

ÍNDICE MEMORIA

Índice memoria	1
Resum.....	3
Resumen	3
ABSTRACT	3
Agradecimientos	5
Capítulo 1: Introducción	7
1.1. Proceso del weaning.	8
1.2. Parámetros característicos.	9
1.2.1. Medidas funcionales respiratorias.	9
1.2.2. Medidas de la mecánica pulmonar.	12
1.2.3. Medidas de trabajo y esfuerzo respiratorio.	13
1.2.4. Índices predictivos.	14
Capítulo 2: métodos ventilatorios	21
2.1. Introducción.	21
2.2. Métodos ventilatorios.	23
2.2.1. Prueba de ventilación espontánea (PVE).....	23
2.2.2. Ventilación con presión de soporte (PSV):	24
2.2.3. Ventilación mandataria intermitente sincronizada (SIMV):	24
Capítulo 3: Base de datos	27
3.1. Descripción de la base de datos.....	27
3.1.1. Parámetros generales de los pacientes.....	28
3.1.2. Parámetros clínicos de los pacientes.	30
Capítulo 4: Procesado de la señal	33
4.1. Procesado digital de tasa múltiple.....	33
4.2. Filtrado de la señal.	35
4.3. Transformada de Fourier.	37
4.4. Análisis espectral de potencia.....	40
4.4.1. Métodos no paramétricos:	41
4.4.2. Métodos paramétricos.....	44
Capítulo 5: Analisis de los resultados	51
5.1. Parámetros estadísticos.....	51

5.2.	Análisis no paramétrico.	55
5.2.1.	Prueba de Wilcoxon de los rangos signados.	55
5.2.2.	Prueba de Mann-Whitney.	56
5.3.	Análisis discriminante.	58
Capítulo 6: Resultados.....		61
6.1.	Resultados del procesado de la señal.	61
6.1.1.	Análisis de la Transformada de Fourier.	62
6.1.2.	Análisis de la estimación de Yule.	64
6.1.3.	Análisis de la estimación de Welch.	68
6.2.	Resultados del procesado de la señal.	71
6.2.1.	Tablas de resultados de la Transformada de Fourier.	72
6.2.2.	Tablas de resultados de la estimación espectral de Yule.	74
6.2.3.	Tablas de resultados de la estimación espectral de Welch.	79
Conclusiones.		83
Extensiones de futuro.		85
CAPÍTULO 7: Bibliografía.....		87
7.1.	Resultados del procesado de la señal.	87
7.2.	Bibliografía de consulta.	89
Anexos		
1	Evaluación económica.	
2	Programario.	

RESUM

El present projecte reflexa l'estudi del patró respiratori en pacients exposats a la prova d'extracció de la ventilació mecànica. L'estudi es centra en la base de dades WEANDB de la que s'extreuen els valors dels diferents paràmetres clínics per poder diferenciar els pacients en tres grups: grup d'èxit, grup de fracàs i grup de reintubats. Per a la realització del projecte es requereix un processat de senyal, i la realització d'estudis estadístics, estudis d'anàlisi no paramètric i anàlisi discriminant dels resultats extrets de les senyals de la transformada de Fourier, la senyal d'estimació espectral de Yule i la senyal d'estimació espectral de Welch.

RESUMEN

El presente proyecto refleja el estudio del patrón respiratorio en pacientes expuestos a la prueba de extracción de la ventilación mecánica. El estudio se centra en la base de datos WEANDB de la cual se extraen los valores de los diferentes parámetros clínicos para poder diferenciar los pacientes en tres grupos: grupo de éxito, grupo de fracaso y grupo de reintubados. Para la realización del proyecto se requiere un procesamiento de señal, y la realización de estudios estadísticos, de análisis no paramétrico y análisis discriminante de los resultados extraídos de las señales de la transformada de Fourier, la señal de estimación espectral de Yule y la señal de estimación espectral de Welch.

ABSTRACT

This Project reflects the study of respiratory pattern in patients exposed to the extraction test of mechanical ventilation. The study works with WEANDB database of which are extracted the clinical parameters values to differentiate patients into three groups: success, failure and reintubated group. To realization of the project, it requires a signal processing, and the realization of statistical studies, non-parametric studies analysis and discriminates analysis of the results obtained from the Fourier transform signal, the spectral estimation of Yule signal and the spectral estimation Welch signal.

AGRADECIMIENTOS

Me gustaría agradecer este proyecto a mi tutora Beatriz Giraldo Giraldo, por la posibilidad de realizar este trabajo, como por las horas dedicadas a este proyecto en cuestión de soporte, control y correcta realización, así como su disponibilidad a cualquier duda o problema surgido en la elaboración del proyecto.

Me gustaría también agradecer el trabajo a mi madre, por su soporte a mi evolución académica.

CAPÍTULO 1:

INTRODUCCIÓN

La motivación principal de realizar el presente proyecto, es la de ampliar conocimientos de aspectos médicos relacionados con la ingeniería biomédica, así como ampliar la capacidad de redacción de documentos técnicos que pueden ser distribuidos para posteriores estudios sobre la misma materia.

La realización de una intensificación en biomedicina, requiere de este tipo de documentos para poder ampliar de manera propia temas de interés para el estudiante, y poder reflejar el estudio y conocimientos de un tema determinado en un documento escrito.

Las enfermedades respiratorias, están en temas de interés médicos actuales, así como la necesidad de encontrar métodos fiables y precisos para evitar muertes o fallos en pacientes. Este proyecto, pretende el estudio de parámetros y medios para tal fin en pacientes con enfermedades respiratorias, y poder así ampliar el conocimiento general de un problema que aún está en fase de resolución.

El weaning se define como la reducción progresiva del aporte ventilatorio sobre el paciente.

El concepto de weaning se atribuía anteriormente a ambientes clínicos, donde se realizaban extubaciones por parte de enfermeras y terapeutas, siendo estos los que estudiaban los parámetros beneficiosos para realizar el destete correctamente; en los últimos años, el término weaning ha evolucionado, englobando distintas ciencias, y siendo uno de los principales centros de estudio del ámbito respiratorio.

Son muchos los autores y científicos relacionados con este concepto y práctica clínica, y múltiples sus estudios, haciendo del weaning un proceso en mejora de la técnica de ventilación mecánica.

1.1. Proceso del weaning.

Autores como Martin J. Tobin, dividen en proceso del weaning en siete partes, pudiendo realizar estudios con más detalle de las etapas de mayor interés en el estudio de cada paciente.

La etapa 1, consta del pre-weaning, definiendo el concepto como la etapa en la que no es aconsejable realizar la extubación del paciente debido al no cumplimiento de las necesidades básicas obtenidas de protocolos clínicos o de estudios anteriores. Si se realizara una desconexión en esta etapa, el índice de fracaso sería muy elevado. La etapa 1, es una etapa de paso obligado por todo paciente, y muchos de ellos no superan esta etapa, muriendo con anterioridad.

La etapa 2, consta del periodo en el que el médico contempla la posibilidad de la realización del proceso de destete. En esta etapa, el médico procede al estudio individual del paciente.

La etapa 3, consta del periodo en el que el médico obtiene e interpreta los índices predictivos necesarios para poder realizar un proceso de estudio para contemplar la viabilidad del weaning en el paciente. Es necesaria una correcta interpretación de los resultados por parte del médico, debido a la importancia de ello en el éxito del weaning, siendo de ayuda el contraste de resultados con los protocolos establecidos, y los estudios realizados con anterioridad.

La etapa 4, consta del periodo en el que va disminuyendo el soporte ventilatorio sobre el paciente de manera completa (T-tube) o de manera gradual.

En la etapa 5 se procede a la extubación del paciente en los casos favorables de la etapa 4, o la restitución de la VM en los casos no favorables de la etapa 4.

La etapa 6, consta de la continuidad del soporte ventilatorio posterior a la extubación no invasiva.

La última etapa, la etapa 7, es la reincubación, normalmente acompañada por la restitución de la VM.

Las 7 etapas nombradas por M.J. Tobin, son etapas orientativas, que ayudan al proceso de weaning, no siendo en ningún caso etapas obligadas, donde el estado del paciente y sus constantes marcan el puntero en las distintas etapas.

1.2. Parámetros característicos.

En el estudio respiratorio, es de gran importancia el conocimiento de los parámetros que rigen su funcionamiento mostrados en la figura 1, aquellos que lo caracterizan, para poder determinar el correcto funcionamiento de estos en procesos de ventilación mecánica o inicios de weaning.

La medida de estos parámetros está basada en el reconocimiento y localización de estos puntos en cada uno de los ciclos respiratorios del paciente, y la capacidad de relacionar-los con valores teóricos extraídos de sujetos sanos, para una posterior intervención sobre el paciente. Existen distintos métodos de exploración respiratoria, así como distintas medidas de parámetros necesarias para el completo análisis del estado respiratorio del paciente.

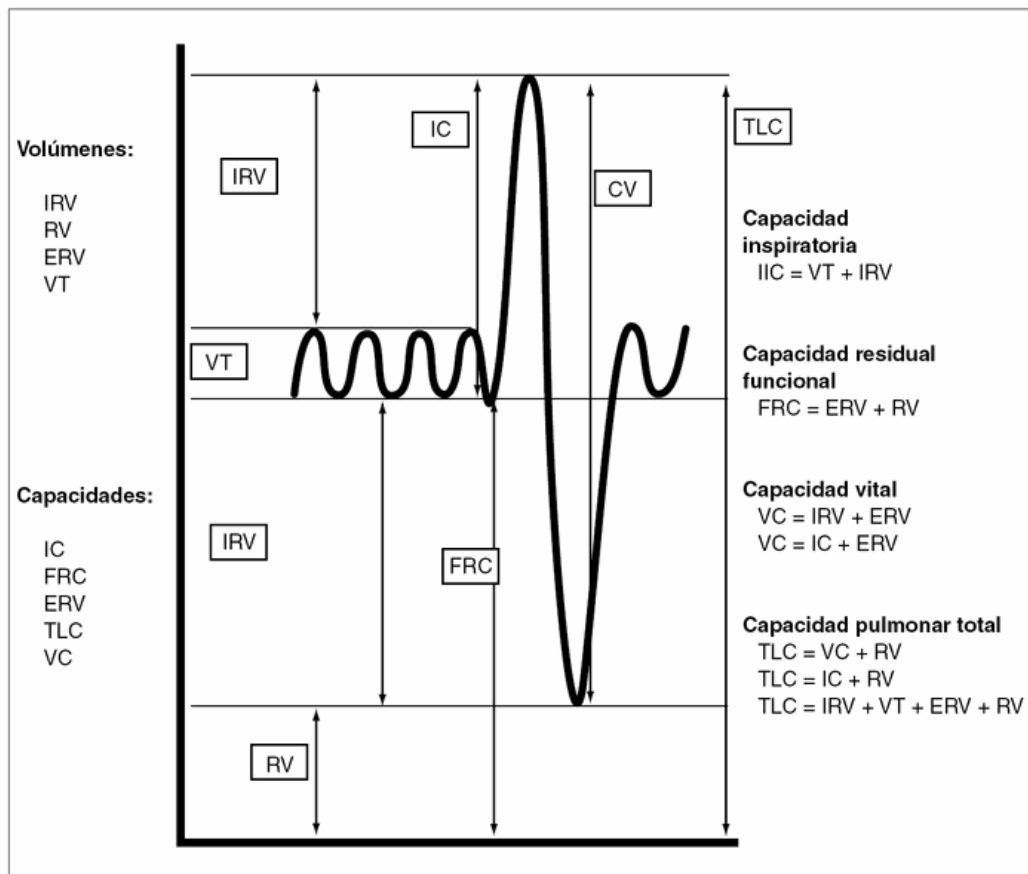


Figura 1.1. Señal respiratoria y sus principales medidas.

Podemos diferenciar entre medidas funcionales respiratorias, medidas de la mecánica pulmonar y medidas de trabajo y esfuerzo respiratorio.

Los parámetros que nos permiten extraer estas técnicas, serán utilizados para la realización de posibles protocolos que faciliten el proceso de destete, o presten información sobre el paciente en procesos de ventilación mecánica.

1.2.1. Medidas funcionales respiratorias.

Las medidas funcionales respiratorias permiten evaluar la función pulmonar de intercambio gaseoso de dentro a fuera de los pulmones; a esta técnica se le

atribuye el nombre de espirometría, y permite medir el volumen de gas intercambiado en cada respiración, permitiéndonos obtener parámetros como el volumen tidal (V_t), la frecuencia respiratoria (f_r), el volumen por minuto (VE), el volumen de reserva inspiratorio (VRI), el volumen de reserva espiratorio (VRE), la capacidad residual funcional (CRF), la ventilación máxima voluntaria (VMV), la capacidad vital (CV) y la medida de flujos.

El volumen tidal (V_t), representa la cantidad de aire que introducimos en los pulmones en cada respiración durante la respiración normal. Los valores normales de sujetos sanos son de 500 ml en el caso de hombres y de 390 ml en caso de mujeres.

La frecuencia respiratoria (f_r) se basa en la cuantificación de las veces respiradas por el sujeto por unidad de tiempo, adoptada normalmente por minutos. Los valores normales son de 12 resp/ min en situación de reposo, aunque se trata de un valor muy variable entre autores, debido a su dependencia de múltiples situaciones y estados tanto físico como psíquicos del paciente, que puede llegar a aumentar el valor en varias unidades.

El volumen por minuto (VE) viene determinado por el producto entre la frecuencia respiratoria y el volumen tidal, y muestra el volumen de aire respirado por minuto. El volumen por minuto depende de la ventilación alveolar, y se adopta a un patrón respiratorio que tiende a economizar el trabajo respiratorio y su costo, dando casos de pacientes con frecuencias respiratorias bajas y con tendencias a V_t elevadas para reducir el trabajo; igualmente se presentan casos inversos con pacientes con frecuencias respiratorias elevadas, que reducen el V_t , reduciendo también el elevado trabajo elástico producido por la frecuencia respiratoria anormal.

El volumen de reserva inspiratorio (VRI) y el espiratorio (VRE), muestran el volumen de aire que se puede o espirar a partir del volumen corriente de aire, es decir, la cantidad de aire adicional al V_t que se puede inspirar o espirar. Los valores de VRI normales son de 3 L en el caso de los hombres, y de 2.3 L en el caso de mujeres; los valores normales de VRE son de 1.2 L en caso de hombres y de 0.93 en caso de mujeres.

La capacidad residual funcional (CRF), se define como la suma del volumen de reserva espiratorio y el volumen residual (volumen de aire no espirado), y muestra el aire que permanece en el pulmón en situación de reposo; el valor de CRF, tiene gran importancia en fisiopatología, como en el caso de enfisemas pulmonares, o asma bronquial. Una disminución en los niveles de CRF, muestran deficiencia de hinchado de los pulmones o colapsos de los alvéolos. El aire que permanece en el pulmón, cumple ciertas funciones como permitir que el aire alveolar oscile levemente, evitando la formación de burbujas de CO_2 en la sangre venosa; sirve como reservorio de oxígeno y mantiene un volumen alveolar mínimo, dando así estabilidad a los alvéolos, impidiendo su colapso. En el concepto de capacidad residual funcional, interesa también la definición de volumen residual (VR), definiendo este como el aire que queda en el pulmón después de una espiración forzada máxima, aunque no es un parámetro medible con el espiómetro.

La ventilación máxima voluntaria (VMV), muestra el volumen máximo gaseoso que es capaz de ventilar el paciente de manera voluntaria por unidad de tiempo, realizándose la medida en respiraciones lo más rápidas y profundas posible. En

casos en que el paciente no pueda realizar durante el tiempo necesario las respiraciones requeridas, se obtiene la VMV de forma indirecta mediante el volumen espiratorio máximo al segundo (VEMS), siendo la VMV calculada a partir de:

$$VMV = VEMS \times 35 \quad (1)$$

La capacidad vital (CV), se puede definir como el total de gas que puede inspirarse o espirarse mediante una maniobra de esfuerzo, calculada como la suma de los volúmenes parciales (VT, VRI y VRE). La CV depende de la integración entre la generación y la conducción de los estímulos respiratorios, de la capacidad muscular respiratoria, de la mecánica esquelética y del estado del pulmón. La CV puede disminuir debido a distintos factores, como los trastornos obstructivos que reducen la CV debido al aumento del volumen residual atrapado en el pulmón, o como los trastornos restrictivos, que producen la reducción de la CV debido a la restricción del volumen pulmonar utilizable por colapso de alveolos, infiltración del intersticio, ocupación del espacio pleural, restricciones a la movilidad del tórax, debilidad muscular, etc.

El cálculo de flujos es de gran importancia en las medidas funcionales respiratorias, midiendo los tiempos de vaciado de 0.5s, 1s, 2s y 3s de la capacidad vital, dándoles índices como FEV0.5, FEV1 o VEMS, FEV2 y FEV3 como se muestra en la figura. Suele medirse en casos concretos como el asma bronquial, flujos en la parte media de la espiración FEM 25-75%, o picos de flujo respiratorio PEF. En la medida de los flujos, se obtiene gran cantidad de información mediante un diagrama XY (curvas flujo- volumen) como el de la figura; se puede obtener detecciones de obstrucciones de flujo espiratorias, inspiratorios, obstrucciones fijas o variables, intra o extra torácica; se pueden detectar igualmente presencias de secreciones en vías aéreas artificiales, o truncamientos en el trazo del flujo, sugiriendo así la presencia del PEEP.

En los resultados espirométricos de los parámetros mencionados (Tabla 1), inciden caracteres externos, de los cuales cabe resaltar la postura del paciente al realizar el estudio, debido al efecto gravitatorio que incide sobre el diafragma, influyendo sobre la medida de la capacidad vital.

Tabla 1.1. *Parámetros, ecuaciones y valores de los resultados espirométricos normales.*

Parámetro	Ecuaciones / Valores
Vt	6-7 ml/kg peso
Fr	12 resp/min
Ve	$Ve = Fr \times Vt$
VRI	25% capacidad vital
VRE	25% capacidad vital
CRF	1.8-3.4 Litros
VMV	$VEMS \times 35$
CV	$CV = VRI + VRE + Vt / 3-5$ Litros
VR	1-2.4 Litros
CPT	$CPT = CV + VR / 4-6$ Litros

1.2.2. Medidas de la mecánica pulmonar.

En la mecánica pulmonar se definen ciertos parámetros como la compliancia (C), la resistencia, la PEEP y la presión de oclusión P0.1.

La mecánica pulmonar estudia la relación fisiológica entre el pulmón y la caja torácica, es decir, estudia la interface pleural; el pulmón tiene una tendencia a alcanzar el volumen residual, debido a su composición elástica, mientras que la caja torácica tiene una tendencia de expansión, buscando la capacidad total pulmonar, evidenciando la necesidad de una búsqueda de equilibrio entre los dos estados de tendencia, en la posición intermedia al final de la espiración natural no forzada (CRF), donde las fuerzas de hinchado torácicas y las de deshinchado pulmonares se equilibran.

La compliancia (C), es la relación entre el volumen y la presión en el pulmón, en la pared torácica o en ambos a la vez; la compliancia puede ser estática o dinámica; se puede definir como compliancia estática, la relación entre el volumen y la presión en puntos sin flujo gaseoso, mientras que la compliancia dinámica se aplica a medidas de volumen y presión en puntos no interrumpidos de flujo

La resistencia al flujo de gas, se obtiene mediante la medida de la resistencia inspiratoria (RI) y la resistencia espiratoria (RE).

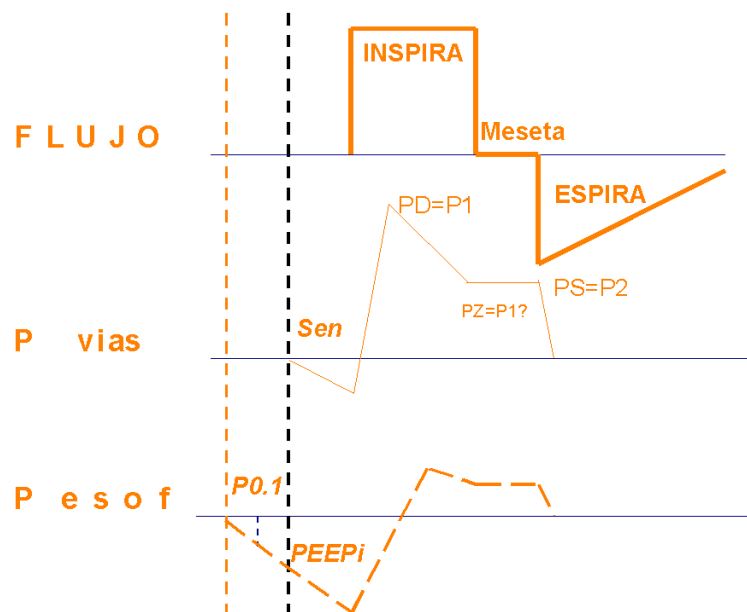


Figura 1.2. Señal de flujo y presiones respiratorias.

La resistencia inspiratoria, se determina mediante tres valores resistivos:

La resistencia inspiratoria efectiva se define a la diferencia entre la presión de pico y la presión meseta/ flujo inspiratorio. Las presiones se detectan en la curva de presión en vía aérea (Figura 2), al igual que los puntos de presión de pico (PD), presión al final de la meseta (PS) que es la presión de retroceso elástico del sistema respiratorio, y el punto de inicio de la fase de meseta PZ.

La resistencia mínima, se obtiene restando la P meseta a la P pico; estudios anteriores, han demostrado que cuanto más heterogéneo es el pulmón, más tiempo se necesita para conseguir el equilibrio entre interunidades, siendo el equilibrio dependiente de tal forma a parámetros como la frecuencia respiratoria.

Mediante la diferencia entre la R máx. y la R mín., podemos determinar la resistencia adicional.

El cálculo de la resistencia espiratoria se obtiene con más dificultad, debido al cambio de flujo al cambio de volumen, aunque el interés del cálculo de la RE reside en pacientes obstructivos en el que la RE es mayor que la RI.

La RE se calcula mediante la expresión:

$$RE = \tau / C \quad (2)$$

O mediante las curvas de presión- flujo y flujo- volumen.

La PEEP, es un fenómeno el cual adquirió este nombre por los estudios de Pepe y Marini. El fenómeno PEEP se produce en situaciones en el que el tiempo disponible para el vaciado pulmonar no es suficiente para permitir la espiración completa del V_t , debido a frecuencias respiratorias elevada, espontáneas o impuestas por el patrón del ventilador, por valores de V_e elevados, por la activación de los músculos espiratorios, o por un aumento de la RE, lo que aumenta la constante τ ; en todos los casos

La presión de oclusión, se relaciona con la primera décima de segundo de una oclusión inadvertida de la vía aérea, independiente de la conciencia del paciente y de su mecánica respiratoria. La presión de oclusión, es un índice del impulso del centro respiratorio, cuyo valor no puede ser demasiado elevado ni demasiado bajo debido a que en ambos casos, se impide la independencia de la ventilación mecánica.

