



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA  
SUPERIOR INGENIEROS  
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

# ANÁLISIS DE LA EVOLUCIÓN DEL GRADO DE SINCRONIZACIÓN DE LAS SEÑALES MIOELÉCTRICAS UTERINAS DURANTE LA GESTACIÓN.

AUTORA: ANA CONSTANTINO MARÍ

TUTOR: FRANCISCO JAVIER GARCÍA CASADO

COTUTORA: GEMA PRATS BOLUDA

Curso Académico: 2016-17

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

## Resumen

El presente trabajo fin de grado tiene como objetivo el desarrollo y análisis de distintos parámetros para evaluar el grado de sincronización entre señales aplicado al estudio de la evolución de la actividad contráctil uterina en mujeres gestantes a partir de registros de señales mioeléctricas uterinas (electrohisterograma EHG) captadas en superficie abdominal. Dichas señales han sido obtenidas de la base de datos “16-electrode Electrohysterogram (EHG) Database” disponible en Physionet.

La base de datos consta de 122 registros de EHG de 45 mujeres en diferentes edades gestacionales. Los registros de las 45 pacientes se han distribuido en 5 grupos dependiendo del tiempo al parto en el momento de realizar el registro: Parto, menos de 7 días para el parto, entre 7 y 14 días para el parto, entre 14 y 30 días y tiempo al parto mayor de 30 días. En cada registro se obtienen 16 señales de EHG monopolares mediante una matriz de 4x4 electrodos colocada en la superficie abdominal.

A partir de los registros monopolares facilitados en la base de datos se han calculado 12 señales bipolares cuya sincronización se desea computar y valorar mediante los parámetros desarrollados y testeados en el presente TFG.

Algunos de los parámetros empleados se han computado empleando Toolboxes que ofrece Matlab, mientras que otros parámetros, al igual que ciertos algoritmos, se han tenido que desarrollar por completo. Además de testear las herramientas para la estimación del grado de sincronización en señales simuladas y aplicarlas en las señales, también se han derivado nuevos parámetros ponderados que aportan una mejor valoración de la excitabilidad y sincronización de la actividad contráctil uterina, siendo indicadores de la eficacia de la actividad contráctil. Esta es una aportación relevante del presente trabajo fin de grado.

Los resultados obtenidos indican que la actividad mioeléctrica uterina es baja, localizada y descoordinada en etapas iniciales de la gestación y que aumenta volviéndose más intensa, generalizada y sincronizada a medida que se acerca el parto. Además, incidir que, siguiendo las indicaciones del grupo de investigación en cuyo seno se ha llevado a cabo el proyecto, se han programado nuevos parámetros mejorados para la estimación de la sincronía y propagación de las señales de EHG, cuya aportación podría ser de elevado impacto en el campo de la obstetricia.

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

## Resum

El present treball fi de grau té com a objectiu el desenrotllament i anàlisi de distints paràmetres per a avaluar el grau de sincronització entre senyals aplicat a l'estudi de l'evolució de l'activitat contràctil uterina en dones gestants a partir de registres de senyals mioelèctriques uterines (electrohisterograma EHG) captades en superfície abdominal. Les dites senyals han sigut obtingudes de la base de dades "16-electrode Electrohysterogram (EHG) Database" disponible en Physionet.

La base de dades consta de 122 registres d'EHG de 45 dones en diferents edats gestacionals. Els registres de les 45 pacients s'han distribuït en 5 grups depenent del temps al part en el moment de realitzar el registre: Part, menys de 7 dies per al part, entre 7 i 14 dies per al part, entre 14 i 30 dies i temps al part major de 30 dies. En cada registre s'obtenen 16 senyals d'EHG monopolars per mitjà d'una matriu de 4x4 elèctrodes col·locada en la superfície abdominal.

A partir dels registres monopolars facilitats en la base de dades s'han calculat 12 senyals bipolars la sincronització de la qual es desitja computar i valorar per mitjà dels paràmetres desenrotllats i verificats en el present TFG.

Alguns dels paràmetres empleats s'han computat emprant Toolboxes que ofereix Matlab, mentres que altres paràmetres, igual que certs algorismes, s'han hagut de desenrotllar per complet. A més de verificar les ferramentes per a l'estimació del grau de sincronització en senyals simulades i aplicar-les en els senyals, també s'han derivat nous paràmetres ponderats que aporten una millor valoració de l'excitabilitat i sincronització de l'activitat contràctil uterina, sent indicadors de l'eficàcia de l'activitat contràctil. Esta és una aportació rellevant del present treball fi de grau.

Els resultats obtinguts indiquen que l'activitat mioelèctrica uterina és baixa, localitzada i descoordinada en etapes inicials de la gestació i que augmenta tornant-se més intensa, generalitzada i sincronitzada a mesura que s'acosta el part. A més, incidir que, seguint les indicacions del grup d'investigació en el si de les quals s'ha dut a terme el projecte, s'han programat nous paràmetres millorats per a l'estimació de la sincronia i propagació dels senyals d'EHG, l'aportació del qual podria ser d'elevat impacte en el camp de l'obstetrícia.

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

## Abstract

The aim of the present work is to develop and analyze different parameters to evaluate the degree of synchronization between signals applied to the study of the evolution of uterine contractile activity in pregnant women from records of uterine myoelectric signals (EHG electrohysterogram) Captured on the abdominal surface. These signals have been obtained from the "16-electrode Electrohysterogram (EHG) Database" database available from Physionet.

The database consists of 122 EHG records of 45 women at different gestational ages. The records of the 45 patients were divided into 5 groups depending on the time at delivery at the time of registration: Childbirth, less than 7 days for delivery, between 7 and 14 days for delivery, between 14 and 30 days, and Time at delivery greater than 30 days. In each register, 16 monopolar EHG signals are obtained by means of a 4x4 electrode matrix placed on the abdominal surface.

From the monopolar records provided in the database, 12 bipolar signals have been calculated whose synchronization is desired to be computed and evaluated using the parameters developed and tested in the present final degree project.

Some of the parameters used have been computed using Toolboxes provided by Matlab, while other parameters, like certain algorithms, have had to develop completely. In addition to testing the tools for estimating the degree of synchronization in simulated signals and applying them to the signals, new weighted parameters have also been derived that provide a better assessment of the excitability and synchronization of the uterine contractile activity, being indicators of the efficacy of Contractile activity. This is a relevant contribution of the present work of degree.

The results indicate that the myoelectric uterine activity is low, localized and uncoordinated in the early stages of gestation and increasing, becoming more intense, generalized and synchronized as the delivery approaches. In addition, it should be noted that, following the indications of the research group within which the project has been carried out, new improved parameters have been programmed for the estimation of the synchrony and propagation of the EHG signals, whose contribution could be of high impact in the field of obstetrics.

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---



## Índice de documentos:

- Memoria.....11
- Presupuesto.....87

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

# MEMORIA

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

## Índice de la memoria:

<b>1. Introducción</b> .....	21
1.1. El embarazo: Anatomía y fisiología de aparato reproductor femenino.....	22
1.2. Técnicas convencionales de monitorización de la dinámica uterina.....	24
1.3. El electrohisterograma.....	26
<b>2. Antecedentes en técnicas de estimación del grado de sincronización</b> .....	30
2.1. Aplicación en el ámbito tecnológico.....	30
2.2. Aplicación en el ámbito de las señales bioeléctricas.....	31
<b>3. Justificación y objetivos</b> .....	33
3.1. Justificación.....	33
3.2. Objetivos.....	33
<b>4. Materiales y Métodos</b> .....	35
4.1. Descripción de la base de datos de señales: “Icelandic 16-electrode Electrohysterogram (EHG) Database”.....	35
4.2. Base de datos de análisis: Identificación de las contracciones y clasificación de registros.....	37
4.3. Desarrollo de las Herramientas y validación de parámetros estimadores del grado de sincronización.....	41
4.3.1 .Software de desarrollo de las herramientas.....	41
4.3.2. Descripción de los parámetros de sincronización.....	41
4.3.2.1. COR: Correlación cruzada.....	41
4.3.2.2. NPCMI: Permutación de la Información mutua cruzada normalizada.....	42
4.3.2.3. ICOH: Parte imaginaria de la coherencia.....	43
4.3.2.4. PS_PLV: Sincronización de fase.....	44
4.3.3. Descripción de los parámetros ponderados: intensidad y sincronización.....	46
4.3.4. Programación y cómputo de los parámetros.....	46

<b>5. Resultados</b> .....	51
5.1. Resultados de los parámetros de sincronización computados sobre señales reales de EHG.....	51
5.2. Valoración de parámetros de sincronización y los ponderados para diferenciar entre parto en menos o más de 7 días desde el momento del registro.....	64
<b>6. Conclusiones</b> .....	67
<b>7. Líneas futuras</b> .....	68
<b>8. Referencias</b> .....	69
<b>9. Anexos</b> .....	73

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

## Índice de figuras

Figura 1: Evolución hormonal durante la gestación [6].....	23
Figura 2: Evolución de la posición del útero durante la gestación [8].....	23
Figura 3: Técnica para la medición de la presión intrauterina [12].....	25
Figura 4: Tocodinamometría [13].....	25
Figura 5: Electrohistograma [14].....	26
Figura 6: (a) Registro de EHG, (b) registro con TOCO, (c) registro con IUP [17].....	26
Figura 7: Registro de EHG de contracción efectiva frente a no efectiva [7].....	27
Figura 8: Componentes de EHG-Burst [11].....	28
Figura 9: Tres láseres semiconductores acopados en anillos, donde K1, K2 y K3 son los acoplamientos en cada láser E1, E2 y E3 son los espejos [35].....	31
Figura 10: Colocación electrodos monopolares. Elaboración propia.....	35
Figura 11 Esquema de los 12 registros bipolares. Elaboración Propia.....	38
Figura 12: Contracción de embarazo analizable.....	38
Figura 13: Contracción de parto analizable.....	38
Figura 14: Registros bipolares 10, 11 y 12 de la paciente30- Sesión 3. Registros de los 2000 a los 3600 segundo.....	39
Figura 15: Diagrama de flujo del script "Test_Par_MN".....	47
Figura 16: Contracción no analizable.....	48
Figura 17: Procedimiento para el cálculo de los parámetros.....	49
Figura 18: Box-Plot COR Grupos TTD.....	52
Figura 19: Box-Plot WCOR Grupos TTD.....	52
Figura 20: Box-Plot COR TTD<7 vs TTD>7. ....	53
Figura 21: Box-Plot COR TTD<7+Parto vs TTD>7.....	53
Figura 22: Box-Plot WCOR TTD<7 vs TTD>7.....	53
Figura 23: Box-Plot WCOR TTD<7+PartovsTTD>7.....	53
Figura 24: COR Parto.....	54



“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

Figura 25: COR TTD<7.....	54
Figura 26: COR TTD (7-14).....	54
Figura 27: COR TTD (14-30).....	54
Figura 28: COR TTD>30.....	54
Figura 29: WCOR Parto.....	54
Figura 30: WCOR TTD<7.....	54
Figura 31: WCOR TTD (7-14).....	54
Figura 32: WCOR TTD (14-30).....	55
Figura 33: WCOR TTD>30.....	55
Figura 34: Box-Plot NPCMI Grupos TTD.....	55
Figura 35: Box-Plot NWPCMI Grupos TTD.....	55
Figura 36: Box-Plot NPCMI TTD<7 vs TTD>7.....	56
Figura 37: Box-Plot NPCMI TTD<7+Parto vs TTD>7.....	56
Figura 38: Box-Plot NWPCMI TTD<7 vs TTD>7.....	56
Figura 39: Box-Plot NWPCMI TTD<7+Parto vs TTD>7.....	56
Figura 40: NPCMI Parto.....	57
Figura 41: NPCMI TTD<7.....	57
Figura 42: NPCMI TTD (7-14).....	57
Figura 43: NPCMI TTD (14-30).....	57
Figura 44: NPCMI TTD>30.....	57
Figura 45: NWPCMI Parto.....	57
Figura 46: NWPCMI TTD<7.....	57
Figura 47: NWPCMI TTD (7-14).....	57
Figura 48: NWPCMI TTD (14-30).....	58
Figura 49: NWPCMI TTD>30.....	58
Figura 50: Box-Plot iCOH Grupos TTD.....	58
Figura 51: Box-Plot WiCOH Grupos TTD.....	58
Figura 52: Box-Plot iCOH TTD<7 vs TTD>7.....	59

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

Figura 53: Box-Plot iCOH TTD<7+Parto vs TTD>7.....	59
Figura 54: Box-Plot WiCOH TTD<7 vs TTD>7.....	59
Figura 55: Box-Plot WiCOH TTD<7+PartovsTTD>7.....	59
Figura 56: iCOH Parto.....	60
Figura 57: iCOH TTD<7.....	60
Figura 58: iCOH TTD (7-14).....	60
Figura 59: iCOH TTD (14-30).....	60
Figura 60: iCOH TTD>30.....	60
Figura 61: WiCOH Parto.....	60
Figura 62: WiCOH TTD<7.....	60
Figura 63: WiCOH TTD (7-14).....	60
Figura 64: WiCOH TTD (14-30).....	61
Figura 65: WiCOH TTD>30.....	61
Figura 66: Box-Plot PLV Grupos TTD.....	61
Figura 67: Box-Plot WPLV Grupos TTD.....	61
Figura 68: Box-Plot PLV TTD<7 vs TTD>7.....	62
Figura 69: Box-Plot PLV TTD<7+Parto vs TTD>7.....	62
Figura 70: Box-Plot WPLV TTD<7 vs TTD>7.....	62
Figura 71: Box-Plot WPLV TTD<7+PartovsTTD>7.....	62
Figura 72: PLV Parto.....	62
Figura 73: PLV TTD<7.....	62
Figura 74: PLV TTD (7-14).....	62
Figura 75: PLV TTD (14-30).....	63
Figura 76: PLV TTD>30.....	63
Figura 77: WPLV Parto.....	63
Figura 78: WPLV TTD<7.....	63
Figura 79: WPLV TTD (7-14).....	63
Figura 80: WPLV TTD (14-30).....	63

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

Figura 81: WPLV TTD>30.....	63
Figura 82: Matrices p-valor TTD<7 +Parto vs TTD<7 para los parámetros: COR(a), iCOH (b), PLV(c) y NPCMI (d).....	65
Figura 83: Matrices p-valor TTD<7 +Parto vs TTD<7 para los parámetros: WCOR(a), WiCOH (b), WPLV(c) y NWPCMI (d).....	65
Figura 84: Matrices p-valor TTD<7 sin incluir Parto vs TTD<7 para los parámetros: COR(a), iCOH (b), PLV(c) y NPCMI (d).....	66
Figura 85: Matrices p-valor TTD<7 sin incluir Parto vs TTD<7 para los parámetros: WCOR(a), WiCOH (b), WPLV(c) y NWPCMI (d).....	66
Figura 86: Flujograma COR.....	79
Figura 87: Flujograma NPCMI.....	80
Figura 88: Flujograma iCOH.....	82
Figura 89: Flujograma PLV.....	84

## Índice de tablas.

Tabla 1: Tiempos de inicio y final de las contracciones observadas en la figura 15.....	39
Tabla 2: Estado de las contracciones en los bipolares 10, 11 y 12.....	39
Tabla 3: Ejemplo de cómo se identifica si una contracción está presente en los diferentes registros bipolares.....	40
Tabla 4 Número de pacientes por grupo.....	40
Tabla 5: Matriz 12x12. Combinaciones entre bipolares.....	48
Tabla 6: P-valor para las combinaciones $TTD < 7$ vs $TTD > 7$ y $TTD < 7$ + Parto vs $TTD > 7$ .....	64
Tabla 7: Presupuesto parcial nº1.....	89
Tabla 8: Presupuesto parcial nº2.....	89
Tabla 9: Presupuesto total.....	90

# 1. Introducción.

En los últimos años se han desarrollado técnicas novedosas para la adquisición de señales y datos debido al fuerte interés que surge por conocer mejor su comportamiento e interacciones.

