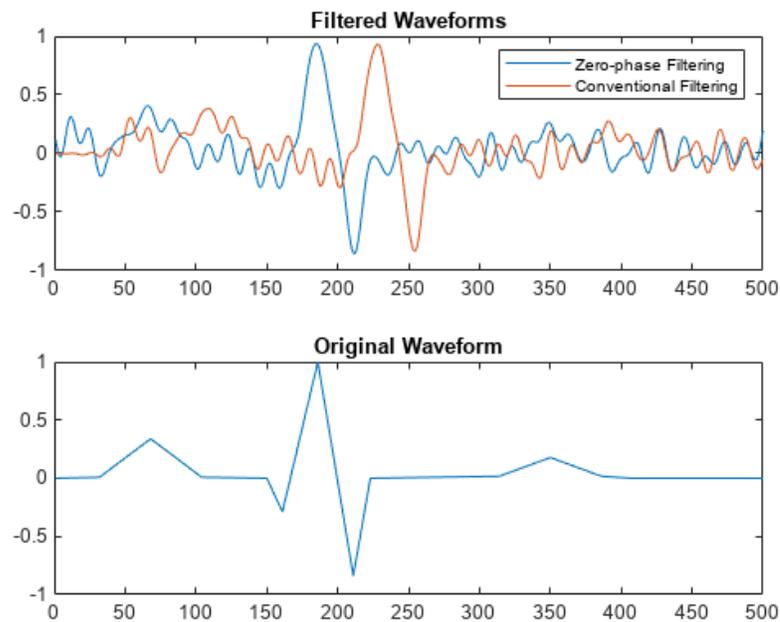


Figura 9 Filtrado Fase Cero [56].

4.5. Extracción de características

Cálculo por envolvente de señal: Utilizado para analizar señales en el dominio del tiempo y ver una “línea imaginaria” que define los límites superiores e inferiores de la señal contenida [57].

Según [3, p. 16] una señal $s(n)$ puede ser aproximada por un valor positivo, señal pasa bajo $x(n)$, modulada por una función desconocida $F(w_m n + \theta)$ definida por una frecuencia de modulación w_m y un ángulo de fase θ .

$$s(n) = x(n) F(w_m n + \theta),$$

La señal $x(n)$ es denominada como la envolvente. Es de gran interés extraer la envolvente sin necesidad de conocer w_m y θ . Para esto, es necesario pasar al dominio de la frecuencia por medio de la transformada de Fourier.

Una vez que se tiene la señal en el dominio de la frecuencia y eliminadas las componentes de frecuencia negativa (a través de la transformada de Hilbert) [3, p. 18], la señal analítica $S_A(n)$ (en el dominio del tiempo) representa una versión desfasada de la envolvente $x(n)$, y al calcular la magnitud de $S_A(n)$, se consigue calcular $x(n)$ sin necesidad de conocer w_m y θ ,

$$x(n) = |S_A(n)|$$
$$x(n) = \sqrt{s^2(n) + [\hat{s}(n)]^2}$$

Donde $\hat{s}(n)$ es la Transformada de Hilbert de la señal $s(n)$.

4.6. Segmentación

Una vez calculada la envolvente de la señal, continúa el proceso de segmentación, el cual consiste en tres etapas:

1. Encontrar picos máximos de la señal.
2. Eliminar picos extras o indeseados.
3. Definir la duración del segmento.

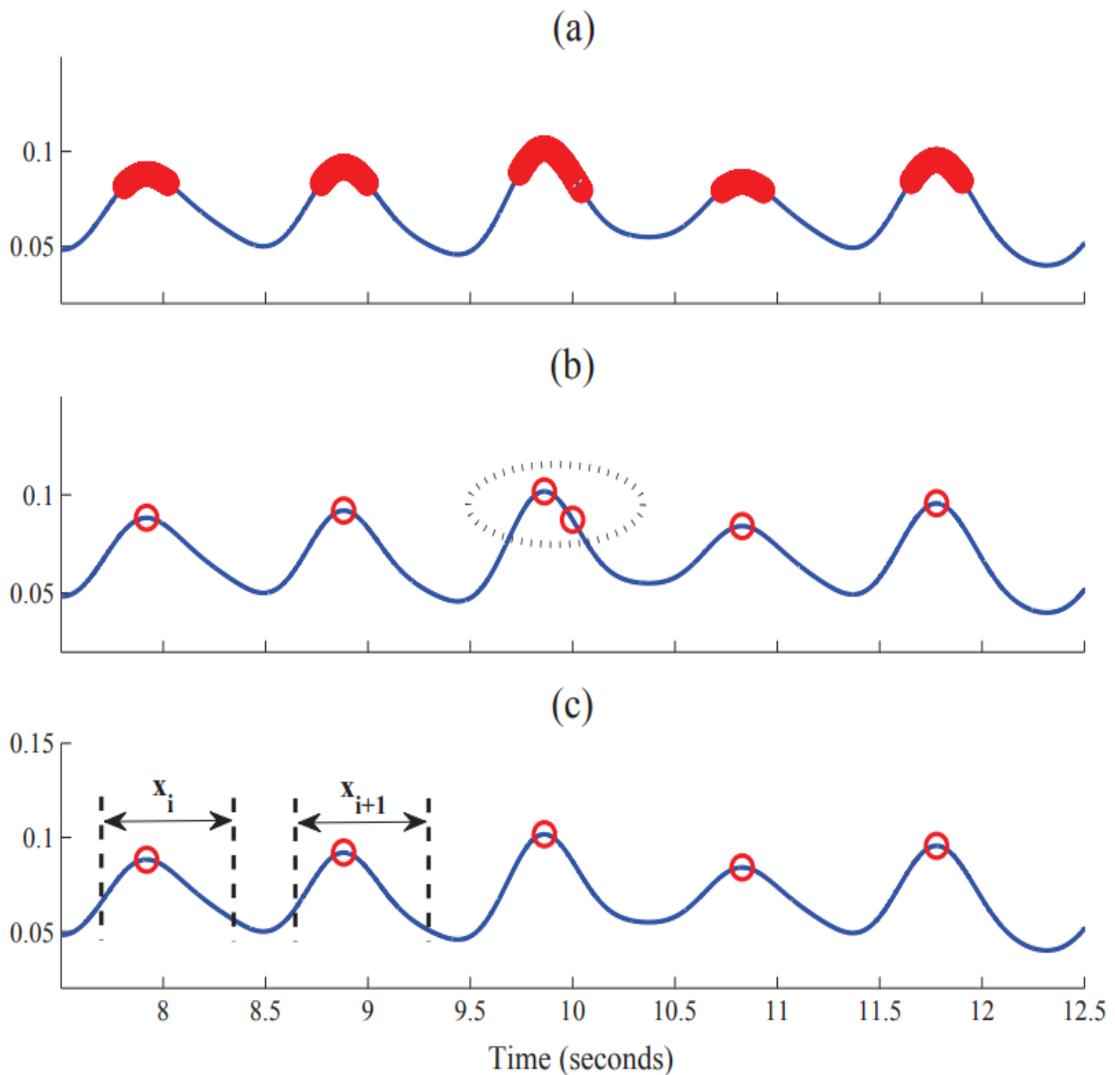


Figura 10 Las tres etapas distintas del algoritmo de segmentación mostradas como: (a) Encontrar picos máximos de la señal, (b) Eliminar picos extras o indeseados, (c) Definir la duración del segmento. [3]

El proceso de segmentación está basado en la señal de entrada $x(n)$, obtenida de la sección anterior y que denominamos como envolvente. Primeramente, esta señal fue suavizada utilizando un filtro pasa bajo con frecuencia de corte 5 Hz. Luego, los picos fueron calculados con el algoritmo de detección de máximos y mínimos de una señal. El algoritmo compara cada elemento de entrada con sus

valores vecinos a través del cálculo del signo de la pendiente de la recta tangente a la curva descrita por la señal envolvente a través de la operación “diff”. En el momento que el signo de la pendiente cambia de positivo a negativo significa que se cuenta con un máximo local, en caso contrario, cuando el signo cambia de negativo a positivo se cuenta con un mínimo local.

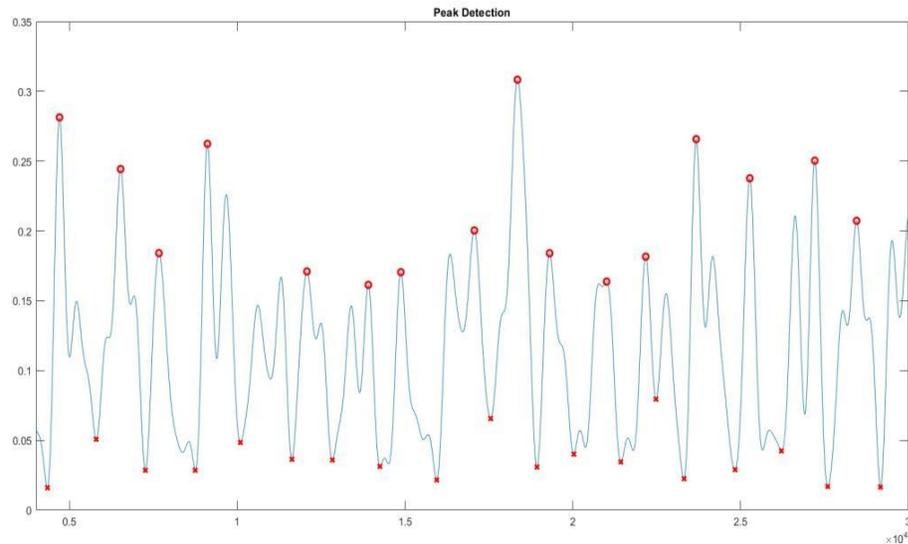


Figura 11 Detección de picos máximos y mínimos.

Debido a la naturaleza de la señal, al momento de encontrar los picos, se introducen algunos indeseados, por lo que fue necesario configurar algunos parámetros de entrada de nuestra función:

1. Prominencia mínima: Se estableció una prominencia dinámica calculada en base a la mediana de la señal procesada. La ecuación está dada por

$$P_x = \frac{\text{Mediana}}{2}$$

2. Separación mínima: Se estableció un umbral donde una mínima distancia entre picos de 0.632 segundos. Este umbral fue tomando como referencia un ritmo cardíaco de 95 latidos por minutos.

Munguía *et al.* mencionan en [8] que: “La envolvente de la señal presenta características similares a la forma de onda de la presión sanguínea. Por lo tanto, se asume que los picos máximos, detectado en cada ciclo, corresponden en el dominio del tiempo al primer pico sistólico de la forma de onda de la presión sanguínea. Las lesiones estenóticas están asociadas con un incremento en la amplitud en el componente sistólico y un decremento en la componente diástole”.

Tres parámetros han sido considerados como método de segmentación de una señal y fueron retomados en el presente trabajo como medida de comparación de los resultados al utilizarlo en una de base de datos y otra:

1. F_4 : Del máximo 400 milisegundos hacia adelante.
2. F_m : Del máximo al mínimo posterior inmediato.
3. B_m : Del máximo al mínimo anterior inmediato.

Del trabajo realizado por S. Cluters y J. Villanueva en [58] se tiene que al realizar un estudio comparativo entre F_m y B_m , se obtienen ciclos de longitud variable, por lo que se hace necesario un método para igualar el número de muestras y así poder calcular la matriz de correlación. Se hace uso del método de “escalamiento en el tiempo”. Sea $F_{m_i}(t)$ el i -ésimo segmento extraído de una grabación. Lo podemos escalar en el tiempo de la siguiente manera:

$F_{m_i}^S(t) = F_{m_i}(at_1)$ para $t = 1, 2, \dots, T \wedge a = \frac{T}{\underline{T}}$, donde T es la duración del segmento extraído y \underline{T} es la duración promedio de todas los segmentos de una grabación.

4.7. PCA

PCA (Análisis de Componentes Principales), también conocido como Transformada de Karhunen-Loève, es un método de descomposición de datos

multicanales en componentes linealmente independientes; esto es, espacialmente y temporalmente no correlacionadas [59]. PCA es una forma de identificar patrones en los datos y expresarlos de manera que se resalten sus similitudes y diferencias. Dado que los patrones en los datos pueden ser difíciles de encontrar en datos de alta dimensión, donde el lujo de la representación gráfica no está disponible, PCA es una herramienta poderosa de análisis.

En general, una Transformada Ortogonal mapea un conjunto de variables aleatorias x_1, x_2, \dots, x_p en un nuevo conjunto de variables aleatorias y_1, y_2, \dots, y_p (coeficientes de la transformación) usando el siguiente set de ecuaciones lineales descrito en [60, pp. 877–878]:

$$y_k = \sum_{i=1}^p a_{ik}x_i = a_{1k}x_1 + \dots + a_{pk}x_p = a_k^T x, \quad k = 1, \dots, p$$

Esta transformación puede ser expresada en forma de matriz compacta como:

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ \vdots \\ y_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \leftarrow a_1^T \rightarrow \\ \leftarrow a_2^T \rightarrow \\ \vdots \\ \leftarrow a_p^T \rightarrow \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_p \end{bmatrix} \quad \text{or } y = A^T x$$

Donde A es una matriz de transformación de orden $[p \times p]$ definida por:

$$A \triangleq [a_1, a_2, \dots, a_p]$$

En la transformada de Karhunen-Loève, el k-ésimo coeficiente es la combinación lineal $y_k = a_k^T x$, que tenga la mayor varianza para todo a_k , satisfaciendo que $a_k^T a_k = 1$, y $a_k^T a_j = 0 (k < j)$. El vector a_k está dado por los vectores propios correspondientes al k-ésimo valor propio más grande de $C = cov(x)$, y

$var(y_k) = \lambda_k$. Los coeficientes y_1, y_2, \dots, y_p representan a "x" en un nuevo sistema coordinado extendido por los vectores propios a_1, \dots, a_p . La transformación de coordenadas $y = A^T x$ es una rotación de los ejes originales para alinearlos con los vectores propios de C [60].

Geoméricamente se interpreta de la siguiente manera: Se tienen muestras provenientes de todos los canales en un momento dado, como puntos en el espacio cuya dimensión es equivalente a la cantidad de canales que se tengan. Una época* de datos multicanales forman una nube de puntos en el espacio, esta nube puede extenderse más en algunas direcciones que en otras. La medida de esta extensión es la varianza de los puntos ubicados en una dirección dada. *PCA encuentra un conjunto de ejes ortogonales, una base, de modo que cada eje consecutivo se extiende por las direcciones con una variación decreciente consecutiva.*

Las proyecciones de los puntos sobre estos ejes constituyen las componentes. Cada componente se puede visualizar como una serie en el tiempo. Por otro lado, la serie en el tiempo original se puede recuperar como una combinación lineal de estas componentes. Las componentes correspondientes a la varianza más pequeña pueden ser despreciadas y de esta manera se puede lograr una reducción de la dimensionalidad de los datos. De hecho, una de las principales ventajas de PCA es que, una vez encontrados los patrones en los datos, y estos se comprimen (v.g., reduciendo el número de dimensiones) no se pierde gran cantidad de información.