1.2.3. Medidas de trabajo y esfuerzo respiratorio.

El trabajo respiratorio se puede definir como la cuantificación del producto de la presión y el volumen de los fluidos. El trabajo se realiza para vencer las resistencias al flujo aéreo mencionadas anteriormente, y el empleado para distender el pulmón. Las componentes que forman el trabajo respiratorio se representan por fuerzas elásticas, viscoelásticas, plastoelásticas, inerciales, gravitacionales, compresivas, de aceleración, y por distorsiones de la pared torácica.

Tabla 1.2. *Parámetros, ecuaciones y valores de medidas mecánicas, de trabajo y de esfuerzo respiratorio.*

Parámetro	Ecuaciones / Valores
Compilancia	
Compilancia estática	$C_{st} = V_t / (P_{plat} - PEEP)$ 70-160 mL/cmH ₂ O
Compilancia dinámica	$C_{din} = V_t / (PIP - PEEP)$ 50-80 mL/cmH ₂ O
Resistencia inspiratoria	
efectiva	$RI = P_{pico} - P_{meseta} / \text{flujo inspiratorio}$
mínima	$R_{min} = P_{meseta} - P_{pico}$
Resistencia espiratoria	$RE = \tau / C$

1.2.4. *Índices predictivos.*

Son muchos los estudios realizados para intentar encontrar parámetros respiratorios firmes que permitan establecer un patrón fiable al inicio de la desconexión progresiva de la ventilación mecánica. Los parámetros estudiados hasta hoy, no muestran indicios asegurar una fiabilidad completa al predecir un resultado correcto en el proceso de weaning, y eso hace que hoy en día, no se tengan índices predictivos estables, y que los estudios sobre la materia persistan con el fin de intentar establecer una igualdad entre índices de predicción con buenos resultados.

El estudio de Cook, mostraba una recopilación de los distintos índices de predicción que se habían estudiado hasta la fecha, y aseguraba haber encontrado 66 tipos distintos de índices, derivados de observaciones clínicas, mostrando así la dispersión entre parámetros existentes.

Los parámetros de weaning son utilizados para la diferenciación entre pacientes, capaces de una vez retirada la VM, consiguen una respiración espontánea y mantenerla de manera constante, y pacientes que no son capaces de mantener la respiración espontánea pasado un número de horas determinado, y evitar así la desconexión prematura de la ventilación mecánica y la posterior reintubación perjudicial para el paciente.

Los criterios clásicos en la evaluación del weaning, son la evaluación de intercambio gaseoso, la fuerza muscular pulmonar, las demandas de ventilación y la mecánica pulmonar. De estos criterios, se extraen unos índices predictivos, de los cuales, los más utilizados han sido la Capacidad Vital (CV), la frecuencia respiratoria (f), la presión inspiratoria máxima (Pimax), el Volumen tidal o circulante (Vt), el volumen de ventilación por minuto (Ve), y la ventilación voluntaria máxima (VVM), aunque hay otros índices que han resultado mejores que algunos de los mencionados, debido a la evolución en los estudios y su tendencia.

En el estudio de Cook mencionado anteriormente, se destacaban alguno de los parámetros anteriores, y otros de los cuales se aseguraba en su estudio un alto nivel predictivo en la desconexión exitosa de la ventilación mecánica, dando así una tabla de valores medidos con el paciente conectado, propios de estos predictores.

Tabla 1.3. Índices predictivos y sus valores correspondientes.

Predictores de Weaning	Valores
Ventilación minuto(V_e)	10-15 L/min
Fuerza inspiratoria negativa (FIN)	-20 a -30 cmH ₂ O
Presión inspiratoria máxima (Pimax)	-15 a -30 cm H ₂ O
P0.1/Pimax	0.30
CROP	13
Frecuencia respiratoria	30-38 resp/ min
Volumen Tidal	325-408 ml (4-6 ml/kg)
RSBI	60- 105

Los autores modernos, difieren a los pioneros en el estudio, en el tipo de parámetros a estudiar, pero concuerdan en la variabilidad de estos dependiendo de la tipología de paciente tratado, sea por edad, tipo de intervención realizada o el tiempo expuesto a la ventilación mecánica. Este último, es muy importante, debido a que la necesidad de retirada progresiva, dependerá en gran parte de este parámetro, siendo más probable su necesidad cuanto mayor tiempo de exposición haya habido, aunque el índice de fracaso también es mucho mayor.

El parámetro temporal, ha sido uno de los principales índices de predicción en los estudios, y fue de los primeros en aparecer, como muestran estudios de Tahvananien en 1983 [12], hasta estudios de Afessa [13] en 1999, o estudios posteriores de Tobin, donde se sigue pensando en el tiempo de duración de la ventilación mecánica como parámetro a tener en cuenta en la retirada de la VM. Su índice predictivo es de los más elevados, por encima de parámetros mecánico pulmonares, y es muy popular en pacientes derivados de patologías neuronales, o que presentan fallos respiratorios en el caso de predicciones favorables a la retirada de la VM, y en pacientes de medicina general, traumatología y cirugía cardiovascular en el caso de predicciones de fallo como muestran estudios de Vallverdú en 1998 [14] o Frutos en 1995 [15], lo que nos muestra un perfecto índice de predicción para mostrar casos donde la desconexión de la ventilación mecánica será errónea y no será conveniente realizar la retirada de la VM progresiva. Estos resultados, muestran predicciones momentos antes al destete, aunque sus valores predictivos, muestran una disminución si los estudios se realizan con 10 horas de antelación, disminuyendo su valor predictivo en más de la mitad como muestran los estudios de Dojat en 1996 [16].

Otro de los índices de gran importancia en la predicción previa al destete, es el número de respiraciones por minuto, o frecuencia respiratoria, ya que aunque su variabilidad dependa totalmente de cada paciente, existen parámetros máximos necesarios para que el resultado sea correcto, y el destete sea satisfactorio, siendo un valor menor de 35 respiraciones por minuto el necesario para poder

realizar un correcto destete, aunque la respiración normal se fija entre 8 y 16 respiraciones por minuto.

Estudios realizados por Tahvanainen en 1983 [12] en pacientes con fallos respiratorios y neurológicos, mostraban la frecuencia respiratoria como un posible índice de predicción, aunque sus resultados no daban a este parámetro un valor alto predictivo tanto en los favorables como en los erróneos, y otros estudios como el de Ochiai en 1993 [17] en pacientes con cáncer de esófago, mostraban una baja sensibilidad en este índice para predecir los resultados. No obstante, la tendencia ha sido especificar en valores concretos las respiraciones por minuto, para obtener mejores resultados, y así se muestra en los estudios posteriores realizados por DeHaven en 1997 [18] en pacientes con traumatismos o por Mergoni en 1996 [19] en pacientes de medicina general, neurología y traumatismos donde marcan como valor de predicción 30 respiraciones por minuto, obteniendo unos resultados mayores en cuanto poder predictivo sobre todo en casos favorables en el primer estudio, y en ambos casos en el segundo, lo que nos muestra que el índice de frecuencia respiratoria es apropiado más apropiado para pacientes de medicina general y neurocirugía. Otros estudios como el de Yang en 1993 [20] mostraban valores de predicción marcados en 38 respiraciones por minuto, aunque el poder predictivo no difiere significativamente de los estudios en 30 respiraciones por minuto.

Se ha demostrado en varios estudios, la necesidad de selección de predictores según la patología sufrida por el paciente (Tabla 3), así como su necesidad de recurrir al weaning para la retirada de la ventilación mecánica. Estudios en los años 80 mostraban esto último.

Tabla 1.4. *Porcentaje de pacientes con necesidad de destete según la patología respiratoria correspondiente.*

Referencia	Pacientes	Weaning	Patología
Sahn 1973	100	17,00%	Médico-quirúrgica
Hilberman 1976	124	18,00%	Posoperatorio cirugía cardíaca
Tahvanainen 1983	47	19,00%	Médica
Tomlison 1989	165	18,00%	Médico-quirúrgica
Menzies 1989	95	76,00%	EPOC

La tendencia a nuevos parámetros de estudio de predicción es necesaria, aunque muchos estudios, concuerdan en parámetros básicos necesarios en el estudio de

viabilidad del proceso del weaning. Muchos autores afirman la importancia en la mecánica pulmonar, como índices principales; Sahn y Lakshminarayan, postularon la importancia en el estudio de la CV, PIM y VVM, debido a su correcta fiabilidad en las predicciones de ventilación mecánica, siendo de los primeros autores en mostrar la necesidad de parámetros de la variabilidad del patrón respiratorio para la predicción del weaning. No obstante, estos parámetros resultan ser poco exactos en pacientes sometidos a una VM a corto tiempo. Los parámetros clásicos de estudio, han sido reemplazados por otros, que se afirma, de mayor poder predictivo y mayor exactitud.

Uno de los índices de predicción más estudiado es el RSBI (Rapid Shadow Breathing Index) o índice de respiración rápida y superficial, también llamado índice de Tobin, que muestra el valor del coeficiente de la frecuencia respiratoria y el volumen tidal, que nos permite cuantificar la capacidad ventilatoria, ya que nos muestra la respiración rápida que muestran los pacientes antes y después de la desconexión. Estudios con valores generales de RSBI, muestran una buena sensibilidad de este parámetro para realizar predicciones [13], aunque otros estudios realizados por Tobin y Yang en 1991 [21] en pacientes con fallos respiratorios y neurología, muestran el valor de 100 respiraciones por minuto y una presión máxima de 0.03 como el mejor valor para realizar la predicción, aunque su poder predictivo es similar al de la frecuencia respiratoria, sobretodo en pacientes con un resultado positivo en la desconexión como se pudo demostrar en estudios posteriores como el de Epstein en 1995 [22], Epstein y Ciubotaru en 1996 [23] y Vallverdú en 1998 [14] con la misma tipología de pacientes que los de Tobin y Yang en su estudio anterior. Otros autores, han intentado estudiar valores como el de 105 resp/min/L, pero los valores predictivos son menores que con los de 100 resp/min/L, y siguen siendo más discriminativos en los casos de resultados no favorables, aunque en casos de medicina general y traumatología, los valores de predicción en casos favorables y no favorables son parecidos pero menores que en 100 resp/min/L como muestran los estudios de Mergoni en 1996 [19]. Otros valores utilizados han sido 60 resp/min/L en estudios de Capdevila en 1995 [24] o 96 resp/min/L en estudios de Gandia y Blanco en 1992 [25], con un número inferior de pacientes que los anteriores, pero siempre con la misma conclusión, viendo que el mejor valor para la predicción es el de 100 resp/min/L.

Otro índice de predicción es el Volumen Tidal (V_t) o volumen corriente. En los primeros estudios de predicción de parámetros, ya se estudiaba este índice, y siempre ha sido uno de los más utilizados dado su alto nivel de predicción. En los estudios de Tahvanainen en 1983 [12] en pacientes con fallos respiratorios y neurocirugía, ya mostraban unos resultados elevados de poder de predicción tanto en los casos favorables como en los no favorables, en un estudio con 47 pacientes; en casos de medicina general y cirugía cardiovascular como el estudio realizado por Kline en 1987 [26] se mostraba una alta sensibilidad en este parámetro. En estudios posteriores, se intentó establecer unos valores concretos de Volumen tidal, como en el estudio de pacientes pediátricos de Kahn en 1996 [27] con un valor de 4ml/ kg, o el intento de estandarización de Ochiai [17] en pacientes de cáncer de esófago en 1993, donde los valores se fijaban en función del peso del paciente (mL/ kg), aunque los resultados de los dos estudios mostraron un menor poder predictivo de mediana, y en el caso de Kahn, la predicción era mejor en los casos favorables que en los no favorables. Los resultados de los estudios en general, muestran el Volumen tidal, como uno de

los mejores índices de predicción, aunque no se ha conseguido un valor estandarizado para su estudio que dé un poder de predicción superior al resto, siendo aceptado valores mayores a 4ml/kg para efectuar la interrupción de la ventilación mecánica.

El índice predictivo V_e (ventilación por minuto), es otro de los parámetros estudiados por distintos autores como índice de predicción. Tahvanainen [12], en 1983, mostraba el V_e , como un índice con menor predicción que en el caso de V_t en pacientes con fallos respiratorios y neurología; posteriormente, Krieger repitió el estudio a pacientes con pacientes respiratorios, obteniendo valores similares de predicción, mostrando una sensibilidad menor que en V_t , esta vez en pacientes de más de 70 años. Afessa en 1999 [13], obtuvo valores mayores de sensibilidad en pacientes con problemas respiratorios y neurología, pero duplicando el número de pacientes estudiados. La tendencia ha sido, como en otros casos, obtener resultados más específicos, dando valores concretos al parámetro. Se ha mostrado un mejor valor de predicción en V_e de 15L/min como mostraba Yang en 1993 [20] que en 10L/min (Leich en 1996 y Mergoni en 1996), aunque en los estudios de Leich y Mergoni [19,28], los valores de predicción eran similares en los casos favorables y los no favorables, a diferencia de los estudios de Yang en los que los valores eran mejores en los casos favorables que en los no favorables. En los estudios realizados a pacientes de medicina general y neurología, los resultados eran peores que en los casos anteriormente mencionados como muestran los estudios de 1998 de Vallverdu [14] o los de Capdevila en 1995 [24], en valores no concretos de V_e , pero, a diferencia de estos, se mostraron unos buenos valores predictivos al especificar valores de estudio, sobre todo en valores de 10L/min en los estudios de Sahn y Lakshminarayan en 1973 [29] con pacientes de medicina general, neurología y cirugía cardiovascular, o Jacob en 1997 [30], siendo estos valores mayores que en los estudios posteriores de Gandia y Blanco en 1992 [25] con 12.5 L/min, y los de Yang y Tobin en 1991 [21] con 15 L/min, donde estos últimos valores, discriminan el poder predictivo en favor de los casos favorables.

El índice de Presión inspiratoria máxima (Pimax), muestra el valor máximo de presión máxima en la inspiración. Son muchos los estudios que se centran en este parámetro, ya que está presente en protocolos clínicos de predicción anteriores al destete. Krieger en 1989 [31], muestra este parámetro como índice de predicción en pacientes de medicina general, aunque el valor predictivo no es muy elevado, similar al de la frecuencia respiratoria, y no difieren los valores entre los casos favorables y los no favorables; estudios más recientes como el de Farias en 1998 [32] en casos de pediatría, o el de Vallverdú en 1998 [14] en casos de medicina general, neurología, cirugía cardiovascular y traumatología en 217 pacientes, que muestra valores ligeramente mayores de predicción que en los estudios de Krieger. Como en el caso de los índices anteriores, la tendencia en el estudio ha sido concretar valores de estudio del índice, mostrando estudios como el de Yang y Tobin en 1991 [21] en pacientes con fallos respiratorios y neurología, con un valor predictivo mayor en los casos favorables que en los no favorables dando un valor de 15 cm H₂O a Pimax; otros estudios como el de Gandia y Blanco en 1992 [25] con un valor de 23 cm H₂O en pacientes con fallos respiratorios y traumatología, mostraron similitud entre valores predictivos en los dos posibles casos, y cuantitativamente similares al de Yang y Tobin [21], o Capdevila en 1995 [24] con valor de 50 cm H₂O, en pacientes de medicina

general y traumatología con valores dispares entre casos favorables y no favorables, siendo el primero doblemente mejor predictor que el segundo.

El índice de predicción P0.1, es también uno de los más utilizados en la interrupción de la VM. Este índice muestra la demanda de presión respiratoria, también llamada presión de oclusión. El índice P0.1 es junto al índice f/V_t los dos índices más utilizados en la desconexión progresiva, dada su capacidad especificativa y sus buenos resultados en numerosos estudios. Los estudios del primero son menores que los del índice f/V_t y siempre se han realizado a grupos pequeños. Sasson y Cols [33] utilizaron un punto de corte de 6cmH₂O obteniendo una alta sensibilidad del orden del 97% y una especificidad del 40%. Estudios posteriores de Vallverdú junto a Cols, utilizaron un punto de corte de 4.5 cmH₂O obteniendo menos sensibilidad en este caso (75% frente al 97% del de 6cmH₂O), pero consiguieron obtener resultados con una especificidad mayor del orden del 55% siendo mayor este resultado en pacientes con EPOC. Capdevila [24] realizó también estudios basándose en este índice en 1995 pero con un punto de corte a 5cm H₂O, consiguiendo índices predictivos mayores.

CAPÍTULO 2:

MÉTODOS

VENTILATORIOS

En la práctica del weaning, el objetivo a conseguir es la respiración espontánea del paciente, siendo necesario en estos casos métodos ventilatorios para poder realizar correctamente la desconexión del paciente del soporte ventilatorio, es decir, transferir de manera progresiva el trabajo ventilatorio de la máquina al paciente.

2.1. Introducción.

Las pruebas de respiración espontáneas (SBT), tienen unos protocolos marcados como muestra la Tabla 7, y son muchos los estudios realizados sobre su práctica y modos de utilización como los estudios de Esteban demostrando la igual efectividad de la extubación en tiempos de 30 a 120 minutos, estudios como los de Perren [34] afirmando la posibilidad de destete después de 48 horas de VM, etc.

Tabla 2.1. *Propiedades de la prueba de respiración espontánea.*

Realización de una prueba de respiración espontánea.

Prueba SBT, con un tiempo de 30 a 120 min, con el ventilador predeterminado a una presión de soporte 0.

Criterios de seguridad:

- Ausencia de movimiento --> saturación de oxígeno 88%.
- FiO₂ 0.50.
- PEEP 7.5 cmH₂O.
- No haya signos de isquemia miocárdica.
- No haya uso de dopamina.
- Muestras de esfuerzos de respiración espontánea.
- No haya muestras de incremento de la presión intracraneal.

Finalización de una SBT

- Paciente tolera la SBT de 30 min a 2 horas.
- Cuando alguno de las siguientes condiciones aparece:
 - Cambios en el estado mental.
 - RR total > 35 o < 8 (durante 5 minutos será tolerado)
 - SpO₂ < 88% (< 15 minutos será tolerado)
 - Angustia respiratoria (dos o más de los siguientes)
 - HR > o < 120%
 - Paradoja abdominal.
 - Diaforesis.
 - Dispnea.

Superar las dos horas de SBT indica un 85 a 90% de posibilidades de una correcta extubación a 48 horas.

2.2. Métodos ventilatorios.

En el proceso de desconexión se puede destacar tres modos ventilatorios, los cuales han sido los más utilizados en la práctica clínica; podemos destacar: la prueba de ventilación espontánea (PVE), la ventilación con presión de soporte (PSV) y la ventilación mandataria intermitente sincronizada (SIMV).

2.2.1. Prueba de ventilación espontánea (PVE).

La PVE es el modo más utilizado en el inicio del weaning desde hace muchos años. La técnica más usual de aplicación es mediante un tubo-T, aunque también se puede realizar sin la necesidad de desconexión del paciente del respirador, siendo capaces de este modo de poder controlar monitorizadamente los parámetros ventilatorios de este. La PVE se aplica también con frecuencia utilizando el mantenimiento de la capacidad residual funcional a un nivel similar al de postextubación (CPAP), dado que niveles bajos de PSV posibilitan el vencimiento de la carga resistiva debida por el tubo endotraqueal y las tubuladuras del respirador; el funcionamiento se basa en la realización de medidas continuas por parte del ventilador de la caída de presión realizada en el tubo endotraqueal, y la posterior administración de un nivel de presión de soporte equivalente a dicha caída de presión. La técnica basada en el CPAP tiene como contrapartida el esfuerzo que debe realizar el paciente, siendo mayor que en los dos casos anteriores. Estudios como el de Esteban et al, se han centrado en saber que método de PVE es el mejor para poder realizar el inicio del weaning en pacientes de UCI; en este estudio, los resultados mostraron la mayor efectividad por parte de la prueba con tubo-T y la prueba de bajo nivel de presión de soporte que la de CPAP, aunque en el estudio, y en estudios posteriores se ha demostrado que dependiendo de la tipología de paciente, el tipo de prueba realizada influye en los resultados del weaning

En la práctica clínica, la PVE es el método más utilizado, y se obtiene unos resultados aceptables como se muestran en el estudio expuesto, aunque necesita o se complementa de indicios como el APACHE II para reforzar la probabilidad de éxito en pacientes.

2.2.2. Ventilación con presión de soporte (PSV):

La PSV es un método ventilatorio parcial, iniciado por el paciente, limitado por presión y ciclado por flujo. El inicio de la PSV consta del esfuerzo inspiratorio espontáneo del paciente, mientras el respirador presuriza el circuito y suministra un flujo inspiratorio elevado. La velocidad de presurización y el flujo ajustan el tiempo que transcurre hasta alcanzar una presión meseta. Durante el resto de la inspiración se administra un flujo decelerado, establecido por el nivel de soporte, las propiedades mecánicas del sistema respiratorio y del esfuerzo inspiratorio.

El weaning realizado con PSV, permite el descenso de la asistencia respiratoria lentamente, permitiendo así la adaptación de forma gradual de la mecánica ventilatoria del paciente, siendo esta característica muy favorable debido a la importancia de la adaptación muscular del sistema respiratorio para tener éxito en el destete. Con este método se consiguen valores que oscilan entre 3 y 14 cmH₂O, permitiendo contrarrestar la carga de trabajo respiratorio procedente del tubo endotraqueal y del circuito respirador.

La presión de soporte tiene dos subdivisiones:

- Ventilación controlada por presión PCV: la PCV es utilizada cuando el paciente necesita soporte ventilatorio debido a lesiones pulmonares leves o moderadas.
- Ventilación con presión de soporte PSV: utilizada a medida que la presión pulmonar mejora, cambiando a PSV con niveles de presión de soporte menores a 20 cmH₂O. Normalmente la PSV se utiliza con SIMV.

Normalmente, se considera unos valores de éxito del weaning a una presión de soporte con niveles < 5 a 8 cmH₂O a >= 30 a 120 minutos, y siendo respaldados por unos parámetros de weaning correctos. Estudios como el de Borchard, demostraron que la PSV puede ser mejor y más rápida que la prueba en tubo-T o la SIMV contradiciendo de esta manera los estudios de Esteban; ambos estudios muestran como dependiendo de la patología del paciente como otros parámetros clínicos, marcan o pautan un mejor método de presión de soporte para distintos pacientes.

2.2.3. Ventilación mandataria intermitente sincronizada (SIMV):

La SIMV es un método ventilatorio ideado para lograr una coordinación de la ventilación mandataria y de los esfuerzos respiratorios en la IMV, ya sea de tipo tubo en H como de bolsa supletoria.

La SIMV los ciclos respiratorios pueden ser mandatorios o espontáneos, dependiendo de la fase del ciclo de SIMV en la que se producen los ciclos respiratorios, es decir, si el paciente respira 12 veces por minuto, cada uno de los ciclos tendrá una duración de 5 segundos, en los que el paciente puede realizar uno o más esfuerzos para inspirar; en caso de solo realizar un esfuerzo inspiratorio, el respirador conectado al paciente realizará una ventilación mandataria, de la misma forma se produciría en caso de no realizar ningún esfuerzo dentro del ciclo de 5 segundo, en cuyo caso, el respirador tendría que proporcionar ventilación mandataria; si se producen más esfuerzos inspiratorios, el respirador solo permitirá inspiraciones espontáneas.

En la Figura 4, se muestra como trabaja el sistema SIMV; en este caso se puede ver como se producen tres ciclos mandatorios seguidos cada uno de ellos de dos espontáneos.