El estudio de ciertos aspectos de una señal, cómo pueden ser diferencias en distintas componentes como la amplitud, la frecuencia, su evolución temporal o la misma sincronización, ha supuesto una fuerte revolución en distintos campos de investigación. Con la aplicación de estas técnicas se ha conseguido desde encontrar diferencias de la electromiografía entre mujeres embarazadas durante la gestación y cuando se encuentran en menos de 24 horas para el parto [1], hasta hallar anomalías para los pacientes con Alzheimer que sugieren un deterioro funcional de la transmisión de información en las conexiones cortico-corticales de estos respecto a pacientes que no sufren esta enfermedad [2].

Cuando analizamos un conjunto de datos, suele ser de interés determinar si existe alguna relación entre ellos, determinar si existen variables con mayor peso en su evolución y poder establecer algún tipo de sincronismo. Se nos plantea con esto un reto fundamental que pretende poder “predecir” el comportamiento futuro y establecer relaciones entre sus variables con el fin de planificar, prever o prevenir ciertos aspectos. El procesado de señales se ha convertido en una herramienta de vital importancia para el desarrollo de sistemas predictores.

El ámbito industrial el estudio de la sincronización de las señales que se emplean en este campo (eléctricas, hidráulicas, electromagnéticas, etc.) permite desarrollar nuevos conocimientos para optimizar al máximo las nuevas tecnologías. Mediante la aplicación del uso de la sincronización entre señales industriales, encontramos ya en la actualidad sistemas que permiten sincronizar oferta y demanda de energía, aumentando la eficiencia en el uso de energías limpias [3], así como por ejemplo su aplicación en la gestión del flujo del tráfico mediante la sincronización de semáforos [4].

Respecto al procesado de señales biomédicas, existen diferentes estudios donde se analiza la sincronización de distintas señales para predecir enfermedades como el Alzheimer o la esquizofrenia. El uso de estos nuevos conocimientos adquiridos ha permitido desarrollar nuevas ayudas para el diagnóstico de diferentes enfermedades.

Existen diferentes grupos de investigación que han centrado sus estudios en la captación y análisis de la actividad mioeléctrica uterina captada en la superficie abdominal: el electrohisterograma (EHG). La literatura ya ha constado la ventaja del EHG respecto de los sistemas no invasivos no convencionales para la monitorización de la dinámica uterina como es el TOCO y del IUPC. Esto es debido a que el EHG no sólo aporta información sobre la dinámica uterina, sino que aporta información adicional sobre el comportamiento electrofisiológico del útero, habiéndose realizado estudios sobre las características de las contracciones con el objetivo de discernir contracciones efectivas (de parto) de las no efectivas (no parto) tanto en pacientes a término como en mujeres con amenaza de parto prematuro.

El siguiente trabajo de final de grado se va a centrar en obtener y testear varios parámetros que permitan obtener relaciones de sincronización entre señales uterinas captadas en diferentes localizaciones del abdomen de las mujeres gestantes, intentando analizar la existencia de diferencias en la sincronización durante la gestación y/o parto y si éstos parámetros sirven para discernir el horizonte temporal del parto.

En la actualidad el problema que representan las muertes asociadas al parto prematuro representan la principal causa de mortalidad entre neonatos. Aunque la base de datos de análisis no posee registros de gestantes que dieron a luz prematuramente, se pretende que las herramientas desarrolladas y testeadas en el presente TFG puedan ser extrapoladas a la predicción del parto prematuro.

En el presente apartado se describirá brevemente la anatomía y electrofisiología del útero, cómo cambia durante el embarazo, se analizarán las diferentes técnicas de monitorización uterina para la obtención de las señales mioeléctricas uterinas y centraremos especial interés en el electrohisterograma, la técnica que se ha empleado en la realización del presente estudio.

## 1.1. El embarazo: anatomía y fisiología de aparato reproductor femenino

Durante la gestación el cuerpo de la mujer sufre diversas modificaciones tanto anatómicas como fisiológicas que le van a permitir, crear un espacio en el que el feto se pueda desarrollar adecuadamente y, además, prepararse para el delicado momento del parto [5].

Los cambios hormonales más notorios se van a identificar en los siguientes tipos de hormonas:

- Estrógenos: El aumento de los estrógenos producirá pues, un aumento en la concentración de proteínas que favorecerá la contracción muscular y la propagación del estímulo eléctrico que desencadena en las contracciones.
- Progesterona: Producida por el cuerpo lúteo y la placenta. Favorece la creación de un ambiente propicio para el desarrollo placentario y fetal. Además, al contrario que los estrógenos, esta sufre una leve disminución en el momento del parto. Es más, los medicamentos abortivos son preparados de antagonistas o bloqueantes de receptores de progesterona.
- Gonadotropina coriónica humana (hCG): Es la hormona que nos permite detectar el embarazo 8-10 días después de la fecundación. Su tasa aumenta de manera considerable después de dos semanas, aproximadamente en la fecha de la siguiente regla. Este aumento va durar hasta tres meses y posteriormente descenderá poco a poco. Su función es la de mantener el cuerpo lúteo activo en el ovario para que se produzcan la progesterona y los estrógenos hasta que la placenta sea capaz de sintetizarlos.

## “Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

Como puede observarse en la figura 1, la hormona hCG sufre un aumento en el periodo inicial de la gestación y disminuye a medida que transcurre la gestación. Por otro lado, cuando se acerca el

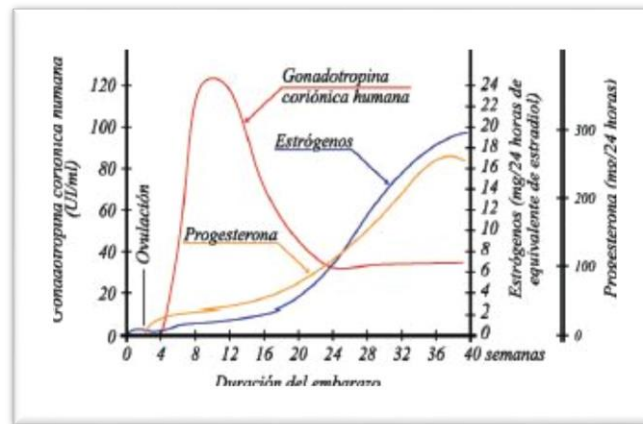


Figura 1: Evolución hormonal durante la gestación [6].

momento del parto, los niveles de progesterona disminuyen paulatinamente, facilitando así las contracciones uterinas, y además al mismo tiempo los niveles de estrógenos aumentan, haciendo que el útero se encuentre todavía más predispuesto a generar contracciones.

El aparato reproductor femenino está compuesto por las trompas de Falopio, junto con los ovarios y el útero.

El útero va a ser el órgano que más cambios sufra durante esta etapa de embarazo y posterior parto. Su situación va a variar durante el periodo de gestación: va a empezar situado dentro de la pelvis y va a continuar creciendo hasta la altura del ombligo. Posteriormente, cuando el feto empiece a encajarse en la pelvis al prepararse para el momento del parto, el útero va a descender. Esta evolución la podemos observar en la figura 2.

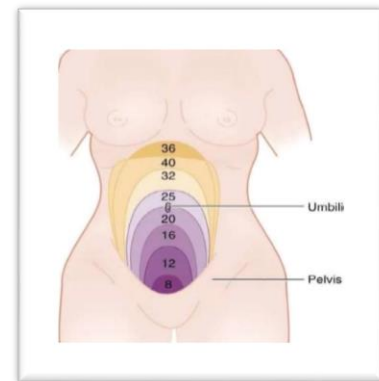


Figura 2: Evolución de la posición del útero durante la gestación [8].

El cuello del útero, permanece rígido y cerrado durante la mayor parte del embarazo hasta que se produce la fase de transición en la que se producen cambios en la composición del tejido conectivo [7]. Estos factores alteran el grado de dilatación, la consistencia y la posición del cuello. Cuando se acerca el momento del parto la longitud cervical se acorta, este fenómeno se ve favorecido por la dinámica uterina que al empujar al feto produce el encaje de la cabeza contra el cérvix, presionándolo hacia la concavidad del sacro ayudando de esta forma a la dilatación con la presión ejercida [9].

En la mayoría de los estados el retroceso hacia una fase anterior es irreversible, principalmente en el cuello del útero una vez finaliza la fase preparatoria en la que se mantiene rígido y cerrado [7].

Durante el parto se pueden distinguir dos fases principales, una primera relativamente larga que correspondería con una fase preparatoria, y finalmente una de corta duración donde tiene lugar el parto activo [7].

Durante el primer semestre del embarazo pueden aparecer contracciones ya que a nivel celular la contractilidad del útero está producida por pulsos intermitentes de potenciales de acción que se propagan a través del mismo en mayor o menor medida [7]. La propagación a través del tejido muscular se ve influenciada por el nivel de unión entre las células que lo forman. Estas células están conectadas por las uniones tipo gap, formadas por proteínas denominadas conexinas [7]. Estas uniones permiten la circulación de corrientes iónicas de una célula a otra, facilitando así la propagación del potencial de acción a través del tejido. Durante el embarazo el número de este tipo de uniones varía, siendo bajo en las primeras fases del embarazo, lo que dificulta la conducción y propagación a través del útero y favorece el mantenimiento del embarazo [7, 10]. Al avanzar la gestación y conforme se va acercando al parto el número de uniones entre células aumenta, permitiendo la coordinación y una mejor propagación a lo largo del útero, este aumento de uniones tipo gap parece estar regulado por los niveles de estrógeno y progesterona [10].

Así pues, durante el embarazo y debido a estas variaciones las contracciones van cambiando y presentan distintas características como intensidades y frecuencias de aparición diferentes, se puede diferenciar entonces entre [9]:

- Contracciones de tipo Álvarez: Presentan una intensidad muy baja, apenas son percibidas y suelen ocurrir hasta la semana 30 del embarazo.
- Contracciones de Braxton-Hicks: Estas contracciones de tipo esporádico son de mayor intensidad que las anteriores, empiezan a aparecer alrededor de la sexta semana del embarazo, aunque su frecuencia de aparición es más elevada hacia las últimas semanas del mismo. Estas contracciones sí pueden ser perceptibles, pero en general no presentan dolor, sobretodo en etapas más tempranas del embarazo.
- Contracciones efectivas del parto: Son de gran intensidad y aparecen con mayor regularidad con un periodo de entre 10 a 20 minutos, tienen la capacidad de inducir los cambios necesarios en el cuello del útero para permitir el parto.

## 1.2. Técnicas convencionales de monitorización de la dinámica uterina.

La dinámica uterina hace referencia a los cambios en la actividad uterina normal durante la gestación y el parto [8]. Esta se mide por diferentes parámetros que son:

- Número de contracciones y frecuencia de ocurrencia de las mismas. Se entiende por frecuencia el número de contracciones que aparecen en un periodo de 10 minutos. Lo normal es de 3-5 cada 10 minutos durante el trabajo de parto. La frecuencia de las contracciones varía según el caso y el momento del parto.
- Intensidad: La intensidad es la amplitud, que se entiende como la altura de la presión intrauterina sobre el tono basal. Compara la diferencia de presión desde el tono basal del útero



“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

hasta el punto más alto de la contracción uterina. Se mide en mmHg y suelen ser de 30 a 50 mmHg.

- **Duración:** La duración real de una contracción es el tiempo que transcurre desde que comienza a ascender la onda (inicio de la contracción) hasta el punto en que adquiere de nuevo el tono basal existente antes de su inicio, alrededor de 3 minutos.

Las principales técnicas empleadas para la monitorización de la dinámica uterina a lo largo del tiempo, así como otras más recientes como es el uso del electromiograma uterino captado en la superficie abdominal.

- Presión intrauterina:

La técnica consiste en la colocación del IUPC (catéter de presión intrauterino) en el interior del útero. El IUPC posee un sensor de presión en su extremo que registra las variaciones de presión dentro de la cavidad uterina. El rango de medida de estas señales va desde 0 a los 100 mmHg de amplitud, midiéndose la diferencia que hay con el tono basal (8-10mmHg) y el punto más alto de la contracción [11].

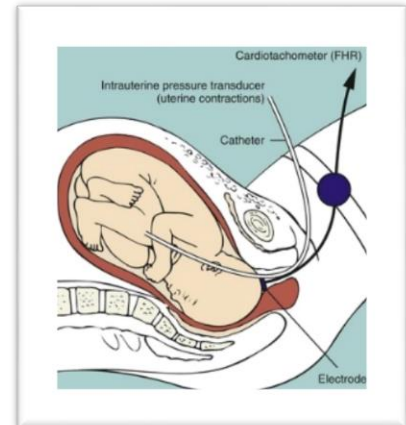


Figura 3: Técnica para la medición de la presión intrauterina [12].

Esta técnica ofrece información de la presión que producen las contracciones, pero requiere de un procedimiento invasivo ya que para introducir el catéter se realiza una rotura de membranas que conlleva riesgos tales como infecciones o abortos.

- Tocodinamómetro:

Es una técnica no invasiva ya que consiste en la medida de la presión uterina en la superficie abdominal. El tocodinamómetro se basa en componentes piezoresistivos (galgas extensiométricas) cuyas impedancias varían con la deformación. Esta variación es medida y con ella se hace una relación con la presión de la contracción. Se coloca en la superficie para registrar la frecuencia de las contracciones, pero no la intensidad interna que las produce, además cuenta con algunas limitaciones como proporcionar una única medida global de la presión uterina, y sufrir alteraciones en la medida debidas al movimiento de las pacientes.



Figura 4: Tocodinamometría [13].

Como principales desventajas destacan la pérdida de contracciones y especialmente en las mujeres obesas, la subjetividad del examinador que lo emplea, necesidad de recolocación del transductor. Solo es capaz de medir la intensidad relativa de las contracciones, y no permite distinguir entre las contracciones que pueden ser efectivas de las no efectivas, es decir, de aquellas asociadas al trabajo de parto que tienen un efecto expulsivo, de las que se producen durante la gestación [11].

### 1.3. El electrohisterograma.

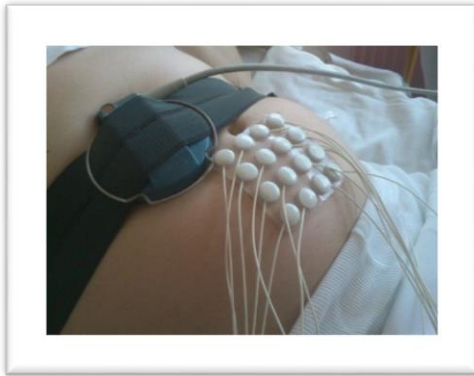


Figura 5: Electrohisterograma [14].

Es el registro de la actividad mioeléctrica uterina mediante electrodos situados en la superficie [8]. Esta señal es el resultado de las variaciones de potencial debidas al desarrollo de potenciales de acción por parte de las células del miometrio (capa muscular intermedia que constituye el grueso del espesor de la pared del cuerpo uterino).