La transformada de Karhunen-Loève es óptima en el sentido de decorrelacionar completamente el vector de señal de entrada (coeficientes mutuamente no correlacionados) y maximizando la cantidad de varianza (energía) "empaquetada" en los coeficientes de orden más bajo.

4.8. Wavelet

La técnica de descomposición Wavelet (también llamada ondícula) ha sido usada exitosamente en el Procesamiento de Señales, Reconocimiento de patrones, Codificación de Imágenes, etc. Esta provee información en el dominio del tiempo y la frecuencia acerca de los eventos en una señal. En este trabajo se usará Wavelet para la caracterización del contenido de energía en las diferentes bandas de frecuencias o escalas.

1. **Transformada Continua Wavelet (CWT):** La Transformada Continua Wavelet se define en [59, pp. 54–55] como:

$$T_x(t, a; \psi) = \int_{-\infty}^{\infty} x(s) \psi_{t,a}^*(s) ds$$

donde $\psi_{t,a}(s)$ se obtiene del “Wavelet Madre” ψ , definida por la traslación de tiempo “ t ” y la dilatación de la escala “ a ”:

$$\psi_{t,a}(s) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{s-t}{a}\right)$$

Nótese que $\psi_{t,a}(s)$ conserva la forma general de ψ , en el sentido del número de cruces por cero, sin embargo, este es dilatado o contraído. Si para una escala $a_0 = 1$ el Wavelet está concentrado alrededor de la frecuencia f_0 , se podría relacionar la escala y la frecuencia como:

$$f_a = \frac{f_0}{a}.$$

La CWT puede ser interpretada como una descomposición de la señal en componentes de tiempo-frecuencia, obtenidas a través de la proyección de la señal en un conjunto de forma de ondas derivadas del Wavelet ψ por la traslación del tiempo y el escalamiento. Esta puede ser usada para formar

una representación tiempo-frecuencia de la distribución de la energía (escalograma).

- 2. Transformada Discreta Wavelet (DWT):** La CWT según su definición teórica opera en el espacio continuo tiempo-escala (tiempo-frecuencia). En cualquier aplicación práctica las dimensiones tiempo y escala deben ser muestreadas. El muestreo, en general, se puede realizar de cualquier manera que resulte en aproximaciones de la CWT. La manera común es seleccionar $t_0 > 0$ y $a_0 > 0$, para generar una red de puntos $\{t = nt_0 a_0^m, a = a_0^m\}$ para $m, n \in \mathbb{Z}$. En [59, p. 56], la Transformada Discreta Wavelet se define como:

$$T_x(n, m; \psi) = \int_{-\infty}^{\infty} x(s) \psi_{n, m}^*(s) ds; \quad m, n \in \mathbb{Z}$$

donde $\psi_{n, m}^*$ es una versión escalada y trasladada de ψ :

$$\psi_{n, m}(s) = \frac{1}{\sqrt{a_0^m}} \psi\left(\frac{s - nt_0 a_0^m}{a_0^m}\right)$$

Para más detalles sobre la implementación del Método de descomposición Wavelet consultar [59].

4.8.1. Diádico o clásico

Dada una señal s de longitud N , la transformada de Wavelet consiste en máximo $\log_2 N$ pasos. Partiendo de la señal s , el primer paso dos conjuntos de coeficientes: coeficientes de aproximación cA_1 y coeficientes de detalles cD_1 . El proceso de convolución de s con el filtro pasa bajo LoD y el filtro pasa alto HiD , seguido de diezmado diádico (downsampling) dan como resultado a cA_1 y cD_1 .

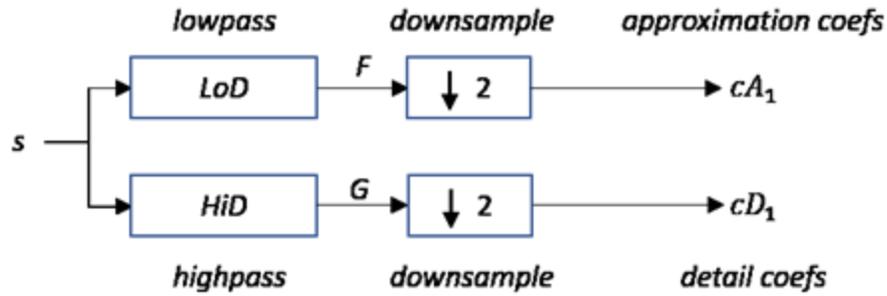


Figura 12 Algoritmo de descomposición por medio de transformada de Wavelet Diádica [61].

El siguiente paso consiste en tomar cA_1 y dividirlo en dos partes, bajo el mismo esquema, tomando s y reemplazándolo por cA_1 , obteniendo como resultado cA_2 y cD_2 , y así sucesivamente “j” veces. En general:

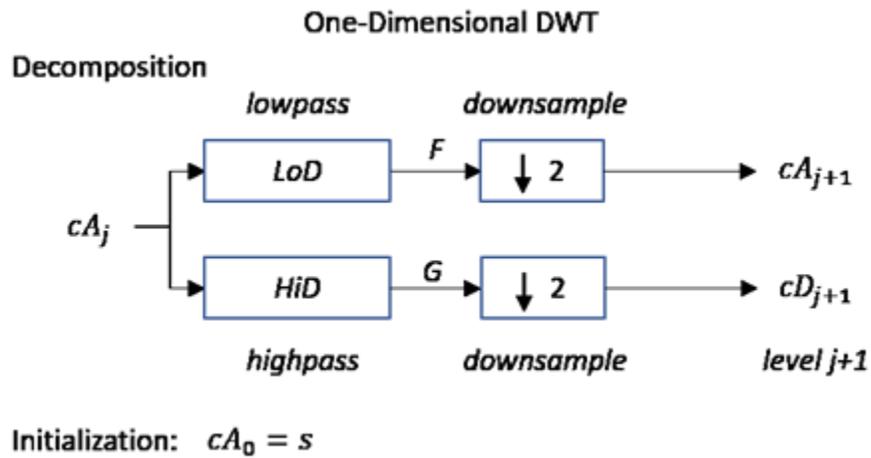


Figura 13 Recursión del algoritmo de descomposición por medio de transformada de Wavelet Diádica [61].

La señal s analizada a un nivel de descomposición “j” da como resultado el vector $[cA_j, cD_j, \dots, cD_1]$

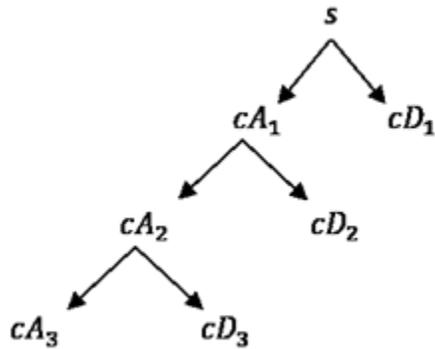


Figura 14 Diagrama de árbol del algoritmo de transformada de Wavelet Diádica (donde $j=3$, es decir, 3 niveles de descomposición) [61].

Para más información sobre la transformada de wavelet en su forma original o diádica, visitar la página oficial de Matlab [61].

4.8.2. Packet Decomposition

Se utiliza siempre la transformada discreta de wavelet, con la gran diferencia que, por cada nivel, el coeficiente de detalle resultante (cD) es también procesado y separado en dos más. Proceso el cual da como resultado 2^n paquetes (donde n es el nivel de la transformada de wavelet) que contienen información por sub-bandas de igual ancho de banda y permiten un análisis de frecuencia más detallado [62].

Natural-Ordered Wavelet Packet Tree

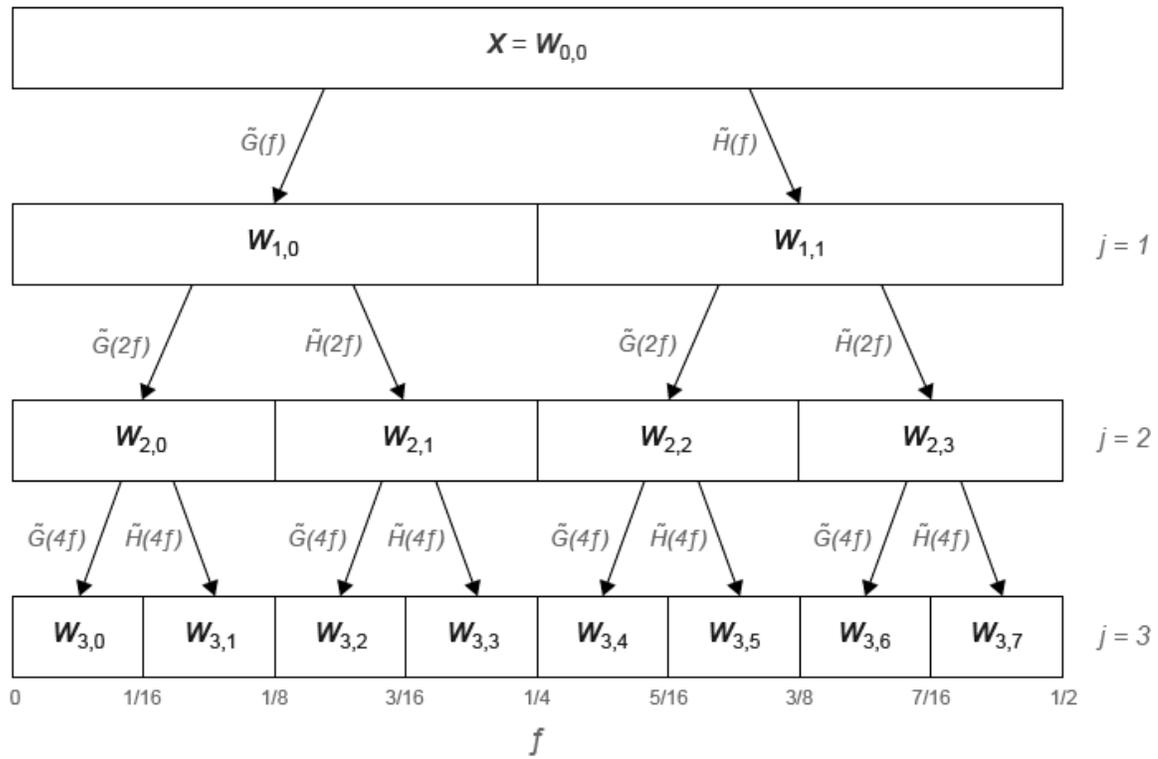


Figura 15 Árbol de paquetes de Wavelet usando el método Packet Decomposition [62].

4.9. Clasificador usando Support Vector Machine

Durante la clasificación de señales, en [63, p. 34] se menciona que el uso de “Support Vector Machines” (SVM) posee un buen desempeño, siendo mejor que los otros métodos tradicionales de “machine learning” como redes neuronales.

Las SVM (también llamadas máquinas de vector-soporte) funcionan de la siguiente manera: los datos son mapeados a una dimensión lo suficientemente alta, con el fin de poder encontrar un hiperplano que separe los patrones presentados en los datos [3, p. 43]; y están considerados como uno de los métodos más populares para la clasificación, formando parte en esta vanguardia [64, p. 34].

Uno de los factores a tomar en cuenta es que las SVM no son recomendadas en caso de datos solapados, tal hecho provocaría un enorme incremento en el tiempo de cómputo para tratar de encontrar el hiperplano adecuado para separar las clases analizadas. Además, tampoco se recomienda entrenarlo con enormes cantidades de datos debido a la gran cantidad de tiempo necesario para llevar a cabo semejante tarea, razón por la cual es bastante útil en el caso de realizar modelos preliminares con bases de datos relativamente pequeñas en comparación a las de redes neuronales [65, p. 452].

No obstante, se han estado desarrollando nuevos algoritmos de optimización para reducir la carga de cómputo de las SVM y permitirles trabajar con grandes bases de datos, uno de ellos es el algoritmo Pegasos, que utiliza el método del subgradiente para alcanzar la convergencia mucho más rápido que el método tradicional del gradiente [66].

En este estudio se decidió probar 3 tipos de kernels: lineal, polinomial y gaussiano; con el propósito de experimentar cuál tiene un rendimiento estable, tanto para las clasificaciones de los coeficientes de PCA, como los coeficientes de la transformada de wavelet diádica y por paquetes.

4.10. Análisis de Pacientes

En esta sección se detalla las pruebas que se realizaron a nivel intra e inter-paciente. La razón de ello viene del hecho que cada paciente podría presentar resultados únicos que no serían generalizables en datos de otros pacientes en caso de basar el modelo únicamente en ellos; no obstante, el estudio intra-paciente puede brindar información importante que serían motivo de futuros estudios o brindar pistas acerca de qué tendencias se comparten en ciertos tipos de observaciones.

Para ambos casos se determinaron cuatro categorías:

1. Estenosis.
2. Anastomosis.
3. Reparado.
4. Referencia.

Si bien son cuatro categorías, siguen siendo tres distintos tipos de medición. La categoría de “reparado” es la medición del punto de “estenosis” luego de una intervención quirúrgica exitosa.

4.10.1. Análisis intra-paciente

Tal y como se describió en la sección de extracción de características, existen dos procedimientos: PCA y Wavelet.