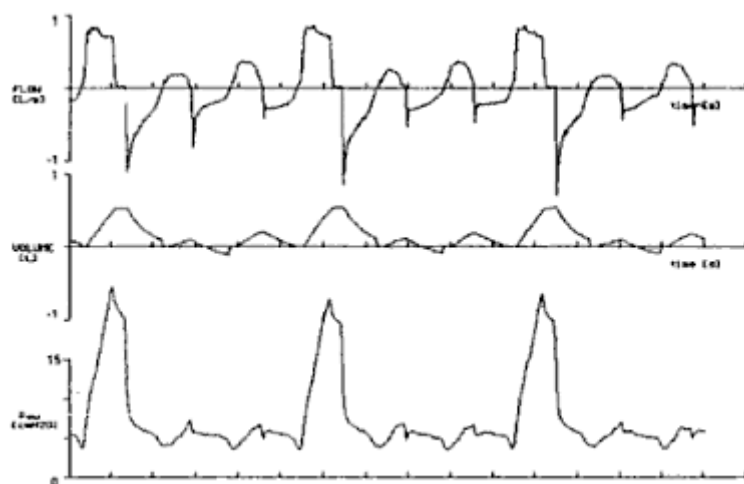


Figura 2.1. Señales SIMV.

La sincronización de la ventilación mandataria, permite conseguir una mayor adaptación por parte del paciente al respirador, permitiendo que el volumen espirado sea correctamente monitorizado; en la actualidad, el 86% de los respiradores disponen de una unidad SIMV.

El soporte ventilatorio SIMV puede utilizar-se como soporte ventilatorio total, o como soporte ventilatorio parcial:

- Soporte ventilatorio total: cuando la SIMV es utilizada a frecuencias elevadas, el paciente no requiere ventilaciones suplementarias, por lo que no existen o son mínimas las diferencias entre este método y el de ventilación asistida.
- Soporte ventilatorio parcial: a bajas frecuencias, se permiten mayor número de ventilaciones espontáneas, las cuales poseen características propias distinguiéndolas de las mandatorias.

Podemos atribuir a la SIMV ciertas ventajas respecto a otros métodos de ventilación de soporte:

La SIMV disminuye el grado de atrofia muscular respiratoria debido al trabajo realizado por los músculos en los esfuerzos inspiratorios del paciente, con el consecuente aumento en la frecuencia de las respiraciones espontáneas o propias del paciente en contra de las frecuencias mandatorias, graduando de manera creciente pero paulatina el esfuerzo realizado por los músculos pero sin cesar su actividad, no permitiendo así la atrofia muscular.

Mejora la ventilación/ perfusión, debido al aumento de la contractilidad de las fibras posteriores al diafragma, aumentando la ventilación de las zonas más dependientes. La combinación de ventilaciones espontáneas que favorecen las zonas dependientes y las ventilaciones pasivas que favorecen las zonas no dependientes, permiten mayor homogeneidad de la ventilación pulmonar, contribuyendo positivamente al reclutamiento alveolar.

La SIMV, disminuye el aumento de alcalinidad en los pulmones, trabajando a frecuencias relativamente bajas, debido a la disminución en el volumen mandatorio que permite al paciente la regulación de sus necesidades ventilatorias. Aunque la alcalosis se ve ligeramente reducida, difícilmente se puede corregir totalmente.

La SIMV, produce una disminución en la presión intratorácica debido a la ventilación espontánea. Es importante conseguir una disminución de la presión torácica, debido a que los cambios de presión influyen en las estructuras cardíacas debido a su situación anatómica; reduciendo la presión intratorácica permitiremos una menores alteración hemodinámica, que es uno de los principales problemas en las ventilaciones asistidas.

Por último, la SIMV intenta aproximar gradualmente al paciente a la ventilación espontánea mediante la reducción de la ventilación mandataria, produciendo una disminución de gasto energético con el consecuente menor trabajo respiratorio y la aproximación gradual a valores normales de consumo de oxígeno.

En estudios realizados sobre la incidencia del SIMV o IMV en métodos de destete, se mostraron a finales de los años 80, como este método era el más utilizado (90,2% de los hospitales) en América. Estudios recientes se centran en el intento de demostrar la superioridad de la SIMV frente a otros métodos, aunque no se ha logrado demostrar grandes diferencias frente a otros métodos.

En la actualidad, la SIMV se complementa junto a la presión de soporte, consiguiendo ser el método más real de respiración, aunque se siguen estudiando muchos aspectos a mejorar de la SIMV.

CAPÍTULO 3:

BASE DE DATOS

El proyecto se basa en el estudio y análisis de los resultados extraídos de la prueba de extracción de la ventilación mecánica en pacientes del hospital de Santa Creu i Sant Pau y del hospital de Getafe; estos resultados se reflejan en la base de datos WEANDB, en la que aparecen distintos parámetros obtenidos en la prueba, de la cual se facilitan distintas señales cardio-respiratorias de pacientes clasificados según tres grupos, según si fueron capaces o no de superar la extracción de la ventilación mecánica, y su comportamiento en las siguientes 48 horas posteriores al proceso.

3.1. Descripción de la base de datos.

La base de datos WEANDB proporciona los datos de los distintos parámetros de los pacientes estudiados, proporcionando la franja de tiempo comprendida por los 30 primeros minutos desde la extracción de la ventilación mecánica.

Estudios anteriores a este, demostraron que los primeros 20 minutos, no proporcionaban la información necesaria para la relación entre los grupos, debido a la baja eficiencia estadística de los parámetros estudiados en esta franja temporal, lo que conlleva al estudio de los últimos 10 minutos del protocolo de extracción para determinar relaciones estadísticas y análisis discriminantes para la correcta extracción de un patrón característico para cada grupo.

Como se expone a lo largo del estudio, la franja de 10 minutos queda dividida en dos partes de 5 minutos cada una, debido a los resultados que se obtienen donde la significación estadística en cada una de las franjas 5m1 y 5m2, varía de forma significativa.

Los grupos que se muestran en la base de datos WEANDB, se clasifican de la siguiente manera:

- Grupo 0: el grupo 0 está formado por pacientes los cuales no pudieron superar la extracción de la ventilación artificial en las primeras 48 horas; el grupo adquiere el valor 0 en todos los procesos del proyecto, y se nombra como grupo failed.
- Grupo 1: el grupo 1 está formado por aquellos pacientes cuya prueba de desconexión de la ventilación artificial resultó exitosa, pudiendo los pacientes que lo forman ser capaces de respirar por ellos mismos pasados los 30 minutos después de la extracción de la ventilación artificial; al grupo de éxito se le asigna un valor 1 en los procesos del proyecto.
- Grupo 2: el grupo 2 está formado por los pacientes los cuales tuvieron que ser reintubados antes de 48 horas debido a su incapacidad de poder respirar sin la necesidad de ventilación artificial. A este grupo se le asigna un valor igual a 2 en el proyecto, con el nombre de grupo reintubated.

Las señales se obtuvieron mediante una instrumentación específica para cada tipo de señal:

Para la obtención de la señal electrocardiográfica (ECG) se utilizó un monitor SpaceLabs Medical, con derivación I, II o III. En los ficheros adjuntados, las señales electrocardiográficas tienen una extensión del tipo r5pxxxxc donde las 'x' representan el código de paciente.

Para la obtención de las señales de flujo respiratorio (FLU) se utilizó un neumotacógrafo, y un monitor Datex-Ohmeda con transductor de reluctancia variable Validyne Model MP45-1-871, conectado a un tubo endotraqueal. En los ficheros adjuntados, las señales de flujo tienen una extensión del tipo r5pxxxxr, donde las 'x' representan el código de paciente.

Las señales registradas fueron registradas a partir del momento en que la clínica consideraba viable la extubación, con los pacientes respirando de forma espontánea, a través del tubo T durante 30 minutos. Las señales, contienen los 30 minutos, aunque para el correcto estudio se decidió la realización de un recorte, con el consecuente deshecho de los primeros 20 minutos, debido a que estos contenían tramos en los que el paciente realizaba grandes esfuerzos para poder respirar, y mostraban irregularidades en la respiración respecto a la normal muy elevadas para la correcta extracción de datos útiles para el estudio. En el estudio, se obtienen los parámetros a partir de los 10 últimos minutos del tramo de 30 minutos, y estos 10 minutos a la vez se separan en dos tramos de 5 minutos para su estudio independiente y la posterior comparación entre ellos. Los tramos del minuto 20 al 25 se muestran en el estudio con el nombre de 5m1 y los tramos correspondientes al rango de 25 a 30 minutos se muestran con el nombre de 5m2.

Los ficheros que componen las series, contienen dos columnas, las cuales contienen el tiempo en el que se registra la señal (instante), y la segunda columna contiene el valor que toma en ese instante la serie.

3.1.1. Parámetros generales de los pacientes.

La base de datos contiene distintos tipos de información sobre los pacientes a los que se les realizó la extracción de la ventilación mecánica, como información general.

La tabla está formada con la siguiente estructura:

- Hospital: 1=Hospital A, 2=Hospital B. El código del hospital, permite diferenciar la procedencia del paciente según sea del Hospital de la Santa Creu i Sant Pau o del Hospital de Getafe.
- CodDB: responde al código del paciente.
- Edad del paciente.
- Sexo: 1= Hombre, 2= Mujer.
- ResTest: S=éxito, F=fracaso, R= reintubados.
- Test: el valor de test, corresponde a una división entre los grupos descritos con anterioridad. Dependiendo del valor que tome la columna de test, se puede diferenciar los pacientes entre:
 - 1= pacientes con éxito en el proceso de weaning en el momento de la prueba.
 - 2= Pacientes que no pudieron mantener la respiración espontáneas y fueron reconectados al ventilador pasados los 30 minutos.
 - 3= Pacientes que tuvieron éxito en la prueba y pudieron mantener la respiración espontánea pasados los 30 minutos.
 - 4= Pacientes que tuvieron éxito en la prueba durante los primeros 30 minutos, pero tuvieron que ser reconectados a la ventilación mecánica antes de 48 horas.
- CodTest: el código de test, concuerda con la separación de grupos descrita anteriormente, considerando como un solo grupo los pacientes con resultados del test de valor 1 y 3.
- 0= Pacientes con test 2- fracaso.
- 1= Pacientes con test 1 y 3- éxito.
- 2= Pacientes con test 4- reintubado.

3.1.2. *Parámetros clínicos de los pacientes.*

La base de datos, contiene de igual manera información clínica sobre el paciente, como el diagnóstico de internación o los valores anteriores y posteriores a la extracción de ventilación mecánica. La información clínica está compuesta por los siguientes parámetros:

- ClasDPral: Clasificación de diagnóstico principal.
- CoDPral: Código de diagnóstico principal. Dependiendo del valor que se obtiene en esta columna, se muestra un diagnóstico clínico específico distinto en cada uno de los pacientes:
 - 1= ICC- Insuficiencia cardiaca.
 - 2= NRL- Enfermedad neurológica.
 - 3= PULM- Enfermedad pulmonar.
 - 4= PADB- Patología abdominal.
 - 5= PSTC- Postoperatorio cirugía cardiaca.
 - 6= MISC- Miscelánea.
- ClasDIRA: Clasificación de diagnóstico de insuficiencia respiratoria aguda.
- CodDIRA: Código de diagnóstico insuficiencia respiratoria aguda
 - 1= ICC- Insuficiencia cardíaca.
 - 2= NRL- Enfermedad neurológica.
 - 3= PULM- Enfermedad pulmonar.
 - 4= PADB- Patología abdominal.
 - 6= MISC- Miscelánea.
- ClasPULM: Clasificación de la causa de la insuficiencia respiratoria.
- CodPULM: Código de la causa de la insuficiencia respiratoria.
 - 1= PULM_1- Pulmonar primario (epoc, neumonía, etc.).
 - 2= PULM_2- Pulmonar secundaria (icc, patología abdominal, misceláneas).
 - 3= NRL- Paciente neurológico.
- Modo: muestra el modo de ventilación mecánica.
- PS= Presión Soporte.
- AC= Asistida Controlada.
- Fran: Frecuencia respiratoria antes de la prueba.
- VTan: Volumen tidal antes de la prueba.

- PEEP: Positive end expiratory pressure antes de la prueba.
- FIO2an: Fracción inspirada de oxígeno antes de la prueba.
- TEMP: Temperatura del paciente al momento de la prueba.
- dVM: Días de ventilación mecánica.
- TASan: Tensión arterial sistólica antes de la prueba.
- TADan: Tensión arterial diastólica antes de la prueba.
- FCan: Frecuencia cardiaca antes de la prueba.
- Hb: Hemoglobina.
- FR: Frecuencia respiratoria antes de la prueba.
- VT: Volumen tidal después de la prueba.
- FIO2: Fracción inspirada de oxígeno después de la prueba.
- TAS: Tensión arterial sistólica después de la prueba.
- TAD: Tensión arterial diastólica después de la prueba.
- FC: Frecuencia cardiaca después de la prueba.
- COM: comentarios.

En las tablas de resultados, se muestran algunos parámetros con valores iguales a 999; este valor se asocia a datos perdidos.

Mediante estos valores se extraen los distintos parámetros de estudio, junto a los extraídos de las señales.

CAPÍTULO 4:

PROCESADO DE LA SEÑAL

Mediante el procesado de las señales de volumen respiratorio extraídas a los pacientes, se obtienen señales aptas para el estudio frecuencial, y su posterior estudio analítico.

Las señales utilizadas en el procesado, se obtienen de los tramos 5m1 y 5m2, y tienen una extensión r5pxxxxr_5mX.bin, las cuales mediante los métodos expuestos en este apartado, se consigue obtener distintas señales frecuenciales que posteriormente son analizadas para la extracción de parámetros que permitan la elaboración del patrón respiratorio.

4.1. Procesado digital de tasa múltiple.

Para el procesado de la señal, se requiere de la reducción de la información de la señal que no es necesaria para el estudio, o simplemente se trata de información que aporta demasiada cantidad de información, que puede entorpecer los distintos procesos de análisis frecuencial y estadístico que se realiza.

Para la reducción de información de la señal respiratoria utilizada se utiliza la técnica de diezmado.

En el procesado de las señales respiratorias, se reduce la tasa de muestreo de la señal decrementándola por un factor 10; el proceso de reducción del factor de muestreo de una señal digital se denomina diezmado.

El proceso de diezmado de una señal permite reducir en un factor de 10 el número de muestras que forman la señal, formando la nueva señal la muestra 1 de cada 10, a la vez que reduce el ancho de banda de 250 Hz a 25 Hz.

Para la correcta demostración del proceso de diezmado, se supone una señal $x(n)$ con un espectro frecuencial $X(w)$ distinto de 0 en un intervalo de frecuencias $|F| \leq F_x/2$; la reducción de la tasa de muestreo selecciona uno de cada D valores de $x(n)$, por lo que la señal resultante será una señal alisada de $x(n)$, con una frecuencia F_x/D .

En la figura 4.1 se aprecia el resultado del proceso de diezmado en la señal respiratoria; este proceso permite procesar con mayor rapidez un número elevado de señales debido a su reducción de tamaño e información, optimizando los procesos posteriores de estudio de la señal; permite a la vez la reducción frecuencial explicada anteriormente, acotando la frecuencia estudiada, que al ser una señal respiratoria tendría que ser de 0.15 a 0.50 Hz, aunque en el estudio se filtrará la señal hasta 2Hz.

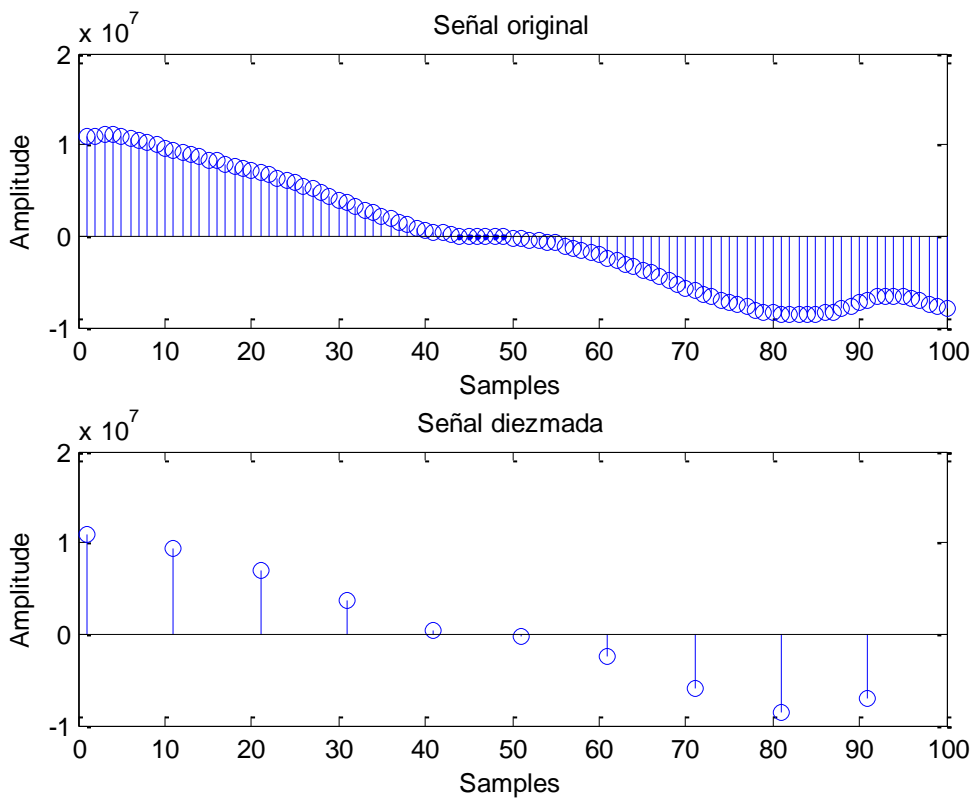


Figura 4.1. Proceso de diezmado de la señal.

Tras el proceso de diezmado de la señal respiratoria, se realiza un recorte de los valores de percentiles 5% y 95%, para la reducción de valores erróneos producidos por ruido o por errores de adquisición de las señales.

4.2. Filtrado de la señal.

El proceso de filtrado de la señal permite centrar el estudio de las señales respiratorias del paciente en los rangos frecuenciales a los que se trabaja en señales respiratorias. Para el filtrado de la señal, se utiliza un filtro Butterworth puesto que, después de realizar distintas pruebas con otros filtros, el filtro Butterworth demostró ser el que mejor se adaptaba al proceso de filtrado para las señales obtenidas.

El filtro Butterworth paso bajo es un filtro el cual se caracteriza por:

$$|H(\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \left(\frac{\Omega}{\Omega_c}\right)^{2N}} = \frac{1}{1 + \epsilon^2 \left(\frac{\Omega}{\Omega_p}\right)^{2N}} \quad (3)$$

Donde N es el orden del filtro, Ω_c es la frecuencia de -3dB o frecuencia de corte, Ω_p es la frecuencia de corte de la banda de paso, y $1/(1 + (\frac{\Omega}{\Omega_c})^2)$ es el valor en el límite de la banda de $|H(\Omega)|^2$. Al ser $H(s)$ $H(-s)$ evaluado en $s=j\Omega$ es igual a $|H(\Omega)|^2$, deduciéndose que:

$$H(s)H(-s) = \frac{1}{1 + \left(-\frac{s^2}{\Omega_c^2}\right)^N} \quad (4)$$

Para la determinación del orden del filtro que se requiere para poder realizar una atenuación δ^2 en una frecuencia Ω_s se realiza:

$$\frac{1}{1 + \epsilon^2 \left(\frac{\Omega}{\Omega_p}\right)^{2N}} = \delta_2^2 \quad (5)$$

Y, por lo tanto

$$N = \frac{\log \left[\left(\frac{1}{\delta_2^2} \right) - 1 \right]}{2 \log \left(\frac{\Omega_s}{\Omega_c} \right)} = \frac{\log \left(\frac{\delta}{\epsilon} \right)}{\log \left(\frac{\Omega_s}{\Omega_c} \right)} \quad (6)$$

Que por definición

$$\delta_2 = 1/\sqrt{(1 + \delta^2)} \quad (7)$$

El filtro Butterworth queda completamente caracterizado mediante los parámetros N , δ_2 , y el cociente Ω_s/Ω_p , los cuales son todos conocidos.

En la figura 4.2 se aprecia el comportamiento de un filtro Butterworth.

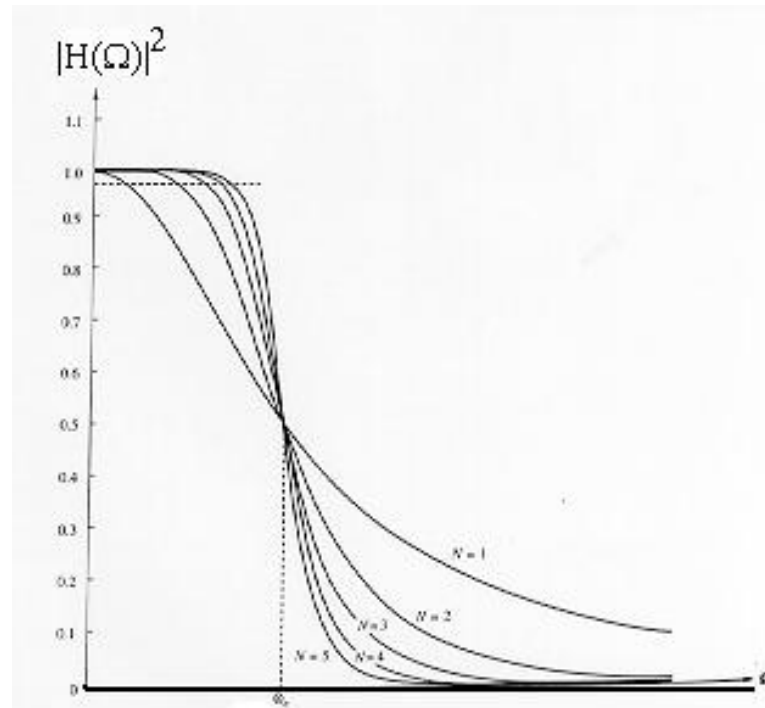


Figura 4.2. Respuesta en frecuencia del filtro Butterworth.

En la utilización del software Matlab, el filtrado Butterworth presenta una función de transferencia:

$$H(s) = \frac{k}{(s - p_1)(s - p_2) \dots (s - p_n)} \quad (8)$$

Donde p representan los polos de la función $H(s)$.

Para la obtención del orden del filtro, se utiliza una función del software para la automatización del proceso, permitiendo la obtención del orden del filtro, y la frecuencia de Nyquist normalizada, mediante la introducción de los valores de atenuación de banda de paso y rechazo, y las esquinas superiores de la frecuencia de paso y rechazo.