Las células musculares uterinas poseen un potencial de reposo negativo, con unas pequeñas y lentas variaciones espontáneas. Cuando las variaciones de este potencial alcanzan un umbral se inducen potenciales de acción que poseen una amplitud de entre [33 - 69] mV. Estos potenciales de acción en las células musculares uterinas se producen de forma análoga a las células del músculo liso unitario del resto del cuerpo, como puede ser la vejiga. La despolarización se produce por una elevación del potencial de membrana, que abre los canales sensibles a voltaje y se produce una entrada masiva de  $Ca^{2+}$  y  $Na^{+}$ . La entrada de este calcio a las células, activa la contracción de la célula [15].

Una contracción puede ser iniciada por solo un disparo de potencial aislado, sin embargo, para producir contracciones fuertes y mantenidas se necesitan múltiples disparos coordinados.

Esta actividad tiene como consecuencia la contracción mecánica de las células, por lo que existe una simultaneidad entre la actividad eléctrica y la contracción mecánica producida.

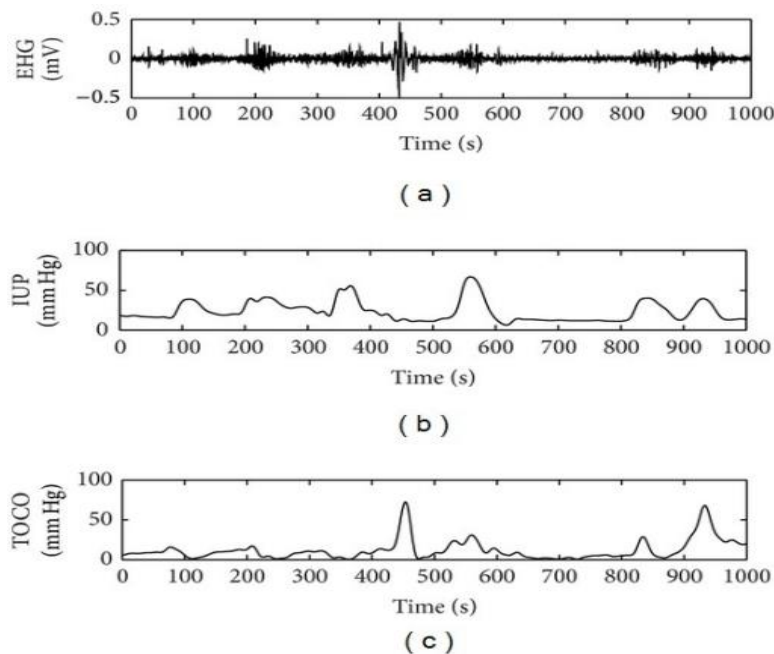


Figura 6: (a) Registro de EHG, (b) registro con TOCO, (c) registro con IUP [17].

La literatura ha demostrado la eficacia y superioridad del EHG frente al TOCO como herramienta no invasiva para la monitorización de la dinámica uterina (entiéndase como dinámica uterina número de contracciones y frecuencia de ocurrencia de las mismas). En la figura 6 se muestra un registro simultáneo de las contracciones uterinas mediante las tres técnicas descritas: EHG(a), IUP (b) y TOCO(c) [16]. Se observan 8 contracciones y cómo las registra en cada uno de las tres técnicas. Las contracciones del músculo uterino conllevan un aumento de la amplitud y/o frecuencia de la señal de EHG, lo que se asocia con el aumento de presión tanto en el registro de IUP como en el TOCO.

La electrohisterografía tiene como principal ventaja respecto a la medición de la presión intrauterina que no es invasiva siendo además capaz de distinguir contracciones efectivas y las no efectivas [18] como se muestra en la Figura 7. La principal diferencia apreciable entre estos tipos de contracciones es un aumento de amplitud de la señal de EHG, sin embargo, existen otros cambios menos evidentes a primera vista, como un aumento del contenido espectral en altas frecuencias [0.34-4]Hz y propagación de la actividad contráctil.

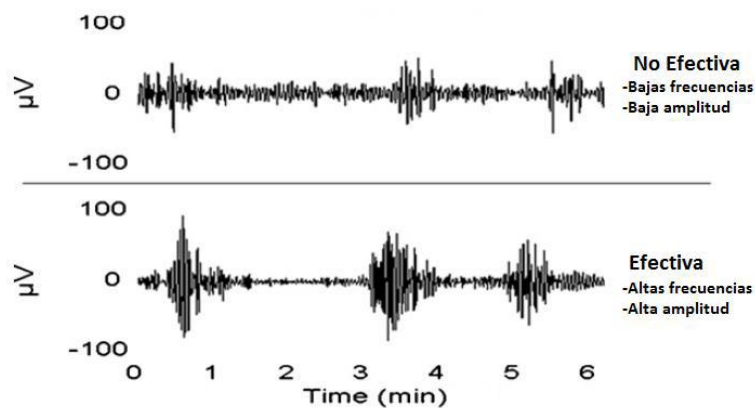


Figura 7: Registro de EHG de contracción efectiva frente a no efectiva [7].

La frecuencia, amplitud y duración de aparición de las contracciones están determinadas principalmente por la frecuencia de ocurrencia de potenciales de acción uterinos, el número de células que se activan de forma simultánea, y la duración de estos potenciales respectivamente [7].

El electrohisterograma está compuesto por una actividad eléctrica basal y por ráfagas de potenciales de acción EHG-Burst asociados a la aparición de las contracciones uterinas. Estudios anteriores han determinado que la señal EHG distribuye su energía en el rango de frecuencia entre 0.1 y 4 Hz [19].

Los EHG-burst están compuestos por dos tipos de ondas: una onda lenta que tiene una duración igual a la de la contracción (Slow wave) y una onda rápida que se superpone a esta lenta (Fast wave) [20].

Ambas componentes FWH y FHL están relacionadas respectivamente con dos aspectos del mecanismo de contracción uterina, por una parte, la excitabilidad se asocia a la tasa de disparos de potenciales de acción y por otra parte la propagación que se asocia con el número de fibras que se contraen simultáneamente [20].

## “Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

En la Figura 8 se muestra una descripción teórica de la composición de la señal EHG (figura 8d) acompañada de la señal de presión intrauterina (figura 8a). Como puede observarse la onda rápida se subdivide a su vez en dos bandas de frecuencia: onda de baja frecuencia (FWL “Fast Wave Low”) (Figura 8b) y una onda rápida de alta frecuencia (FWH Fast Wave High) (Figura 8 c) [21].

Recientemente, se ha demostrado que la componente FWL comprende el rango [0.13 - 0.26] Hz y el pico de la FWH se encuentra en la banda comprendida [0.36 – 0.88] Hz [22].

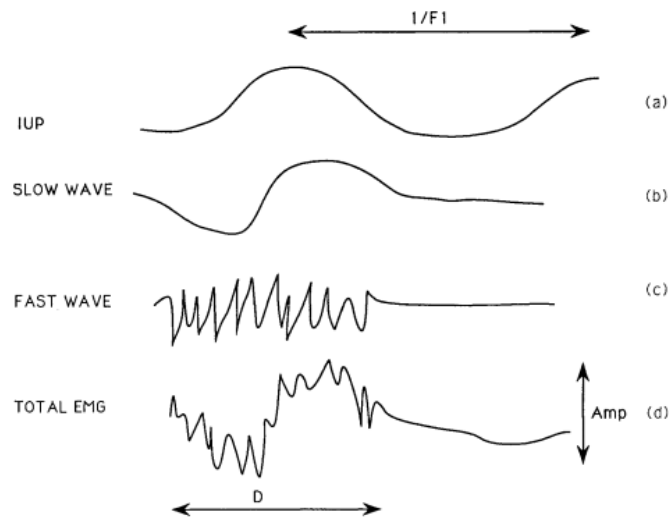


Figura 8: Componentes de EHG-Burst [11].

Varios estudios ya se centran solo en la onda FWH “fast” ya que esta se superpone a la lenta y es la que está relacionada con la actividad uterina [23].

La mayoría de los estudios se han centrado en la obtención de la información a partir de la señal EHG-burst asociada a las contracciones [22, 23]. Aunque hay algunos autores que prefieren analizar el registro de EHG al completo (incluyen tanto las contracciones como el tono basal) ya que presenta una ventaja importante respecto al análisis de EHG-burst para la aplicación clínica, debido a que no se requiere la segmentación de las contracciones [26]. Por el momento, no existe ningún estudio comparativo entre el análisis EHG-burst y el análisis del registro completo para la predicción del parto prematuro con la misma base de datos.

Conforme progresa el embarazo, se espera un aumento de la amplitud de las contracciones. Esto es debido a que la actividad eléctrica es baja y descoordinada en etapas tempranas de la gestación, pero se vuelve más intensa y coordinada con el avance del embarazo, durante el cual se van incrementando el número de uniones entre las células del miometrio, lo que facilita esta coordinación [10].

La mayoría de autores coinciden en que se produce un cambio drástico en la actividad del miometrio de 4 a 72 horas antes del parto [20]. En primer lugar, los parámetros de frecuencia de aparición de contracciones y su contenido espectral aumentan de forma general y de forma conjunta con la amplitud que toma valores comprendidos [0.02 – 0.3] mV, por otra parte, la duración de las contracciones disminuye 24 - 48 h antes de que tenga lugar el parto situándose alrededor de [ $<40 - 60$ ] s [20].

Aunque la señal EHG distribuye su energía entre 0.1 y 4 Hz, la gran mayoría de autores prefieren analizar la señal en el rango de 0.34 y 1 Hz para reducir el efecto de la interferencia respiratoria, el electrocardiograma (ECG) y otros ruidos de alta frecuencia (por encima de 1 Hz) [25, 26]. Teniendo en cuenta que para el rango de frecuencias [0.34 - 1] Hz el pico en de la Densidad Espectral de Potencia (PSD) aumenta conforme avanza la gestación [27].

Diferentes estudios han demostrado que el útero muestra una actividad de alta frecuencia únicamente alrededor del 10 al 20 % del tiempo cuando se encuentra lejos del parto, y que sin embargo esta actividad aumenta hasta el 80 a 90% del tiempo cuando faltan 24 h o menos para el parto [28]. Otros autores mantienen que las bajas frecuencias del EHG son debidas a una actividad local del útero, mientras que la presencia de altas frecuencias está relacionada con una propagación o coordinación de esta actividad de cara al parto [25]. A medida que avanza la gestación, el ratio de potencia de FWH/FWL también aumenta, y esto está relacionado con la aparición de contracciones eficientes que poseen una mayor frecuencia, por tanto, parámetros como la frecuencia media, y la frecuencia mediana presentan mayores valores con la cercanía del parto [25].

Analizando diversos parámetros temporales y espectrales de señales de EHG registradas en la superficie abdominal, se ha demostrado que la evolución de estos parámetros durante el embarazo es diferente para los casos a término frente a los embarazos que finalizan en parto prematuro, sugiriendo la posibilidad de separar ambos grupos en una etapa temprana del embarazo [24]. Algunos autores encontraron que las varianzas estimadas a partir de coeficientes wavelet pueden emplearse también para separar ambos grupos [29]. Otros estudios emplean la dimensión fractal a través de descomposición wavelet para diferenciar entre los casos que darán a luz de forma espontánea en 24 h de los que no lo harán [30]. En otros parámetros como en la entropía muestral también se observan cambios conforme avanza la gestación, mostrando que la señal de EHG se vuelve menos compleja o más regular, y por tanto más predecible en la fase cercana al parto [28]. En esta línea otros autores han encontrado también diferencias notables entre valores de entropía para los registros de parto y los registros de embarazo [26].

Cabe destacar que, existen estudios que ya han demostrado que el coeficiente de correlación no lineal, el cual se asocia a la sincronización de la actividad uterina, aumenta notablemente cuando se acerca el momento del parto cuando se expresa en tiempo antes del parto espontáneo [31], además de ser mayor durante el trabajo del parto que durante el embarazo [31]. Con esto, se podría proporcionar información adicional para predecir el parto prematuro [20].

En el presente trabajo se pretende desarrollar herramientas que permitan la obtención de parámetros que permitan estimar la información mutua y la sincronización entre registros electrohisterográficos simultáneos, estudiar su evolución a lo largo de la gestación y definir nuevos parámetros que permitan estimar asimismo la evolución de la eficacia de las contracciones uterinas.

## 2. Antecedentes en técnicas de estimación del grado de sincronización.

Como ya hemos comentado, al surgir la necesidad de poder ampliar nuestros conocimientos y conocer el comportamiento de las señales que nos rodean, podemos encontrar infinidad de estudios sobre el comportamiento de señales con sus respectivos métodos de análisis de sincronización.

### 2.1. Aplicación en el ámbito tecnológico.

En una gran mayoría de procesos industriales aparece la necesidad de conocer, controlar y predecir distintos comportamientos de señales que aparecen en este campo. Las señales son un conjunto de datos que fluyen en diversos sentidos, conformando un flujo de información. En la ingeniería se trabaja con distintos tipos de señales: eléctricas, neumáticas, hidráulicas, electromagnéticas, etc. [33].

Se busca pues, alcanzar la eficiencia en todos los sentidos (la mejora de la calidad, la disminución de los costos de producción, la sostenibilidad con el medio ambiente, el empleo de maquinaria cada vez más eficiente y segura, etc.).

Para lograr esto es necesario que los procesos se realicen a la mayor velocidad posible y conocer las variables a controlar. Por este motivo es de vital importancia el manejo de la información.

Estos procesos productivos van desde los más simples como mantener el nivel de agua o de temperatura en un tanque, hasta los más complicados en los cuales se hace uso de equipos sofisticados y de conjuntos de algoritmos de control, inteligencia artificial, etc.

Una de las problemáticas que encontramos en el mundo de la ingeniería en la actualidad nace de la necesidad de poder hacer un uso eficiente de las energías renovables para inyectarlas de manera correcta y sincronizada en la red eléctrica [34].

Por esto, surge la necesidad de contar con un sistema capaz de determinar en todo instante de tiempo el valor de fase y frecuencia de la red eléctrica para realizar la inyección de energía sin problemas. De no ser así podría provocar daños a la red o a las cargas conectadas a esta.

Dicho sistema de sincronización obtiene la señal de referencia de la red eléctrica y manda una señal senoidal normalizada en amplitud y sincronizada en fase y frecuencia con la red hacia el control de un inversor CD/CA para así generar la modulación de ancho de pulso (PWM). Posteriormente la señal senoidal generada a partir de la energía renovable y la señal de la red tendrán la misma fase y frecuencia y se podrá inyectar sin problemas.

La sincronización con la red eléctrica es esencial para asegurar el correcto funcionamiento del sistema de generación de energía renovable.

## “Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

Uno de los casos de aplicación que también podemos encontrar en la actualidad es el estudio sobre la sincronización de láseres semiconductores acoplados en anillo [35]. En dicho estudio se utilizan dos variables (el número de portadores y el campo complejo) para describir la dinámica de cada láser.

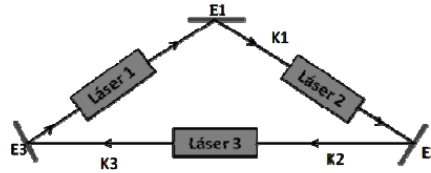


Figura 9: Tres láseres semiconductores acoplados en anillos, donde  $K1$ ,  $K2$  y  $K3$  son los acoplamientos en cada láser  $E1$ ,  $E2$  y  $E3$  son los espejos [35].

Para estudiar la sincronización de los tres láseres se analizaron las series temporales de cada láser, los espectros de potencia y la correlación cruzada para diferentes valores de acoplamiento.