Se utilizaron tres pacientes y se analizaron uno a uno. Para ello, se crearon las funciones bases de PCA por cada modo de segmentación (F4, Fm y Bm); se seleccionaron combinaciones en base a la evolución de los puntos de observación en pacientes, y cada uno generó coeficientes de PCA en todas las categorías, para finalmente usarse en el clasificador. En la Figura 16 se puede apreciar el proceso que se realizó por paciente:

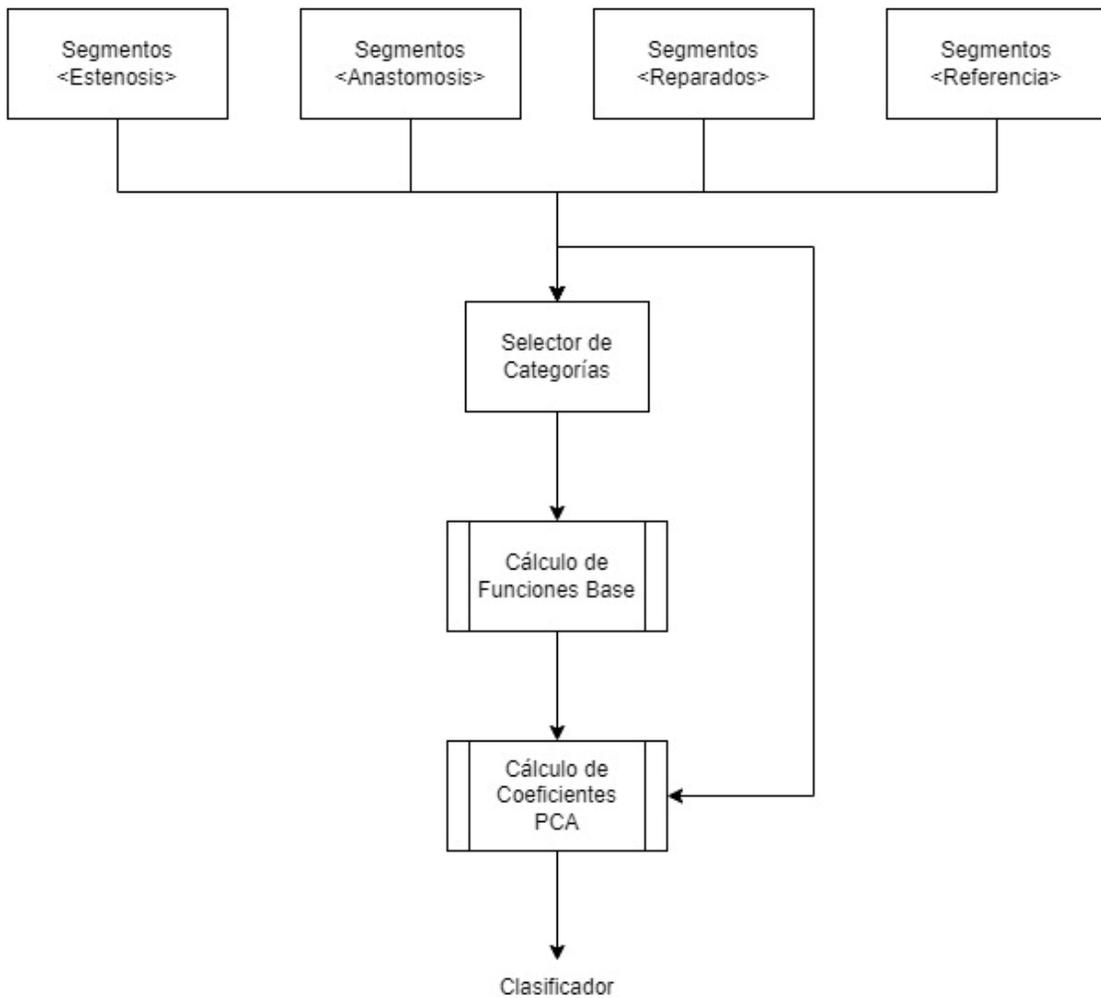


Figura 16 Procedimiento realizado para la fase de Análisis Intra-paciente, PCA.

Adicionalmente, se verán los resultados generados por la transformada de Wavelet, tanto en su versión diádica como la técnica de Packet Decomposition; ello con el fin de analizar los resultados obtenidos y establecer futuras relaciones que se podrían experimentar con una base de datos más grande. En la Figura 17 se puede ver el procedimiento llevado a cabo.

Una gran diferencia con PCA es que la segmentación que se utiliza es “el ciclo completo” (Full Cycle, o FC en sus siglas en inglés), esto es una segmentación

que toma un máximo de la envolvente como punto de referencia y captura la señal 200 ms tanto hacia atrás como adelante. La razón de ello viene porque es el rango más turbulento, basado en el trabajo de [8]. Siguiendo los pasos de Vásquez *et al.* en [67], se usó la wavelet tipo Daubechies-4 debido a su poco efecto de diferencia en este tipo de señales. En la Figura 18 se puede ver un ejemplo de segmentación que incluye un espectrograma.

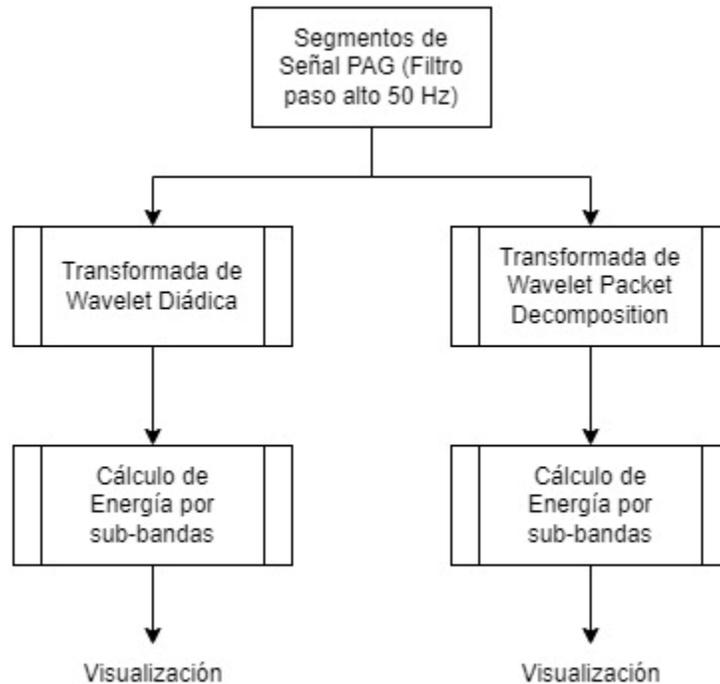


Figura 17 Procedimiento realizado para la fase de Análisis Intra-paciente, Wavelet.

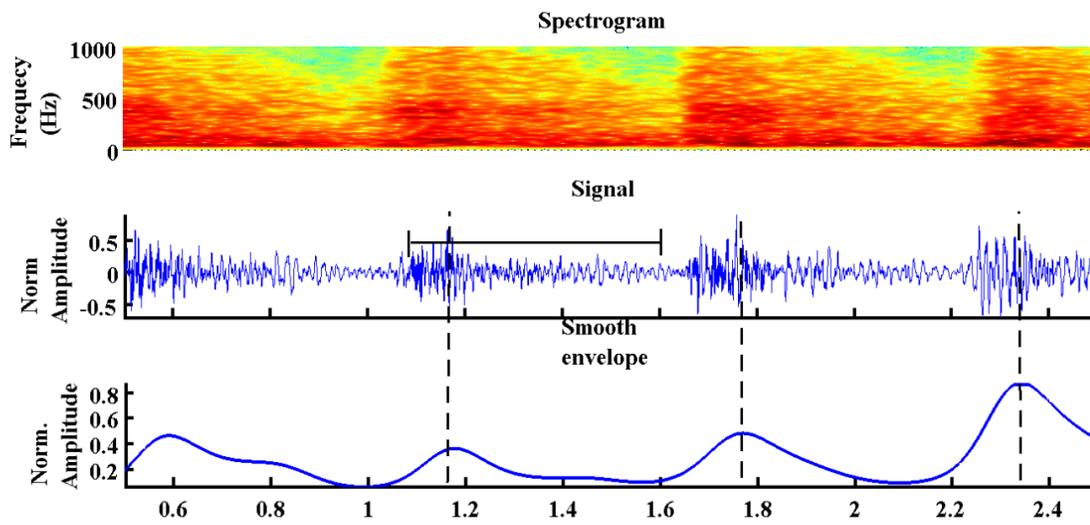


Figura 18 Ejemplo de un proceso de segmentación [8].

El rango de frecuencia de cada sub-banda se puede apreciar en Tabla 2 y Tabla 3.

Tabla 2 Sub-bandas de la transformada de Wavelet Diádica.

Nivel de coeficientes de detalle	Rango de frecuencia [Hz]
1	500 - 1000
2	250 - 500
3	125 - 250
4	62.5 - 125

Tabla 3 Sub-bandas de Wavelet Packet Decomposition.

Paquetes de Wavelet generados	Rango de frecuencia [Hz]
1	0 - 125
2	125 - 250
3	250 - 375
4	375 - 500
5	500 - 625
6	625 - 750
7	750 - 875
8	875 - 1000

4.10.2. Análisis inter-paciente

Durante este tipo de análisis, todos los pacientes y los distintos tipos de observaciones aportaron información para la creación de las funciones base en el proceso de PCA. Con respecto a esto, el paciente B tuvo una intervención fallida y por lo tanto aquí se reemplaza su categoría de “reparados” a “estenóticos”. Después de ello, el proceso es idéntico al intra-paciente en cuanto a PCA se refiere.

Debido a la limitada cantidad de grabaciones por paciente, se optó por no utilizar la transformada de Wavelet para el caso de inter-paciente.

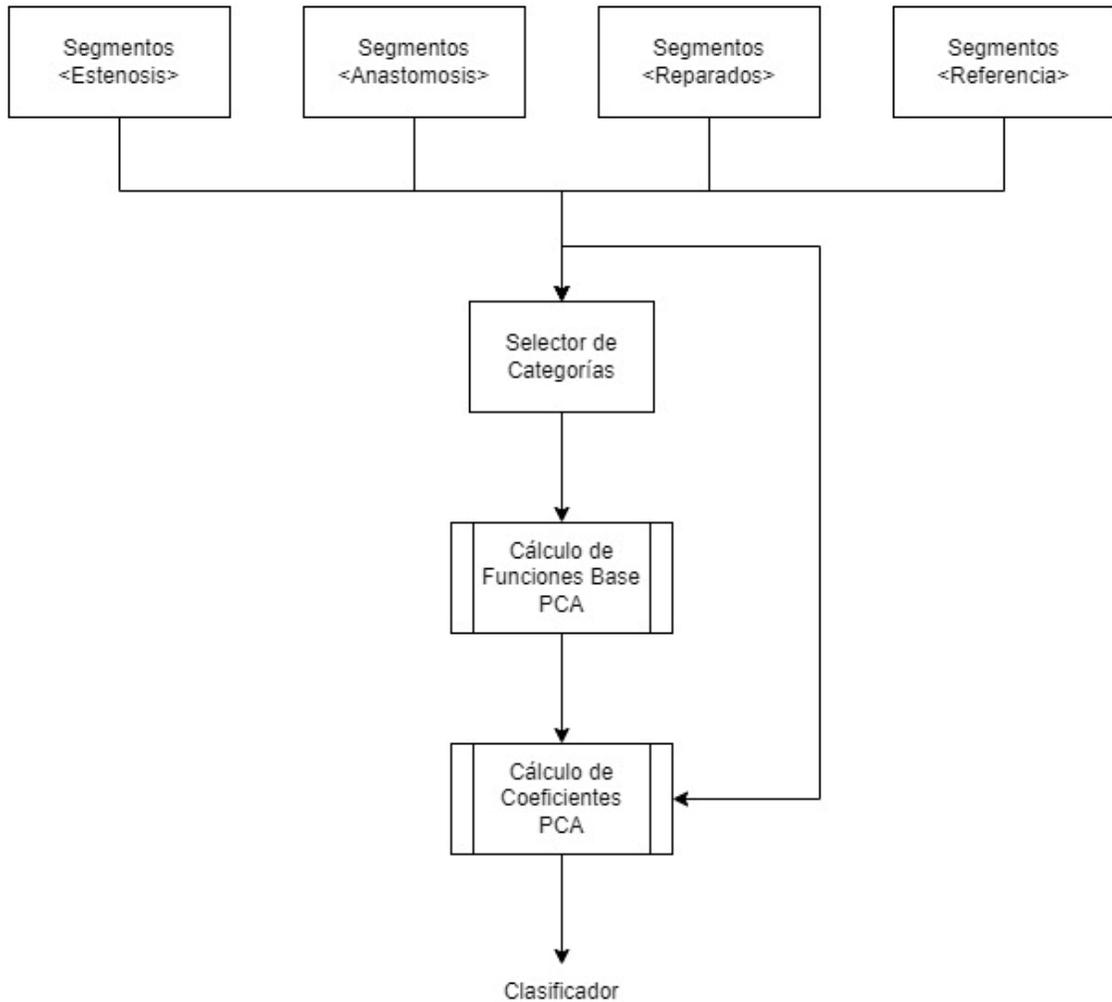


Figura 19 Procedimiento realizado para la fase de Análisis inter-paciente.

4.11. Validación Cruzada

Es un método de análisis estadístico que particiona los datos en dos grupos, uno de prueba y otro para entrenar el modelo en cuestión. Si bien es computacionalmente costoso, funciona perfectamente para los casos en los que las bases de datos son pequeñas y así validar los modelos generados.

Se decidió utilizar las técnicas de validación cruzada K-fold y LOO, conocidas en español como “K-iteraciones” y “dejando uno fuera” respectivamente.

4.11.1. Validación Cruzada K-fold

Los datos para el modelo se dividen en “k” grupos:

1. K-1 grupos son utilizados para entrenar al modelo.
2. El grupo restante se emplea como datos de prueba.

Al final, se consigue una métrica de desempeño que suele ser la precisión del modelo; tras ello, se vuelve a elegir los datos de entrenamiento y modelos por “k” iteraciones y se promedian los resultados obtenidos [68]. Tal proceso se puede apreciar en la Figura 20.

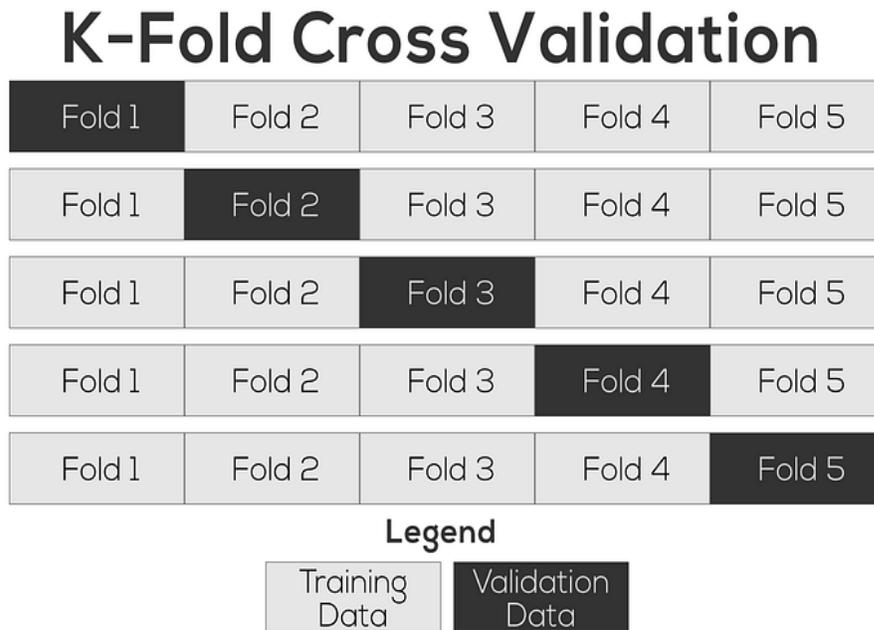


Figura 20 Funcionamiento de validación cruzada k-iteraciones. División de datos en subconjuntos de entrenamiento y validación [69].

4.11.2. Validación cruzada LOO

De n datos, asigna $n-1$ datos como el subconjunto de entrenamiento y el restante como el dato de validación. Al final, se consigue una métrica de desempeño y se vuelve a realizar todo por “ n ” iteraciones para promediar los resultados. Es, en esencia, si K-folds fuese igual al número de observaciones.

Por lo tanto, suele ser el más computacionalmente costoso y algunos sugieren probar primero K-folds con valores típicos entre 5 y 10 [68].