La respuesta del filtro utilizado con los parámetros obtenidos mediante el software se representa en la figura 4.3

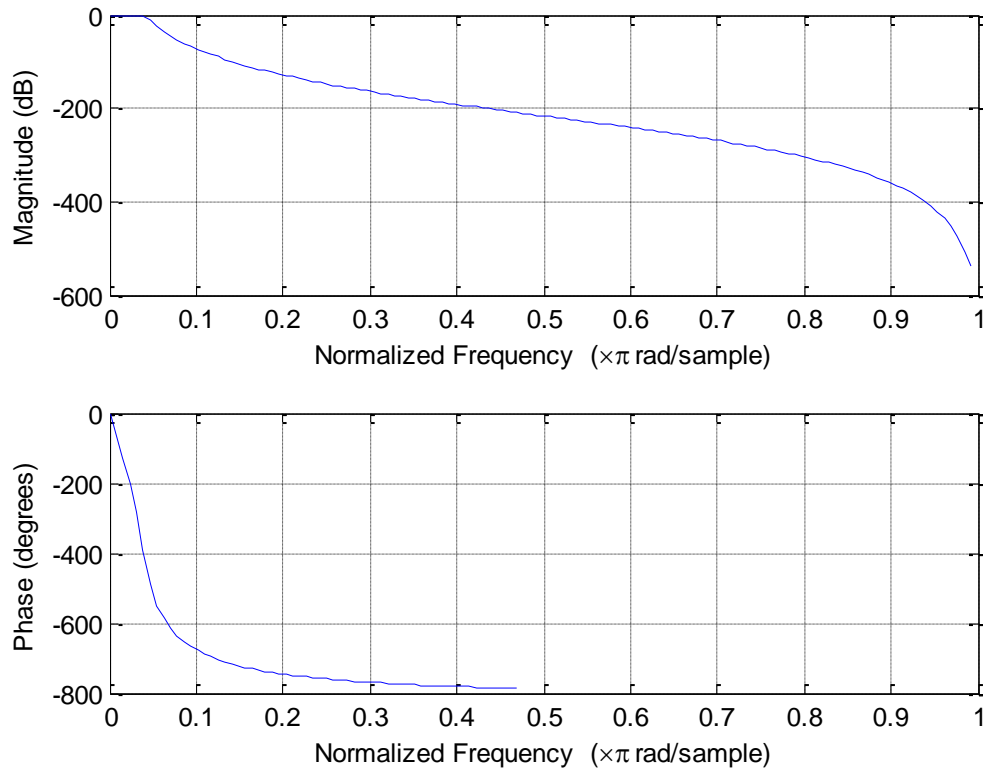


Figura 4.3. Respuesta en frecuencia del filtro Butterworth Matlab.

4.3. Transformada de Fourier.

La transformada discreta de Fourier, es una de las técnicas de análisis de señales más utilizadas en ámbitos de bioingeniería, permitiendo realizar análisis más extensos, completando así los análisis temporales junto a análisis frecuenciales. Para poder estudiar una señal en dominio de la frecuencia, se debe aplicar en la señal estudiada la Transformada Discreta de Fourier (DFT), de la cual se podrá extraer parámetros como la frecuencia de muestreo, frecuencias de pico, y se podrá realizar estudios de aproximación espectral sobre la señal transformada.

La transformada de Fourier permite la caracterización frecuencial de funciones $x(t)$ no periódicas. En el presente estudio, la realización de transformadas discretas de Fourier, requerirían de tiempos de cálculo demasiado complejos y extensos, por lo que se recurre a la técnica de Transformada Rápida de Fourier (FFT), la cual permite optimizar el tiempo de cálculo necesario para la caracterización de las señales muestreadas en el dominio frecuencial.

Dada una función continua $x(t)$, muestreada a intervalos de T segundos, representa una secuencia (x_n) para $n=0,1,..., N-1$; para la estimación de la transformada de Fourier se define:

$$X_n = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x_k e^{-\frac{j2\pi kn}{N}} \quad (9)$$

Donde X_n constituye la transformada discreta de Fourier de la secuencia (x_n) .

Para la obtención de los coeficientes de Fourier se utiliza la expresión:

$$\sum_{n=0}^{N-1} e^{-\frac{j2\pi kn}{N}} = \begin{cases} N, & k = 0, \pm N, \pm 2N, \dots \\ 0, & \text{para otros valores} \end{cases} \quad (10)$$

De la transformada de Fourier, se pueden determinar dos expresiones dependiendo de la finalidad que se le quiera dar, sea para síntesis o análisis de los datos.

- Ecuación de síntesis:

$$X(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x_k e^{-\frac{j2\pi kn}{N}} \quad (11)$$

- Ecuación de análisis:

$$X_k = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-\frac{j2\pi kn}{N}} \quad (12)$$

En el caso de utilizar la ecuación de síntesis, se denomina a la serie con el nombre de serie de Fourier en tiempo discreto o DTFS.

La figura 4.4 muestra un ejemplo de la aplicación de la Transformada Rápida de Fourier sobre una señal temporal de un paciente de la base de datos.

La transformada de Fourier muestra la amplitud de las muestras de la señal temporal relativa a cada una de las frecuencias que componen la señal, obteniendo un nuevo rango de parámetros a extraer para poder procesarlos. En el estudio, se realiza la FFT posterior al filtrado de la señal, el cual es explicado en capítulos anteriores, con la finalidad de poder representar y estudiar aquellas frecuencias que son útiles en el ámbito respiratorio, y poder de esta manera, evitar la representación de dominios frecuenciales de ruido, y evitar errores debidos a este.

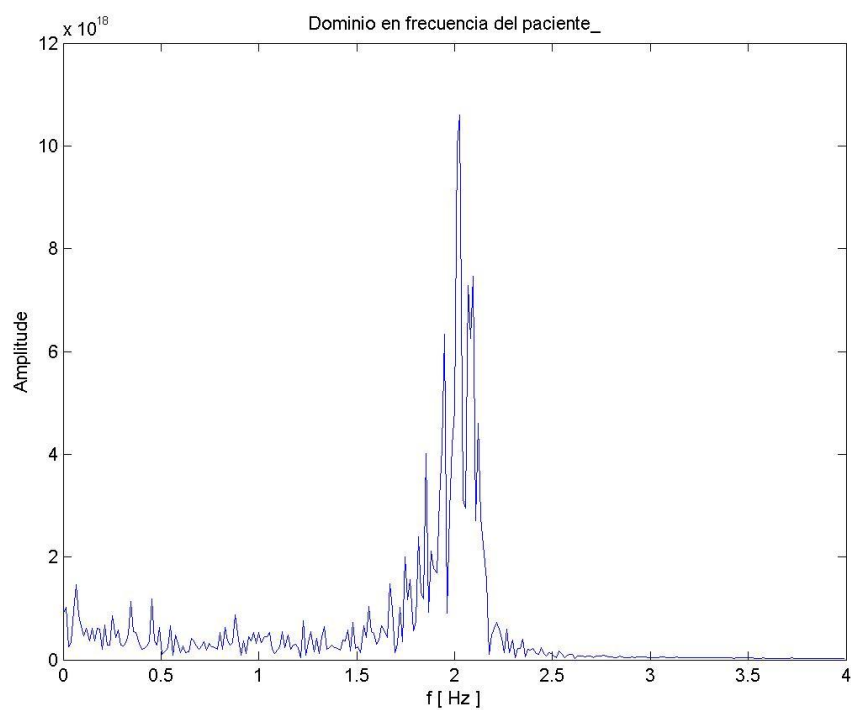


Figura 4.4. Señal extraída de la función FFT

4.4. Análisis espectral de potencia.

En el ámbito de la biomedicina, muchas de las señales estudiadas se caracterizan por ser procesos aleatorios, que requieren de una estimación espectral para poder ser analizadas; las señales respiratorias en particular, presentan ciertas fluctuaciones que se analizan mediante puntos de vista estadísticos que tratan las señales con características promediadas de las señales aleatorias.

La finalidad de la estimación espectral de potencia es la selección de un registro de datos de corta longitud que permita resolver las características espectrales de las componentes que forman la señal en el registro de datos que tienen los espectros poco espaciados.

Calculo de la densidad espectral de energía:

La densidad espectral de potencia o power spectral density (PSD) se define como proceso de caracterización de la frecuencia de una señal determinada. La PSD muestra la distribución de potencia media de la señal en el dominio de la frecuencia.

Suponiendo el cálculo de la densidad espectral de potencia de una señal $x_a(t)$ a partir de las muestras tomadas a un valor de F_s muestras por segundo. Se puede afirmar que la versión muestreada de la señal $x_a(t)$ tiene una transformada de Fourier

$$X(w) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)e^{-j2\pi fn} \quad (13)$$

Si asumimos que $x_a(t)$ es una secuencia $x(n)$, $-\infty < n < \infty$.

Mediante las afirmaciones anteriores se puede determinar el espectro de la densidad de energía de la señal muestreada como

$$S_{xx}\left(\frac{F}{F_s}\right) = \left|X\left(\frac{F}{F_s}\right)\right|^2 = F_s^2 |X_a(F)|^2 \quad (13)$$

La determinación de la densidad espectral de energía se puede obtener de igual forma mediante la transformada de Fourier del auto correlación de la secuencia $\{x(n)\}$.

Al primer método se le conoce como método directo, que implica el cálculo de la transformada de Fourier de $x(n)$, mientras que al segundo método se le conoce como el método indirecto debido a la necesidad de dos pasos: el primer paso es el cálculo de la auto correlación $r_{xx}(k)$ a partir de $x(n)$ como se muestra en la ecuación 14, aplicando posteriormente en el segundo paso la transformada de Fourier de la auto correlación mostrado en la ecuación 15

$$r_{xx}(k) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)x(n+k) \quad (14)$$

$$S_{xx}(f) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} r_{xx}(k)e^{-j2\pi kf} \quad (15)$$

En la práctica, la duración de la señal no es de valor infinito, sino que la secuencia viene determinada por la duración finita de $x(n)$ a N puntos; se puede representar el paso de la secuencia infinita a finita como

$$X(n) = \begin{cases} x(n), & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0, & \text{en otro caso} \end{cases} \quad (16)$$

En el que el cálculo de la auto correlación se expresa como

$$r_{xx}(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)x(n+k) \quad (17)$$

En el estudio de la variabilidad del patrón respiratorio se estudian distintos métodos de aproximación espectral, con la finalidad de encontrar mediante análisis empíricos de los distintos métodos expuestos en este apartado, el método de estimación que mejor se adapte a los intereses del estudio y aporte mayor cantidad de información y con el menor rango de errores para poder identificar diferencias entre grupos de pacientes en ámbitos espectrales.

Se puede clasificar los distintos métodos de estimación en tres grandes grupos: métodos no paramétricos, métodos paramétricos y métodos sub-espaciados.

4.4.1. Métodos no paramétricos:

Los métodos no paramétricos proporcionan una estimación espectral directamente extraída de la señal, sin realizar hipótesis sobre cómo se generan los datos. Las estimaciones de los métodos no paramétricos están formadas por un registro de longitud finita, de máxima longitud igual al ancho espectral de la ventana utilizada en cada método, por lo que la resolución en todo momento es conocida; el interés del conocimiento de la resolución del método recae en el hecho de la proporcionalidad directa que presenta a la varianza de la estima espectral.

El método analizado en el estudio es el periodograma de Welch. Para poder realizar el análisis del periodograma de Welch, se requiere con anterioridad conocer las principales características del periodograma.

Se considera una estimación de la densidad espectral de potencia $P_{ss}(\Omega)$, y un factor de ventana introducido al muestrear-se previamente la señal $V(n)$. Se puede considerar una estimación del espectro de potencia:

$$P_{xx}(\Omega) = \frac{1}{LU} |X(k)|^2 \quad (18)$$

La función $P_{xx}(\Omega)$ recibe el nombre de periodograma, donde U es una constante de valor variable, y cuyo valor marcará el tipo de periodograma. Si el valor de la constante U es 1, la función $P_{xx}(\Omega)$ será un periodograma, si el valor es distinto de 1, se la llama periodograma modificado.

El método Welch es un método que introduce dos mejoras respecto el método Bartlett, permitiendo obtener mejores resultados.

El método Bartlett, realiza una estimación del espectro, que permite reducir la varianza en el periodograma mediante la subdivisión de la secuencia de N puntos en K segmentos no solapados de longitud M :

$$x_i(n) = x(n + iM) \quad (19)$$

Donde:

$$\begin{aligned} i &= 0, 1, \dots, K - 1 \\ n &= 0, 1, \dots, M - 1 \end{aligned} \quad (20)$$

Para cada uno de los segmentos obtenidos se calcula el periodograma, i posteriormente se promedian los periodogramas para los K segmentos obteniendo la estimación de la potencia espectral de Barlett:

$$P_{xx}^B(f) = \frac{1}{K} \sum_{i=0}^{K-1} P_{xx}^{(i)}(f) \quad (21)$$

Las modificaciones introducidas por Welch en 1967 consistieron en:

Welch permitía un solapamiento en los segmentos de la señal realizados, los cuales se representaron de manera:

$$\begin{aligned} x_i(n) &= x(n + iD) \\ i &= 0, 1, \dots, L - 1 \\ n &= 0, 1, \dots, M - 1 \end{aligned} \quad (21)$$

Donde el nuevo factor iD representaba el inicio de la secuencia i -ésima. El factor D , si se igualaba a M , se podía obtener la estimación de Barlett ya que no solapaba los segmentos. En caso de que el valor D fuera $M/2$, el solapamiento que se realizaba era del 50% entre segmentos sucesivos obteniendo un valor de $L=2K$ segmentos.

La segunda modificación introducida por Welch consistía en enventanar los segmentos de los datos antes de calcular el periodograma, obteniendo un periodograma modificado

$$P_{xx}^{(i)}(f) = \frac{1}{MU} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n)w(n)e^{-j2\pi fn} \right|^2 \quad i = 0, 1, \dots, L-1 \quad (22)$$

En este caso, U es un factor de normalización para la potencia de la función ventana y se obtiene mediante la expresión

$$U = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} w^2(n) \quad (23)$$

Mediante las modificaciones introducidas por Welch podemos determinar la estimación de la potencia espectral con el promedio de los periodogramas, obteniendo la expresión de Welch:

$$P_{xx}^W(f) = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^{L-1} P_{xx}^{(i)}(f) \quad (24)$$

El periodograma de Welch por tanto, permite reducir la varianza de los datos mediante distintos ventaneados y factores de cada uno de ellos, y mejorar la resolución respecto a los estimadores anteriores.

Aunque hay otros métodos de estimación paramétrica como el método de Blackman y Tukey basado en la estimación de la densidad de potencia mediante la realización de la función enventanado de la secuencia de auto correlación y posteriormente el cálculo de la transformada de Fourier, en el estudio de la viabilidad de métodos útiles para la realización del proyecto únicamente se ha estudiado el método Welch.

4.4.2. Métodos paramétricos.

Los métodos paramétricos permiten obtener mayores resoluciones respecto a los paramétricos en casos de señales estudiadas debido a la no necesidad de las funciones ventana y la suposición de que la secuencia auto correlación es cero para $|m| \geq N$.

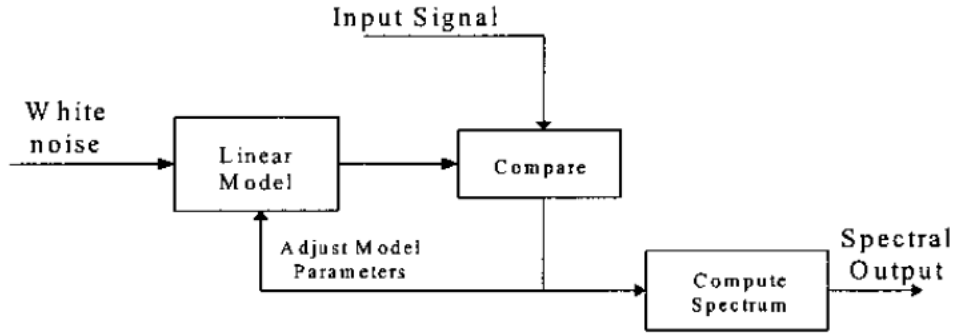


Figura 4.5. Modelo basado en los métodos espectrales no paramétricos.

Los métodos paramétricos utilizan un método basado en la figura 4.5, en el que el impulso de ruido blanco, y la comparación de la salida con la onda de entrada y los parámetros de ajuste del modelo para proporcionar la estimación espectral.

Los métodos paramétricos modelan la secuencia de los datos de la señal $x(n)$ como la salida de un sistema lineal caracterizado por una función de transferencia expresable como

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)} = \frac{\sum_{k=0}^q b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^p a_k z^{-k}} \quad (25)$$

$$x(n) = -\sum_{k=1}^p a_k x(n-k) + \sum_{k=0}^q b_k w(n-k) \quad (26)$$

Donde $w(n)$ es la entrada del sistema, y $x(n)$ la secuencia en la salida.

Para poder estimar la densidad espectral de potencia, y siguiendo el modelo presentado en la figura, se supone la secuencia $w(n)$ como una secuencia de ruido blanco con media cero y valor de auto correlación

$$\gamma_{ww}(m) = \sigma_w^2 \delta(m) \quad (27)$$

Donde σ_w^2 es la varianza. La estimación de la densidad espectral de potencia Γ_{xx} se podrá determinar entonces como

$$\Gamma_{xx}(f) = \sigma_w^2 |H(f)|^2 = \sigma_w^2 \frac{|B(f)|^2}{|A(f)|^2} \quad (28)$$

El proceso aleatorio $x(n)$ que se genera mediante las expresiones anteriores se denomina proceso auto regresivo de medias móviles o ARMA, denotándose como ARMA (p, q) donde p y q marcan el orden del modelo. En caso de $q=0$ y $b_0=1$, el modelo obtiene un valor de función de transferencia $H(z)=1/A(z)$, y la salida se denomina proceso autorregresivo (AR) de orden p. En caso de que $A(z)$ obtenga un valor igual a 1, la función de transferencia será $H(z)=B(z)$, y la salida se denominará proceso de medias móviles (MA) de orden q.

En el proyecto se estudian cuatro tipos de modelos AR: el Método Yule-Walker, el Método Burg, el Método de Covarianza y el Método de Covarianza Modificada, debido a que son los modelos de estimación paramétrica más utilizados en el ámbito de las señales biomédicas.

El método de estimación de Yule-Walker, se basa en la estimación del auto correlación de los datos mediante la estima de la secuencia de auto correlación

$$\begin{bmatrix} \gamma_{xx}(0) & \gamma_{xx}(-1) & \vdots & \gamma_{xx}(-p+1) \\ \gamma_{xx}(1) & \gamma_{xx}(0) & \vdots & \gamma_{xx}(-p+2) \\ \dots & \dots & \vdots & \dots \\ \gamma_{xx}(p-1) & \gamma_{xx}(p-2) & \vdots & \gamma_{xx}(0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_p \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} \gamma_{xx}(1) \\ \gamma_{xx}(2) \\ \vdots \\ \gamma_{xx}(p) \end{bmatrix} \quad (29)$$

Para poder determinar los parámetros del modelo AR. En el método de Yule-Walker es aconsejable la utilización de la forma sesgada de la estima de la autocorrelación

$$r_{xx}(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-m-1} x^*(n)x(n+m) \quad m \geq 0 \quad (30)$$

Para poder asegurar que la matriz autocorrelación queda semidifinida positiva.

Al realizar la estimación de la potencia espectral de señales sinusoidales mediante los modelos AR, se demuestra que los picos espectrales en la estima son proporcionales al cuadrado de la potencia de la señal sinusoidal, y el área bajo el pico en la densidad espectral de potencia es linealmente proporcional a la potencia de la senoide.

El método de Yule-Walker suele utilizarse en señales con cantidades de datos relativamente largos de datos, y la curva obtenida depende del orden utilizado en la estimación como muestra la figura 4.6

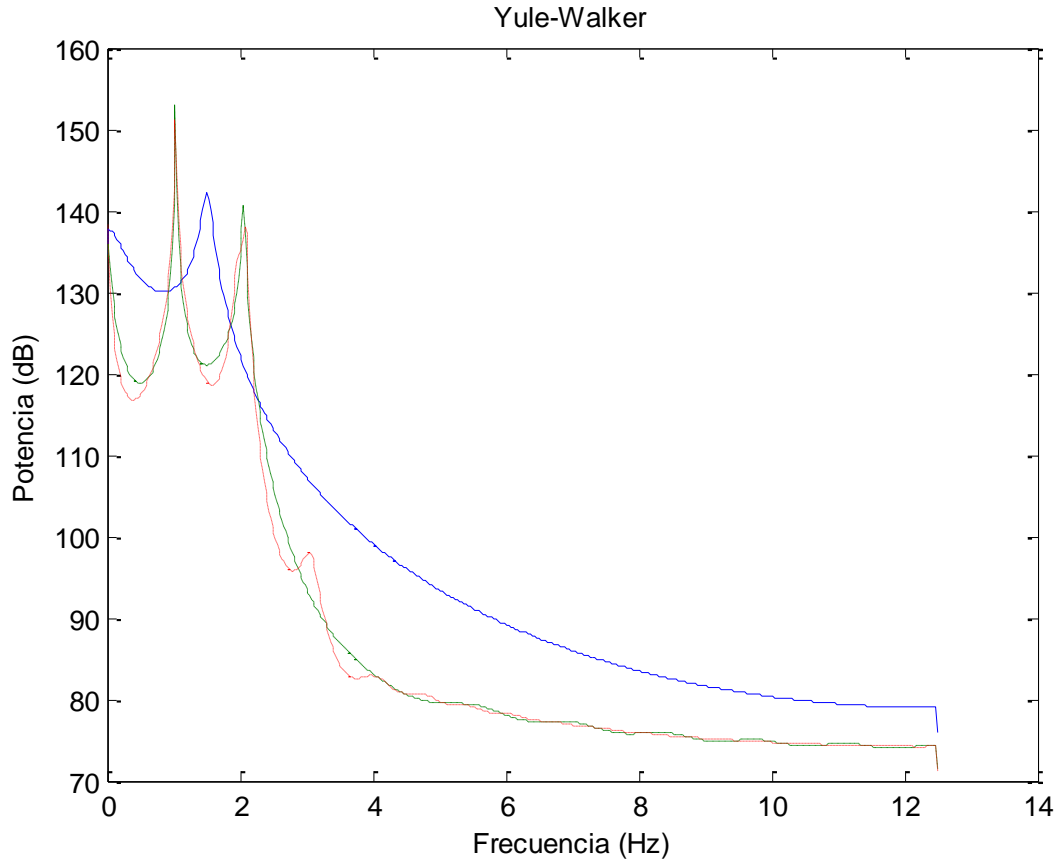


Figura 4.6. Dependencia del orden de estimación.

Se puede observar como la curva de estimación espectral del método Yule depende del orden o número de puntos N con el que se realiza la estimación. Para un valor de N muy pequeño, la respuesta es extremadamente suave, dando paso a muchos errores de estimación, y para estimaciones con un valor de puntos N muy elevados, la respuesta se distorsiona, aunque de esta manera, el método de Yule-Walker permite resolver los picos.

El modelo de Burg, se basa en la minimización de los errores predictivos mediante el recurso de Levinson-Durbin. Este modelo evita la función de auto correlación y permite la estimación directa de los parámetros de reflexión.

El Método de Burg tiene como principal ventaja la capacidad de resolución de sinusoides muy próximas entre ellas procedentes de señales con bajo nivel de ruido. La señal de Burg es muy susceptible a cambios frecuenciales de la fase inicial de las sinusoides del ruido, siendo de mayor magnitud en señales de corta duración.