Además, para realizar la sincronización entre los tres láseres fue necesario eliminar el retraso de fase existente en cada uno de ellos. Con esto se obtuvo claramente la sincronización del láser 1 con el 2, de igual modo que la del 2 con el 3 además de las correlaciones cruzadas.

Con los resultados se demostró que la dinámica de un solo láser es muy diferente a la dinámica generada cuando se acoplan varios láseres, obteniendo así un incremento en la diversidad de sus regímenes dinámicos.

Otro caso de aplicación es el estudio sobre el análisis de deformaciones en probetas planas mediante correlación digital de imágenes [36]. Consiste en el estudio la deformación bidimensional en materiales con discontinuidades mediante la correlación de imágenes. La técnica de Correlación Digital de Imágenes se ha empleado para el análisis de desplazamientos y deformaciones en probetas sometidas a un ensayo de tracción con deformación plana.

Se realiza en primer lugar la preparación de las probetas aplicándoles puntos negros sobre la superficie. Las probetas se someten a distintos ensayos de tracción para posteriormente procesar las imágenes desde el estado inicial al final o deformado.

Para comparar y estudiar esta secuencia de imágenes se evaluó la correlación cruzada y la correlación cruzada normalizada.

Para verificar los resultados, se compararon con los resultados obtenidos mediante un programa de elementos finitos. Se demostró así la precisión y utilidad la correlación digital de imágenes.

## 2.2. Aplicación en el ámbito de las señales bioeléctricas.

Realizar estudios de sincronización para el estudio de diferentes señales bioeléctricas, es de vital importancia, para continuar con el desarrollo en el ámbito de la medicina.

La estimación de la sincronización en señales bioeléctricas permite determinar si una cierta actividad bioeléctricas está más o menos sincronizada. El hecho de realizar esta estimación va a permitir desarrollar parámetros estimadores del grado de sincronización que se puedan emplear en el diagnóstico clínico.

## “Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

La mayoría de estudios utilizan la aplicación de esta técnica para el estudio de diversas indicaciones como la epilepsia, el coma, para el diagnóstico de muerte encefálica, tumores cerebrales, demencia, enfermedades degenerativas del sistema nervioso central, trastornos psiquiátricos, etc.

Por ejemplo, en la actualidad podemos encontrar un estudio que analiza los registros EEG en pacientes con anestesia [37]. Dicho estudio utiliza el EEG (electroencefalograma) como herramienta para describir los mecanismos neurofisiológicos de comunicación entre regiones cerebrales bajo los efectos de la anestesia general. Mediante este estudio se concluye que el grado de sincronización entre las distintas regiones cerebrales aumenta con la administración de la anestesia inducida por Propofol.

También se puede encontrar el caso de aplicación para ataques epilépticos donde se estudia el grado de sincronización entre diferentes canales de registro. Se afirma pues que para ataques epilépticos el grado de sincronización aumenta y dependiendo de si se trata de una crisis generalizada o localizada la sincronización será mayor o menor [38].

Asimismo, el estudio de la sincronización de señales tiene especial interés en el diagnóstico, intervención y tratamiento de la enfermedad del Parkinson, donde se observa que el grado de sincronización de las señales de EEG (electroencefalografía) aumenta para esta enfermedad [39].

Otro caso de aplicación en las señales bioeléctricas es el análisis de información mutua para la enfermedad de Alzheimer [2] donde se evaluó la transmisión de información entre diferentes áreas corticales del cerebro para pacientes que sufrían dicha enfermedad.

Se realizó mediante la estimación de la media CMI (información mutua cruzada) entre EEG con electrodos para cuantificar la información transmitida de una serie temporal a otra.

Los resultados mostraron que el CMI local en sujetos con Alzheimer fue inferior al de los sujetos sin esta enfermedad. Se detectó una disminución prominente en la transmisión de información entre electrodos distantes en el hemisferio derecho y entre electrodos interhemisféricos correspondientes en los pacientes con Alzheimer.

La electrohistereografía, registro de la actividad eléctrica del útero en superficie abdominal, ha supuesto una revolución dentro del campo de la obstetricia. Se ha demostrado su capacidad para monitorizar la dinámica uterina, superando el desempeño de las técnicas no invasivas empleadas en la actualidad en la praxis clínica como es la tocografía (TOCO). La literatura ha demostrado que el análisis del EHG aporta información adicional a la tocografía sobre la eficiencia y la eficacia de las contracciones. Puesto que la actividad contráctil uterina evoluciona a lo largo de la gestación y se torna intensa y coordinada a medida que se acerca el parto, la obtención de herramientas que permitan computar el grado de sincronización del EHG puede ayudar a estimar la proximidad del parto, con especial relevancia si se trata de partos prematuros.



## 3. Justificación y Objetivos:

### 3.1. Justificación:

El objetivo del presente TFG es el desarrollo y validación de herramientas software para el cálculo de la información mutua y grado de sincronización entre señales bioeléctricas, con aplicación a las señales mioeléctricas uterinas, electrohisterograma (EHG). El interés en el desarrollo de estas herramientas radica en que la literatura sostiene que a medida que avanza la gestación aumenta el acoplamiento y grado de sincronización entre la actividad de EHG captada por diferentes canales de registro. No obstante, en la literatura no se ha llegado a profundizar en el desarrollo de herramientas software que permitan una estimación robusta de dicha sincronización multicanal. Para llevar a cabo el objetivo fijado se emplearán una base de datos de EHG disponibles en Physionet y se desarrollarán herramientas de cómputo de sincronía entre los diferentes canales de EHG empleando como software Matlab. Aunque existen diferentes toolboxes de procesamiento de señal se deberán adaptar, validar y desarrollar herramientas nuevas que contemplen las características propias de las señales y registros de EHG.

Además, se analizará la evolución de los parámetros obtenidos a lo largo de la gestación y a medida que se acerca el momento del parto para facilitar la interpretación de la evolución fisiológica del músculo uterino durante el embarazo. Asimismo, se definirán nuevos parámetros que combinen tanto información relativa a la sincronización como a la intensidad de las contracciones analizando la evolución de la eficacia de la actividad contráctil uterina en función del horizonte temporal del parto. Se evaluará la capacidad de los parámetros obtenidos para separar entre partos que se van a dar en menos o más de 7 días desde el momento de registro.

El hecho de desarrollar herramientas para obtener información sobre el grado de sincronización e información mutua en señales que nos rodean, va a permitir al alumno ampliar sus conocimientos sobre programación en Matlab, siendo también aplicables al entorno industrial. A su vez la interpretación y valoración comparativa de los resultados obtenidos fomentará el desarrollo de múltiples competencias específicas y transversales a la titulación.

### 3.2. Objetivos:

El objetivo general del presente TFG es desarrollar, adaptar y testear herramientas para el cómputo de parámetros que estiman el grado de información mutua y sincronización existente entre diferentes canales de registro de un determinado fenómeno, en este caso concreto de la actividad contráctil uterina. Con esto se espera poner a punto herramientas que permitan la obtención de parámetros que puedan ser empleados por sistemas predictores del parto (a término o pretérmino).

Objetivos específicos:

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

- Desarrollo y testeo de las herramientas necesarias para la estimación del grado de sincronización existente entre señales de EHG procedentes de registros multicanal realizados en mujeres gestantes.
- Cómputo de los parámetros estimadores de la sincronización existente entre las señales de EHG, analizando su evolución en relación con el progreso de la gestación y del tiempo al parto.
- Definición y cómputo de nuevos parámetros estimadores de la eficacia de las contracciones de manera que combinen información relativa a la sincronización de la actividad contráctil uterina y su intensidad.
- Análisis de la capacidad de los parámetros desarrollados para discernir entre parto en menos o más de 7 días desde el momento de registro.
- Elaboración de una memoria descriptiva del trabajo realizado y de los resultados obtenidos.

## 4. Materiales y Métodos:

### 4.1. Descripción de la base de datos de señales: “Icelandic 16-electrode Electrohysterogram (EHG) Database”.

El estudio se ha realizado empleando las señales de EHG, “Icelandic 16-electrode Electrohysterogram (EHG) Database”, disponible en Physionet y facilitada por el Centro de Atención Primaria de Akureyri y en el Hospital Universitario Landspítali en Islandia a partir de registros realizados en mujeres gestantes entre 2008 y 2010 [40].

Esta base de datos consta de 122 registros de EHG de 16 electrodos realizados en 45 mujeres embarazadas.

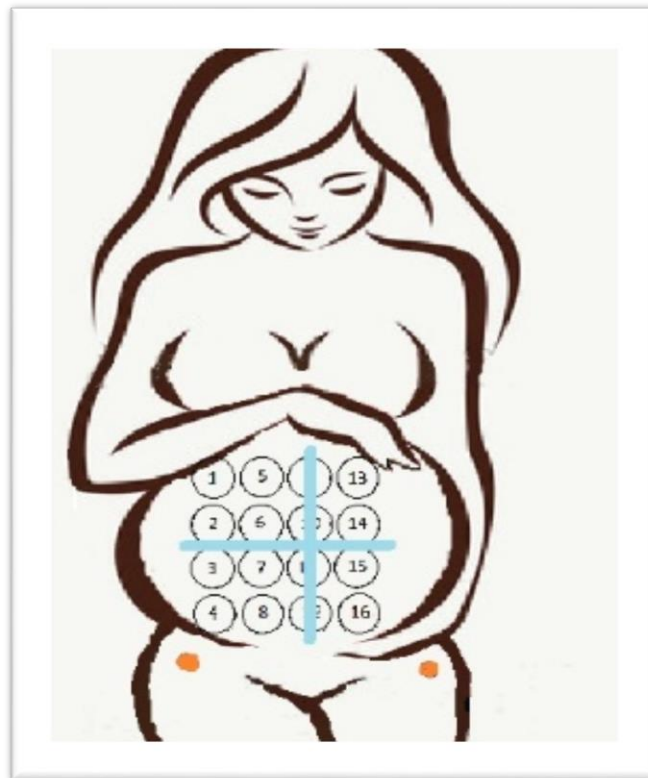


Figura 10: Colocación electrodos monopolares. Elaboración propia.

Los registros electrohisterográficos (electrohisterograma, EHG) se han obtenido colocando 16 electrodos en el abdomen de la gestante, tal y como se ilustra en la figura 10. Concretamente, se utilizó un sistema de registro de dieciséis electrodos en una configuración de 4 por 4 en el abdomen para obtener información sobre la propagación de la actividad eléctrica uterina. Los electrodos empleados eran de tipo reutilizable de Ag / AgCl con un diámetro exterior de 13,0 mm y un diámetro interno de 8,0 mm. La distancia entre los centros de los electrodos era de 17,5 mm. El esquema de numeración de los electrodos puede observarse en la figura 10. Según la literatura, la disposición más idónea para

## “Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

el EHG corresponde a los electrodos situados en la tercera línea vertical (electrodos 9 a 12) colocados en el eje mediano del útero y el décimo-undécimo par de electrodos a medio camino entre el fondo uterino y la sínfisis púbica. Se evitó el ombligo desplazando la matriz hacia arriba o hacia abajo, manteniéndose lo más cerca posible de la posición deseada. Los electrodos representados en naranja, colocados sobre las caderas de la paciente, corresponden al electrodo de tierra y el electrodo de referencia.

Las señales monopolares de cada electrodo fueron captadas empleando un amplificador de señales bioeléctricas multiuso de 16 canales (Embla A10). Se utilizó un filtro anti-aliasing con una frecuencia de corte inferior de 100 Hz, pero no se usó un filtro paso alto. La frecuencia de muestreo de la señal fue de 200 Hz y la señal se digitalizó a 16 bits. Las dieciséis señales monopolares fueron originalmente almacenadas en el formato EDF (European Data Format) por el software Somnologica utilizado para controlar la Embla A10.

Simultáneamente se registró la señal de TOCO (tocodinamómetro). Durante cada registro, el investigador registró los movimientos de las pacientes, la manipulación del equipo, las contracciones posibles de la participante y los movimientos fetales, y cualquier otro evento inusual. Además, no se impusieron restricciones a la participante en términos de cambio de posición si era necesario.

La duración prevista de cada registro de embarazo fue de una hora y la duración prevista de los registros de parto fue al menos de media hora, pero la participante podía detener la medición en cualquier momento.

La mayoría de las pacientes se registraron repetidamente durante el mismo embarazo y participaron en entre dos a siete grabaciones. La edad gestacional más baja fue de 29 semanas y 5 días y la edad gestacional más alta fue de 41 semanas y 5 días.

### Formato de base de datos

Los nombres de archivo en la base de datos son de la forma ice ### \_ \* type \* \_ \* número de registro \*, donde ice ### es el ID del participante (por ejemplo ice001), \* type \* se refiere al tipo de grabación: P (embarazo) o I (parto), y \* número de registro \* es el número de registros para ese participante en particular (por ejemplo, 1 de 3). La información de cada grabación se encuentra al final del archivo de encabezado e incluye:

-ID de participante.

-Número de registro.

-Tipo de registro (parto, embarazo)-

-Edad del participante (años)-

-IMC (índice de masa corporal) de al participante antes del embarazo.

-IMC de la participante en el momento de la grabación.

## “Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

- Gravidez (número de veces que la participante ha estado embarazada, incluyendo el embarazo actual).
- Paridad (nacimientos previos después de 22 semanas de gestación).
- Cesárea previa (Sí, No).
- Posición placentaria.
- Edad gestacional al momento de la grabación (semanas / días), según un ultrasonido del primer trimestre.
- Edad gestacional al parto (semanas / días)-
- Modo de parto (Vaginal, Vaginal / Inducción, Cesárea electiva, cesárea de emergencia debido al progreso lento, Cesárea de emergencia debido a un progreso que no sea lento). El parto vaginal indica inicio espontáneo a menos que se agregue con / Inducción.
- Uso de oxitocina sintética en el trabajo de parto (Sí, No).
- Epidural durante el trabajo de parto (Sí, No).
- Comentarios para la grabación.
- Comentarios para la entrega.

Existen también anotaciones en los registros, donde se marca:

C - Contracción. Se utiliza cuando la participante siente una contracción o hay una contracción muy probable en el tocógrafo (no siempre se utiliza cuando hay una contracción obvia en el tocógrafo).

(C) - Posible contracción. Se utiliza cuando no hay una contracción muy probable, pero el participante tiene sensación de presión o cuando en el tocógrafo hay sospecha de una contracción.

Pm - Movimiento de la participante.

Pos - Cambio de posición de la participante.

Fm - Movimiento fetal. Se utiliza cuando la participante siente un movimiento fetal.

Em - Manipulación del equipo. Se utiliza cuando los electrodos se presionan más firmemente sobre el abdomen si no se explica en los comentarios.

### 4.2. Base de datos de análisis: Identificación de las contracciones y clasificación de registros.

La frecuencia de muestreo de los registros EHG en crudo es de 500 Hz, muy superior al ancho de banda de la señal de EHG (0.1-4 Hz), por lo que se realiza primero un filtrado en este ancho de banda y posteriormente un diezmado de la señal para reducir la frecuencia de muestreo a 20 Hz y así

reducir el tiempo de cómputo y análisis. En concreto, se realiza un diezmado promediado para obtener una frecuencia de muestreo equivalente de 20Hz.

Se utiliza el ancho de banda de 0,34 a 1 Hz para eliminar la interferencia respiratoria (frecuencias inferiores a 0,3) y para atenuar la interferencia cardiaca (frecuencias superiores a 1Hz).