4.12. Resultados y Análisis

A partir de la base de datos creada por Munguía *et al.* en [3], se utilizaron grabaciones de tres pacientes estenóticos antes y después de la intervención quirúrgica. Con estos datos se llevaron experimentos en dos niveles:

1. Nivel intra-paciente.
2. Nivel inter-paciente.

En ambos niveles de análisis se utilizaron los parámetros usados en [58]:

1. Del máximo, 400 milisegundos hacia adelante (F4).
2. Del máximo al mínimo siguiente (Fm).
3. Del máximo al mínimo anterior (Bm).

Estos parámetros pueden apreciarse en la Figura 21, donde se señalan los datos usados de la envolvente filtrada y suavizada. El paciente en cuestión es el paciente C.

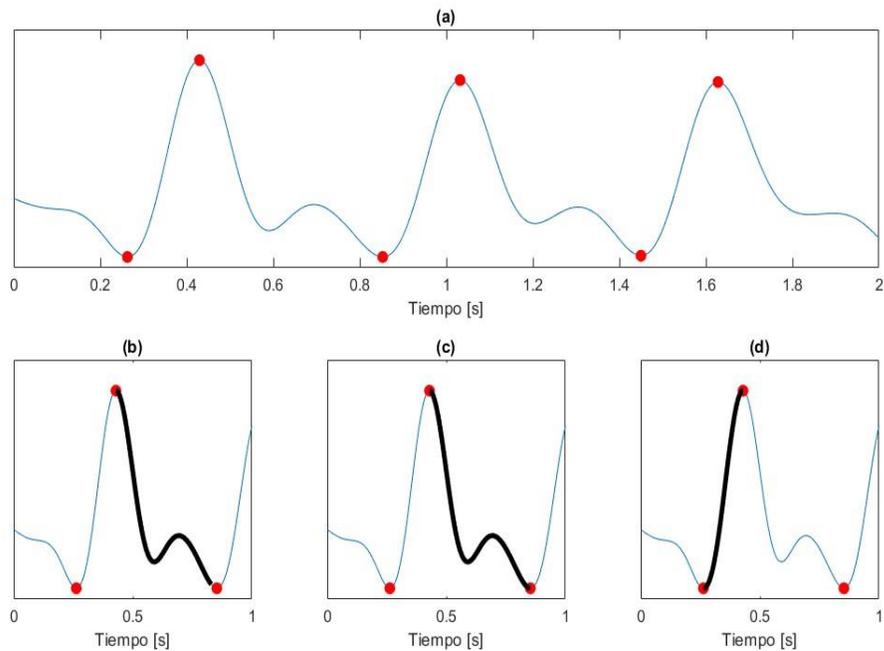


Figura 21 Parámetros extraídos, (a) Dos segundos de la envolvente filtrada, (b) Parámetro F4, (c) Parámetro Fm, (d) Parámetro Bm.

4.12.1. Nivel intra-paciente

En este nivel se llevó a cabo únicamente el análisis en el dominio del tiempo mediante el uso de Análisis de Componentes Principales (PCA en sus siglas en inglés). Por “intra-paciente” nos referimos al hecho que se analizan los grupos de tipos de observación, cada una siendo una grabación, de un solo paciente a la vez. La razón de ello proviene a que cada uno puede tener algún tipo de peculiaridad que podría resultar notable mencionarse en caso de presentarse.

El paciente B es un caso especial en comparación a los otros dos pacientes, debido a que la intervención quirúrgica no pudo corregir la lesión estenótica. Esto es algo a tener en cuenta en el caso de análisis inter-paciente.

Las categorías utilizadas para los puntos de medición fueron las siguientes:

1. Estenosis.
2. Anastomosis.
3. Reparado.
4. Referencia.

Donde “Reparado” es el mismo punto donde se grabó la estenosis, pero luego de haber sanado tras la intervención quirúrgica.

PCA requiere seleccionar cuáles categorías serán utilizadas para generar las funciones bases. Se graficaron todas las posibles combinaciones con los tipos de observaciones y se fueron seleccionando bases “globales” para probarse en todos los pacientes, las cuales son:

1. Anastomosis – Referencia – Estenosis – Reparado. (A – Ref – S – R)
2. Anastomosis – Referencia – Estenosis. (A – Ref – R)
3. Anastomosis – Referencia. (A – Ref)
4. Anastomosis. (A)
5. Referencia. (Ref)

Cada comparación entre dos puntos vasculares fue guardada como resultado y tras la prueba de distintos kernels, configuración de validación cruzada y configuración de las funciones del toolbox de Matlab “Statistics and Machine Learning Toolbox”, se obtuvieron los resultados mostrados en Tabla 4, Tabla 5, Tabla 6, Tabla 7, Tabla 8, Tabla 9, Tabla 10, Tabla 11 y Tabla 12.

En este nivel de análisis, el mejor resultado aparenta tenerlo el parámetro F_m ya que fue capaz de encontrar distinciones considerables en 5 combinaciones de

puntos vasculares (todas menos Anastomosis vs Referencia), pero solo tres de ellas están presentes tanto en el paciente A como en el C. Estas fueron:

1. Estenosis y Anastomosis.
2. Estenosis y Reparado.
3. Estenosis y Referencia.

Tabla 4 Resultados del clasificador SVM para el paciente A, segmentación F4.

Bases de PCA	Puntos Vasculares					
	S – A	S – R	S – Ref	A – R	A – Ref	R – Ref
A – Ref – S – R	83.57%	97.59%	80.11%	80.36%	74.56%	86.46%
A – Ref – S	85.02%	97.19%	80.11%	80.36%	74.27%	85.94%
A – Ref	82.61%	97.19%	80.65%	79.46%	73.39%	85.42%
A	82.13%	97.19%	79.84%	79.46%	74.27%	85.94%
Ref	83.09%	97.19%	81.47%	79.46%	74.27%	85.94%

Tabla 5 Resultados del clasificador SVM para el paciente A, segmentación Fm.

Bases de PCA	Puntos Vasculares					
	S – A	S – R	S – Ref	A – R	A – Ref	R – Ref
A – Ref – S – R	95.65%	97.59%	95.87%	85.71%	73.08%	92.11%
A – Ref – S	92.75%	98.39%	89.53%	80.36%	73.96%	86.58%
A – Ref	91.30%	98.39%	84.57%	80.80%	74.56%	86.58%
A	88.89%	98.39%	82.64%	81.25%	72.78%	85.79%
Ref	91.30%	98.39%	84.57%	81.25%	75.15%	86.58%

Tabla 6 Resultados del clasificador SVM para el paciente A, segmentación Bm.

Bases de PCA	Puntos Vasculares					
	S – A	S – R	S – Ref	A – R	A – Ref	R – Ref
A – Ref – S – R	92.86%	97.93%	87.68%	72.85%	73.25%	82.35%
A – Ref – S	91.84%	97.10%	88.83%	71.95%	73.56%	81.55%
A – Ref	87.24%	96.27%	83.95%	72.40%	72.95%	81.55%
A	90.82%	97.10%	85.96%	71.04%	73.25%	81.55%
Ref	85.20%	96.68%	82.81%	73.30%	72.95%	81.55%

Tabla 7 Resultados del clasificador SVM para el paciente B, segmentación F4.

Bases de PCA	Puntos Vasculares					
	S – A	S – R	S – Ref	A – R	A – Ref	R – Ref
A – Ref – S – R	79.72%	70.44%	56.85%	91.56%	80.40%	68.09%
A – Ref – S	82.03%	69.18%	57.43%	92.00%	78.40%	67.81%
A – Ref	82.95%	69.18%	55.39%	91.56%	80.00%	68.66%
A	80.18%	69.50%	57.14%	88.00%	79.60%	67.81%
Ref	82.03%	70.13%	57.43%	91.56%	80.00%	68.09%

Tabla 8 Resultados del clasificador SVM para el paciente B, segmentación Fm.

Bases de PCA	Puntos Vasculares					
	S – A	S – R	S – Ref	A – R	A – Ref	R – Ref
A – Ref – S – R	80.18%	70.13%	56.30%	89.78%	80.65%	65.90%
A – Ref – S	78.80%	65.72%	63.05%	83.11%	79.84%	63.90%
A – Ref	79.26%	64.47%	58.36%	83.56%	81.05%	62.75%
A	77.42%	77.04%	58.94%	88.00%	75.00%	76.50%
Ref	75.58%	65.41%	58.65%	77.78%	75.81%	63.61%

Tabla 9 Resultados del clasificador SVM para el paciente B, segmentación Bm.

Bases de PCA	Puntos Vasculares					
	S – A	S – R	S – Ref	A – R	A – Ref	R – Ref
A – Ref – S – R	71.56%	75.24%	85.71%	77.33%	85.11%	70.24%
A – Ref – S	71.10%	74.92%	87.54%	78.22%	86.38%	68.45%
A – Ref	71.10%	76.18%	82.37%	79.11%	77.87%	65.48%
A	69.72%	70.85%	66.26%	78.67%	73.62%	60.71%
Ref	70.18%	72.10%	78.42%	78.67%	75.32%	63.10%

Tabla 10 Resultados del clasificador SVM para el paciente C, segmentación F4.

Bases de PCA	Puntos Vasculares					
	S – A	S – R	S – Ref	A – R	A – Ref	R – Ref
A – Ref – S – R	89.39%	90.77%	88.89%	71.64%	69.23%	50.00%
A – Ref – S	86.36%	90.77%	87.30%	68.66%	67.69%	51.56%
A – Ref	81.82%	86.15%	84.13%	67.16%	75.38%	62.50%
A	86.36%	84.62%	85.71%	64.18%	64.62%	50.00%
Ref	69.70%	87.69%	82.54%	70.15%	78.46%	53.13%

Tabla 11 Resultados del clasificador SVM para el paciente C, segmentación Fm.

Bases de PCA	Puntos Vasculares					
	S – A	S – R	S – Ref	A – R	A – Ref	R – Ref
A – Ref – S – R	90.91%	93.65%	90.16%	72.31%	74.60%	55.00%
A – Ref – S	92.42%	93.65%	93.44%	69.23%	69.84%	56.67%
A – Ref	87.88%	88.89%	86.89%	64.62%	69.84%	58.33%
A	89.39%	88.89%	90.16%	56.92%	61.90%	65.00%
Ref	87.88%	87.30%	86.89%	66.15%	69.84%	55.00%

Tabla 12 Resultados del clasificador SVM para el paciente C, segmentación Bm.

Bases de PCA	Puntos Vasculares					
	S – A	S – R	S – Ref	A – R	A – Ref	R – Ref
A – Ref – S – R	95.52%	98.46%	95.38%	89.06%	76.56%	59.68%
A – Ref – S	94.03%	98.46%	96.92%	85.94%	71.88%	54.84%
A – Ref	94.03%	98.46%	95.38%	87.50%	75.00%	56.45%
A	94.03%	95.38%	95.38%	76.56%	68.75%	43.55%
Ref	95.52%	95.38%	95.38%	87.50%	67.19%	59.68%

Curiosamente, en el paciente B se consigue una distinción moderada entre Anastomosis y Reparado, más no así en el caso de Estenosis y Anastomosis. Este hecho es intrigante, puesto que en ese caso “Reparado” debería ser parecido a “Estenosis” por la cirugía fallida. En la Figura 22 se muestra la distribución de

coeficientes de PCA para el paciente B, y en la Figura 23 se muestra una del paciente A donde se obtuvieron resultados altos de clasificación.

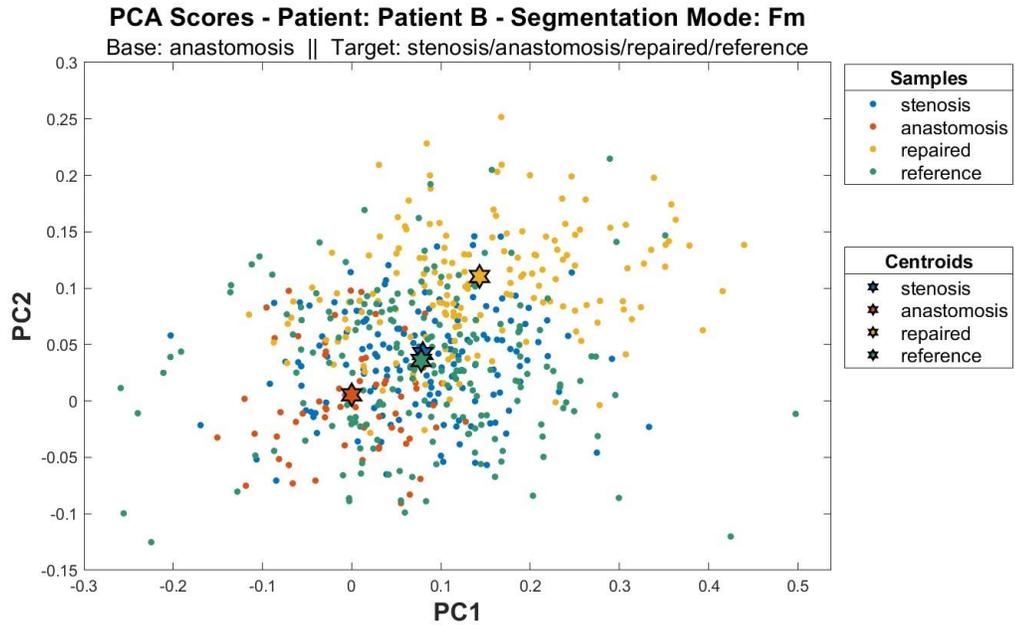


Figura 22 Demostración de paciente B y uno de los casos en que resultó una buena clasificación para Anastomosis y Reparado.

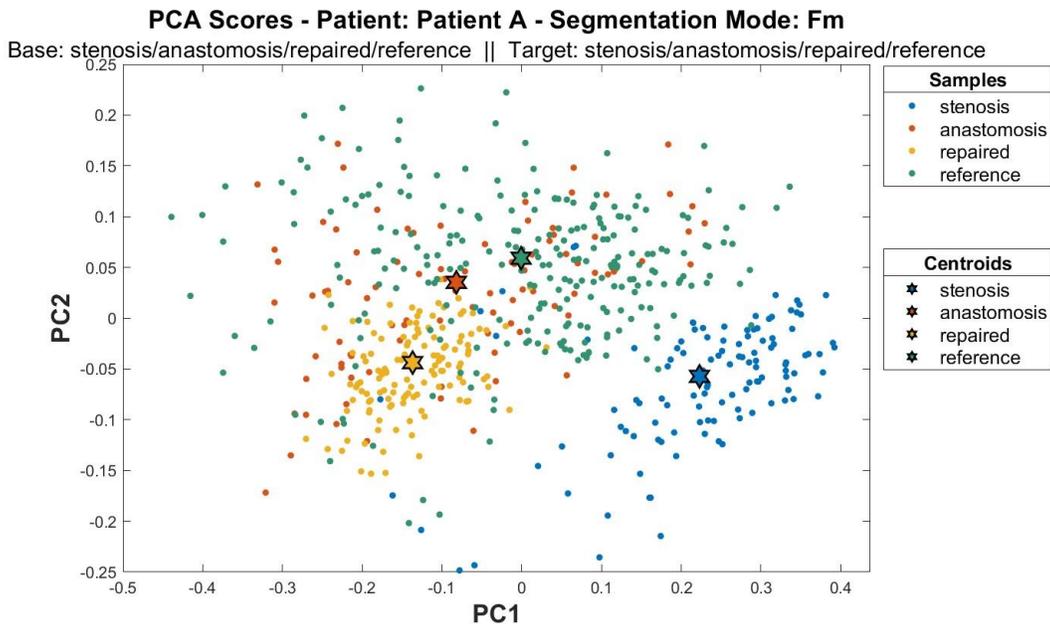


Figura 23 Demostración de coeficientes de PCA para el paciente A, el cual obtuvo altos resultados de clasificación.