La estimación espectral del método de Burg se determina mediante

$$P_{xx}^{BU}(f) = \frac{\widehat{E}_p}{|1 + \sum_{k=1}^p \hat{a}_p(k)e^{-j2\pi f k}|^2} \quad (31)$$

Al igual que en el método de Yule-Walker, la respuesta de la estimación espectral en el método de Burg depende del orden utilizado como muestra la figura 4.7

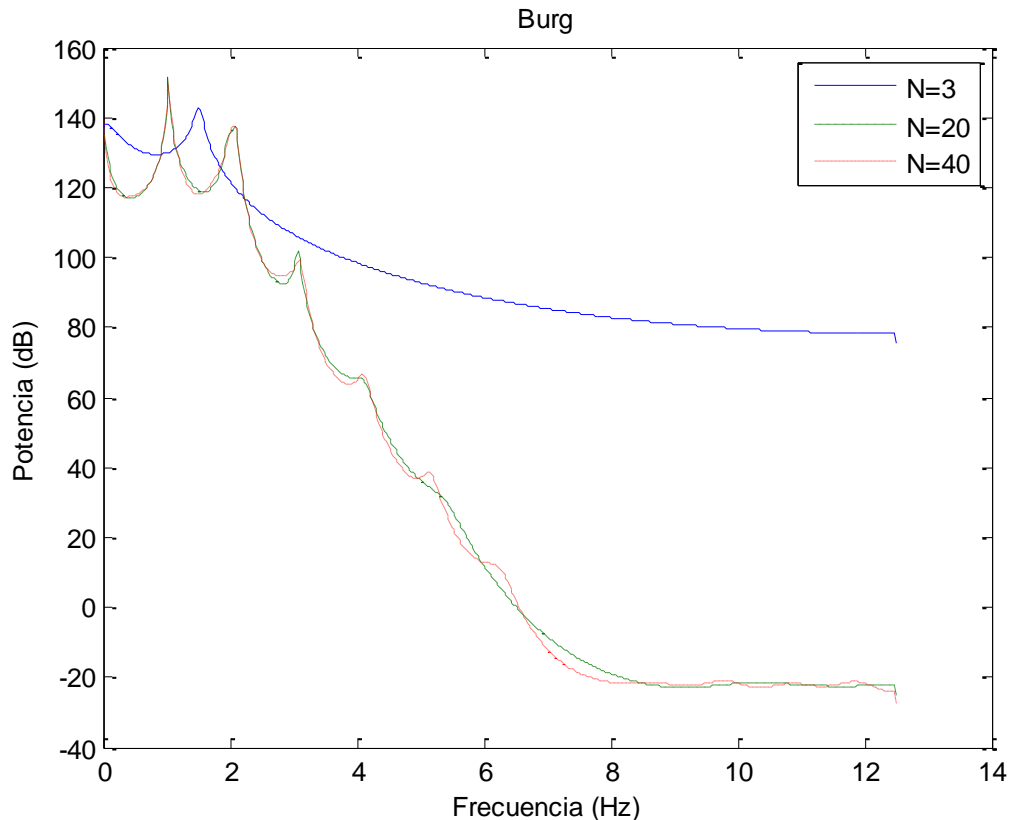


Figura 4.7. Dependencia del orden de estimación.

Se observa una respuesta más suave en el método de Burg para valores de N pequeños respecto a la respuesta de la estimación de Yule-Walker, pero para valores elevados de N, la respuesta reconoce con mayor afinidad los picos frecuenciales existentes.

El Método de Covarianza se basa en la reducción unidireccional de los errores predictivos de estimación espectral AR, mientras que el Método de Covarianza Modificada se basa en la reducción bidireccional de los errores.

El método de Covarianza modificada no utiliza la función ventana, y se obtiene una mejor resolución en señales de corta duración en comparación con el Método de Yule-Walker; El método de Covarianza Modificada, muestra las mismas ventajas que el anterior, mejorando en este en la no aparición de líneas de separación espectral.

En la figura 4.8 y la figura 4.9 se observan las dos estimaciones con las distintas respuestas a diferentes valores de N.

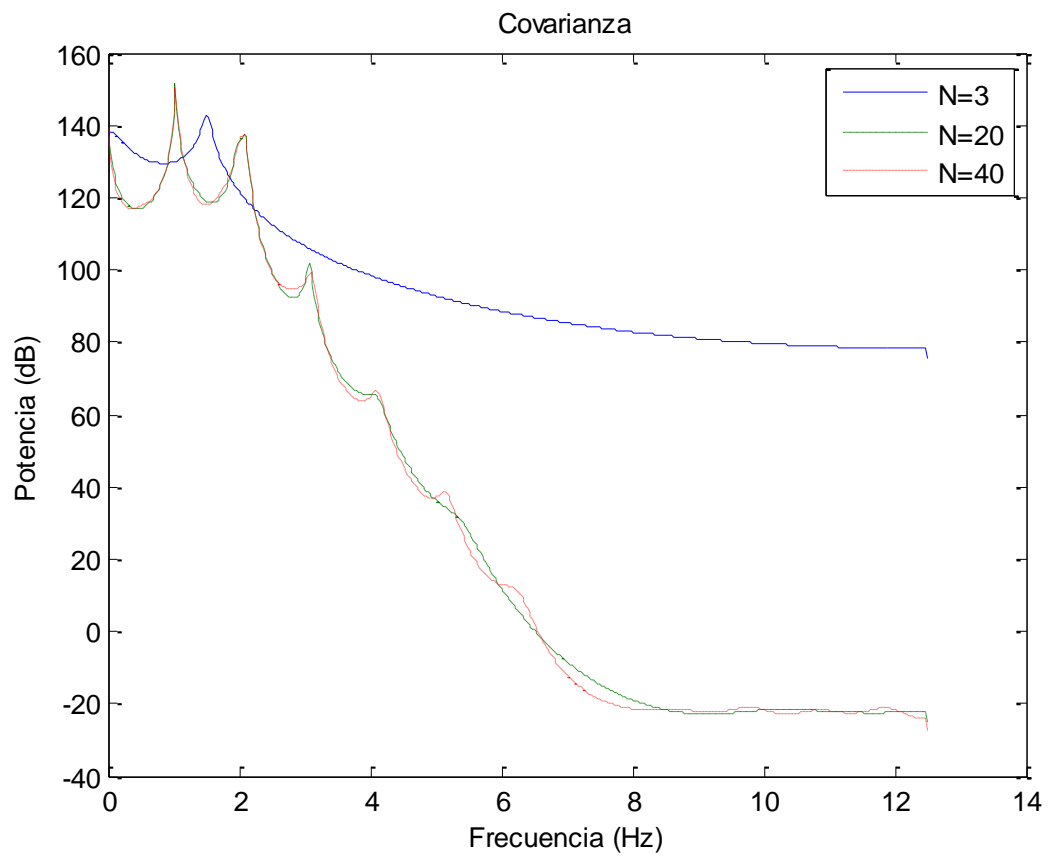


Figura 4.8. Dependencia del orden de estimación.

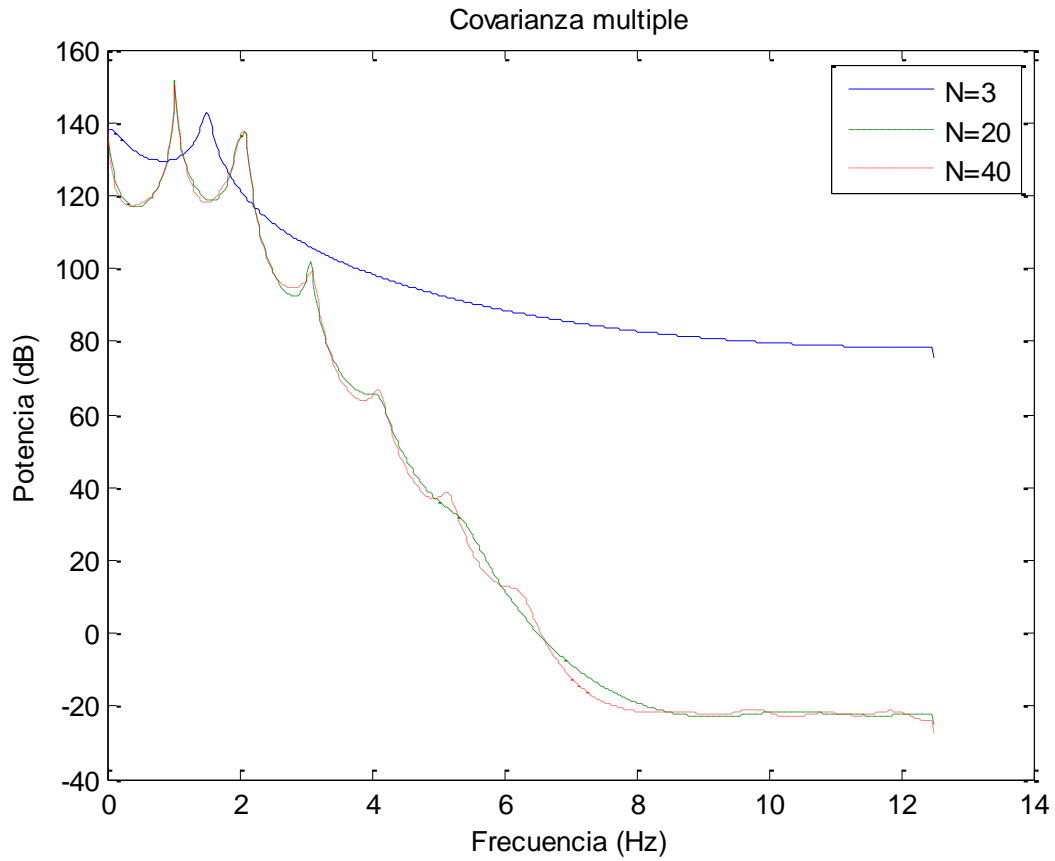


Figura 4.9. Dependencia del orden de estimación.

Como contrapartida, ambos métodos presentan modelos inestables, aunque la estabilidad no es un requisito indispensable para la obtención de una buena estimación espectral de potencia.

CAPÍTULO 5:

ANALISIS DE LOS RESULTADOS

Para poder realizar un correcto estudio del patrón respiratorio se requiere de la extracción de parámetros estadísticos de los datos obtenidos de las distintas series de los pacientes; posteriormente se deben realizar tablas comparativas entre pacientes que consiguieron superar la prueba del weaning y los que no consiguieron pasarla, y finalizar con la extracción de consecuencias que ayuden a entender y estudiar un patrón respiratorio con la mayor precisión y restricción posible. En este apartado se muestran los distintos análisis estadísticos que se realizan en el proyecto, así como una explicación de los estadísticos utilizados en cada caso.

5.1. Parámetros estadísticos.

Los siguientes parámetros se realizan en cada una de las series extraídas de la base de datos por separado, y se realizan en cada tipología de paciente según el éxito de la prueba. Estos parámetros se obtienen mediante el programa SPSS y el programa Matlab.

- Media:

La media de un conjunto de observaciones se define como la suma de todos los valores del conjunto dividido por el número total de observaciones.

Si los valores de la variable están formados por x_1, x_2, \dots, x_n , la media se define como:

$$Media = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n} \quad (32)$$

- Mediana:

La mediana de un conjunto de observaciones se define como el valor que ordenados los datos de mayor a menor, deja la mitad de estos por encima y la mitad por debajo. En caso que la distribución esté formada por un número par de datos, se debe coger los dos valores que parten la distribución y hacer la mediana entre ambos.

- Mediana:

La varianza de un conjunto de observaciones x_1, x_2, \dots, x_n se define como:

$$s^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \mu)^2}{n - 1} \quad (33)$$

La varianza muestra la distancia entre las distintas observaciones respecto a la mediana.

La varianza se utilizara para el cálculo de la desviación estándar, definida por:

$$s = \sqrt{s^2} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \mu)^2}{n - 1}} \quad (34)$$

La desviación típica muestra la distancia respecto a la mediana de los valores; a un valor grande de desviación se atribuye una relación de mayor desviación de los valores mostrando una menor precisión con el consecuente aumento del error.

- Moda:

La moda de una distribución se define como el valor de la variable estudiada de mayor frecuencia, definiendo la frecuencia como las veces que se repite un mismo valor dentro de una misma distribución.

Puede haber casos de distribuciones sin valor modal, o con más de un valor de moda.

- Cuartiles:

Los cuartiles se definen como los valores de la variable que reparten los datos en cuatro conjuntos con el mismo número de elementos entre ellos. Podemos diferenciar entre cuatro conjuntos formados por los tres cuartiles:

El primer cuartil o cuartil inferior (LQ), contiene un 25% de los datos por debajo.

El segundo cuartil corresponde con la mediana.

El tercer cuartil o cuartil superior (UQ), contiene el 25% de los datos por encima.

Mediante los cuartiles se puede definir el concepto de rango intercuartílico (IQR) como la distancia entre el cuartil superior e inferior.

$$IQR = UQ - LQ \quad (35)$$

- Curtosis:

La curtosis se define como la medida cuyo valor muestra si la varianza de una muestra es provocada por los valores extremos de esta o si es provocada por la dispersión común de los datos.

La curtosis viene definida por:

$$Q = \frac{n(n+1) \sum_{i=1}^n \left(\frac{x_i - \mu}{s} \right)^4}{(n-1)(n-2)(n-3)} - \frac{3(n-1)^2}{(n-2)(n-3)} \quad (36)$$

Según el valor obtenido se puede diferenciar entre tres tipos distintos de curtosis como muestra la figura:

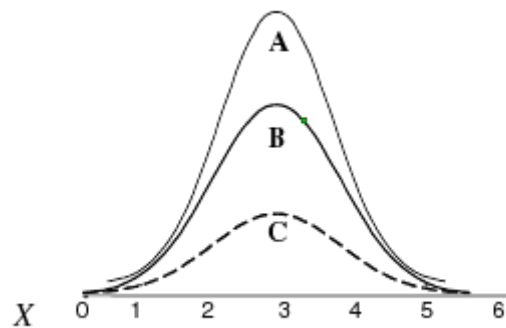


Figura 5.1. Tipos de curtosis.

Si $Cr < 0$ se dice que es una distribución platicúrtica (C); la distribución platicúrtica presenta un reducido grado de concentración alrededor de los valores centrales de la variable.

Si $Cr = 0$ se dice que es una distribución mesocúrtica (B); la distribución mesocúrtica presenta un grado de concentración medio alrededor de los valores centrales de la variable, es decir, presenta el mismo grado de concentración que una distribución normal.

Si $Cr > 0$ se dice que es una distribución leptocúrtica (A); la distribución leptocúrtica presenta un elevado grado de concentración de los valores centrales de la variable.

- Índice de asimetría:

Al igual que el índice de curtosis, el índice de asimetría permite describir una distribución de frecuencias; el índice de asimetría de una distribución muestra la medida en la cual se reparten los datos por encima y por debajo del valor central.

El coeficiente de asimetría se define según la siguiente expresión:

$$C.A = \frac{n}{(n-1)(n-2)} \sum_{i=1}^n \left(\frac{x_i - \mu}{s} \right)^3 \quad (37)$$

Según el valor obtenido se puede diferenciar entre tres tipos distintos de asimetría como muestra la figura 5.2:

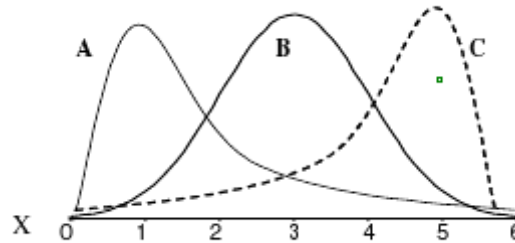


Figura 5.2. Tipos de asimetría.

Si $C.A < 0$ (C) se dice que presenta una asimetría negativa.

Si $C.A = 0$ (B) se dice que presenta simetría.

Si $C.A > 0$ (A) se dice que presenta una asimetría positiva.

- Prueba t-Student:

La distribución t es una distribución de probabilidad que estima la media de una población de tamaño pequeño.

La prueba t de Student se utiliza para determinar la diferencia entre dos medias muestrales y para la construcción de un intervalo de confianza para la diferencia entre las medias de dos poblaciones cuando se desconoce la desviación típica de una población y esta debe ser estimada a partir de los datos de una muestra.

El intervalo de confianza consiste en la estimación de la desviación típica de los datos, y el cálculo del error estándar de la media.

Se puede definir la media muestral de la distribución t de Student como:

$$Z = \frac{X_n - \mu}{\frac{\sigma}{\sqrt{n}}} \quad (38)$$

- P-valor:

Se define el p-valor como la probabilidad de obtener un resultado tan extremo como el que realmente se obtiene, suponiendo una hipótesis nula cierta.

La hipótesis nula será rechazada si el valor p asociado al resultado observado es igual o menor que el nivel de significación establecido; normalmente este valor se establece en 0,05 ó 0,01.

Si el p-valor es inferior a la potencia del contraste, este indica que la hipótesis de partida es falsa.

El valor p es un valor de probabilidad que oscila entre 0 y 1.

5.2. Análisis no paramétrico.

Los modelos no paramétricos realizan comparaciones entre muestras apareadas. En el proyecto se utilizan dos tipos de métodos de análisis no paramétricos para poder estudiar relaciones entre señales; el método de Wilcoxon se utiliza para la comparación entre los distintos tramos de una misma señal para determinar la relación en el tiempo que tienen entre ellas; en el estudio la comparación se realiza entre los dos tramos de 5 minutos de los cuales se dispone, siendo estos los equivalentes a los 10 últimos minutos de la señal de 30 minutos registrada. El otro método de análisis no paramétrico realizado en el estudio es el método de Mann-Whitney, que en este caso, compara señales entre distintos grupos para mostrar diferencias entre ellos.

5.2.1. Prueba de Wilcoxon de los rangos signados.

La prueba de Wilcoxon consta de una muestra aleatoria simple, con un número de muestras igual a n

$$(x_1, x_2, \dots, x_n) \quad (39)$$

Extraída de una población con distribución continua y simétrica, con la finalidad de poder contrastar si la mediana de la distribución es igual a cierto valor ha conocido con anterioridad.

Se aceptan dos hipótesis para la realización de la prueba de Wilcoxon: la continuidad y la simetría de la distribución poblacional. Se contrasta la hipótesis nula frente a la hipótesis alternativa donde la primera se denota como H_0 y la segunda como H_1 :

H_0 : "la mediana de la población es h_a ".

H_1 : "la mediana de la población es diferente a h_a ".

El cálculo del estadístico de contraste T se realiza en cuatro etapas.

La primera etapa, calcula la diferencia:

$$d_i = x_i - h_a \quad \text{donde } i = 1, 2, \dots, n \quad (40)$$

La segunda etapa, ordena de menor a mayor los valores absolutos de las diferencias $|d_1|, |d_2|, \dots, |d_n|$.

La tercera etapa, establece el rango r correspondiente a cada una de las diferencias de la segunda etapa, de forma que $r(|d_i|)$ es el lugar que ocupa la ordenación de la segunda etapa.

Por último, en la cuarta etapa se puede definir el estadístico T como

$$T = \sum_{i=1}^n Z_i r(|d_i|) \quad (41)$$

Definiendo Z_i como:

$$Z_i = \begin{cases} 0, & \text{si } d_i < 0 \\ 1, & \text{si } d_i > 0 \end{cases} \quad (42)$$

5.2.2. Prueba de Mann-Whitney.

La prueba de Mann-Whitney compara dos muestras independientes, mostrando si las dos muestras pertenecen a la misma población. La prueba de Mann-Whitney es el modelo de análisis no paramétrico más completo para la comparación de dos muestras cuando estas no son apareadas, lo que en el estudio sirve para poder realizar la comparación entre las señales de los distintos grupos permitiendo clasificar estadísticamente cada una de las señales en un grupo determinado.

La hipótesis de trabajo H_0 , siempre es que ambas muestras provienen de la misma población. La prueba de Mann-Whitney consta de 5 pasos, los cuales llegan a la verificación o declinación de la hipótesis inicial.

En primer lugar, se ordenan todos los datos de las muestras de menor a mayor en un conjunto único, identificando cada uno de los datos con la muestra respectiva.

Se determina la muestra de referencia, siendo esta la de menor tamaño.

Se cuenta el número de muestras que preceden al primero de la muestra de control U_1 , empezando con el dato de menor valor, siguiendo con el segundo de la muestra de control, y se cuenta el número de muestras precedentes del grupo U_2 ; se ubica al tercer valor, y se procede en forma análoga para determinar U_3 , y de esta manera sucesivamente hasta recorrer toda la muestra de control o referencia. En caso de obtener el mismo número de datos, se le asigna medio punto a cada uno de los grupos.

Se obtiene el estadígrafo, determinado mediante la expresión:

$$U = U_1 + U_2 + U_3 + \dots \quad (43)$$

Posteriormente, se procede a la comparación del valor contra el valor crítico de las tablas. Dado que las muestras utilizadas superan el valor 20, se utiliza la aproximación con la función de Gauss.

Cuando el tamaño muestral es mayor de 20, la distribución U se acerca a una gaussiana $N(0,1)$, con los siguientes parámetros:

$$Z_u = \frac{U - \mu_u}{\sigma_u} \quad (44)$$

Y se compara con Z_α , donde

$$\mu_u = \frac{(n1 \cdot n2)}{2} \quad (45)$$

$$\sigma_u^2 = (n1 \cdot n2) \left(\frac{1}{12} \right) (n1 + n2 + 1) = VAR(u) \quad (46)$$

Para el cálculo de U, se procede a la realización de los dos primeros pasos nombrados anteriormente, colocando el rango correspondiente debajo de la sucesión ordenada. De esta manera, corresponde el rango 1 al menor de los valores, el 2 al siguiente, etc. En caso de obtener el mismo número de datos, se coloca el rango promedio entre los empatados.

Se calcula posteriormente $R1 = r_i + r_j + \dots$ como el sumatorio de todos los rangos hallados correspondientes a la muestra de tamaño $n1$, y $R2$ correspondiente a la muestra $n2$.

El cálculo de los estadígrafos se realiza mediante la expresión:

$$U1 = (n1 \cdot n2) + \left(\frac{n1}{2} \right) (n1 + 1) - R1 \quad (47)$$

$$U1 = (n1 \cdot n2) + \left(\frac{n1}{2} \right) (n1 + 1) - R1 \quad (48)$$

Eligiendo el de menor valor para adoptarlo como estadígrafo muestral U. Si el valor U es menor o igual que el valor crítico, se rechaza H_0 .