Una vez realizado el preprocesado de los registros monopolares, se obtienen de forma digital las señales bipolares que se detallan en la figura siguiente:

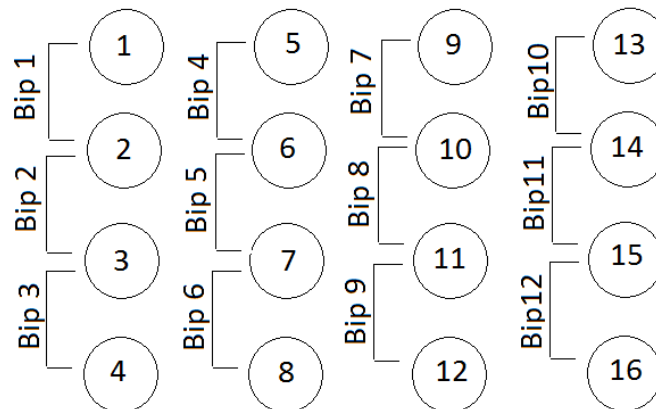


Figura 11 Esquema de los 12 registros bipolares. Elaboración Propia.

Los registros bipolares son más inmunes a los artefactos de movimiento y a las interferencias fisiológicas, por tanto, son más adecuados que los registros monopolares para la monitorización de la dinámica uterina.

Las señales de EHG-burst asociadas a las contracciones uterinas se segmentan manualmente en las señales bipolares utilizando los siguientes criterios [32]: las contracciones deben corresponder a cambios significativos en amplitud y/o frecuencia respecto al tono basal, con una duración mínima de 40 s y además en ausencia de artefactos de movimiento evidentes. Una vez identificadas las contracciones en los diferentes canales, se ha anotado el momento de inicio y final de la contracción y además para cada uno de los 12 bipolares si dicha contracción estaba o no presente y si estaba presente pero no era analizable debido a la presencia de artefactos o interferencias.

La figura 12 corresponde al registro de la sesión 2 de la paciente 30, donde observamos la contracción que recoge el bipolar 10 que transcurre desde los 1272 segundos hasta los 1383 segundos. Este registro pertenece a las semanas de gestación de 7 a 14 antes del parto. En cambio la figura 13 corresponde al registro de la sesión 4, en la etapa de parto de esta misma paciente número 30 donde se encuentra la contracción de parto que transcurre desde los 992 segundos hasta los 1088 segundos.

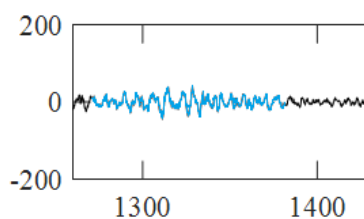


Figura 12: Contracción de embarazo analizable

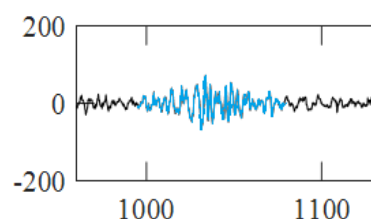


Figura 13: Contracción de Parto analizable

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

Se observa pues, que la actividad eléctrica aumenta en intensidad durante la gestación hasta llegar al parto, con contracciones (EHG-burst) de baja amplitud y frecuencia durante la gestación y mayor amplitud y frecuencia al acercarse el parto.

Durante la gestación la actividad eléctrica del útero es baja y descoordinada. Además, durante este periodo se pueden tener muy pocas contracciones aisladas en porciones del útero.

En cambio, puede observarse que cuando se acerca el momento del parto incrementa tanto la amplitud como la frecuencia de las ráfagas debido a un incremento de la presión intrauterina. La actividad eléctrica se volverá más coordinada, con mayor intensidad y de mayor duración. Además, las contracciones ocuparán una mayor porción del útero.

En la figura 14 se puede observar un ejemplo de los registros de los bipolares 10,11 y 12 de la paciente 30 durante la semana de gestación número 36.

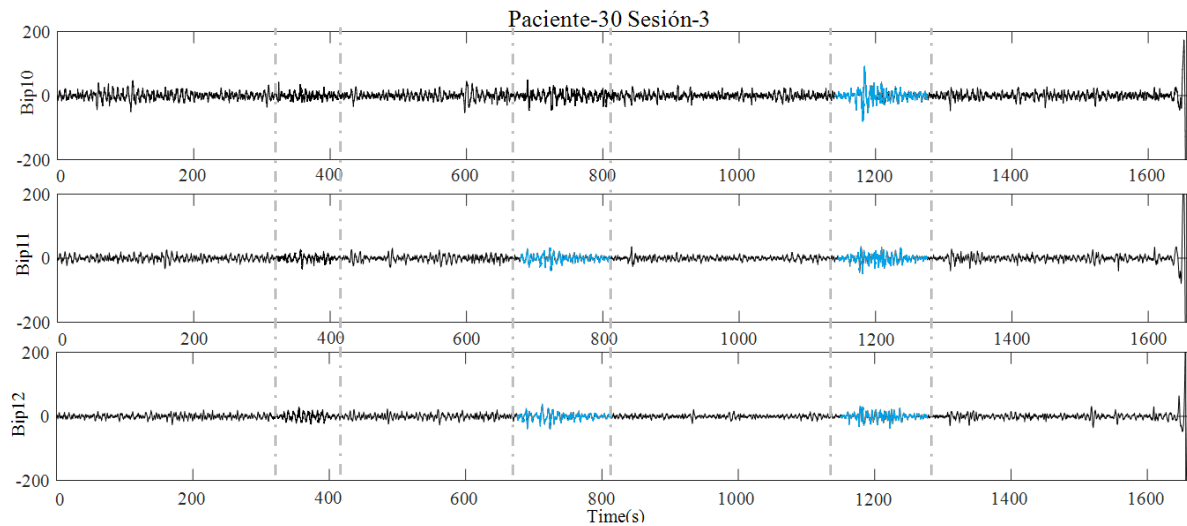


Figura 14: Registros bipolares 10, 11 y 12 de la paciente30- Sesión 3. Registros de los 0 a los 1600 segundos

En dicha franja de los registros se encuentran 3 contracciones que ocurren en los siguientes períodos de tiempo:

	Inicio	Final
<b>Contracción 1</b>	332s	408s
<b>Contracción 2</b>	675s	817s
<b>Contracción 3</b>	1155s	1267s

Tabla 1: Tiempos de Inicio y final de las contracciones observadas en la figura 14.

En este tramo de registro encontramos contracciones en sus tres formas posibles: No presentes, Presente y analizables y Artefactadas.

	Bipolar 10	Bipolar 11	Bipolar 12
<b>Contracción 1</b>	No presente	No presente	No presente
<b>Contracción 2</b>	No presente	Presente y analizable	Presente y analizable
<b>Contracción 3</b>	Artefactada	Presente y analizable	Presente y analizable

Tabla 2: Estado de las contracciones en los bipolares 10, 11 y 12

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

Con los resultados obtenidos en el análisis de la anterior segmentación se han registrado en una nueva base de datos Excel para cada sesión, nombrándolo por el número de paciente (paciente de 1 a 45) y el número de la sesión (ya que cada paciente puede tener más de una).

Para la nomenclatura de las contracciones se ha utilizado:

- 1- Cuando la contracción está presente en el bipolar y además es analizable.
- 2- Cuando la contracción está presente pero no es analizable.
- 3- Cuando la contracción no está presente en dicho bipolar.

Los documentos Excel para cada paciente son pues de la forma siguiente:

CT	Inicio	Final	Bp1	Bp2	Bp3	Bp4	Bp5	Bp6	Bp7	Bp8	Bp9	Bp10	Bp11	Bp12
1	241	340	2	1	1	1	2	2	2	2	2	2	1	2
2	1733	1876	1	1	2	1	2	1	1	1	1	1	1	1
3	2332	2408	1	1	2	1	1	1	3	1	1	3	3	3
4	2675	2817	1	1	2	2	2	2	1	2	1	3	1	1
5	3155	3267	1	2	2	1	1	1	1	1	1	2	1	1

*Tabla 3: Ejemplo de cómo se identifica si una contracción está presente en los diferentes registros bipolares*

La base de datos proporciona información sobre la edad gestacional de las pacientes en el momento de la grabación y el tiempo del registro al parto. Por lo tanto tendremos dos clasificaciones: respecto a la edad gestacional y respecto el tiempo al parto.

Además, se han distribuido las pacientes en 5 grupos según el tiempo al parto (siendo TTD “Time To Delivery”):

- Grupo Parto: Cuando a la paciente le quedan menos de 24 horas para el parto.
- Grupo TTD\_7: Cuando el tiempo al parto es menor de 7 días.
- Grupo TTD\_7\_14; Cuando el tiempo al parto esta entre 7 y 14 días.
- Grupo TTD\_14\_30: Cuando el tiempo al parto esta entre 14 y 30 días.
- Grupo TTD\_30: Más de 30 días para el parto.

Cada grupo contiene diferente número de pacientes:

Grupo	Nº Pacientes
Parto	10
Grupo TTD_7	18
Grupo TTD_7_14	16
Grupo TTD_14_30	41
Grupo TTD_30	37

*Tabla 4: Número de pacientes por grupo.*



### 4.3. Desarrollo de las Herramientas y validación de parámetros estimadores del grado de sincronización:

#### 4.3.1. Software de desarrollo de las herramientas.

El software utilizado para el desarrollo y testeo de los parámetros ha sido Matlab, ya que es una herramienta de software matemático que ofrece entre sus prestaciones básicas la manipulación de matrices, la representación de datos y funciones y la implementación de algoritmos.

Para el desarrollo de algunos de los parámetros de este estudio se han utilizado las cajas de herramientas (Toolboxes) de Matlab.

En concreto en nuestro caso de aplicación se ha utilizado HERMES que es una toolbox para realizar el cálculo de la sincronización entre señales.

La toolbox Hermes incorpora varias familias de algoritmos que contienen métodos para detectar distintos tipos de sincronización [41]. Hermes realiza aproximaciones lineales, ya que, aunque las relaciones entre señales suelen ser no-lineales, es posible modelarlas como lineales para estudiar índices de sincronización como la correlación (COR), la correlación cruzada (xCOR), la coherencia (COH) y la parte imaginaria de la coherencia (iCOH).

Además de esta herramienta de toolboxes, se han desarrollado algoritmos propios empleados en Matlab.

#### 4.3.2. Descripción de los parámetros de sincronización.

##### 4.3.3.1. COR: Correlación cruzada.

La correlación cruzada (COR) es una extensión de la correlación en la que se introduce el tiempo. Esta permite calcular la correlación entre una señal y réplicas desplazadas de otra. La correlación cruzada evalúa la relación de acoplamiento lineal entre dos series de tiempo. El parámetro COR toma valores en el intervalo de [- 1,1]. Valores positivos de COR van a indicar que ambas series temporales están fuertemente sincronizadas. Por el contrario, para valores negativos indicará una débil sincronización.

Dadas dos series de tiempo  $x(t)$  and  $y(t)$  ( $t = 1, 2, \dots, N$ ) la función de la correlación cruzada se define como [37]:

$$COR(\tau) = \frac{cov(x(t+\tau), y(t))}{\sqrt{var(x(t+\tau))var(y(t))}} = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - x_{med})(y_i - y_{med})}{\sum_{i=1}^N (x_i - x_{med})^2 (y_i - y_{med})^2} \quad (1)$$

Siendo  $\tau$  el intervalo de tiempo entre las dos series temporales. Se ha realizado el estudio ensayando diferentes valores de  $\tau$  desde 0 a 50 muestras (a una frecuencia de muestreo de 4Hz). En el presente trabajo utilizaremos  $\tau = 0$  puesto que es el que ofrece mejores resultados.

Podemos encontrar en el Anexo 3 del documento el flujograma del cómputo del parámetro COR.

#### 4.3.3.2. NPCMI: Permutación de la Información mutua cruzada normalizada.

El PCMI es un método no lineal, basado en el análisis de permutación y la información mutua condicional, que se utiliza para estimar la fuerza de acoplamiento y la dirección de dos series temporales.

Se realizará la normalización de este parámetro (NPCMI) debido a que está demostrado que se obtienen mejores resultados que mediante el uso del parámetro sin normalizar [42]. Con esta normalización los resultados quedarán acotados entre 0 y 1, obteniendo así para valores más próximos a 0 un grado de sincronización menor (señales independientes) y representando los valores próximos a uno un grado de sincronización mayor entre las señales. Es por esto que se espera valores más bajos de NPCMI para etapas tempranas de la gestación y que aumente de valor conforme se acerca el parto.

Dadas dos series temporales  $X = x(t)$  and  $Y = y(t)$  con  $(t = 1, 2, \dots, N)$ , Podemos obtener los vectores de inclusión [42]:

$$x_i = [x(i), x(i + \tau), \dots, x(i + (m - 1)\tau)] \quad (2)$$

$$y_i = [y(i), y(i + \tau), \dots, y(i + (m - 1)\tau)] \quad (3)$$

siendo  $(i = 1, 2, \dots, N - (m - 1)\tau)$ , y además siendo  $m$  la dimensión de incrustación y  $\tau$  el retardo.

Se ordenan los elementos de los vectores  $x_i$  y  $y_i$  en orden ascendente respectivamente. Existirán pues  $m!$  posibles patrones de orden en cada vector, también llamados permutaciones.

A continuación, contando el número de cada patrón de orden de todos los vectores  $Cx(k)$  ( $k = 1, 2, \dots, m!$ ) y  $Cy(k)$  ( $k = 1, 2, \dots, m!$ ) se podrá obtener la probabilidad de cada permutación [42]:

$$Px(k) = \frac{Cx(k)}{N - (m-1)\tau} \quad (4)$$

$$Py(k) = \frac{Cy(k)}{N - (m-1)\tau} \quad (5)$$

La entropía de permutación (PE) de X e Y, basada en la teoría de la información de Shannon, será pues:

$$PE_x = - \sum_{k=1}^{m!} Px(k) \ln Px(k) \quad (6)$$

$$PE_y = - \sum_{l=1}^{m!} Py(l) \ln Py(l) \quad (7)$$

Y a su vez, la entropía de la permutación conjunta de X e Y:

$$PE_{xy} = - \sum_{k=1}^{m!} \sum_{l=1}^{m!} Pxy(k, l) \ln Pxy(k, l) \quad (8)$$

donde  $Pxy(k, l)$  es la probabilidad conjunta de permutación de los vectores  $x_i$  e  $y_i$ .

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

Entonces, el PCMI de X e Y se define como:

$$PCMI = PEx + PEy - PExy. \quad (9)$$

Una vez obtenido el PCMI en su estado sin normalizar, se procede a realizar dicha normalización como:

$$NPCMI = \frac{PCMI}{\max(PEx, PEy)} \quad (10)$$

Para el cómputo del NPCMI se ha ensayado con distintos órdenes de m y  $\tau$ . Concretamente se ha realizado un barrido desde m=2 hasta m=6 y con  $\tau = 1$  y  $\tau = 2$ .

Como ya se ha comentado en apartados anteriores, las contracciones uterinas aparecen durante toda la etapa de la gestación, pero son de menor orden de sincronización durante etapas iniciales que durante las etapas más cercanas al parto. Con el fin de obtener una mejor visión de las diferencias entre las señales uterinas durante las diferentes etapas del embarazo se seleccionan valores de dimensión de ventana y de retardo mayores. Concretamente se han obtenido mejores resultados para la combinación de m=6 y  $\tau = 2$ .

El flujograma correspondiente al cómputo del parámetro NPCMI se encuentra en el Anexo 4. No se incluirán los algoritmos por razones de confidencialidad.

#### 4.3.3.3. iCOH: Imaginary part coherence.

Para introducir el siguiente parámetro es necesario entender la Coherencia, ya que el iCOH es la parte imaginaria de esta.