En el caso de pacientes con resultados exitosos de intervención quirúrgica, pacientes A y C, se notó que los centroides de Estenosis y Reparado suelen separarse considerablemente, algo que se comprobó con los resultados de la clasificación realizada en los trabajos [3], [58]. Entre dichos pacientes, la gran diferencia yace hacia dónde se posiciona Reparado; para el paciente A, se aleja del resto de observaciones, mientras que el paciente C lo posiciona cerca de Anastomosis y Referencia, esto se puede notar en la Figura 24.

En el caso de paciente B, lo que parece ser bastante común es que Referencia tenga un centroide bastante cercano a Estenosis y los tipos de puntos vasculares más lejanos entre sí parecen ser Anastomosis y Reparado, el cual es también un tipo de observación estenótico. Estas observaciones de centroides y distribución de puntos se pueden apreciar en Figura 25, Figura 26, y Figura 27.

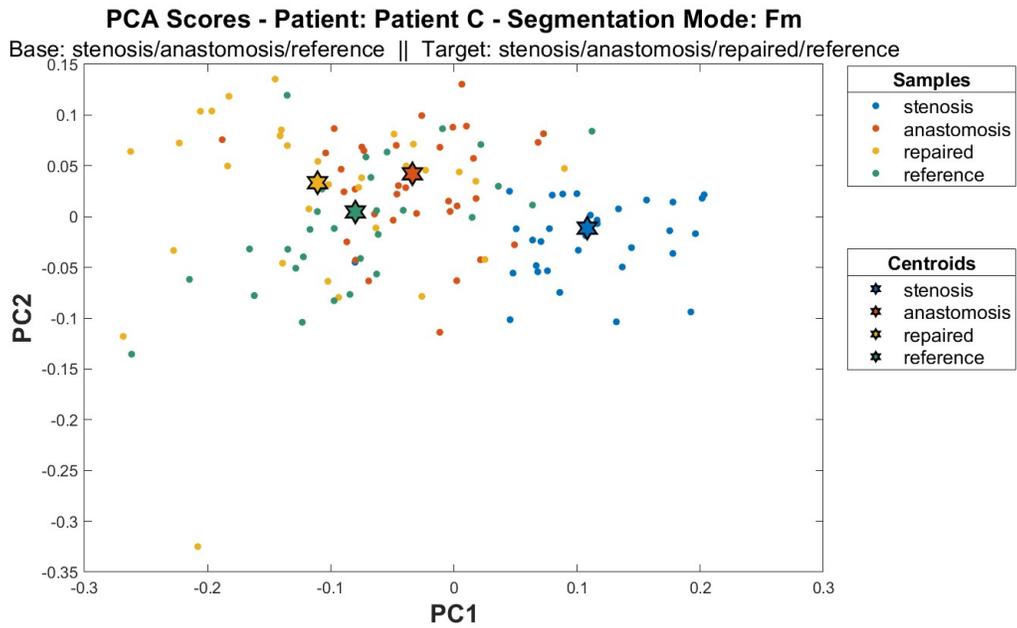


Figura 24 Demostración de coeficientes de PCA para el paciente C.

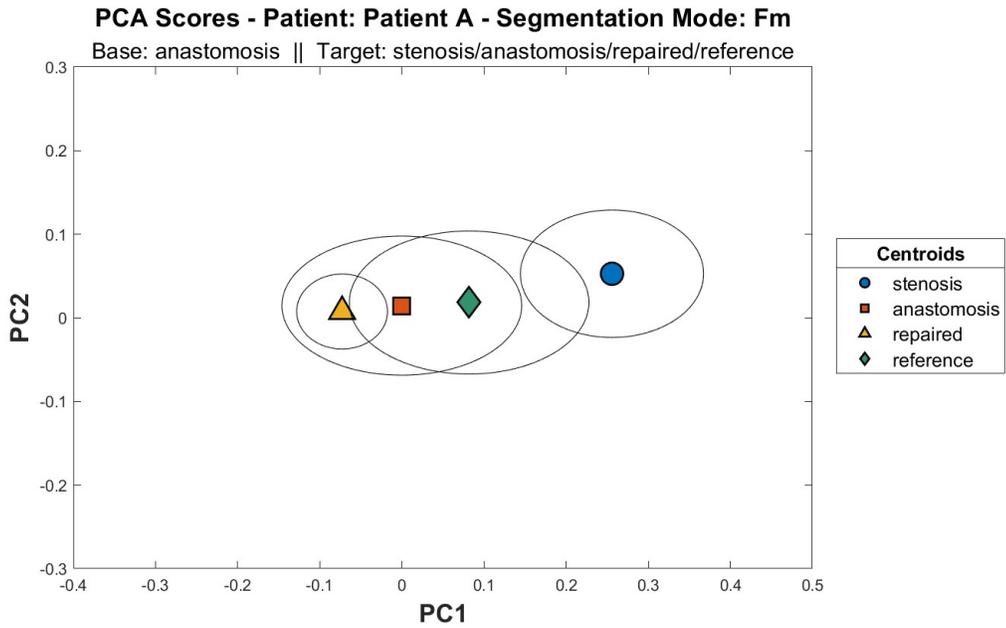


Figura 25 Distribución de coeficientes de PCA. Paciente A.

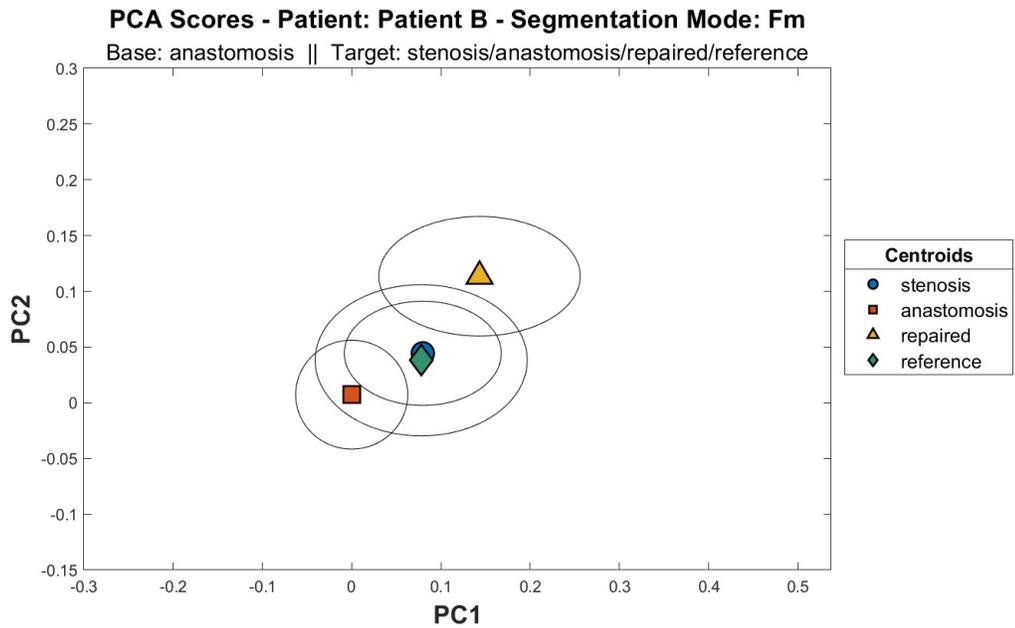


Figura 26 Distribución de coeficientes de PCA. Paciente B.

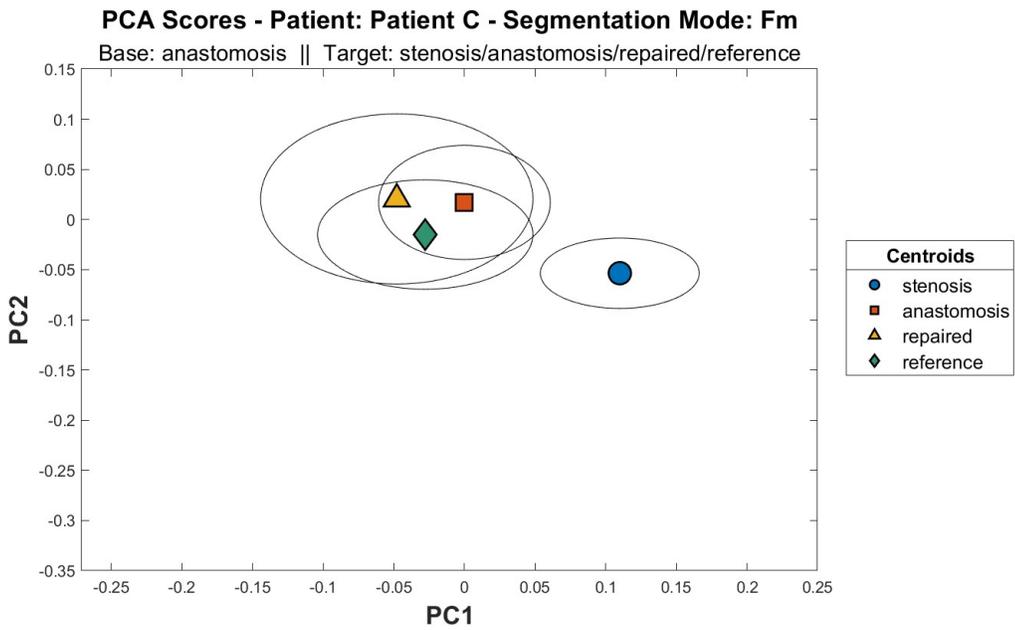


Figura 27 Distribución de coeficientes de PCA. Paciente C.

El siguiente experimento de tipo intra-paciente realizado fue utilizar la transformada de Wavelet Diádica, del mismo modo que fue aplicada en [67]. Los rangos de los coeficientes de Wavelet se pueden apreciar en la Tabla 2.

A diferencia de PCA, se utilizó una segmentación distinta, esta incluye 200 ms tanto hacia atrás como adelante del máximo. Debido a la poca cantidad de observaciones disponibles, solo se realizó una visualización de los resultados por sub-bandas para establecer posibles relaciones que puedan enfocarse en futuros estudios.

En el caso de la transformada de wavelet diádica, se pudo comprobar que el rango establecido por Vásquez *et al.*, sigue siendo válido (>250 Hz). Estos resultados se pueden apreciar en Figura 28, Figura 29, y Figura 30.

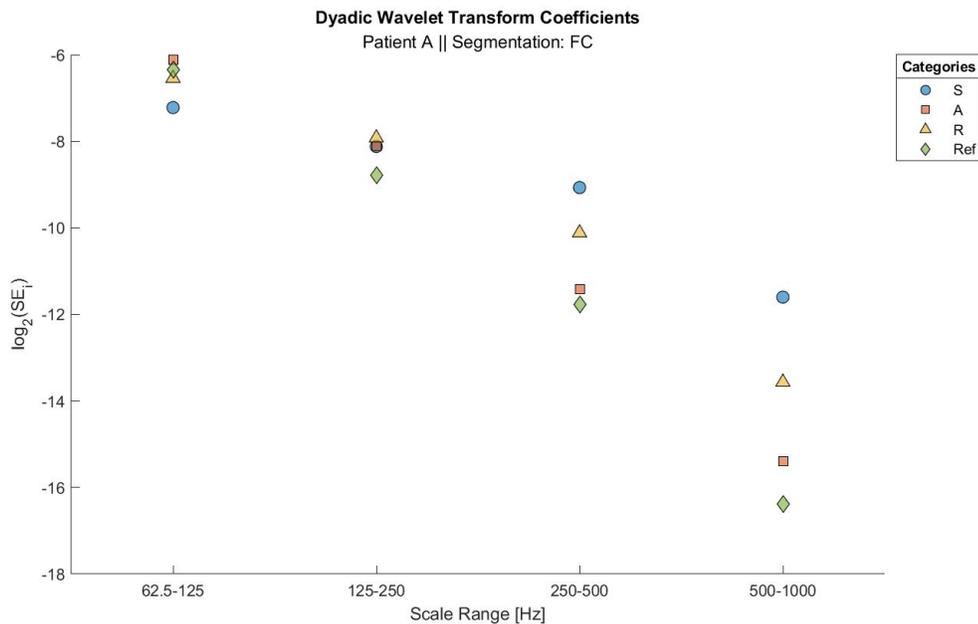


Figura 28 Coeficientes de Transformada de Wavelet Diádica. Paciente A.

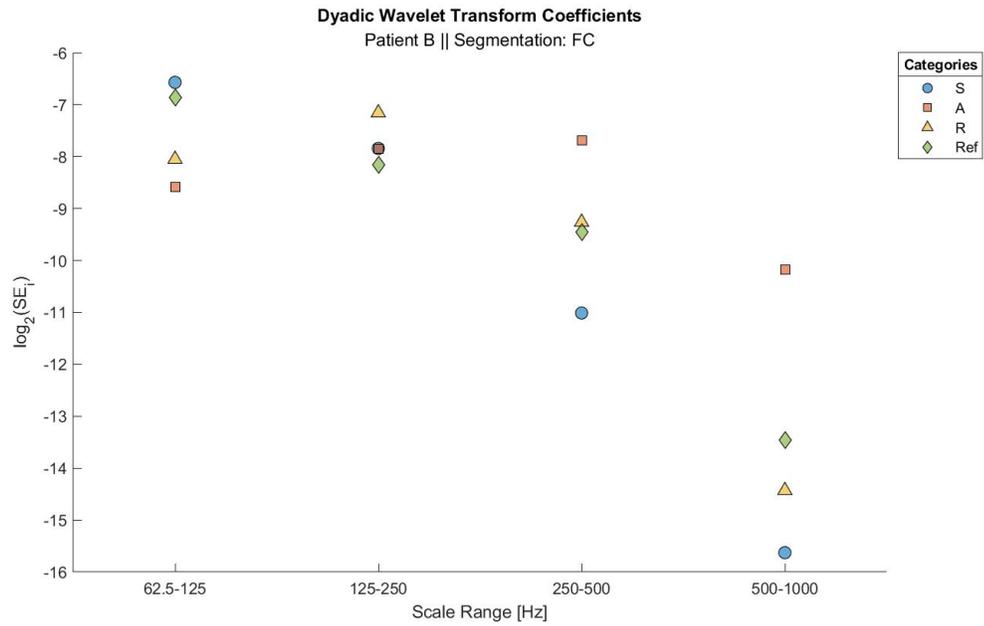


Figura 29 Coeficientes de Transformada de Wavelet Diádica. Paciente B.