5.3. Análisis discriminante.

Las tablas de análisis discriminante están compuestas por una tabla de resumen del procesamiento para el análisis de los datos, donde se muestran el número de pacientes que forman el estudio, así como el número de pacientes rechazados en este, es decir, aquellos cuyos valores no afectan en el cálculo de los parámetros; en este caso, los pacientes siempre serán los del grupo 2 debido a su menor porcentaje de aparición en las tablas comparado con los grupos de éxito y rechazo. La tabla de estadísticos por grupo, contiene los autovalores y algunos estadísticos descriptivos multivariantes, es decir, aquellos parámetros de estudio que generamos en cada grupo. La tabla de autovalores, muestra una fila numerada por cada función discriminante, y contiene distintos valores: el valor de autovalor, que muestra el cociente entre la variación debida a las diferencias entre los grupos y la variación que se da dentro de cada grupo combinada en una única cantidad; y el valor de la correlación canónica, que muestra la correlación entre la combinación lineal de las variables dependientes (función discriminante) y una combinación lineal de variables que recogen la pertenencia de los sujetos a los grupos; una correlación canónica elevada, indica que las variables discriminantes permiten diferenciar entre los grupos. La tabla de lambda de Wilks, muestra distintos valores: el estadístico lambda de Wilks, que expresa la proporción de variabilidad total no debida a diferencias entre los grupos, y permite contrastar la hipótesis nula de que las medias multivariantes de los grupos son iguales; la ventaja del estadístico lambda es que se basa en las matrices de varianzas-covarianzas y permite calcular-se antes de obtener las funciones discriminantes; un valor de lambda elevado, muestra la existencia de solapamiento entre grupos ; también muestra el valor chi-cuadrado y la sigma. La tabla de coeficientes estandarizados, contiene una estandarización de los coeficientes de la función canónica discriminante; estos coeficientes son independientes de la métrica original de las variables discriminantes, y muestran el mayor o menor nivel de importancia de una variable respecto a otra a la hora de predecir el grupo de pertenencia según su valor. La tabla de centroides, permite poder entender con mayor claridad la tabla de los signos de ponderaciones; los centroides muestran la tendencia positiva o negativa de las puntuaciones de cada grupo; al saber la tendencia de las puntuaciones se pueden realizar afirmaciones sobre la tabla de signos de ponderación. La tabla de matriz estructura contiene las correlaciones entre las variables discriminantes y la función discriminante estandarizada; los coeficientes estandarizados muestran la contribución neta de cada variable independiente a la función discriminante, y las correlaciones muestran la relación entre cada variable y la función discriminante; la matriz de estructura presenta las variables ordenadas por su grado de correlación con la función discriminante.

El propósito del análisis discriminante consiste en aprovechar la información contenida en las variables independientes para crear la función D combinación lineal de X_1, X_2, \dots, X_n capaz de diferenciar lo más posible a ambos grupos. La función discriminante es de la forma:

$$D = b_1X_1 + b_2X_2 + \dots + b_nX_n \quad (49)$$

Donde b_1, b_2, \dots, b_n son las ponderaciones de las variables independientes que consiguen hacer que los sujetos de uno de los grupos obtengan puntuaciones máximas en D , y los sujetos del otro grupo puntuaciones mínimas.

Una vez hallada la función discriminante D , carece de sentido intentar representar la situación de los grupos en el espacio definido por las variables X_1, X_2, \dots, X_n .

La representación en p dimensiones resulta complicada cuando p es mayor de 2, y añade poco o nada a la interpretación de la función. En la figura 5.3, se representa la función discriminante extraída del espacio de las variables X_1 y X_2 . Los grupos aparecen representados por sus histogramas y las proyecciones de los centroides aparecen marcadas por líneas de puntos.

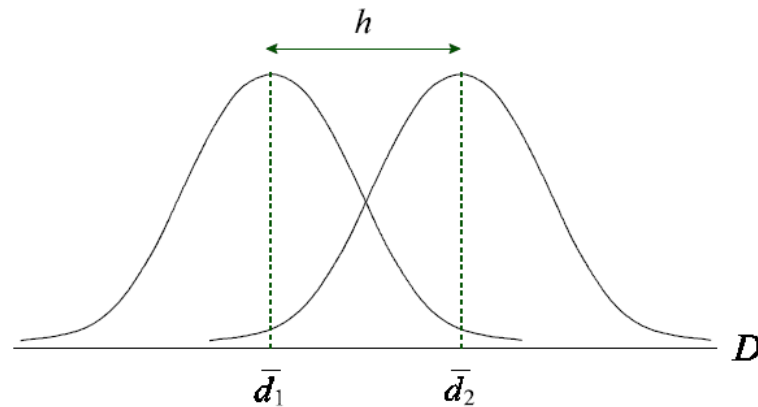


Figura 5.3. Histograma de los centroides sobre la función discriminante.

Los grupos deben diferenciarse con anterioridad en las variables independientes. El análisis discriminante, busca diferenciar los grupos al máximo combinando las variables independientes, pero si los grupos no difieren en las variables independientes, el análisis será fallido.

CAPÍTULO 6:

RESULTADOS

Los resultados de los análisis de las señales se exponen en forma de representación de la señal, diferenciando de manera visual el procesado de los datos y estadísticos, y en forma de tablas, con los resultados estadísticos de los parámetros característicos en cada una de las señales y los resultados del análisis estadístico no paramétrico y el análisis discriminante.

6.1. Resultados del procesado de la señal.

La correcta extracción de los distintos parámetros de las señales respiratorias, así como su correcta clasificación para la determinación de un patrón respiratorio que permita diferenciar los distintos grupos de pacientes, las señales son procesadas mediante las distintas técnicas explicadas en capítulos anteriores, variando de esta manera su forma o el tipo de estudio, pudiendo ser este mediante el estudio de las series temporales, o mediante el estudio de las series frecuenciales; este último tipo de estudio es en el que se basa el proyecto, y se realiza mediante distintas estimaciones o aproximaciones, así como con la señal extraída mediante la transformada de Fourier de las series temporales.

Cada uno de los métodos utilizados en el análisis frecuencial, permitirá una extracción de parámetros característicos de la señal, los cuales serán procesados para su clasificación estadística o su clasificación paramétrica, permitiendo una clasificación de grupos según cada una de las variables.

En el análisis frecuencial, se han realizado los siguientes estudios con la consecuente extracción de parámetros:

6.1.1. Análisis de la Transformada de Fourier.

La Transformada de Fourier permite poder realizar el estudio a nivel frecuencial, y se han extraído dos parámetros característicos: la frecuencia de pico y la potencia de pico.

- Frecuencia de pico: la frecuencia de pico, permite conocer la componente fundamental de la señal frecuencial respiratoria, mostrando el valor de frecuencia en la que trabaja la mayor parte de la señal. Según el grupo del cual pertenezca el paciente, mostrará una frecuencia de trabajo distinta, adquiriendo una variabilidad de fundamentales entre grupos distintos, aunque se ha comprobado que dicha variabilidad se manifiesta también en pacientes del mismo grupo como se muestra en el capítulo de resultados.
- Potencia de pico: la potencia de pico, muestra la magnitud de la señal en la frecuencia de pico; se expresa en dB, e igual que en el caso anterior, presenta variabilidad entre grupos distintos y entre pacientes del mismo grupo.

En la figura 6.1 se muestra la zona de extracción de los parámetros descritos, así como se muestra la variabilidad de estos entre pacientes del mismo grupo.

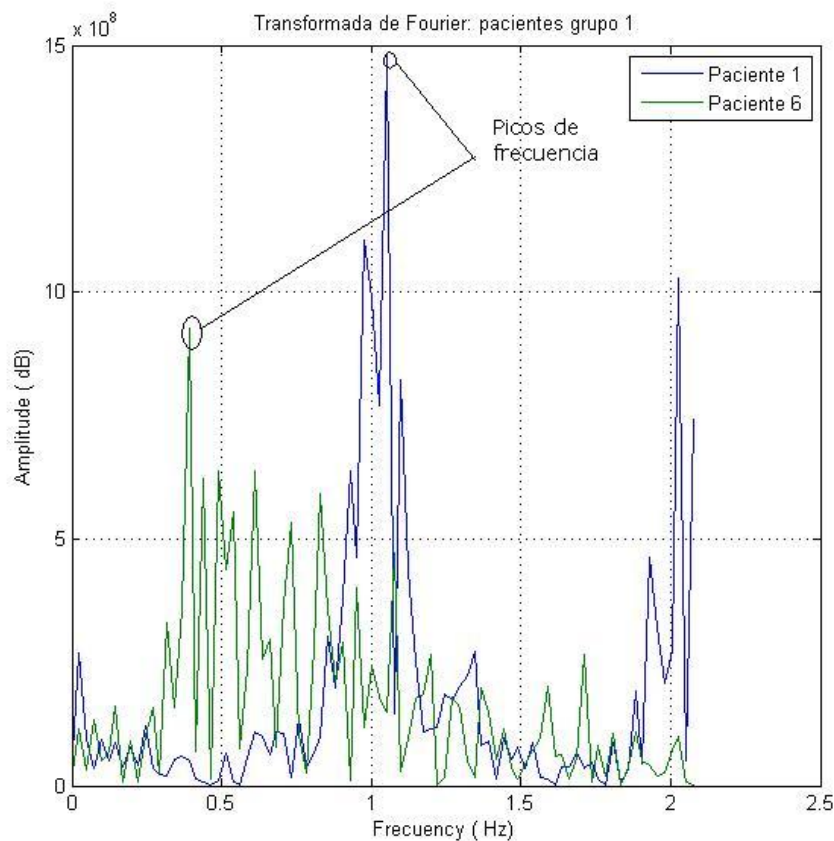


Figura 6.1. Señal extraída mediante la Transformada de Fourier de la señal respiratoria.

Las dos señales mostradas pertenecen a pacientes del grupo de éxito, y muestran variabilidad de frecuencia de trabajo, así como variabilidad del valor de potencia. Se muestran remarcados en círculos los puntos de estudio de ambos parámetros, pudiendo ser estos calculados mediante la prolongación de los ejes X e Y en el punto remarcado; mediante la prolongación del eje X, se puede calcular la frecuencia fundamental y mediante la prolongación del eje Y se podrá calcular la potencia en el punto; en la figura también se observa el efecto del proceso de filtrado por Butterworth, donde a una frecuencia aproximada a los 2 Hz, ya no adquiere valores de potencia la señal respiratoria; se decidió filtrar la señal a 2 Hz debido a que la frecuencia de trabajo normal en pacientes oscila entre 0.35 a 1 Hz de valores máximos.

En la figura 6.2 se puede observar la diferencia de señales obtenidas entre pacientes de los tres grupos estudiados, así como la variabilidad de frecuencias fundamentales y potencia en ellas. Se observa también una mayor diferencia entre formas de señal respecto a la figura 6.1.

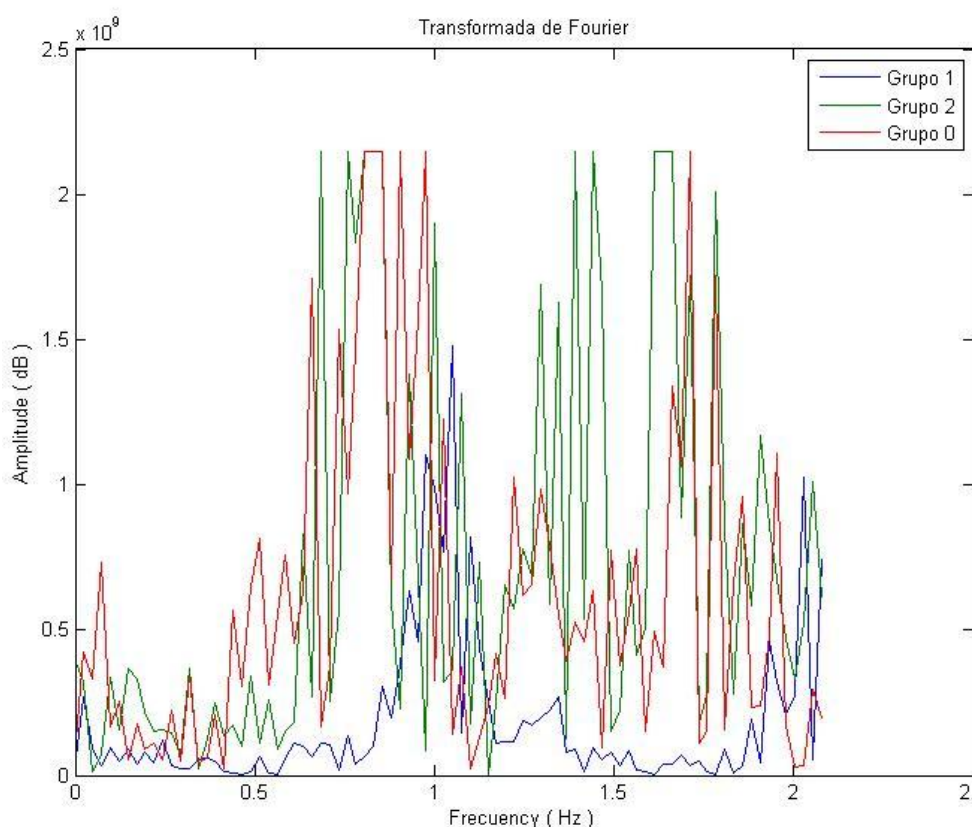


Figura 6.2. Señal extraída mediante la Transformada de Fourier de la señal respiratoria (comparación entre grupos).

Los datos extraídos de las señales, se pueden observar en el apartado 6.2 donde se exponen los valores de cada una de las variables respecto al grupo de pertenencia.

Todas las señales extraídas de la Transformada de Fourier se muestran en las carpetas de datos con el identificador `fft_5m1` y `fft_5m2` dependiendo del tramo de señal al cual pertenecen.

6.1.2. Análisis de la estimación de Yule.

La estimación espectral de Yule, permite la extracción de parámetros de potencia los cuales no se pueden adquirir mediante la Transformada de Fourier, permitiendo de esta manera aumentar las posibilidades de estudio, y los rangos de extracción de resultados.

La estimación de Yule muestra una señal de densidad espectral de potencia de los pacientes, de la cual se extraen los siguientes parámetros:

- PSD: el valor de la densidad espectral de potencia es calculado mediante la integración del área bajo la curva de la señal del paciente.
- Frecuencia central: la frecuencia central muestra el valor de frecuencia que divide el valor de densidad espectral a la mitad.
- Frecuencia de pico: el valor de frecuencia de pico es aquel valor en el cual se obtiene el máximo valor de potencia de la señal de Yule.
- Frecuencia del primer cuartil: el valor de frecuencia del primer cuartil es aquel valor de frecuencia en el cual la señal ha adquirido el 25% del valor de la densidad espectral de potencia.
- Parámetros estadísticos: el resto de parámetros extraídos en la señal de Yule se calculan a partir de los puntos obtenidos en la señal; los estadísticos calculados son la media, sigma, el rango intercuartílico, la eficiencia, el percentil al 5%, el percentil al 95%, la curtosis, la asimetría, la varianza, la covarianza, el coeficiente de correlación y el coeficiente de varianza. De igual modo que los parámetros explicados anteriormente, los estadísticos permiten la extracción de resultados útiles para el entendimiento de la posibilidad de éxito, fracaso o reintubación de los pacientes expuestos a la extracción de la ventilación mecánica.

En la señal de Yule, la variabilidad entre pacientes del mismo grupo se manifiesta de igual manera como muestra la figura 6.3.

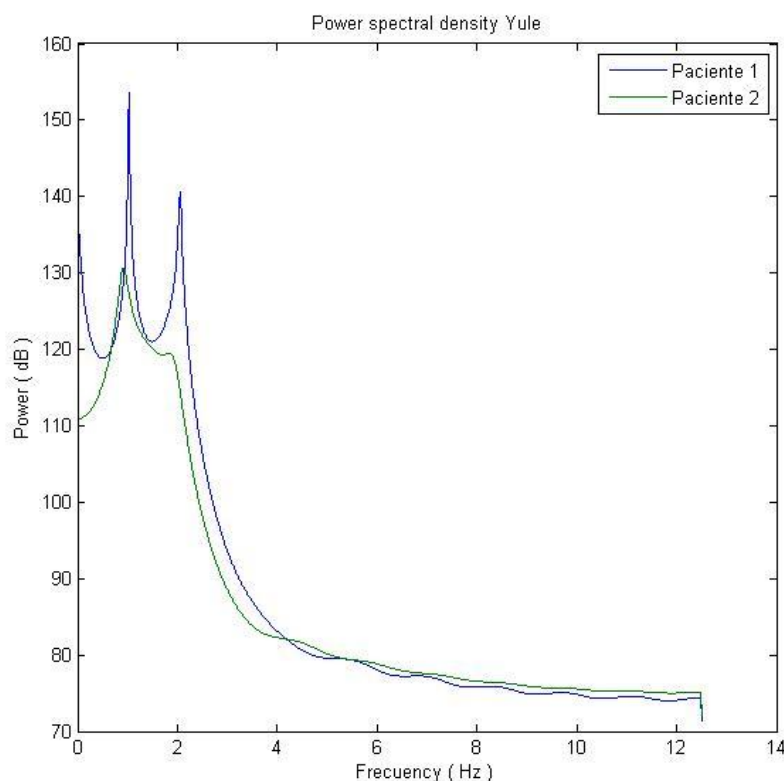


Figura 6.3. Señal extraída mediante la estimación espectral de potencia por el método de Yule.

En la figura 6.3 se puede observar la afirmación anterior de la variabilidad entre pacientes del mismo grupo, de igual modo que ocurría en las señales de la Transformada de Fourier.

La señal proporcionada por la estimación de Yule aporta información de energía a nivel de señal respiratoria, y muestra los picos a determinadas frecuencias de trabajo, proporcionando un patrón definido para cada paciente.

El método Yule es utilizado debido a la modernidad y características autocorrelativas de este método comparado con otros métodos de estimación, y la capacidad de este para estimar señales con un número de muestras elevado. La señal queda definida, del mismo modo que los picos, aunque estos adquieren una forma redondeada debido a la utilización de la ventana hamming utilizada, y el overlap aplicado.

Las señales obtenidas de los distintos grupos nos muestran una evidente variabilidad o distinción entre pacientes de distintos grupos como muestra la figura 6.4, en la que también se aprecia la mayor potencia en pacientes los cuales no superaron la prueba y los pacientes que si la superaron.

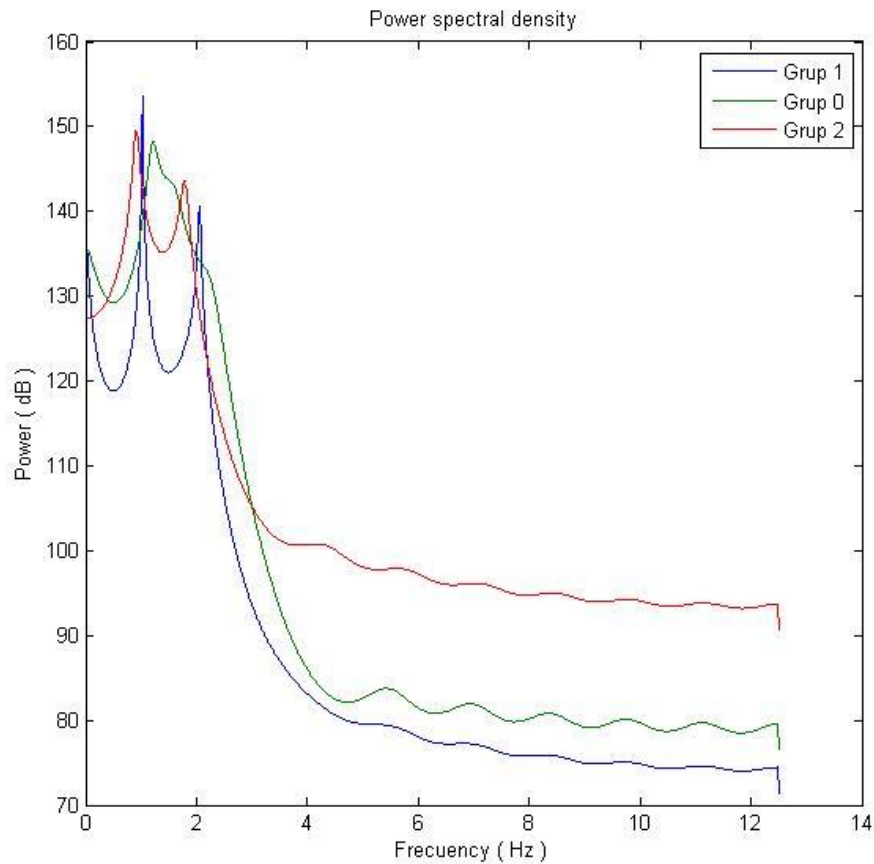


Figura 6.4. Señal extraída mediante la estimación espectral de potencia por el método de Yule (comparativa de grupos).

En el caso de la señal de Yule, se realiza el estudio de la señal separada en cuatro tramos distintos de frecuencia separados según los valores frecuenciales:

- Muy baja frecuencia (MBF): los tramos de estudio de muy baja frecuencia engloban los valores espectrales contenidos entre 0 Hz y 0,15 Hz, aunque la continua se elimina en todas las señales.
- Baja frecuencia (BF): los tramos de estudio de baja frecuencia engloban los valores espectrales contenidos entre las frecuencias de 0,15 Hz y 0,5 Hz.
- Alta frecuencia (AF): los tramos de estudio de alta frecuencia engloban los valores espectrales contenidos entre las frecuencias de 0,5 Hz y 1 Hz.
- Muy alta frecuencia (MBF): los tramos de estudio de muy alta frecuencia engloban los valores espectrales contenidos entre frecuencias de 1 Hz en adelante, que en el caso de las señales estudiadas se comprenden hasta 12,5 Hz.

Es de gran interés en el estudio el desglose en bandas frecuenciales de la señal de estimación espectral, debido a la diferencia de valores de potencia de trabajo que muestran las señales respiratorias respecto a los rangos frecuenciales,

siendo más común obtener una carga de trabajo mayor en las bandas frecuenciales de BF y AF en caso de señal de flujo respiratorio.

En la figura 6.5 se muestran los distintos tramos de estudio que se realizan a la señal de Yule.

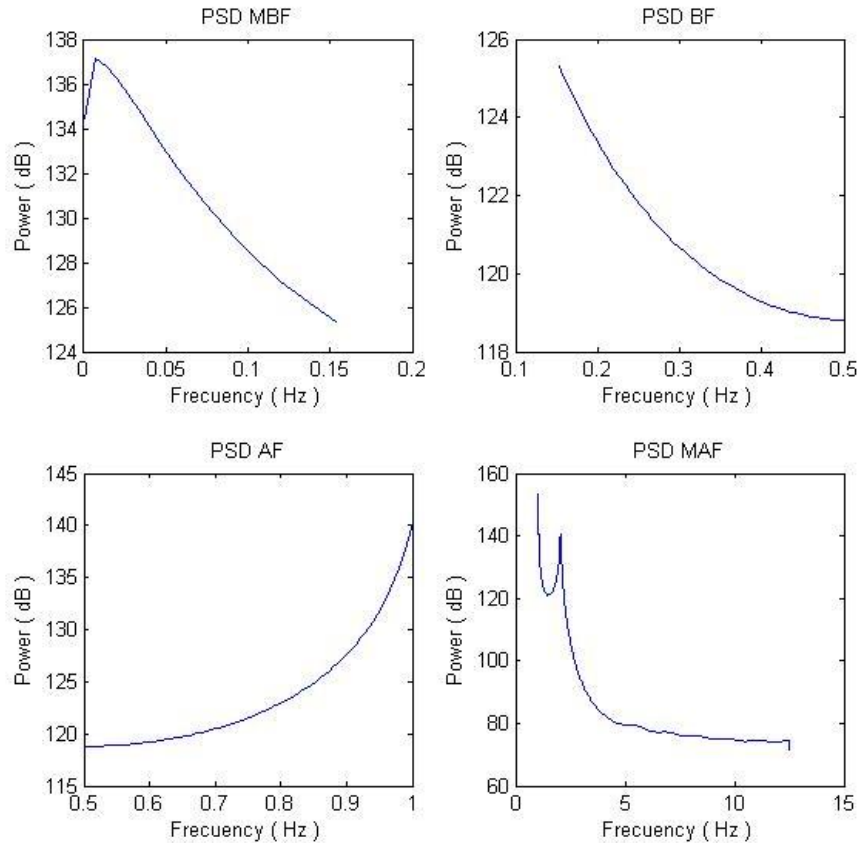


Figura 6.5. Separación por rangos frecuenciales de la señal espectral de Yule

En el caso de las señales desglosadas a partir de la frecuencia, no se realiza el estudio de frecuencia media, frecuencia de pico y frecuencia de primer cuartil, dado que no tiene una significación de estudio lógica, ya que se trata de parámetros que aportan información de la señal de densidad espectral global; el cálculo de la PSD sí que es realizado, debido a que presenta diferencias significativas entre grupos y zonas de trabajo frecuencial como se puede observar en la figura 6.5, donde dependiendo de la zona de trabajo, la carga de potencia requerida en la señal de flujo es mayor o menor.