La coherencia es un método basado en el dominio de la frecuencia que mide las correlaciones lineales de dos series temporales [37]. Los cálculos se realizan para dos series de tiempo x (t) e y (t) con (t = 1, 2, ..., N). Hay dos formas de obtener la coherencia: mediante el análisis de Fourier y mediante el análisis de Wavelet. Nos centraremos en obtener la coherencia por este último método empleando la función Morlet ya que el análisis mediante las transformadas de Fourier solo aporta información en función de la frecuencia, y por el contrario, utilizando las transformadas de Wavelet se obtendrá la coherencia en función tanto de la frecuencia como del tiempo.

La función de coherencia basada en wavelet se define en el tiempo t y frecuencia f:

$$Cxy(t, f) = \frac{|Sxy(t, f)|}{[Sxx(t, f)Sy(t, f)]^{1/2}} \quad (11)$$

Donde Sxy (t, f) es el espectro cruzado wavelet entre x(t) e y(t):

$$Sxy(t, f) = \int_{t-\delta/2}^{t+\delta/2} Wx(\tau, f) Wy^*(\tau, f) d\tau \quad (12)$$

Donde \* denota el conjugado complejo y  $\delta$  es un escalar que depende de la frecuencia.  $Wx(\tau, f)$  y  $Wy(\tau, f)$  son las transformadas wavelet de x(t) e y(t). Se utiliza la onda transformada de Morlet (MWT) para calcular dichas transformadas.

$$Wx(\tau, f) = \frac{1}{\sqrt{f}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi^* \left( \frac{t-\tau}{f} \right) dt \quad (13)$$

Donde  $\psi(t) = \pi^{1/4} e^{iw_0 t} e^{-\frac{1}{2t^2}}$  y además  $w_0$  es el ángulo de frecuencia central de la wavelet (es un valor opcional para ajustar el tiempo-frecuencia, a menudo se utiliza  $w_0 \geq 6$ ).

Finalmente, el índice WTC en la banda de frecuencias  $[f_l, f_h]$  se utiliza para evaluar la sincronización y se define como:

$$WTC(f) = \frac{1}{N_w} \sum_{F=f_l}^{f_h} Cxy(t, f) \quad (14)$$

Donde  $N_w$  es el número de sumandos en la suma. WTC oscilará entre 0 y 1.

La desventaja que tiene el parámetro de la coherencia es que es muy sensible a la conducción de volumen. La conducción de volumen es un fenómeno (a efectos prácticos) instantáneo.

Es por este motivo que realizaremos el estudio centrándonos en su parte imaginaria.

De este modo se elimina el efecto perturbador de la conducción de volumen, así como también cualquier sincronización real instantánea [43].

Una vez analizado el método matemático utilizado para el cálculo de la coherencia es muy sencillo entender cómo extraer su parte imaginaria.

Con el uso de la ecuación (9) se obtenía la función de densidad espectral cruzada  $Cxy$ . De igual modo obtendremos  $Cxx$  y  $Cyy$  y realizaremos el cálculo para extraer la parte imaginaria (iCOH):

$$iCOH = \frac{|Im Cxy(f)|}{\sqrt{|Cxx(f)||Cyy(f)|}} \quad (15)$$

Los valores de iCOH variarán entre 0 y 1 por ser un parámetro con normalización propia. Valores próximos a 1 indicarán mayor sincronización al contrario que valores cercanos a 0, que indicarán un menor grado de sincronismo.

El flujograma correspondiente al cómputo del parámetro iCOH se encuentra en el Anexo 5. No se incluirán los algoritmos por razones de confidencialidad.

#### 4.3.3.4 PS<sub>PLV</sub>: Phase synchronization. Phase locking value

Las medidas de sincronización en fase buscan relaciones entre las fases de las señales ignorando su amplitud. La estimación de fase instantánea y la cuantificación de acoplamiento de fase son los dos pasos fundamentales en la estimación de la sincronización de fase (phase synchrony: PS) [41].

El análisis de este parámetro devolverá resultados próximos a 1 cuando las señales analizadas tengan un grado de sincronización mayor y valores próximos a 0 cuando estén débilmente sincronizadas. Por este motivo se esperan mayores valores de PS para la etapa más próxima al parto y valores menores para etapas tempranas del embarazo.

En la mayoría de los índices de sincronización de fase el primer paso es extraer la fase instantánea de la señal. La fase instantánea representa el desfase que se aplicaría a la componente principal de la señal para construir la señal real.

Una vez extraída la fase de ambas señales se buscan relaciones entre ellas.

En nuestro estudio se ha empleado la WHWT (windowed harmonic wavelet transform) para el cálculo de la fase instantánea. Esto es debido a que se han realizado varios estudios donde se muestra que WHWT tiene un mejor desempeño que los métodos tradicionales, como la transformación de Hilbert (HT) [37].

Por tanto, el algoritmo empleado se desarrolla a continuación:

Se dan dos series de tiempo  $x(t)$  e  $y(t)$  con  $(t = 1, 2...N)$  y sus respectivas transformadas de Fourier  $X(f)$  e  $Y(f)$  que se utilizan para conseguir las expresiones correspondientes en el dominio de la frecuencia. Entonces, multiplicando  $X(f)$  por el conjugado de la WHWT de  $Y(f)$ :

$$A(f) = X(f) Y_w^*(f) \quad (16)$$

Tomando la transformada de Fourier inversa de  $A(f)$  para obtener la señal con WHWT:

$$a(t) = u(t) + iH[u(t)] = u(t) + \frac{i}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{u(\tau)}{t-\tau} d\tau = S(t)e^{i\phi(t)} \quad (17)$$

Donde  $H[\cdot]$  representa la transformada de Hilbert (HT)

Como indica la ecuación 12, la magnitud  $a(t)$  es representada por:

$$S(t) = \sqrt{(u(t))^2 + (H[u(t)])^2} \quad (18)$$

siendo la fase instantánea de  $a(t)$ :

$$a(t) = \tan^{-1}(H[u(t)]/u(t)) = \tan^{-1}(\text{imag}[a(t)]/\text{real}[a(t)]) \quad (19)$$

Las fases instantáneas  $\phi_x(t)$  y  $\phi_y(t)$  pueden obtenerse a partir de WHWT y su diferencia es:

$$\Delta\phi_{xy} = \phi_x(t) - \phi_y(t) \quad (20)$$

Como ya se ha comentado, existen tres medidas distintas de PS. Se han testeado pues,  $PS_{SE}$  (sincronización de fase basada en Shannon entropy),  $PS_{PC}$  (sincronización de fase basada en la probabilidad condicional) y  $PS_{PLV}$  (Phase locking value). Se computan las tres distintas medidas de PS y se elige para realizar el estudio de los resultados de la medida de  $PS_{PLV}$ , por ser la que presenta los mejores resultados de las tres propuestas. El cálculo se basa en una ventana de tiempo con una longitud especificada  $L$ :

$$PS_{PLV} = \frac{1}{L} \left| \sum_{t=1}^L e^{i\Delta\phi_{xy}(t)} \right| \quad (21)$$

Donde  $PS_{PLV}$  oscila entre 0 y 1.

El phase locking value mide la sincronización de fase comparando directamente las fases instantáneas de las señales.

El valor del índice será mayor cuanto menor sea la dispersión de  $\Delta\phi_{xy}(t)$ . Si el desfase es constante valdrá 1. Si el desfase es aleatorio valdrá 0.

#### 4.3.3. Descripción de los parámetros ponderados: intensidad y sincronización.

Es sabido que la eficiencia de las contracciones depende tanto de la excitabilidad como de la capacidad de propagación de los potenciales de acción. Con los parámetros de sincronización analizados en su forma original se obtiene información relativa a la propagación, coordinación o sincronización de las contracciones. Con objeto de diseñar parámetros que combinen tanto la sincronización como el número de células reclutadas se han definido nuevos parámetros que tienen en cuenta además la amplitud de las señales, obteniéndose nuevos parámetros que ponderan grado de sincronización de las señales y su amplitud.

Para realizar la ponderación se ha recurrido a la utilización del factor de ponderación ARV. Como indican sus siglas en inglés ARV (Average Rectified Value) permite calcular el valor absoluto de la señal. El cálculo de ARV implica la eliminación de todas las fases negativas del EHG sin procesar (rectificación de media onda). Se utilizará un factor de ponderación (W) para el ARV de la amplitud de los canales cuya sincronización se va a calcular.

$$W = \sqrt{ARV_i \times ARV_j} \quad (19)$$

Y además respectivamente:

$$ARV_i = |\text{media}(i)| \quad (20)$$

$$ARV_j = |\text{media}(j)| \quad (21)$$

Siendo  $ARV_i$  y  $ARV_j$  el valor medio de las amplitudes de las señales bipolares de los canales  $i$  y  $j$

#### 4.3.4. Programación y cómputo de los parámetros.

Una vez identificadas las señales uterinas de cada sesión y conocidas sus características (inicio, final y estado) y desarrollados y testeado los algoritmos de cálculo de la sincronización se procede al cómputo de los de los mismos sobre señales de EHG reales.

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

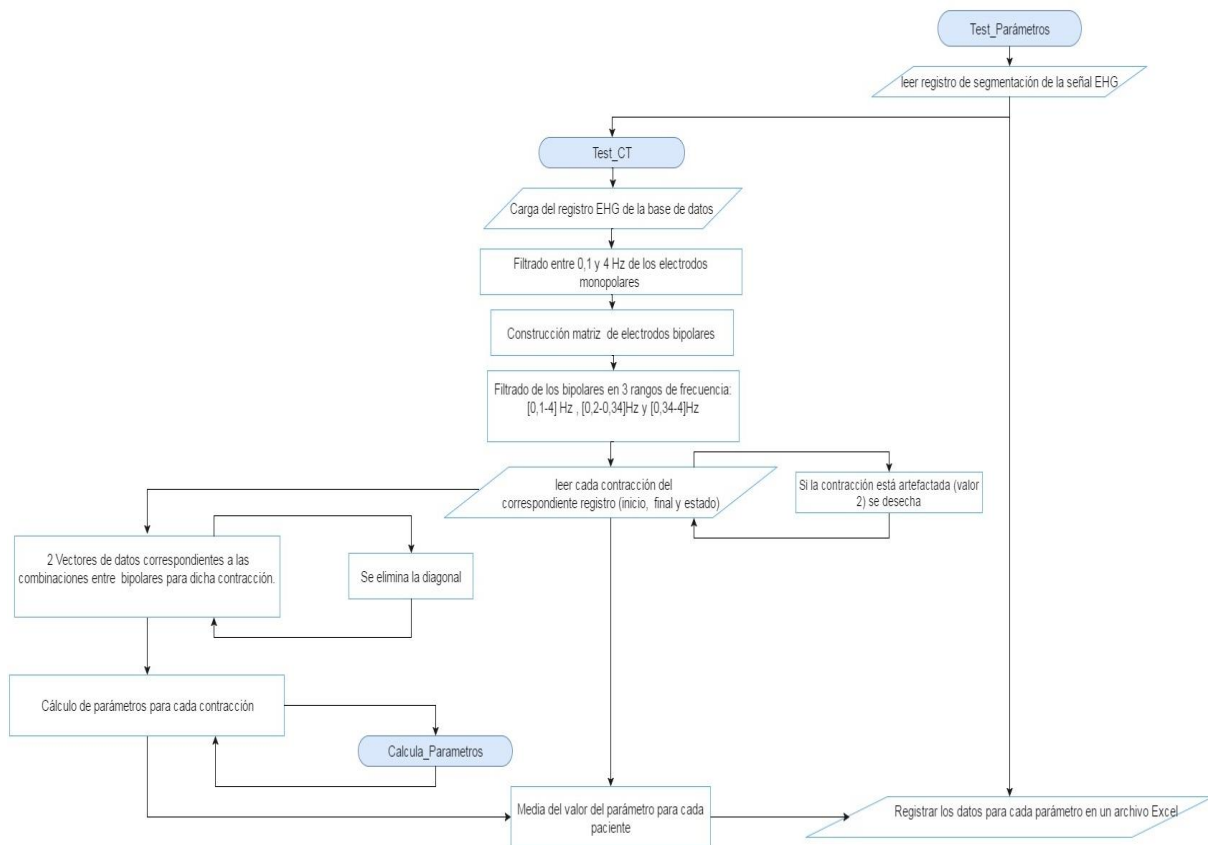


Figura 15: Diagrama de flujo del script "Test\_Par\_MN".

En primer lugar se ha desarrollado un script “**Test\_Parámetros**” con el que se preparan los datos para poder realizar el estudio de los parámetros de sincronización.

Como se observa en el flujograma anterior, el script “**Test\_Parámetros**” lee una a una las carpetas donde están almacenados los documentos Excel que contienen la segmentación de las contracciones de los pacientes, estando éstos agrupados dependiendo del tiempo al parto desde la realización del registro: Parto, TTD\_7, TTD\_7\_14, TTD\_14\_30 y TTD\_30. Va a analizar cada registro de segmentación Excel.

Para realizar dicho análisis se ha desarrollado la función “**Test\_CT**”. Se le pasará pues el nombre del paciente, la sesión a analizar y la carpeta del tiempo al parto al que pertenece dicho registro.

La primera acción que realiza esta, es cargar el correspondiente registro EHG de la base de datos. Se realiza a continuación un filtrado y un posterior diezmado de los monopoles mediante un filtro anti-aliasing (como ya se ha comentado anteriormente) en la banda de frecuencia de 0,1 a 4 Hz.

Utilizando las señales ya filtradas de los electrodos monopoles (MN) se crea una matriz de bipolares (BIP) del modo siguiente (fig. 11):

- |                 |                 |                   |                    |
|-----------------|-----------------|-------------------|--------------------|
| BIP1= MN2 – MN1 | BIP4= MN6 – MN5 | BIP7= MN10 – MN9  | BIP10= MN14 – MN13 |
| BIP2= MN3 – MN2 | BIP5= MN7 – MN6 | BIP8= MN11 – MN10 | BIP11= MN15 – MN14 |
| BIP3= MN4 – MN3 | BIP6= MN8 – MN7 | BIP9= MN12 – MN11 | BIP12= MN16 – MN15 |

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

Una vez se han obtenido las señales bipolares se han filtrado en el ancho de banda de [0,34-4] Hz ya que varios estudios revelan que este es el rango más óptimo para el cálculo de los parámetros, tal y como indica la literatura [26].

El siguiente paso ha consistido en analizar cada contracción (inicio, final y estado) del registro seleccionado.

Durante el estudio se han excluido del cómputo varias contracciones que presentan artefacto. Esto puede ser debido a una mala colocación de los electrodos sobre la superficie abdominal, por un movimiento que interfiera en el muestreo de la señal, por ruido, o incluso por que la señal de contracción esté mimetizada con la propia respiración. Estas contracciones se distinguen porque tienen picos abruptos, o porque son de una morfología diferente.

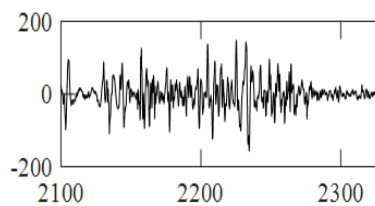


Figura 16: Contracción no analizable

La imagen corresponde al registro del bipolar 1 de la sesión 2 de la paciente 30 donde se registra el artefacto, correspondería a la contracción que otros bipolares registran desde 2121 segundos hasta 2282 segundos. Para descartar estas contracciones y que no mermen los resultados finales se las dota con el valor Not A Number (NaN). Con esto se consigue que no se tengan en cuenta, dejando de perjudicar así cualquier resultado.