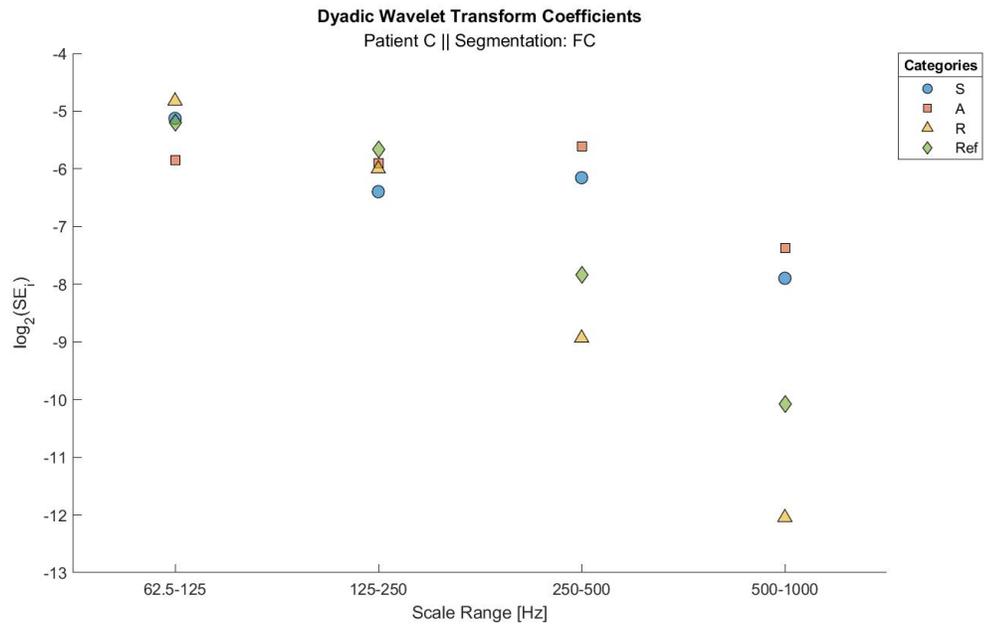


Figura 30 Coeficientes de Transformada de Wavelet Diádica. Paciente C.

Para el siguiente experimento, se utilizó la transformada de Wavelet por medio de descomposición de paquetes (Packet Decomposition), la cual permite la división del contenido de frecuencias en sub-bandas de igual ancho de banda; siguiendo el trabajo de [67], [70], [71], se decidió dividir el rango de frecuencia de la observación en 8 sub-bandas de 125 Hz. El resultado de ello se puede apreciar en Figura 31, Figura 32, y Figura 33.

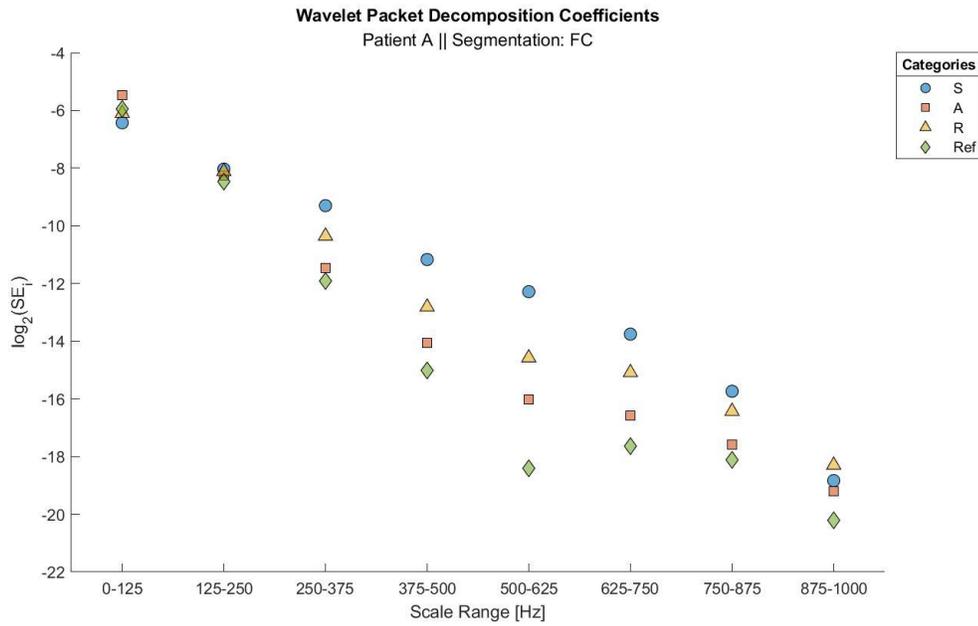


Figura 31 Coeficientes de Wavelet Packet Decomposition. Paciente A.

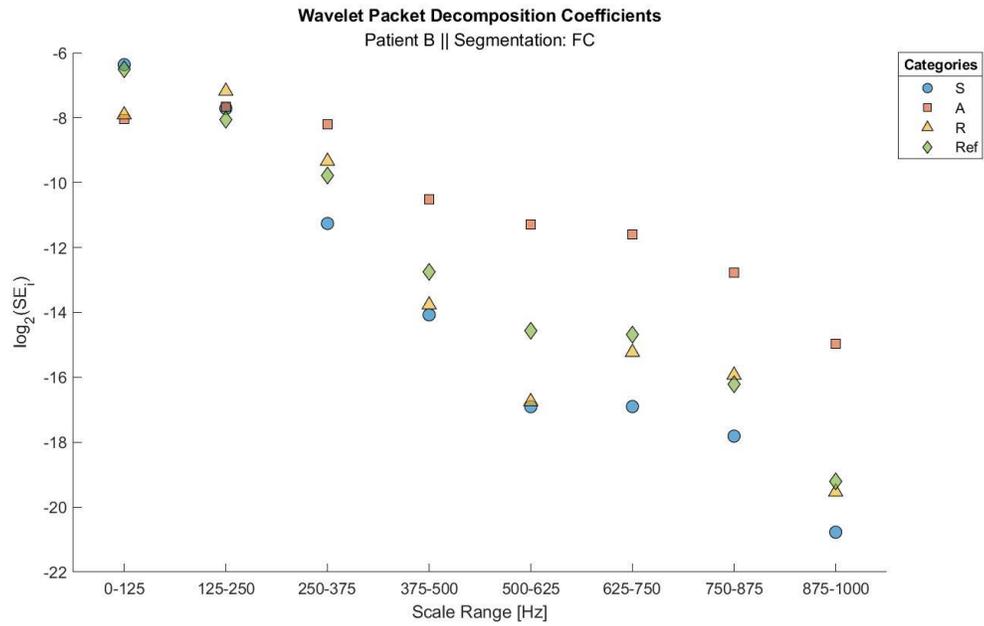


Figura 32 Coeficientes de Wavelet Packet Decomposition. Paciente B.

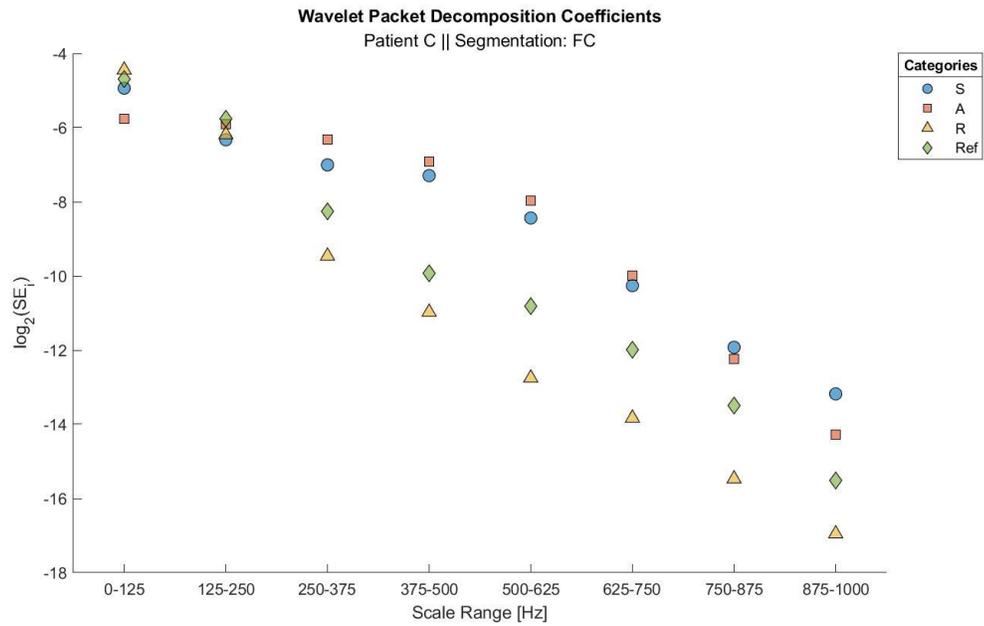


Figura 33 Coeficientes de Wavelet Packet Decomposition. Paciente C.

El rango de mayor separación entre categorías va desde 375 Hz hasta 750 Hz. Estenosis se suele separar de reparado y referencia en los pacientes con intervenciones exitosas. Algo a tomar en cuenta es que en este análisis se notaron los siguientes hechos:

- La sub-banda 5 (500-625 Hz) posee una gran separación entre las categorías más alejadas entre sí.
- La última sub-banda (875-1000 Hz), durante el paciente C, estenosis se separa considerablemente del resto, la cual es la banda elegida en [71].

4.12.2. Nivel inter-paciente

Durante el presente nivel, se empleó la técnica de PCA. La base de datos empleada fue la misma que en intra-paciente; algo a tener en cuenta es que se cambió la categoría de “Reparado” a “Estenosis” en el caso de las observaciones del paciente B.

Se tuvo como objetivo tratar de comprobar si las configuraciones probadas en intra-paciente, también son válidas para clasificar cuando se unifican todos los datos. Es decir, algo que no dependa de particularidades individuales específicas.

Al igual que en intra-paciente, se probaron distintas combinaciones para la selección de kernels, validación cruzada, y configuración de las funciones del toolbox de Matlab. Los resultados del clasificador se pueden ver en Tabla 13, Tabla 14 y Tabla 15.

Tabla 13 Resultados del clasificador SVM inter-paciente, segmentación F4.

Bases de PCA	Puntos Vasculares					
	S – A	S – R	S – Ref	A – R	A – Ref	R – Ref
A – Ref – S – R	78.87%	89.08%	60.79%	64.87%	73.67%	79.87%
A – Ref – S	79.79%	88.61%	59.94%	63.74%	74.43%	80.35%
A – Ref	79.63%	88.61%	59.08%	65.44%	74.12%	80.50%
A	79.48%	87.66%	57.59%	64.59%	73.97%	79.87%
Ref	80.09%	88.77%	58.87%	66.29%	74.12%	79.72%

Tabla 14 Resultados del clasificador SVM inter-paciente, segmentación Fm.

Bases de PCA	Puntos Vasculares					
	S – A	S – R	S – Ref	A – R	A – Ref	R – Ref
A – Ref – S – R	88.36%	95.87%	75.11%	90.31%	80.12%	89.14%
A – Ref – S	87.75%	94.13%	72.63%	88.89%	78.74%	84.82%
A – Ref	87.60%	94.60%	73.28%	89.74%	78.27%	85.94%
A	88.06%	97.62%	73.28%	92.31%	81.66%	89.30%
Ref	79.17%	87.14%	65.30%	71.23%	71.96%	80.99%

Tabla 15 Resultados del clasificador SVM inter-paciente, segmentación Bm.

Bases de PCA	Puntos Vasculares					
	S – A	S – R	S – Ref	A – R	A – Ref	R – Ref
A – Ref – S – R	78.26%	92.00%	69.32%	77.52%	77.23%	78.82%
A – Ref – S	78.42%	92.16%	69.09%	77.81%	78.50%	78.98%
A – Ref	77.95%	92.48%	67.77%	76.66%	76.59%	77.34%
A	77.48%	91.84%	66.67%	73.20%	76.27%	78.16%
Ref	77.64%	92.32%	67.77%	75.50%	75.64%	77.34%

El mejor parámetro para tratar de clasificar la mayor cantidad de combinaciones de los tipos de observaciones fue “Fm”, usando como funciones base todas las categorías. También, se notó la consistencia que Estenosis y Referencia son casi indiferenciables; su mejor caso de una posible separación se aprecia en la Figura 34, en donde, a pesar del solapamiento en el plano, se ve la formación de clústeres separados.

Otro caso similar a esto último es el de Anastomosis y Referencia, siempre usando el parámetro “Fm” y la mejor base global apreciada en este caso. La diferencia es que los clústeres tienden a separarse ligeramente mejor, ello se puede apreciar en la Figura 35. Adicionalmente, los clústeres del mejor resultado (Estenosis y Reparado) se pueden apreciar en la Figura 36.

En el caso de ubicación común entre los distintos tipos de observaciones, se notó que cuando existe concentración de observaciones como es el caso del parámetro “Bm”, Estenosis tiende a separarse lo más posible de Reparado, mientras que Anastomosis y Referencia se encuentran relativamente cerca y en medio de Estenosis y Reparado. Esto se puede apreciar en la Figura 37.

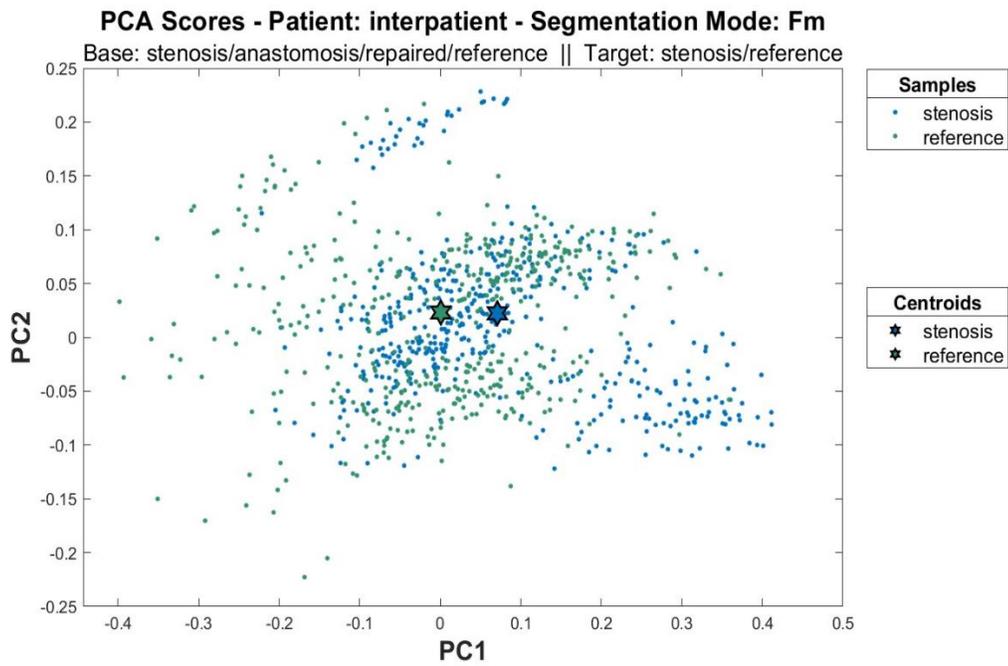


Figura 34 Inter-paciente, Estenosis y Referencia, segmentación Fm.