En las tablas de resultados expuestas posteriormente a este apartado, nos muestran la viabilidad de las afirmaciones creadas en este apartado, dando buenos resultados en casos diferenciales *entre grupos y zonas frecuenciales*.

6.1.3. Análisis de la estimación de Welch.

La estimación espectral de Welch, muestra los mismos parámetros que la señal espectral de Yule, aunque en este caso se realiza mediante la estimación de Welch, siendo esta una técnica de estimación espectral basada en el periodograma, ofreciendo una menor precisión estimatoria debido a tratarse de un método estimatorio clásico y poco preciso.

La estimación de Welch, permite realizar contrastes respecto a los resultados de Yule en el estudio, aumentando la capacidad y calidad de estudio del patrón respiratorio a nivel de estimación espectral, ofreciendo mayor variedad de resultados que permiten especificar con mayor validez los resultados que se obtienen.

En la señal espectral de Welch, se pueden extraer los siguientes parámetros para su posterior contraste de resultados entre grupos:

- PSD: el valor de la densidad espectral de potencia es calculado mediante la integración del área bajo la curva de la señal del paciente.
- Frecuencia central: la frecuencia central muestra el valor de frecuencia que divide el valor de densidad espectral a la mitad.
- Frecuencia de pico: el valor de frecuencia de pico es aquel valor en el cual se obtiene el máximo valor de potencia de la señal de Yule.
- Frecuencia del primer cuartil: el valor de frecuencia del primer cuartil es aquel valor de frecuencia en el cual la señal ha adquirido el 25% del valor de la densidad espectral de potencia.
- Parámetros estadísticos: el resto de parámetros extraídos en la señal de Yule se calculan a partir de los puntos obtenidos en la señal; los estadísticos calculados son la media, sigma, el rango intercuartílico, la eficiencia, el percentil al 5%, el percentil al 95%, la curtosis, la asimetría, la varianza, la covarianza, el coeficiente de correlación y el coeficiente de varianza. De igual modo que los parámetros explicados anteriormente, los estadísticos permiten la extracción de resultados útiles para el entendimiento de la posibilidad de éxito, fracaso o reintubación de los pacientes expuestos a la extracción de la ventilación mecánica.

Los parámetros estudiados concuerdan con los realizados en el apartado de Yule, lo que permitirá la extracción de una nueva tabla de resultados asociados al estudio de la densidad espectral.

La señal procedente de la estimación de Welch, muestra una variedad aparente entre pacientes del mismo grupo como se muestra en la figura 6.6, al igual que muestra diferencias entre pacientes de grupos distintos como se aprecia en la figura 6.7, lo que le da validez al contraste de grupos, y permitirá realizar una clasificación mediante los parámetros extraídos de igual modo que en las señales de Yule.

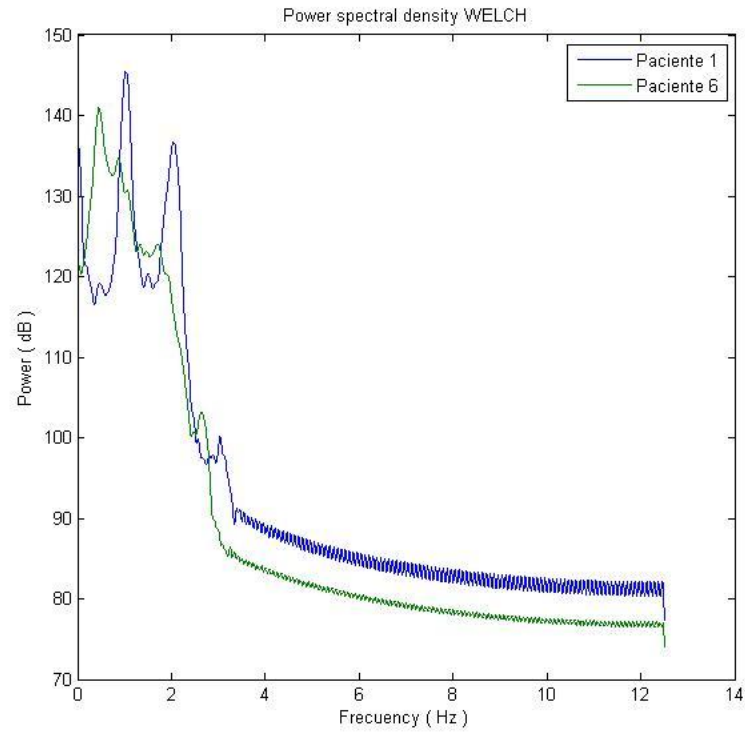


Figura 6.6. Señal de estimación espectral de Welch.

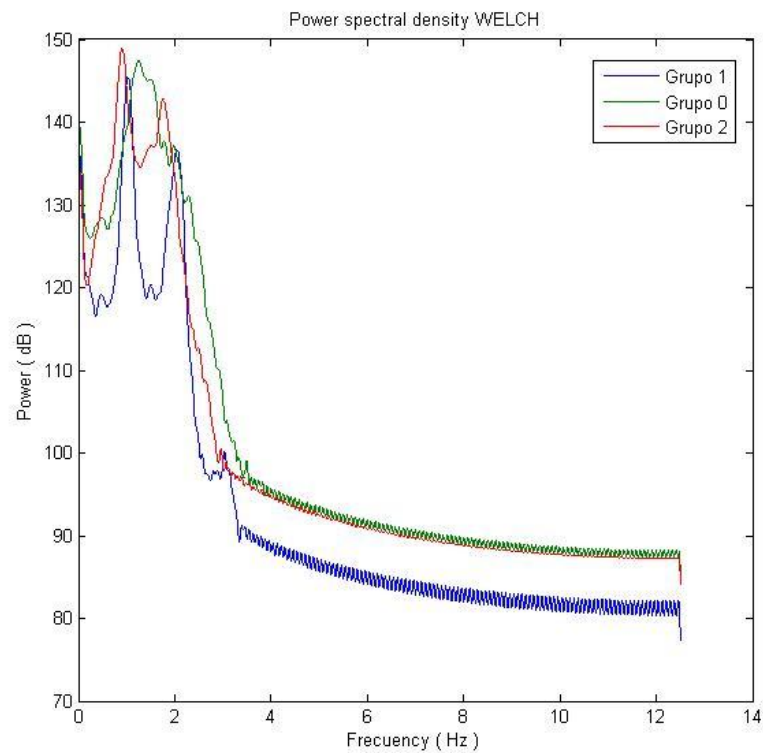


Figura 6.7. Señal de estimación espectral de Welch (comparativa entre grupos).

En el caso de la estimación espectral de Welch, no se realizan separaciones de rangos frecuenciales, puesto que se decidió realizarlas únicamente en la estimación de Yule debido a su mayor fiabilidad de resultados en muestras de alto número de datos.

En la figura 6.8 se muestran las diferencias entre las señales obtenidas mediante el método de Yule y el método de Welch. Se observa las diferencias en la estimación, aunque la señal tiene una fisonomía bastante parecida; el método de Yule aproxima mejor la señal de densidad espectral de Welch en todas las bandas frecuenciales, mostrando en las de mayor valor frecuencial una diferencia mucho mayor; en las zonas de baja frecuencia, la estimación de Welch aproxima de forma menor la señal; en estas zonas, se aprecia como la aproximación de Welch presenta pequeñas irregularidades en la señal que hacen que los resultados muestren valores ligeramente distintos a los de Yule como se muestran en las tablas posteriores a este apartado.

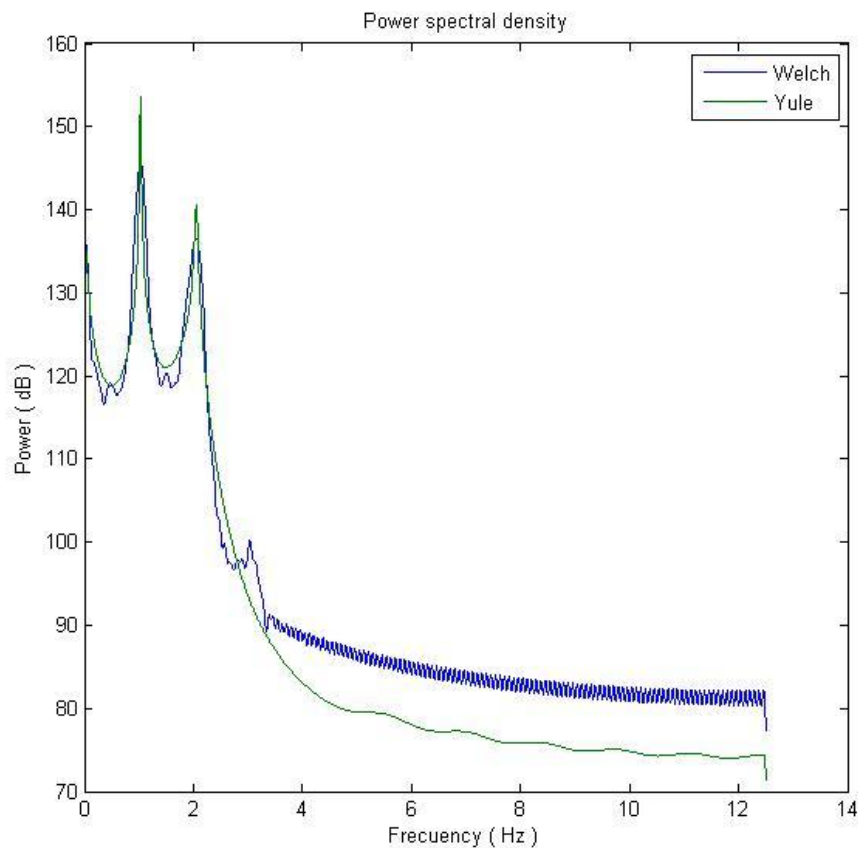


Figura 6.8. Comparativa entre estimaciones de Yule y Welch.

6.2. Resultados del procesado de la señal.

Los resultados que se exponen en este apartado, se muestran en forma de tablas, gráficos de dispersión o histogramas, donde en el primer caso se presentan los parámetros de estudio de cada una de las señales frecuenciales realizadas, el valor medio de cada uno de ellos separados por grupos, la desviación estándar que presentan estos valores y el valor significativo p-value calculado a partir del análisis de Matt-Whitney y Wilcoxon; en el caso de los gráficos ; de igual modo se muestran resultados en forma de histograma debido a su exposición y claridad que aportan a los resultados.

Las tablas se agrupan de modo que presentan una comparativa entre los grupos de éxito y fracaso, debido al mayor numero de pacientes que configuran estos dos grupos respecto al grupo de reintubados como se muestra en la tabla; por lo que de cada uno de los análisis frecuenciales mencionados en apartados anteriores se exponen tablas de comparación entre grupo 0 y grupo 1 y una tabla posterior donde se muestran los valores de media y desviación estándar del grupo 2, así como dos columnas que presentan los resultados de los valores p comparativos entre los grupos 0 y 2 y los grupos 1 y 2.

Tabla 6.1. *Conjunto de pacientes en el estudio.*

Grupo	nº de pacientes	%
0	61	34.66
1	96	54.55
2	19	10.79
Total	176	100

Los análisis de las tablas permiten realizar un estudio conciso de los parámetros que són útiles como predictivos a la práctica del weaning, y ayudan a la creación o estudio de un patrón característico diferenciativo entre grupos.

Se presentan los resultados de las señales de Transformada de Fourier, los resultados de la aproximación de Yule con los respectivos desgloses frecuenciales anteriormente explicados y los resultados de la señal de aproximación espectral del método Welch.

6.2.1. Tablas de resultados de la Transformada de Fourier.

El análisis de los parámetros de la transformada de Fourier referentes a los grupos 0 y 1 muestran los siguientes resultados.

Tabla 6.2. Resultados FFT 5m1.

Variable	Grupo		p-value
	Failed	Succes	
	Media \pm Sigma	Media \pm Sigma	
Fp	1.01 \pm 0.35	0.87 \pm 0.30	0.014386
Pp	1.530E+09 \pm 6.301E+08	1.818E+09 \pm 4.933E+08	0.001792

La tabla 6.2 de resultados del tramo 5m1, muestra una significación en los valores de p menor de 0,05, lo que sugiere una correcta distinción entre los grupos 0 y 1 correcta, pudiendo ser separados ambos grupos mediante los parámetros de frecuencia de pico y potencia de pico.

Se observa como el parámetro de potencia de pico presenta un valor de p más adecuado para la separación de grupo del orden de la decima parte de probabilidad de contar con un valor de potencia de pico del grupo 1 cercano a la media del grupo 0 y viceversa.

Las medias de los parámetros obtenidos, muestran como en pacientes donde se observe una correcta extracción de la ventilación mecánica, la frecuencia de trabajo fundamental es ligeramente menor que en pacientes donde la extracción fue fallida; por el contrario, los pacientes con éxito en la prueba muestran una mayor potencia de pico de media que los pacientes fallidos en la prueba.

Tabla 6.3. Resultados FFT 5m2.

Variable	Grupo		p-value
	Failed	Succes	
	Media \pm Sigma	Media \pm Sigma	
Fp	0.95 \pm 0.33	0.91 \pm 0.32	0.573533
Pp	1.539E+09 \pm 6.255E+08	1.778E+09 \pm 4.971E+08	0.017131

La tabla 6.3 de resultados del tramo 5m2, muestra un nivel significativo del valor p en el parámetro de potencia de pico, siendo este útil para la separación de grupos en este tramo; en este caso, el parámetro de frecuencia de pico no muestra un valor de p menor de 0,05 lo que hace que no sea útil para la distinción de grupos; estos valores de p están reflejados en los resultados de las medias, donde se aprecia una similitud entre los dos grupos para los valores de frecuencia de pico, lo que hace muy probable encontrar valores de un grupo cerca del valor medio del otro; se aprecia como igual que sucede en el tramo 5m1, la potencia de pico es mayor en los pacientes que superaron con éxito la desconexión que en los pacientes fallidos en la prueba.

En comparación de las dos tablas, se puede afirmar que el nivel de predicción es mejor en los tramos de los minutos 20 a 25 que en los de 25 a 30 en el caso del estudio de la señal de la transformada de Fourier; se puede afirmar del mismo modo que los pacientes con éxito en las pruebas de desconexión de la ventilación mecánica los valores de potencia de pico son mayores, y la frecuencia fundamental que presenta este grupo es menor que la de los pacientes de caso fallido.

Tabla 6.4. *Análisis discriminante 5m1.*

		Grupo	Grupo de pertenencia pronosticado		Total
			0	1	
Original	Recuento	0	38	24	62
		1	29	67	96
	%	0	61.3	38.7	100.0
		1	30.2	69.8	100.0
Validación cruzada ^a	Recuento	0	37	25	62
		1	30	66	96
	%	0	59.7	40.3	100.0
		1	31.3	68.8	100.0

Tabla 6.5. *Análisis discriminante 5m2.*

		Grupo	Grupo de pertenencia pronosticado		Total
			0	1	
Original	Recuento	0	32	30	62
		1	35	61	96
	%	0	51.6	48.4	100.0
		1	36.5	63.5	100.0
Validación cruzada ^a	Recuento	0	32	30	62
		1	35	61	96
	%	0	51.6	48.4	100.0
		1	36.5	63.5	100.0

Las tablas 6.4 y 6.5 muestran los resultados del análisis discriminante de ambos tramos de señal de la transformada de Fourier. El tramo 5m1, muestra un porcentaje de clasificación correcta de los grupos de un 66,5 % de los casos agrupados originales y un 65,2 % de los casos validados mediante la validación cruzada, mientras que el tramo 5m2, presenta un porcentaje de valor 58,9% tanto para los casos agrupados originales como en los casos de validación cruzada, lo que demuestra las afirmaciones anteriores mediante la tabla del valor p, donde se afirmaba la mayor capacidad del tramo 5m1 para la clasificación de

los grupos respecto a los tramos 5m2 en caso de señales extraídas mediante la transformada de Fourier.

En el tramo 1 se intuye una mejor clasificación de los grupos con pacientes con éxito en la prueba respecto a los pacientes de fracaso; de igual modo que en 5m1, la capacidad de los parámetros de clasificación es mayor para pacientes del grupo 1 que para pacientes del grupo 0.

6.2.2. Tablas de resultados de la estimación espectral de Yule.

El análisis de los parámetros de la estimación espectral con el método de Yule, presenta los siguientes resultados en el análisis de los resultados y discriminante:

Tabla 6.6. Resultados Yule 5m1.

Variable	Grupo		p-value
	Failed	Succes	
	Media \pm Sigma	Media \pm Sigma	
PSD	178,833.257 \pm 16,862.640	92,703.645 \pm 88,833.075	0.000001
Fc	5.399 \pm 0.285	2.796 \pm 2.661	<0.0005
Fp	0.941 \pm 0.304	0.433 \pm 0.453	<0.0005
Fc1	2.280 \pm 0.170	1.176 \pm 1.124	<0.0005
Media	95.382 \pm 8.993	49.444 \pm 47.380	0.000001
Sigma	18.233 \pm 3.396	10.531 \pm 10.504	0.000302
Incuar	13.447 \pm 5.379	8.519 \pm 9.636	0.000555
Eficiencia	4.597 \pm 1.879	2.135 \pm 2.493	<0.0005
Perc 5%	82.327 \pm 11.734	41.833 \pm 40.894	<0.0005
Perc 95%	134.369 \pm 6.253	71.778 \pm 67.979	0.000033
Curtosis	0.446 \pm 0.355	0.209 \pm 0.370	0.000248
Asimetria	1.420 \pm 0.123	0.744 \pm 0.710	<0.0005
Varianza	343.798 \pm 137.036	219.462 \pm 250.756	0.000302
Covarianza	343.798 \pm 137.036	219.462 \pm 250.756	0.000302
Coefcorr	1.000 \pm 0.000	0.532 \pm 0.503	0.000000
Coefcov	0.195 \pm 0.054	0.118 \pm 0.125	0.000188

La tabla 6.6, muestra los valores obtenidos en el análisis estadístico de los parámetros utilizados en las señales obtenidas mediante la estimación espectral de potencia; en este caso, todos los parámetros presentan un valor de p menor a

0,05, lo que sugiere una aceptación de los parámetros para la correcta clasificación de los grupos. Los parámetros de frecuencia central, frecuencia del primer cuartil, frecuencia de pico y los valores de la señal en el percentil 5%, són los parámetros que mejor resultado de valor de p muestran, dado que las medias entre grupos muestran distancias mayores proporcionalmente a su valor respecto a los demás parámetros.

Tabla 6.7. Resultados Yule 5m2.

Variable	Grupo		p-value
	Failed	Succes	
	Media \pm Sigma	Media \pm Sigma	
PSD	177,276.133 \pm 16,247.546	93,932.804 \pm 89,509.857	0.000002
Fc	5.352 \pm 0.333	2.836 \pm 2.688	0.000001
Fp	0.936 \pm 0.311	0.465 \pm 0.465	<0.0005
Fc1	2.256 \pm 0.166	1.191 \pm 1.132	0.000001
Media	94.552 \pm 8.665	50.100 \pm 47.741	0.000002
Sigma	18.822 \pm 3.484	10.264 \pm 10.042	0.000048
Incuar	14.445 \pm 6.411	7.929 \pm 8.708	0.000053
Eficiencia	4.469 \pm 2.081	2.331 \pm 2.866	0.000001
Perc 5%	80.405 \pm 12.766	42.581 \pm 41.046	0.000001
Perc 95%	134.538 \pm 6.609	71.834 \pm 68.022	0.000030
Curtosis	0.402 \pm 0.408	0.205 \pm 0.344	0.002065
Asimetria	1.393 \pm 0.171	0.741 \pm 0.710	0.000003
Varianza	366.205 \pm 143.509	204.559 \pm 218.819	0.000048
Covarianza	366.205 \pm 143.509	204.559 \pm 218.819	0.000048
Coefcorr	1.000 \pm 0.000	0.532 \pm 0.503	<0.0005
Coefcov	0.204 \pm 0.060	0.111 \pm 0.112	0.000066

La tabla 6.7 muestra los resultados extraídos en el tramo de señal de 25 a 30 minutos del protocolo de extracción de la ventilación mecánica en los pacientes; en este caso, los parámetros que mejor resultados da para la separación entre pacientes de grupos son la frecuencia de pico y el coeficiente de correlación, aunque de igual modo, parámetros como la frecuencia de corte o la frecuencia del primer cuartil, muestra valores de p similares a los dos anteriores.

En ambos tramos de la señal, los resultados obtenidos muestran optimismo a falta de observar los valores obtenidos en el análisis discriminante de ambos tramos, puesto que todos los parámetros muestran valores dentro del intervalo de confianza al 5%. De igual modo que en el caso de la transformada de Fourier, los valores obtenidos en el primer tramo son mejores respecto a los del tramo 5m2 en cuanto a significación estadística.

Tabla 6.8. *Análisi discriminante Yule 5m1.*

		Grupo	Grupo de pertenencia pronosticado			Total
			0	1	2	
Original	Recuento	0	26	22	14	62
		1	26	51	19	96
		2	4	8	7	19
	%	0	41.9	35.5	22.6	100.0
		1	27.1	53.1	19.8	100.0
		2	21.1	42.1	36.8	100.0
Validación cruzada ^a	Recuento	0	21	25	16	62
		1	30	42	24	96
		2	4	11	4	19
	%	0	33.9	40.3	25.8	100.0
		1	31.3	43.8	25.0	100.0
		2	21.1	57.9	21.1	100.0

Tabla 6.9. *Análisi discriminante Yule 5m2.*

		Grupo	Grupo de pertenencia pronosticado			Total
			0	1	2	
Original	Recuento	0	40	18	4	62
		1	31	45	20	96
		2	5	7	7	19
	%	0	64.5	29.0	6.5	100.0
		1	32.3	46.9	20.8	100.0
		2	26.3	36.8	36.8	100.0
Validación cruzada ^a	Recuento	0	32	22	8	62
		1	35	37	24	96
		2	5	11	3	19
	%	0	51.6	35.5	12.9	100.0
		1	36.5	38.5	25.0	100.0
		2	26.3	57.9	15.8	100.0

Las tablas 6.8 y 6.9 muestran los resultados del análisis discriminante de ambos tramos de señal de la estimación espectral de Yule. El tramo 5m1, muestra un porcentaje de clasificación correcta de los grupos de un 47,5 % de los casos agrupados originales y un 37,9 % de los casos validados mediante la validación cruzada, mientras que el tramo 5m2, presenta un porcentaje de valor 52,0% para los casos agrupados originales y un valor de porcentaje de 40,7% en los casos de validación cruzada. A diferencia de lo que muestra las tablas estadísticas de las estimaciones espectrales de Yule, el análisis discriminante muestra una mejor clasificación de los grupos en el tramo 5m2 que en el tramo 5m1.