Para la realización del cálculo de los parámetros se recurrirá a almacenar la información en una matriz 12x12 que representará todas las combinaciones posibles entre los 12 bipolares. De modo que, la primera posición pertenece a la combinación del Bipolar 1 con él mismo, la segunda posición la combinación del bipolar 1 con el dos, etc. Tal y como se observa en la tabla 5.

	Bip 1	Bip 2	Bip 3	Bip 4	Bip 5	Bip 6	Bip 7	Bip 8	Bip 9	Bip 10	Bip 11	Bip 12
Bp1												
Bp2												
Bp3												
Bp4												
Bp5												
Bp6												
Bp7												
Bp8												
Bp9												
Bp10												
Bp11												
Bp12												

Tabla 5: Matriz 12x12. Combinaciones entre bipolares.



“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

El procedimiento a realizar para obtener la información necesaria con la que realizar los cálculos de los parámetros se puede observar en la figura 17:

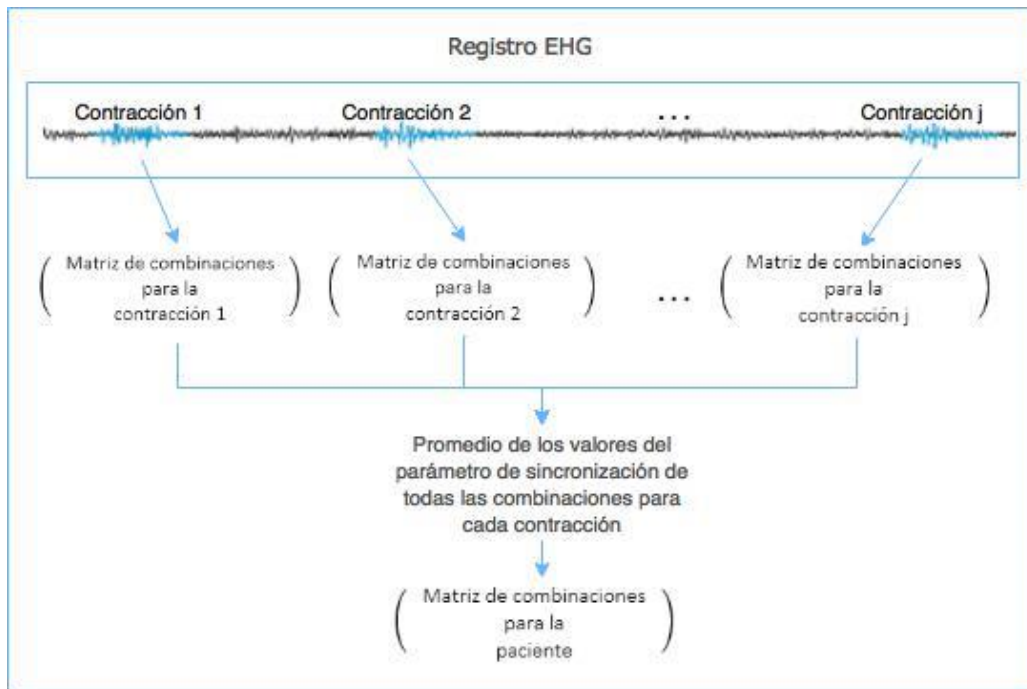


Figura 17: Procedimiento para el cálculo de los parámetros.

En primer lugar, el parámetro realiza el cálculo para cada contracción obteniéndose así una matriz que contiene los valores de dicho parámetro para todas las combinaciones posibles de canales bipolares.

Seguidamente se realizará la media de todas las matrices de las contracciones de dicho parámetro que contenga el registro, obteniéndose así la matriz promedio de los valores del parámetro de sincronización de todas las combinaciones entre bipolares de la paciente.

Cabe destacar que, para que la función “Calcula\_Parámetros” realice el cálculo del parámetro deseado, deberemos administrarle la información necesaria para cada contracción de la sesión mediante dos series de datos.

Estas dos series de datos aportan la información de dicha contracción en los canales bipolares  $i$  y  $j$  para poder realizar la combinación entre cada uno de los canales. Se almacenarán pues en dos vectores que contendrán las 66 combinaciones posibles entre bipolares.

Esto es debido a que la matriz  $12 \times 12$  señalada anteriormente es simétrica siendo su diagonal la unidad. Bastará pues, solo con analizar la mitad inferior sin incluir la diagonal, lo que corresponderá a las 66 combinaciones posibles entre los canales bipolares.

Para no incluir la diagonal en el cálculo se ha fijado el valor Not A Number (NaN) para todos los elementos de la matriz que sean igual a la unidad, es decir, la diagonal, ya que la combinación de un bipolar respecto a él mismo es la unidad.

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

El resultado se devuelve al script inicial “**Test\_Parámetros**” que lo irá volcando en un Excel que contendrá 5 pestañas correspondientes a las agrupaciones de registros en función del tiempo al parto. Cada fila representará un paciente (cada pestaña tendrá tantas filas como pacientes tenga ese grupo) y constará de 66 columnas que serán para cada una de esas filas el resultado de la combinación de los 12 bipolares del parámetro analizado.

En los apartados siguientes se describen los resultados obtenidos para cada parámetro utilizado para el estudio de sincronización que contiene la función “**Calcula\_Parámetros**”.

## 5. Resultados.

### 5.1. Resultados de los parámetros de sincronización computados sobre señales reales de EHG.

En este apartado se analizarán los resultados para las señales mioeléctricas uterinas que se han obtenido en cada metodología para constatar que las herramientas empleadas se ajustan correctamente a los resultados esperados.

Cabe recordar que cada parámetro se almacena para cada paciente en un vector de 66 posiciones, siendo cada una de ellas el valor para cada combinación de bipolares. En cada grupo de tiempo al parto se almacenaban tantas filas (vectores) como pacientes contenía dicho grupo.

Para la realización del estudio global de cada parámetro, se recurre a promediar para cada paciente de cada grupo sus 66 combinaciones (valor promedio por filas), obteniendo pues un valor medio de cada paciente del grupo. Con esto, se ha realizado un Box-Plot de los valores de los parámetros obtenidos para las pacientes de los distintos grupos. Se visualizará con esto medidas tales como la dispersión, la mediana (2º cuartil), el 1º y 3º cuartiles, el límite inferior y superior.

Se analizará de forma global la evolución de los parámetros que estiman la sincronización de las señales para los 5 grupos respecto el tiempo al parto y posteriormente se realizará el análisis de dos formas distintas:

Con agrupación del grupo TTD<7 incluyendo Parto, respecto al resto y con agrupación del grupo TTD<7 sin incluir Parto respecto al resto. Para estudiar dichas comparativas se recurre a realizar el análisis estadístico empleando el p-valor.

Para llevar a cabo dicho análisis, tras comprobar la no normalidad en la distribución de los valores de los parámetros, se recurre al RANKSUM Wilcoxon para evaluar si existen diferencias estadísticamente significativas en la mediana para las distintas poblaciones.

El test RANKSUM realiza una prueba de la hipótesis de que dos muestras independientes, provienen de distribuciones con medianas iguales y devuelven el p-valor de dicha prueba.

El p-valor es la probabilidad de que la hipótesis nula (“las medianas son iguales”) sea verdadera. Valores pequeños de p indican que se puede rechazar la hipótesis nula y quedarnos con la hipótesis alternativa (media o medianas diferentes entre los grupos).

#### 5.1.1. COR (Correlación cruzada) vs WCOR.

Como se nombró en apartados anteriores, el parámetro de la correlación cruzada sin ponderación puede obtener valores del rango de [-1,1].

## “Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

Observando la figura 18, donde aparecen los resultados del COR tradicional, podemos concluir que para el grupo de registros de parto COR toma valores positivos más próximos a 1, es decir, aumenta significativamente la sincronización cuando se acerca el parto (TTD, time to delivery).

Se puede observar una tendencia parabólica en el análisis de este parámetro. Dicho fenómeno puede ser debido a que el parámetro de la correlación cruzada utiliza un cálculo bastante simple para evaluar el grado de sincronización ya que solo tiene en cuenta las relaciones lineales entre las señales.

En etapas tempranas al parto las señales uterinas tienen una morfología más simple que las contracciones que se pueden encontrar en momentos más avanzados de la gestación. Es por esto, que COR puede encontrar más similitudes en las señales más simples de las etapas iniciales que cuando la morfología de estas se vuelve más compleja, asignado así un mayor valor de sincronización para las etapas iniciales del embarazo. Se observa también que en grupos más alejados al momento del parto hay más dispersión en los valores de sincronización que en el grupo de parto.

Los resultados que nos proporciona la correlación cruzada ponderada (Weighted COR, WCOR) muestran una mayor dispersión en los dos primeros grupos de gestación, así como un incremento atenuado de la sincronización al acercarse el momento del parto, tal y como se observa en la figura 19. Al realizar la ponderación del parámetro eliminaremos pues, el efecto parábola que se visualizaba con el parámetro COR sin ponderar. Así el parámetro WCOR indica que la actividad eléctrica uterina aumenta en intensidad y sincrona a medida que se acerca el parto.

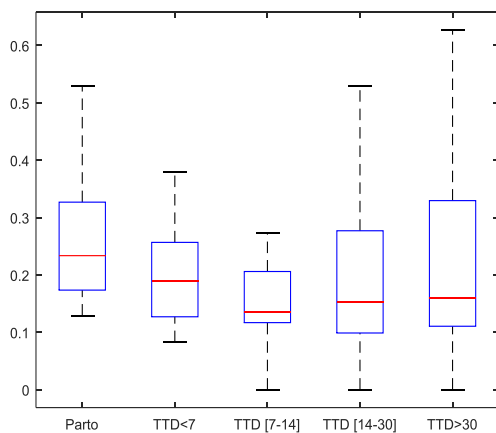


Figura 18: Box-Plot COR Grupos TTD.

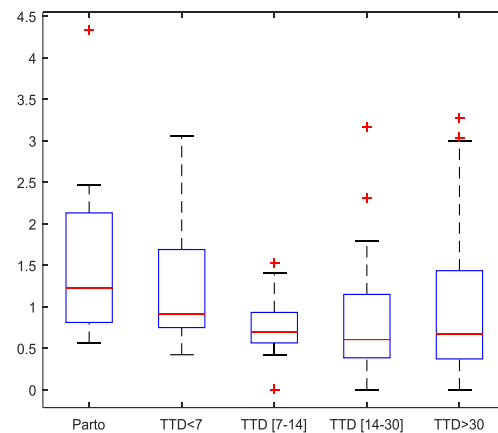


Figura 19: Box-Plot WCOR Grupos TTD.

Realizando la comparativa entre el grupo de gestación de menos de 7 días para el parto respecto a los grupos de más de 7 días se obtiene, para el parámetro sin ponderar, un p-valor de 0,3515 (figura 20), superior al de la comparativa que incluye parto en el de TTD<7, con un p-valor de 0,0739 (figura 21). No obstante, para el parámetro COR, independientemente de la agrupación, los valores de p que se obtienen son mayores a 0.05.

Por el contrario, los valores del p-valor correspondientes a WCOR arrojan diferencias significativas para los dos tipos de agrupaciones mostradas en la figura 22 ( $p=0.0022$ ) y 23 ( $p=0.0018$ ), con valores ligeramente superiores para este último caso.

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

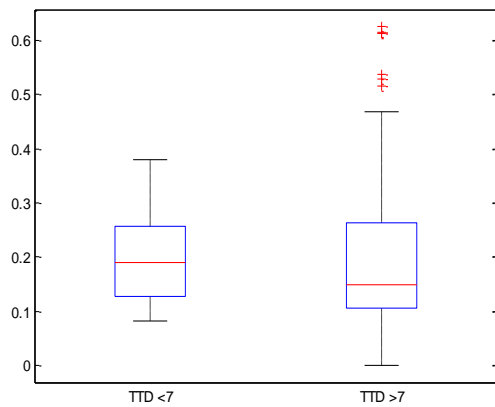


Figura 20: Box-Plot COR TTD<7 vs TTD>7.

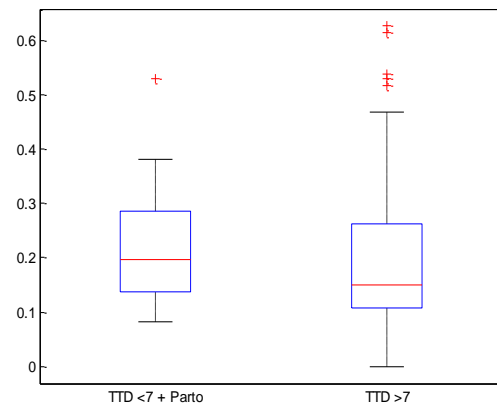


Figura 21: Box-Plot COR TTD<7+Parto vs TTD>7.

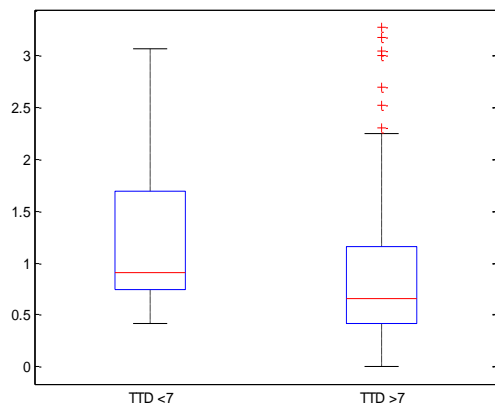


Figura 22: Box-Plot WCOR TTD<7 vs TTD>7.

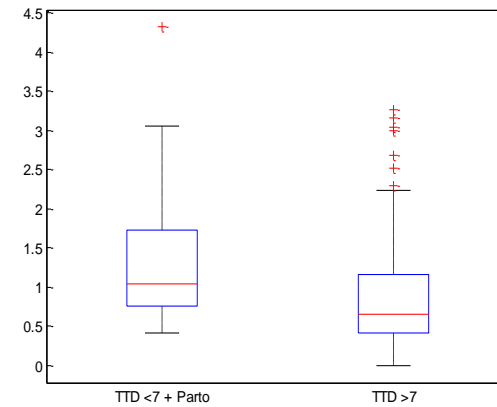


Figura 23: Box-Plot WCOR TTD<7+Parto vs TTD>7.

Se obtienen mejores resultados al emplear la ponderación (COR vs WCOR) ya que se obtienen mayores diferencias entre ambos grupos (menores valores de p-valor).

Respecto al análisis de la evolución de la sincronización entre cada combinación de bipolares, observamos para los parámetros sin ponderar, tal y como comentamos para la figura 18, una tendencia parabólica de los resultados (la sincronización baja entre 2-3 semanas antes del parto y luego asciende). Para realizar este estudio se han normalizado los resultados de COR para obtener valores entre 0 y 1 (ya que el COR está comprendido entre -1 y 1 por no ser su versión una versión normalizada). Se obtiene pues, valores más cercanos a 1 que indican mayor grado de sincronización en etapas próximas al parto. Se puede observar que en la zona de la diagonal inferior se encuentra la zona que aporta mayor correlación entre bipolares.