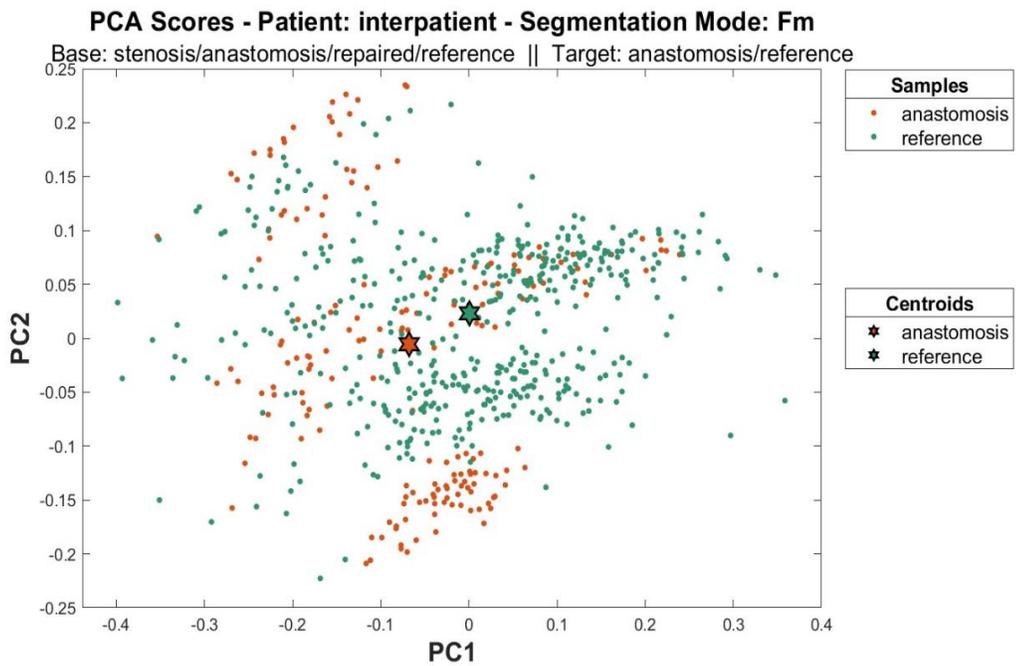


Figura 35 Inter-paciente, Anastomosis y Referencia, segmentación Fm.

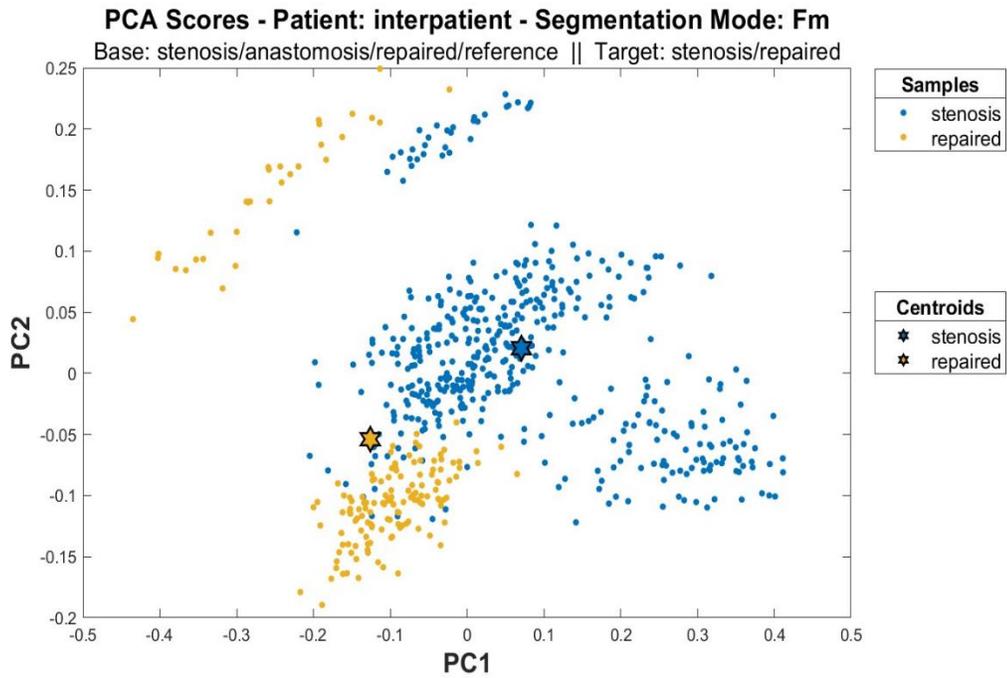


Figura 36 Inter-paciente, Estenosis y Reparado, segmentación Fm.

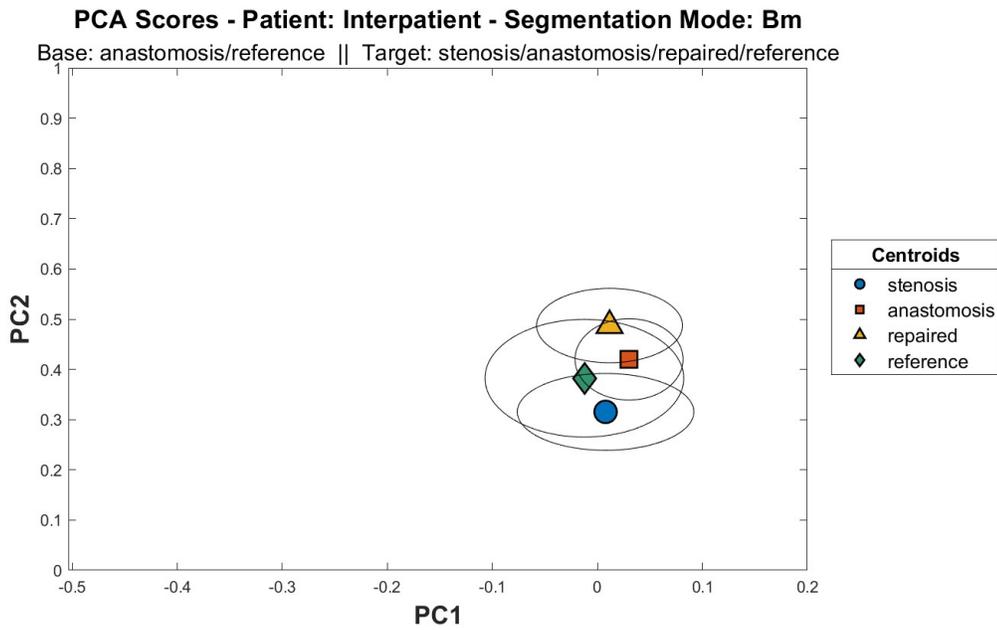


Figura 37 Inter-paciente, ejemplo de distribución de coeficientes PCA si se usa segmentación Bm.

La razón por la cual no se llevó a cabo un nivel inter-paciente para la transformada de Wavelet, tanto su versión diádica como la descomposición de paquetes, se debe a que en el caso de la energía es muy dependiente por paciente. Podría estar ocurriendo por elementos que escapan el control al momento de hacer la medición como el flujo instantáneo de ml/s en la fístula, vena y arteria que lo componen, y el diámetro de los vasos sanguíneos. Además, el análisis inter-paciente equivaldría a poner todos los puntos en una sola gráfica, lo cual dificultaría su visualización y solo acabaría demostrando que las tendencias son similares a las descritas en el nivel intra-paciente.

5. Conclusión

En el presente trabajo se llevó a cabo un estudio comparativo de sonidos vasculares en Fístulas arteriovenosas (FAV) mediante la extracción de características en el dominio del tiempo y la frecuencia, haciéndose esto en una base de datos de tres pacientes que constan con grabaciones en la anastomosis, en lesiones estenóticas antes y después de la cirugía de corrección de estenosis (denominado angioplastia), y en puntos vasculares sanos.

Primeramente, se realizó una etapa de pre-acondicionamiento de las señales para eliminar componentes no deseadas, todo esto mediante filtros digitales de fase cero.

En el caso para extraer propiedades en el dominio del tiempo, nos apoyamos en trabajos previos donde se definieron tres características esenciales: F_4 , F_m , y B_m ; que fueron definidas en [58]. Para estas señales se utilizó como pre-acondicionamiento, un filtro paso alto de 200 Hz y la obtención de la envolvente mediante la transformada de Hilbert. En cambio, para las características en el dominio de la frecuencia, se empleó la transformada de Wavelet original o diádica, y la versión de descomposición de paquetes, que permite un análisis en sub-bandas más detallado; esto con el propósito de extraer la cantidad de energía en las bandas definidas.

Para poder establecer relaciones de similitud y diferencias utilizamos máquinas de vector de soporte (SVM en sus siglas en inglés), así mismo, utilizamos técnicas de validación cruzada, debido a que el tamaño de la base de datos es relativamente pequeño. Para el análisis de los datos, se trabajó primero por paciente (nivel intra-paciente) y subsecuentemente todas las grabaciones se agruparon por clase.

En el nivel intra-paciente, logramos identificar que las características dominantes para construir el espacio vectorial se dan al utilizar “Fm” y los puntos estenóticos parecen separarse de los puntos vasculares sanos, anastomosis y puntos estenóticos corregidos por la angioplastia, alcanzando valores de clasificación tan altos como 98.39% y 93.65%, para paciente A y C respectivamente; con la excepción del paciente B, caso con la intervención quirúrgica fallida, el cual sus puntos estenóticos solo tuvieron una diferencia moderada con anastomosis, con un valor de clasificación tan alto como 80.18%. La razón de ello puede deberse a diferencias morfológicas propias de cada individuo.

En el caso de la transformada de Wavelet, para la transformada original o diádica se corroboró nuevamente el rango propuesto en [67]; también, se notó que los puntos estenóticos se separan de los puntos corregidos por angioplastia y los puntos vasculares sanos en el caso de los pacientes con resultados quirúrgicos exitosos (A y C). Durante la descomposición de paquetes (Wavelet Packet Decomposition), dicha separación de puntos vasculares se mantiene para los pacientes sanos, y el rango de frecuencia donde existe una separación considerable entre las categorías ocurre en 375-750 Hz; no obstante, esto puede deberse al caso particular del paciente A (morfología del paciente). Adicionalmente se comprobó que existe una separación considerable en el rango de 500-625 Hz, y un caso en donde estenosis se aleja del resto en el rango de 875-1000 Hz, algo que ya se ha reportado en [71].

Para el nivel inter-paciente, se logró identificar que “Fm” sigue siendo dominante al utilizar PCA, alcanzando valores tan altos de clasificación como 97.62%. Algo notable a destacar es que usando únicamente los puntos anastomóticos para crear las funciones bases de PCA, se pueden llegar a alcanzar grandes valores de clasificación.

6. Recomendaciones

Dado a los alcances del estudio se recomiendan realizar investigaciones futuras para analizar cómo es afectada la señal una vez que ha sido escalada en el tiempo con la finalidad de observar las ventajas y desventajas en comparación al utilizar análisis espectral.

Se recomienda realizar futuras investigaciones para determinar la utilidad del uso de filtros por medio de banco de filtro con Wavelet para el pre-acondicionamiento de las señales. Esto podría mejorar el desempeño del análisis en el dominio del tiempo y la frecuencia.

Recomendamos validar otra técnica para el procesamiento de las señales, la cual es utilizar un filtro amplificador de murmullos (bruit-enhancing filter), ello con el fin de observar las implicaciones consecuentes en el análisis espectral.

Es necesario hacer experimentos con una base de datos mucho mayor para someter el algoritmo a una evaluación estadística más exigente, debido a que solo tuvimos acceso a una base de solamente tres pacientes.

7. Bibliografía

- [1] “Glossary”. USRDS, 2018.
- [2] M. Tonelli, K. Jindal, D. Hirsch, S. Taylor, C. Kane, y S. Henbrey, “Screening for subclinical stenosis in native vessel arteriovenous fistulae.”, *J. Am. Soc. Nephrol. JASN*, vol. 12, núm. 8, pp. 1729–1733, ago. 2001.
- [3] M. A. Munguía Mena, “Analysis of the vascular sounds of the arteriovenous fistula”, Lund University, Lund, Sweden, 2011.
- [4] J. A. R. Hernández y E. G. Parra, “Vigilancia y seguimiento del acceso vascular”, p. 14.
- [5] “What is Anastomosis? - Definition & Types”, Study.com. Consultado: el 31 de mayo de 2020. [En línea]. Disponible en: <https://study.com/academy/lesson/what-is-anastomosis-definition-types.html>
- [6] A. A. Safa, K. Valji, A. C. Roberts, T. W. Ziegler, R. J. Hye, y S. B. Oglevie, “Detection and treatment of dysfunctional hemodialysis access grafts: effect of a surveillance program on graft patency and the incidence of thrombosis.”, *Radiology*, vol. 199, núm. 3, pp. 653–657, 1996, doi: 10.1148/radiology.199.3.8637982.
- [7] C. N. Sousa, P. Teles, V. F. F. Dias, J. L. A. Apóstolo, M. H. J. S. Figueiredo, y M. M. Martins, “Physical examination of arteriovenous fistula: The influence of professional experience in the detection of complications: Physical examination of AVF”, *Hemodial. Int.*, vol. 18, núm. 3, pp. 695–699, jul. 2014, doi: 10.1111/hdi.12170.
- [8] M. Munguía M, P. Vásquez, E. Mattsson, y B. Mandersson, “Acoustical detection of venous stenosis in hemodialysis patients using principal component analysis”, en *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, Buenos Aires: IEEE, ago. 2010, pp. 3654–3657. doi: 10.1109/IEMBS.2010.5627439.
- [9] K. Miller, “When Do I Need Dialysis?”, WebMD. [En línea]. Disponible en: <https://www.webmd.com/a-to-z-guides/kidney-dialysis>
- [10] H. N. Murdeshwar y F. Anjum, “Hemodialysis”, en *StatPearls*, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2022. Consultado: el 1 de febrero de 2023. [En línea]. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK563296/>

- [11] A. Green, "Dialysis: principles and treatment options", *The Pharmaceutical Journal*. Consultado: el 9 de enero de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://pharmaceutical-journal.com/article/ld/dialysis-principles-and-treatment-options>
- [12] H. Salinas-Freire, O. Pérez-Ones, y S. Rodríguez-Muñoz, "Estado del arte. Métodos de desalinización de agua", *Rev. Ing. UC*, vol. 28, núm. 2, pp. 212–226, sep. 2021, doi: 10.54139/revinguc.v28i2.21.
- [13] H. N. Murdeshwar y F. Anjum, "Hemodialysis", en *StatPearls*, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2023. [En línea]. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK563296/>
- [14] M. J. Brescia, J. E. Cimino, K. Appel, y B. J. Hurwich, "Chronic Hemodialysis Using Venipuncture and a Surgically Created Arteriovenous Fistula", *N. Engl. J. Med.*, vol. 275, núm. 20, pp. 1089–1092, nov. 1966, doi: 10.1056/NEJM196611172752002.
- [15] C. Ashley y C. Morlidge, Eds., *Introduction to renal therapeutics*. London: Pharmaceutical Press, 2008.
- [16] "fistula", *Wiktionary, the free dictionary*. el 19 de junio de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://en.wiktionary.org/w/index.php?title=fistula&oldid=73500344>
- [17] U. F. O. Themes, "Arteriovenous Fistulas", *Radiology Key*. [En línea]. Disponible en: <https://radiologykey.com/arteriovenous-fistulas/>
- [18] M. Wasse y G. A. Beathard, "Vascular Access", en *Chronic Kidney Disease, Dialysis, and Transplantation*, Elsevier, 2019, pp. 361-378.e5. doi: 10.1016/B978-0-323-52978-5.00023-9.
- [19] National Kidney Foundation, "Todo lo que necesitas sobre el Acceso Vascular". 2007.
- [20] A. Iqbal y A. Baig, "Management of Dialysis Access", en *Office-Based Endovascular Centers*, Elsevier, 2020, pp. 253–263. doi: 10.1016/B978-0-323-67969-5.00032-0.
- [21] M. S. Lemson, *Intimal hyperplasia in prosthetic vascular access: the effect of flow variation and anastomotic geometry on its development*. [S.l.: s.n.], 2000.