En el primer tramo, el grupo con un mayor porcentaje correcto de clasificación es el grupo de pacientes con éxito, mientras que en el segundo tramo de la señal el mejor clasificado es el grupo 0.

En el primer tramo de señal, se muestra en caso de la validación cruzada un mayor número de pacientes del grupo 0 clasificados como pacientes del grupo 1, lo que no se acepta como válido el método.

En el caso de la señal de Yule, el análisis estadístico se realiza de igual modo en cada una de la bandas frecuenciales a las que ha sido segmentada, mostrando una variabilidad de porcentaje de clasificación entre los grupos como muestra la figura 6.9, lo que sugiere el dar incapié en la zona de mejor discriminación, extrayendo de ella los parámetros que mejor se ajustan a la diferenciación de grupos.

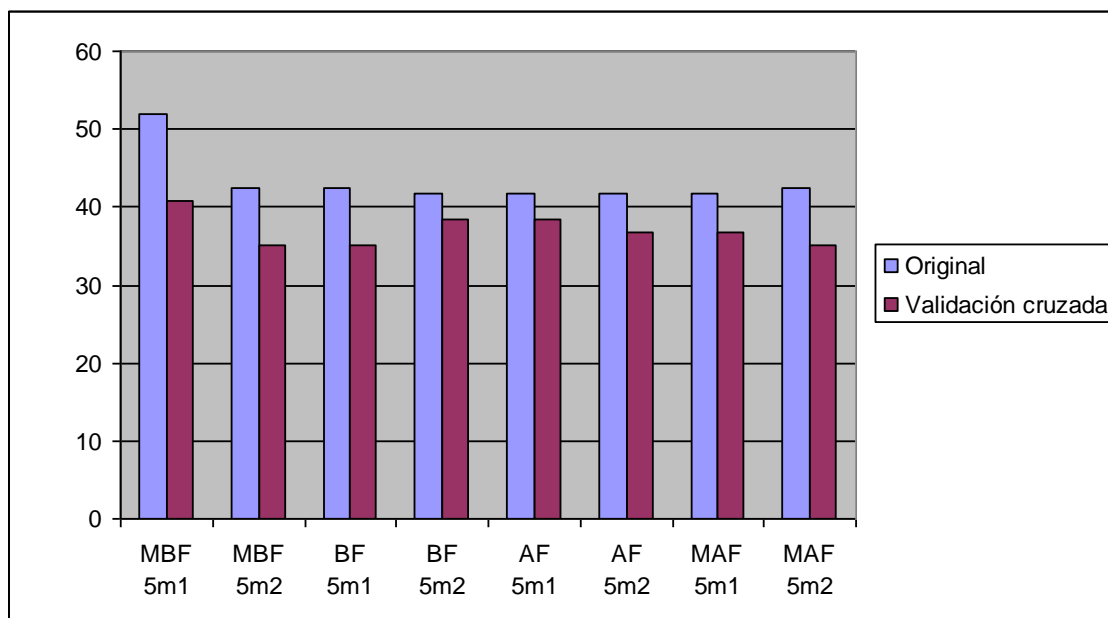


Figura 6.9. Porcentajes de discriminación de la señal de Yule.

En la figura se aprecia como el valor de porcentaje de pacientes bien clasificados (eje Y) es claramente mayor en la banda frecuencial de muy baja frecuencia, donde normalmente trabaja la señal respiratoria.

6.2.3. Tablas de resultados de la estimación espectral de Welch.

El análisis de la estimación espectral de Welch muestra los siguientes resultados en los grupos de éxito y fracaso:

Tabla 6.10. Resultados Welch 5m1.

Variable	Grupo		p-value
	Failed	Succes	
	Media \pm Sigma	Media \pm Sigma	
PSD	177,873.470 \pm 11,245.393	94,996.333 \pm 90,066.778	0.000007
Fc	5.440 \pm 0.085	2.903 \pm 2.744	0.000020
Fp	0.860 \pm 0.369	0.440 \pm 0.462	0.000001
Fc1	2.274 \pm 0.059	1.213 \pm 1.147	0.000014
Media	94.871 \pm 5.997	50.668 \pm 48.038	0.000007
Sigma	18.151 \pm 0.828	9.624 \pm 9.116	0.000002
Incuar	10.733 \pm 1.676	5.592 \pm 5.424	0.000001
Eficiencia	6.517 \pm 1.817	3.625 \pm 3.713	0.000041
Perc 5%	82.295 \pm 6.162	43.874 \pm 41.635	0.000005
Perc 95%	134.658 \pm 6.161	71.911 \pm 68.104	0.000016
Curtosis	0.570 \pm 0.314	0.356 \pm 0.426	0.000632
Asimetria	1.471 \pm 0.078	0.794 \pm 0.753	0.000234
Varianza	330.137 \pm 29.799	174.366 \pm 166.212	0.000002
Covarianza	330.137 \pm 29.799	174.366 \pm 166.212	0.000002
Coefcorr	1.000 \pm 0.000	0.532 \pm 0.503	<0.0005
Coefcov	0.192 \pm 0.017	0.101 \pm 0.096	0.000003

La tabla 6.10 muestra los resultados estadísticos obtenidos en el primer tramo de estudio de la señal respiratoria. Se observan que todos los valores de p se encuentran dentro del intervalo de confianza 95%, por lo que los parámetros estudiados permiten diferenciar pacientes entre distintos grupos.

El parámetro de la frecuencia de pico, es el que muestra un valor de probabilidad de encontrar un valor de un grupo dentro del de otro grupo, por lo que se demuestra que es el parámetro que mejor se ajusta para la discriminación entre grupos en las señales de estimación espectral de Welch.

Tabla 6.10. Resultados Welch 5m2.

Variable	Grupo		p-value
	Failed	Succes	
	Media \pm Sigma	Media \pm Sigma	
PSD	177,951.525 \pm 11,728.083	95,150.804 \pm 90,207.575	0.000015
Frecuencia central	5.436 \pm 0.083	2.902 \pm 2.743	0.000073
Frecuencia de pico	0.849 \pm 0.370	0.455 \pm 0.455	0.000001
Frecuencia cuartil 1	2.271 \pm 0.061	1.213 \pm 1.147	0.000038
Media	94.913 \pm 6.254	50.750 \pm 48.113	0.000015
Sigma	18.236 \pm 0.848	9.644 \pm 9.134	<0.0005
Rango intercuartilico	11.027 \pm 1.893	5.709 \pm 5.562	<0.0005
Eficiencia	6.258 \pm 1.857	3.519 \pm 3.629	0.000083
Percentil 5%	82.137 \pm 6.353	44.035 \pm 41.782	0.000018
Percentil 95%	134.847 \pm 6.405	71.998 \pm 68.179	0.000019
Curtosis	0.564 \pm 0.290	0.343 \pm 0.392	0.000434
Asimetria	1.467 \pm 0.075	0.792 \pm 0.751	0.000196
Varianza	333.256 \pm 30.606	175.101 \pm 166.912	<0.0005
Covarianza	333.256 \pm 30.606	175.101 \pm 166.912	<0.0005
Coefficiente de correlación	1.000 \pm 0.000	0.532 \pm 0.503	<0.0005
Coefficiente de varianza	0.193 \pm 0.017	0.101 \pm 0.096	0.000001

La tabla 6.11 muestra los resultados de las medias y sigmas obtenidas en el segundo tramo de la señal espectral de Welch.

Al igual que en el primer tramo, los parámetros estudiados presentan valores de p menores a 0.05, lo que permiten discriminar entre grupos.

Como se aprecia a lo largo del proyecto, en este caso el tramo de señal de 5m1, presenta mejores resultados estadísticos para la realización y estudio del patrón respiratorio en los pacientes expuestos a la extracción de la ventilación mecánica.

Tabla 6.11. *Análisis discriminante Welch 5m1.*

		Grupo	Grupo de pertenencia pronosticado			Total
			0	1	2	
Original	Recuento	0	29	10	23	62
		1	29	25	42	96
		2	5	4	10	19
	%	0	46,8	16,1	37,1	100.0
		1	30,2	26,0	43,8	100.0
		2	26,3	21,1	52,6	100.0
Validación cruzada ^a	Recuento	0	29	10	23	62
		1	29	25	42	96
		2	5	6	8	19
	%	0	46,8	16,1	37,1	100.0
		1	30,2	26,0	43,8	100.0
		2	26,3	31,6	42,1	100.0

Tabla 6.12. *Análisis discriminante Welch 5m2.*

		Grupo	Grupo de pertenencia pronosticado			Total
			0	1	2	
Original	Recuento	0	26	22	14	62
		1	26	51	19	96
		2	4	8	7	19
	%	0	41,9	35,5	22,6	100.0
		1	27,1	53,1	19,8	100.0
		2	21,1	42,1	36,8	100.0
Validación cruzada ^a	Recuento	21	25	16	8	62
		1	30	42	24	96
		2	4	11	4	19
	%	0	33,9	40,3	25,8	100.0
		1	31,3	43,8	25,0	100.0
		2	21,1	57,9	21,1	100.0

En las tablas 6.11 y 6.12, se muestran los porcentajes de discriminación de los grupos de Welch en ambos tramos de estudio. Se observa como en porcentaje solo supera el 50% de los correctamente clasificados en el caso del grupo de reintubados de 5m1, lo que no permite asegurar una correcta diferenciación.

Se puede apreciar las diferencias entre discriminación de grupos en la figura 6.10, donde se aprecia la variabilidad de porcentajes según el método y tramo utilizado.

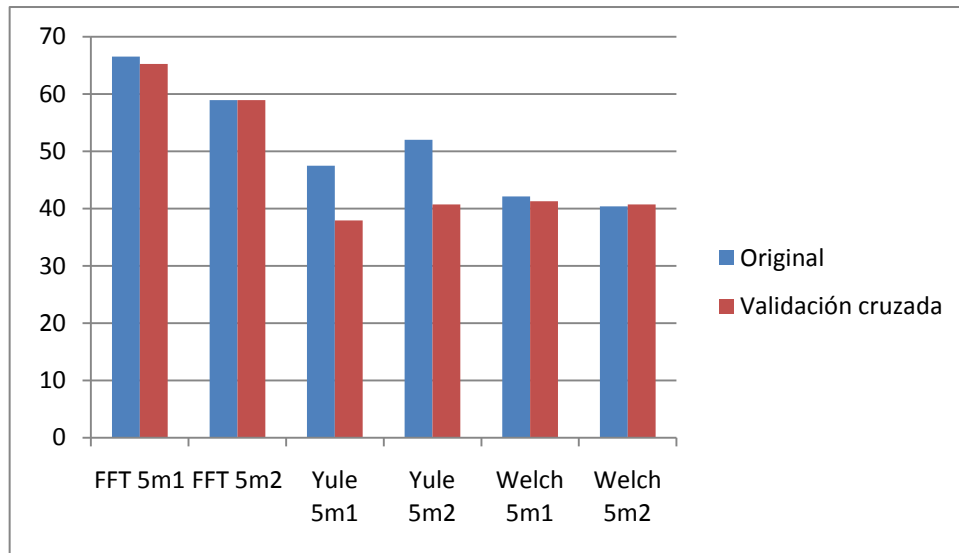


Figura 6.9. Porcentajes de discriminación de la señal de Yule.

Se observa como los tramos 5m1, obtienen un mayor nivel de porcentaje de pacientes bien agrupados, y como los parámetros de fft son más discriminantes, aunque se produzca debido a una mejor selección en el numero de parámetros.

CONCLUSIONES

La práctica de la retirada progresiva de la ventilación mecánica en un paciente, sigue presentando problemas de diferenciación entre pacientes previamente a la prueba, aunque es posible la utilización de parámetros capaces de ayudar a diferenciarlos, aunque no con una fiabilidad del 100%.

Los resultados obtenidos en el proyecto, muestran unos resultados optimistas en la diferenciación de los grupos para la creación de un patrón respiratorio mediante el análisis estimatorio frecuencial, debido a la posibilidad que ha tenido el método para la diferenciación entre los grupos de éxito en el protocolo de extracción y los pacientes que no pudieron superar la prueba, aunque los porcentajes de diferenciación sean de un valor muy elevado; la diferenciación con el grupo de reintubación muestra una disminución en los porcentajes de diferenciación, seguramente debido al bajo número de pacientes de este grupo en las muestras estudiadas.

La transformada de Fourier, muestra un porcentaje mayor de diferenciación en el análisis discriminante, mostrando dos parámetros de gran interés en el estudio respiratorio, como son la frecuencia fundamental de trabajo del paciente, así como la potencia utilizada en este punto, mientras que las señales de Yule y Welch, muestran unos valores de p en los parámetros estudiados suficientes para la diferenciación entre grupos, mostrando de igual manera la potencia respiratoria del paciente a lo largo de los 5 minutos de cada señal.

La separación de zonas frecuenciales de trabajo, muestra unos resultados satisfactorios, puesto que aumenta la capacidad de la señal de Yule a la hora de diferenciar los grupos, resaltándose en la zona de muy baja frecuencia, donde el porcentaje de diferenciación es superior que en el resto de bandas frecuenciales.

El estudio del patrón respiratorio mediante las técnicas frecuenciales presentadas en el proyecto, puede ser elaborado con los resultados obtenidos, y ser de utilidad como paso previo al weaning, disminuyendo el caso de pacientes con fallo en la extracción progresiva, cumpliendo de esta manera las expectativas del proyecto, aunque no de manera completa debido a que aun se muestran una parte importante de pacientes con una clasificación incorrecta de los grupos.

Otro de los éxitos del estudio, ha sido la capacidad estadística de análisis del desglose de la señal en 5 minutos de los últimos 10 minutos, mejorando de esta manera estudios anteriores realizados, debido a los resultados obtenidos que muestran una diferenciación a nivel estadístico y de valores de la señal entre los dos tramos estudiados, mostrando en la mayoría de casos que, el tramo de señal respiratoria comprendido entre los minutos 20 y 25, favorecen la capacidad de realización del patrón respiratorio, por delante de los otros rangos de tiempo de la señal, lo que permite acotar una franja temporal delimitada en el estudio.

EXTENSIONES DE FUTURO.

La posibilidad de estudio de las señales respiratorias son muy extensas, debido al extenso abanico de parámetros con posibilidades de estudio, y debido a las múltiples técnicas matemáticas existentes y útiles para dicha finalidad.

El estudio del weaning, como se presenta al inicio del proyecto, tiene una variabilidad extensa, debido a las diferencias entre pacientes y parámetros clínicos, que hacen que cada caso sea distinto a otro.

En el proyecto se ha decidido el estudio de los parámetros y técnicas analíticas acorde a los conocimientos adquiridos y a los resultados que se han ido mostrando, aunque se es consciente de posibles estudios a realizar en un futuro.

Se sabe de la posibilidad de separación entre dos subgrupos de los pacientes que no fueron capaces de superar la prueba de extracción de la ventilación mecánica por la variabilidad que presentan los valores obtenidos de los parámetros de este grupo, lo que aumentaría los porcentajes de diferenciación de los grupos de pacientes.

De igual modo, el estudio discriminante selectivo en los parámetros que presentan valores más óptimos en cuanto al valor de p , mejoraría los porcentajes de discriminación.

CAPÍTULO 7:

BIBLIOGRAFIA

7.1. Resultados del procesado de la señal.

- [1] Tobin MJ, MadorMJ, Guenther SM, et al. The patter of breathing during successful and unsuccessful trials of weaning from mechanical ventilation. Am Rev Respir ÇDis 1986; 134:111-18.
- [2] Vassilakopoulos T, Zakynthinos S,Roussos C. The tension-time index and the frecuency/tidal volume ratio are the major phatophysilogic determinants of weaning failture and success. Am J Respir Crit Care Med 1997;155:906-15.
- [3] Jubran A, TobinMJ. Passive mechanics of lung and chest wall in patients who fail a trial of weaning from mechanical ventilation. Am J Respir Crit Care Med 1997; 155:906-15.
- [4] Fiastro JF, Habib MP, Shon BY, Campbell SC. Comparison of standard weaning parameters and the mechanical work of breathing in mechanically ventilated patients.
- [5] Slovic P, Fischhoff B, Lichenstein S. Behavioral decition theory. Ann Rev Psychol 1977;28:1-39.
- [6] Sasson CS, Mahutte CK. Airway occlusion pressure and breathing pattern as predictor of weaning outcome. Am Rev Respir Dis 1993;148:860-66.
- [7] Tahvanainen J, Salmenpera M, Nikki P. Extubation criteria after weaning from intermitent mandatory ventilation and continuous positive airway pressure. Crit Care Med 1983; 11:702-7.
- [8] Yang KL, Tobin MJ. Disorders of the respiratory muscles. Am J Respir Crit Care Med 2003; 168:10-48.
- [9] Cohen CA, Zagelbaum G, Gross D, Roussos C, Macklem PT. Clinical manifestations of inspiratory muscle fatigue. Am J Med 1982; 73:308-16.
- [10] Jubran A, Tobin MJ. Phathophysilogic basis of acute respiratory distress in patients who fail a trial of weaning from mechanical ventilation. Am J Respir Crit Care Med 1997; 155:906-15.
- [11] Capdevila X, Perrigault PF, Ramonatxo M, et al. Changes in breathing pattern respiratory muscle performance parameters during difficult weaning. Crit Care Med 1998; 26:79-87.
- [12] Tahvanainen J, Salmenpera M, Nikki P. Extubation criteria after weaning from intermitent mandatory ventilation and continuous positive airway pressure. Crit Care Med 1983; 11:702-707.

- [13] Afessa B, Hogans L, Murphy R. Predicting 3-day and 7-day outcomes of weaning from mechanical ventilation. *Chest* 1999; 116:456-461.
- [14] Vallverdu I, Calaf N, Subirana M, et al. Clinical characteristics, respiratory functional parameters and outcome of two-hour T-piece trial in patients weaning from mechanical ventilation. *Ann J Respir Crit Care Med* 1998; 158:1855-1862.
- [15] Frutos F, Alia I, Esteban A, et al. Clinical changes during a T-tube weaning trial. *Med Intensiva* 1995; 19:343-348.
- [16] Dojat M, Harf A, Touchard D, et al. Evaluation of a knowledge-based system providing ventilatory management and decision for extubation. *Am J Respir Crit Care Med* 1996; 153:997-1004.
- [17] Ochiai R, Shimada M, Takeda J, et al. Contribution of rib cage and abdominal movement to ventilation for successful weaning from mechanical ventilation. *Acta Anaesthesiol Scand* 1993; 37:131-136.
- [18] DeHaven CB, Kirton OC, Morgan JP, et al. Breathing measurement reduces false-negative classification of tachypneic preextubation trial failures. *Crit Care Med* 1996; 24:976-980.
- [19] Mergoni M, Costa A, Primavera S, et al. Assessment of various new predictive parameters of the outcome of mechanical ventilation weaning. *Minerva Anesthesiol* 1996; 62:153-164.
- [20] Yang KL. Inspiratory pressure/maximal inspiratory pressure ratio: a predictive index of weaning outcome. *Intensive Care Med* 1993; 19:204-208.
- [21] Yang KL, Tobin MJ. A prospective study of indexes predicting the outcome of trials of weaning from mechanical ventilation. *N Engl J Med* 1991; 324:1445-1450.
- [22] Epstein SK. Etiology of extubation failure and the predictive value of the rapid shallow breathing index. *Am J Respir Crit Care Med* 1995; 152:545-549.
- [23] Epstein SK, Ciubotaru RL. Influence of gender and endotracheal tube size on preextubation breathing pattern. *Am J Respir Crit Care Med* 1996; 155:2115.
- [24] Capdevila XJ, Perrigault PF, Perey PJ, et al. Occlusion pressure and its ratio to maximum inspiratory pressure are useful predictors for successful extubation following T-piece weaning trial. *Chest* 1995; 108:482-489.
- [25] Gandia F, Blanco J. Evaluation of indexes predicting the outcome of ventilator weaning and value of adding supplemental inspiratory load. *Intensive Care Med* 1992; 18:327-333.
- [26] Kline JL, Zimnicki GL, Antonenko DR, et al. The use of calculated relative inspiratory effort as a predictor of outcome in mechanical ventilation weaning trials. *Respir Care* 1987; 32:870-876.
- [27] Kahn N, Brown A, Venkataraman ST. Predictors of extubation success and failure in mechanically ventilated infants and children. *Crit Care Med* 1996; 24:1568-1579.
- [28] Leitch EA, Morgan JL, Grealy B. Weaning and extubation in the intensive care unit: clinical or index-driven approach? *Intensive Care Med* 1996; 22:752-759.
- [29] Shan SA, Lakshminarayan S. Bedside criteria for discontinuation of mechanical ventilation. *Chest* 1973; 63:1002-1005.
- [30] Jacob B, Chatila W, Manthous CA. The unassisted respiratory rate/tidal volume ratio accurately predicts weaning outcome in postoperative patients. *Crit Care Med* 1997; 25:253-257.
- [31] Krieger BP, Ershowsky PF, Becker DA, et al. Evaluation of conventional criteria for predicting successful weaning from mechanical ventilatory support in elderly patients. *Crit Care Med* 1989; 17:858-861.
- [32] Farias JA, Alia I, Esteban A, et al. Weaning from mechanical ventilation in pediatric intensive care patients. *Intensive Care Med* 1998; 24:1070-1075.
- [33] Sassoon CS, Manhutte CK. Airway occlusion pressure and breathing pattern as predictor of weaning outcome. *Am Rev Respir Dis* 1993; 148:860-866.
- [34] Perren A, Domenighetti G, Mauri S, Genini F, Vizzardì N. Protocol-driven weaning from mechanical ventilation; clinical outcome patients randomized for a 30-min or 120-min trial with pressure support ventilation. *Intensive Care Med* 28:1058-1063.

- [35] Dr. Lázaro Rodríguez López, Dr. Francisco Ariel Arencibia Echeverría, Dra. Aracelys Serrano Morillo, Dr. Santiago de la Cruz Moreno.
http://bvs.sld.cu/revistas/mie/vol5_1_06/mie05106.htm. 2002.

7.2. Bibliografía de consulta.

- Martin J. Tobin, MD. "Principles and Practice of Mechanical Ventilation". McGraw-Hill (2006): 1185-1220.
- À. Net, S. Benito. "Ventilación Mecánica". Springer-Verlag Ibérica (2000).
- A.S. Slutsky, L. Brochard. "Mechanical Ventilation". Springer 2004.