- [22] S. Sivanesan, "Sites of stenosis in AV fistulae for haemodialysis access", *Nephrol. Dial. Transplant.*, vol. 14, núm. 1, pp. 118–120, ene. 1999, doi: 10.1093/ndt/14.1.118.
- [23] J. T. Daugirdas, P. G. Blake, y T. S. Ing, Eds., *Handbook of dialysis*, Fifth edition. Philadelphia: Wolters Kluwer Health, 2015.
- [24] C. Y. Rao *et al.*, "Contaminated product water as the source of *Phialemonium curvatum* bloodstream infection among patients undergoing hemodialysis", *Infect. Control Hosp. Epidemiol.*, vol. 30, núm. 9, pp. 840–847, sep. 2009, doi: 10.1086/605324.
- [25] C. E. Lok y M. H. Mokrzycki, "Prevention and management of catheter-related infection in hemodialysis patients", *Kidney Int.*, vol. 79, núm. 6, pp. 587–598, mar. 2011, doi: 10.1038/ki.2010.471.
- [26] M. Allon, "Dialysis catheter-related bacteremia: treatment and prophylaxis", *Am. J. Kidney Dis. Off. J. Natl. Kidney Found.*, vol. 44, núm. 5, pp. 779–791, nov. 2004.
- [27] J. M. Conly, K. Grieves, y B. Peters, "A prospective, randomized study comparing transparent and dry gauze dressings for central venous catheters", *J. Infect. Dis.*, vol. 159, núm. 2, pp. 310–319, feb. 1989, doi: 10.1093/infdis/159.2.310.
- [28] A. Harish y M. Allon, "Arteriovenous graft infection: a comparison of thigh and upper extremity grafts", *Clin. J. Am. Soc. Nephrol. CJASN*, vol. 6, núm. 7, pp. 1739–1743, jul. 2011, doi: 10.2215/CJN.00490111.
- [29] F. J. Albers, "Causes of hemodialysis access failure", *Adv. Ren. Replace. Ther.*, vol. 1, núm. 2, pp. 107–118, jul. 1994, doi: 10.1016/s1073-4449(12)80042-2.
- [30] A. Mudoni *et al.*, "Aneurysms and pseudoaneurysms in dialysis access", *Clin. Kidney J.*, vol. 8, núm. 4, pp. 363–367, ago. 2015, doi: 10.1093/ckj/sfv042.
- [31] G. Pasklinsky *et al.*, "Management of true aneurysms of hemodialysis access fistulas", *J. Vasc. Surg.*, vol. 53, núm. 5, pp. 1291–1297, may 2011, doi: 10.1016/j.jvs.2010.11.100.
- [32] T.-H. Yang, C.-H. Lee, C.-S. Tsai, y Y.-T. Tsai, "Successful surgical treatment of a rupture to an arteriovenous fistula aneurysm", *Cardiovasc. J. Afr.*, vol. 20, núm. 3, pp. 196–197, 2009.

- [33] D. Davidson *et al.*, “Steal syndrome complicating upper extremity hemoaccess procedures: incidence and risk factors”, *Can. J. Surg. J. Can. Chir.*, vol. 46, núm. 6, pp. 408–412, dic. 2003.
- [34] L. M. Spergel, P. Ravani, P. Roy-Chaudhury, A. Asif, y A. Besarab, “Surgical salvage of the autogenous arteriovenous fistula (AVF)”, *J. Nephrol.*, vol. 20, núm. 4, pp. 388–398, 2007.
- [35] C. L. Wixon, J. D. Hughes, y J. L. Mills, “Understanding strategies for the treatment of ischemic steal syndrome after hemodialysis access¹”, *J. Am. Coll. Surg.*, vol. 191, núm. 3, pp. 301–310, sep. 2000, doi: 10.1016/S1072-7515(00)00335-5.
- [36] J. H. M. Tordoir, R. Dammers, y F. M. van der Sande, “Upper Extremity Ischemia and Hemodialysis Vascular Access”, *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, vol. 27, núm. 1, pp. 1–5, ene. 2004, doi: 10.1016/j.ejvs.2003.10.007.
- [37] G. Beathard, “A Practitioner’s Resource Guide To Physical Examination of Dialysis Vascular Access. Fistula First Project.” 2004.
- [38] J. A. R. Hernández y E. G. Parra, “Vigilancia y seguimiento del acceso vascular”, p. 14.
- [39] A. A. Safa, K. Valji, A. C. Roberts, T. W. Ziegler, R. J. Hye, y S. B. Oglevie, “Detection and treatment of dysfunctional hemodialysis access grafts: effect of a surveillance program on graft patency and the incidence of thrombosis.”, *Radiology*, vol. 199, núm. 3, pp. 653–657, jun. 1996, doi: 10.1148/radiology.199.3.8637982.
- [40] M. Ferring, J. Henderson, A. Wilmlink, y S. Smith, “Vascular ultrasound for the pre-operative evaluation prior to arteriovenous fistula formation for haemodialysis: review of the evidence”, *Nephrol. Dial. Transplant.*, vol. 23, núm. 6, pp. 1809–1815, mar. 2008, doi: 10.1093/ndt/gfn001.
- [41] Nephrology Department, Centro Hospitalar e Universitário de São João, Oporto, Portugal *et al.*, “Doppler Ultrasound in Vascular Access care: the pearls and pitfalls of flow volume measurement”, *Port. J. Nephrol. Hypertens.*, vol. 34, núm. 1, abr. 2020, doi: 10.32932/pjnh.2020.04.061.
- [42] J. R. A. Lopes, A. L. de B. Marques, y J. A. Correa, “The influence of a doppler ultrasound in arteriovenous fistula for dialysis failure related to some risk factors”, *J. Bras. Nefrol. Orgao Of. Soc. Bras. E Lat.-Am. Nefrol.*, vol. 42, núm. 2, pp. 147–152, abr. 2020, doi: 10.1590/2175-8239-JBN-2019-0080.

- [43] J. SANDS, D. GLIDDEN, y C. MIRANDA, “Hemodialysis Access Flow Measurement: Comparison of Ultrasound Dilution and Duplex Ultrasonography”, *ASAIO J.*, vol. 42, núm. 5, 1996, [En línea]. Disponible en: https://journals.lww.com/asaiojournal/Fulltext/1996/09000/Hemodialysis_Access_Flow_Measurement__Comparison.122.aspx
- [44] J. Ibeas *et al.*, “Spanish Clinical Guidelines on Vascular Access for Haemodialysis”, *Nefrol. Engl. Ed.*, vol. 37, pp. 1–191, 2017, doi: 10.1016/S2013-2514(19)30100-2.
- [45] P. Wiese y B. Nonnast-Daniel, “Colour Doppler ultrasound in dialysis access”, *Nephrol. Dial. Transplant. Off. Publ. Eur. Dial. Transpl. Assoc. - Eur. Ren. Assoc.*, vol. 19, núm. 8, pp. 1956–1963, ago. 2004, doi: 10.1093/ndt/gfh244.
- [46] M. L. Robbin *et al.*, “Hemodialysis access graft stenosis: US detection.”, *Radiology*, vol. 208, núm. 3, pp. 655–661, sep. 1998, doi: 10.1148/radiology.208.3.9722842.
- [47] I. Davidson *et al.*, “Duplex ultrasound evaluation for dialysis access selection and maintenance: a practical guide”, *J. Vasc. Access*, vol. 9, núm. 1, pp. 1–9, 2008.
- [48] P. Blanco, “Volumetric blood flow measurement using Doppler ultrasound: concerns about the technique”, *J. Ultrasound*, vol. 18, núm. 2, pp. 201–204, jun. 2015, doi: 10.1007/s40477-015-0164-3.
- [49] A. Caroli *et al.*, “Validation of a patient-specific hemodynamic computational model for surgical planning of vascular access in hemodialysis patients”, *Kidney Int.*, vol. 84, núm. 6, pp. 1237–1245, dic. 2013, doi: 10.1038/ki.2013.188.
- [50] L. Kamper, T. Faizy, y P. Haage, “Diagnosis and Treatment of Insufficient Dialysis Vascular Access”, *RöFo - Fortschritte Auf Dem Geb. Röntgenstrahlen Bildgeb. Verfahr.*, vol. 187, núm. 05, pp. 360–371, feb. 2015, doi: 10.1055/s-0034-1398826.
- [51] “Saiba mais sobre a Angioplastia percutânea coronária”, *Fisioterapia Cardiológica*. [En línea]. Disponible en: <http://cardiologia.facafisioterapia.net/2016/04/saiba-mais-sobre-angioplastia.html>
- [52] “Magnetic Resonance Angiography (MRA)”. [En línea]. Disponible en: <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/magnetic-resonance-angiography-mra>

- [53] P.-H. Sung, C.-D. Kan, W.-L. Chen, L.-S. Jang, y J.-F. Wang, “Hemodialysis vascular access stenosis detection using auditory spectro-temporal features of phonoangiography”, *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 53, núm. 5, pp. 393–403, may 2015, doi: 10.1007/s11517-014-1241-z.
- [54] S. W. Smith, *The scientist and engineer’s guide to digital signal processing*. San Diego, Calif.: California Technical Pub., 1999.
- [55] M. Kaur, B. Singh, y Seema, “Comparison of different approaches for removal of baseline wander from ECG signal”, en *Proceedings of the International Conference & Workshop on Emerging Trends in Technology - ICWET '11*, Mumbai, Maharashtra, India: ACM Press, 2011, p. 1290. doi: 10.1145/1980022.1980307.
- [56] “Zero-phase digital filtering - MATLAB filtfilt”. [En línea]. Disponible en: <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/filtfilt.html>
- [57] J. Swaminathan, “Envelope and Envelope Recovery”:, p. 8.
- [58] Sergio Junior Santos Cluters y Jorge Josué Villanueva Ortiz, “Procesamiento digital de sonidos vasculares de la fístula arteriovenosa basada en su morfología para detección de estenosis”, Universidad Nacional de Ingeniería, Managua, Nicaragua, 2015.
- [59] K J Blinowska y J Zygiereicz, *Practical biomedical signal analysis using MATLAB*. Boca Raton: CRC Press, 2012.
- [60] D. G. Manolakis y V. K. Ingle, *Applied digital signal processing: theory and practice*. New York: Cambridge University Press, 2011.
- [61] “Multilevel 1-D discrete wavelet transform - MATLAB wavedec”. [En línea]. Disponible en: <https://www.mathworks.com/help/wavelet/ref/wavedec.html>
- [62] “Maximal overlap discrete wavelet packet transform”. [En línea]. Disponible en: <https://www.mathworks.com/help/wavelet/ref/modwpt.html>
- [63] P. Vásquez, “Acoustical Signal Processing of Arterio Venous Fistula Bruits”, Lund University, Lund, Sweden, 2012. [En línea]. Disponible en: <http://rgdoi.net/10.13140/RG.2.1.3833.7120>
- [64] O. Simeone, “A Brief Introduction to Machine Learning for Engineers”, *Found. Trends® Signal Process.*, vol. 12, núm. 3–4, pp. 200–431, 2018, doi: 10.1561/2000000102.

- [65] *Support Vector Machines*. en Information Science and Statistics. New York, NY: Springer New York, 2008. doi: 10.1007/978-0-387-77242-4.
- [66] S. Shalev-Shwartz, Y. Singer, N. Srebro, y A. Cotter, “Pegasos: primal estimated sub-gradient solver for SVM”, *Math. Program.*, vol. 127, núm. 1, pp. 3–30, mar. 2011, doi: 10.1007/s10107-010-0420-4.
- [67] P. O. Vesquez, M. M. Marco, y B. Mandersson, “Arteriovenous fistula stenosis detection using wavelets and support vector machines”, en *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Minneapolis, MN: IEEE, sep. 2009, pp. 1298–1301. doi: 10.1109/IEMBS.2009.5332592.
- [68] “3.1. Cross-validation: evaluating estimator performance”, scikit-learn. [En línea]. Disponible en: https://scikit-learn/stable/modules/cross_validation.html
- [69] D. Hundley, “How and Why to Perform a K-Fold Cross Validation”, Medium. [En línea]. Disponible en: <https://towardsdatascience.com/how-and-why-to-perform-a-k-folds-cross-validation-adf88665893b>
- [70] Y.-N. Wang, C.-Y. Chan, y S.-J. Chou, “The Detection of Arteriovenous Fistula Stenosis for Hemodialysis Based on Wavelet Transform”, vol. 1, núm. 1, p. 7, 2011.
- [71] M. Gram *et al.*, “Stenosis Detection Algorithm for Screening of Arteriovenous Fistulae”, en *15th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics (NBC 2011)*, vol. 34, K. Dremstrup, S. Rees, y M. Ø. Jensen, Eds., en IFMBE Proceedings, vol. 34. , Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2011, pp. 241–244. doi: 10.1007/978-3-642-21683-1_61.