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

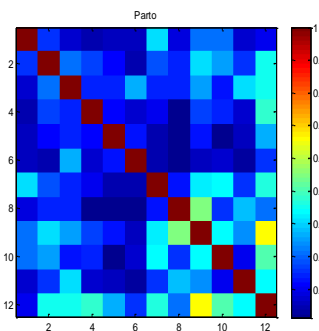


Figura 24: COR Parto

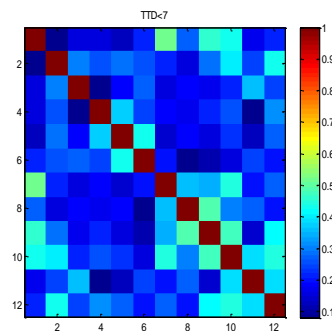


Figura 25: COR TTD<7

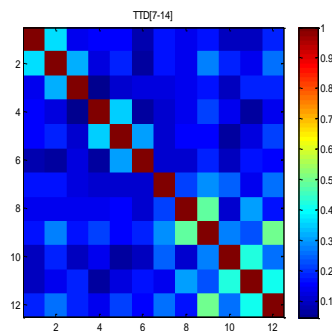


Figura 26: COR TTD (7-14)

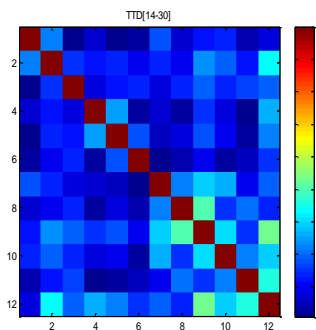


Figura 27: COR TTD (14-30)

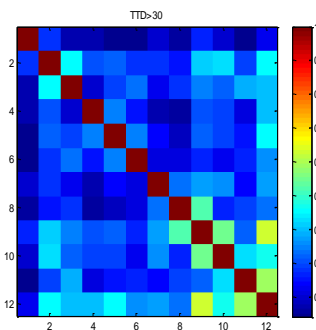


Figura 28: COR TTD>30

Los resultados del análisis del WCOR indican una mayor evolución en la eficacia de las contracciones, sobre todo en los bipolares 9, 10, 11 y 12, y en especial los situados en la parte inferior: 9 y 12.

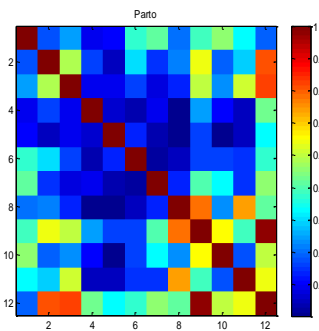


Figura 29: WCOR Parto

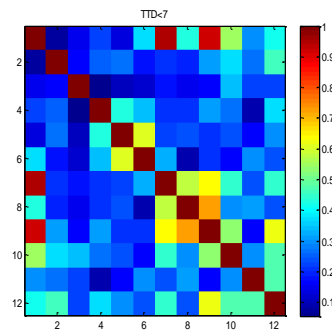


Figura 30: WCOR TTD<7

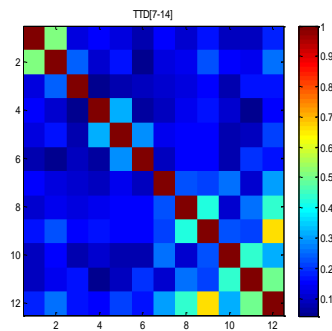


Figura 31: WCOR TTD (7-14)

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

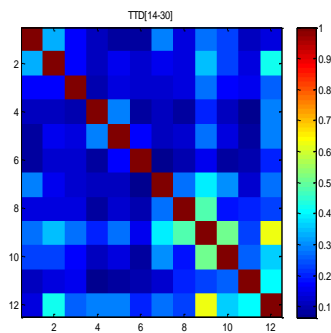


Figura 32: WCOR TTD (14-30)

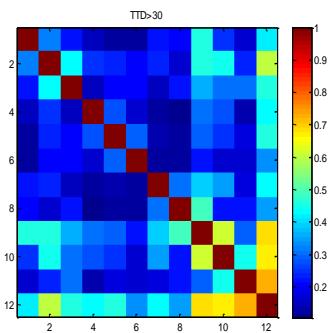


Figura 33: WCOR TTD>30

5.1.2. NPCMI (Permutación Información mutua cruzada) vs NWPCMI.

Recordemos que el NPCMI tomaba valores de 0 a 1. Cuando se acerca el parto el NPCMI tomará valores más próximos a 1, al contrario que en las primeras etapas de la gestación, donde la sincronización es menor, que toma valores más cercanos a 0.

Mediante el cómputo del NPCMI, como era de esperar, se puede apreciar un aumento significativo de la sincronización en la última etapa de la gestación, además se observa una menor dispersión de datos en esta etapa de parto respecto a las otras (figura 34).

Por otra parte, ponderando el parámetro NPCMI (NWPCMI) empleando ARV corroboramos que la eficacia de las contracciones aumenta para el grupo de parto, teniendo la media más elevada respecto a los otros grupos, así como una dispersión menor de datos.

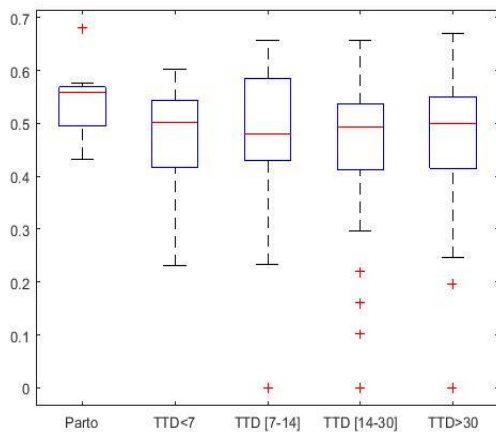


Figura 34: Box-Plot NPCMI Grupos TTD.

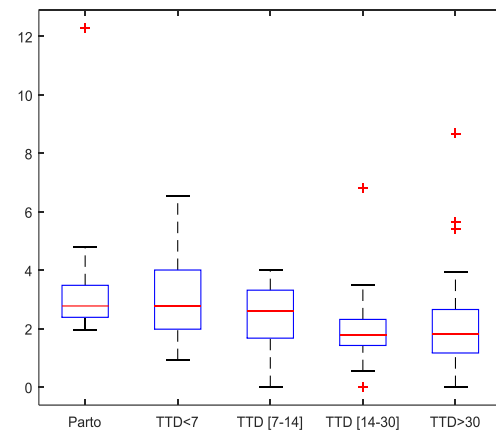


Figura 35: Box-Plot NWPCMI Grupos TTD.

Se puede observar que los resultados obtenidos mediante el cómputo del PCMI ponderado proporcionan un aumento de forma monótona creciente de la sincronización conforme disminuye el tiempo al parto.

Respecto a la comparativa TTD<7 respecto a TTD>7(figura 36) al realizar el estudio estadístico se obtiene un p-valor de 0,7720 algo superior al de la comparativa de la figura 37 que incluye el parto

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

y es de 0,1645. No obstante, estos valores de p indican que ambas poblaciones tienen medianas bastante próximas. Mencionar que se observa una mayor dispersión en los valores de NPCMI con en los grupos más lejanos al parto.

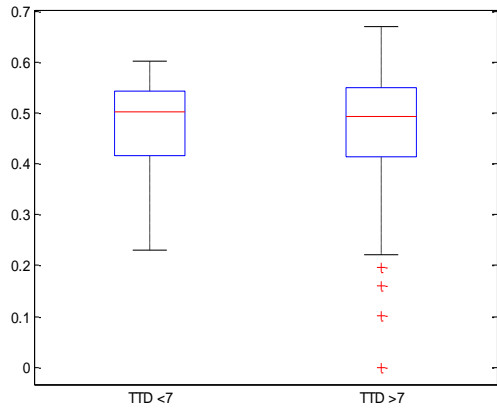


Figura 36: Box-Plot NPCMI TTD<7 vs TTD>7.

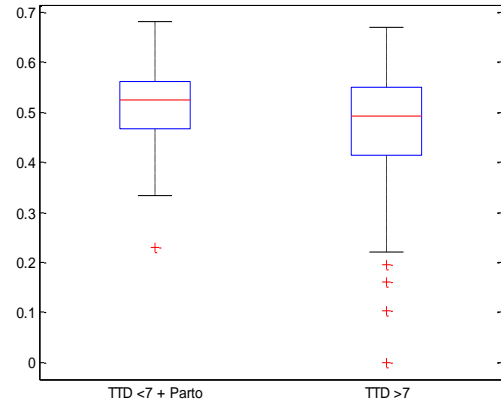


Figura 37: Box-Plot NPCMI TTD<7+Parto vs TTD>7.

Por el contrario, los valores del p-valor correspondientes a NWPCMI arrojan diferencias significativas para los dos tipos de agrupaciones mostradas en la figura 38 ( $p=0.02$ ) y 40 ( $p=0.001$ ), con valores ligeramente superiores para este último caso. Respecto a la comparación de incluir o no parto en el grupo de TTD<7 se concluye que incluyendo el parto se obtienen diferencias más significativas entre los grupos.

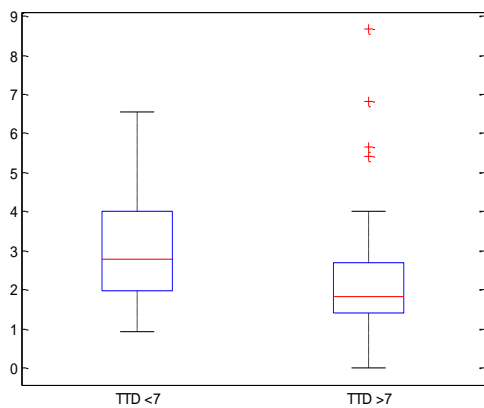


Figura 38: Box-Plot NWPCMI TTD<7 vs TTD>7.

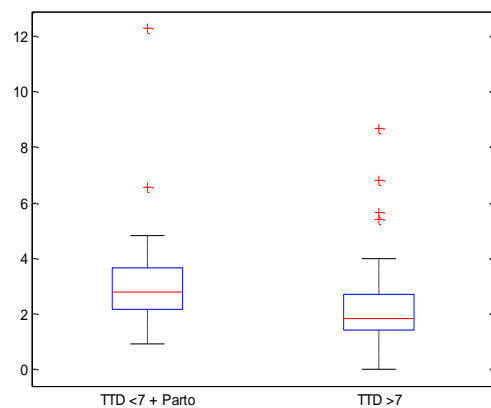


Figura 39: Box-Plot NWPCMI TTD<7+Parto vs TTD>7.

Al realizar el análisis del promedio para cada combinación de bipolares del NPCMI (figuras 40, 41, 42, 43 y 44) se corrobora lo que se observaba en la figura 34: en los grupos más lejanos al parto se identifican más combinaciones de tono azul que corresponde a valores más cercanos a 0. En cambio, la matriz tomará tonos más cercanos a 1 en grupos cercanos al parto.



“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

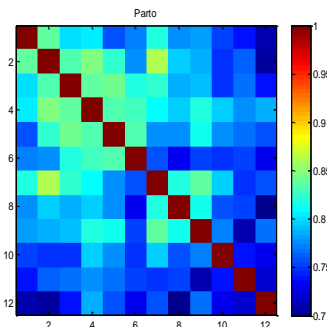


Figura 40: NPCMI Parto

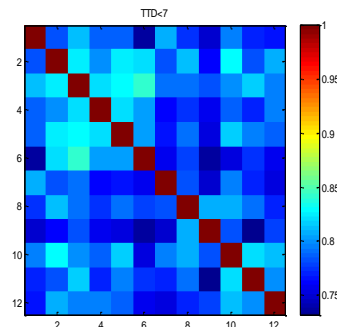


Figura 41: NPCMI TTD<7

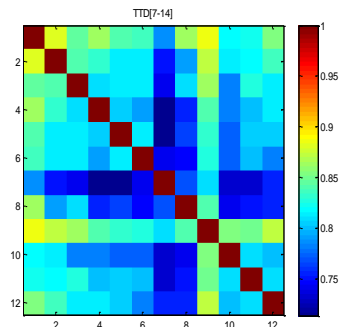


Figura 42: NPCMI TTD (7-14)

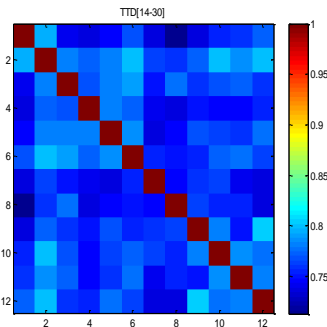


Figura 43: NPCMI TTD (14-30)

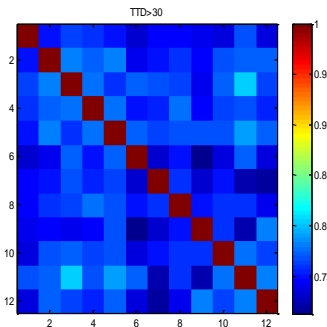


Figura 44: NPCMI TTD>30

En el caso del NWPCMI se observa claramente cómo evoluciona la eficacia de las contracciones (colores más cálidos) conforme se acerca el momento del parto. Concretamente los bipolares 6, 9 y 12 son más sensibles a este aumento en la medida de acoplamiento y amplitud de las contracciones. Estos bipolares son los están situados en la última fila de la matriz de la figura 11.

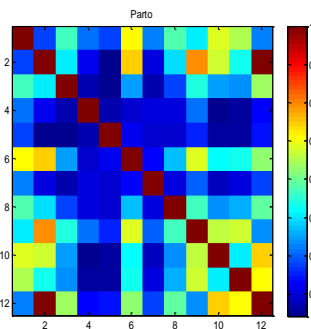


Figura 45: NWPCMI Parto

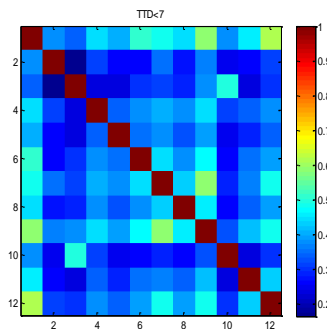


Figura 46: NWPCMI TTD<7

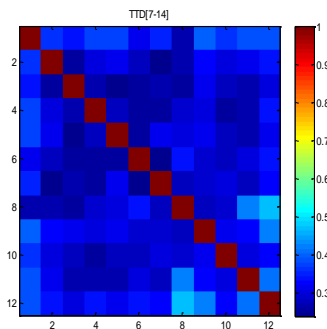


Figura 47: NWPCMI TTD (7-14)

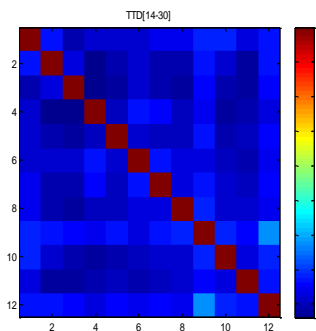


Figura 48: NWPCMI TTD (14-30)

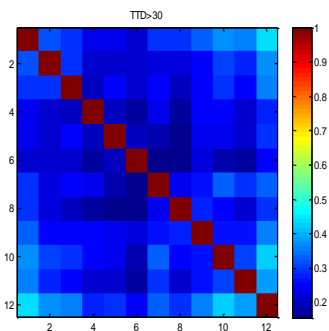


Figura 49: NWPCMI TTD>30

### 5.1.3. iCOH (imaginary part coherence) vs WiCOH.

Recordemos que los valores de iCOH sin ponderar variaban entre 0 y 1 por ser un parámetro con normalización propia. En la figura 50 se puede confirmar que para grupos más cercanos al parto iCOH tomará valores mayores indicando un grado de sincronización más elevado que en grupos lejanos a este. Los resultados del análisis del parámetro WiCOH muestran, tal y como se indica en la figura 51, como el índice de sincronización aumenta más gradualmente desde las primeras etapas de la gestación hasta el momento del parto de lo que lo hace el iCOH sin ponderar.

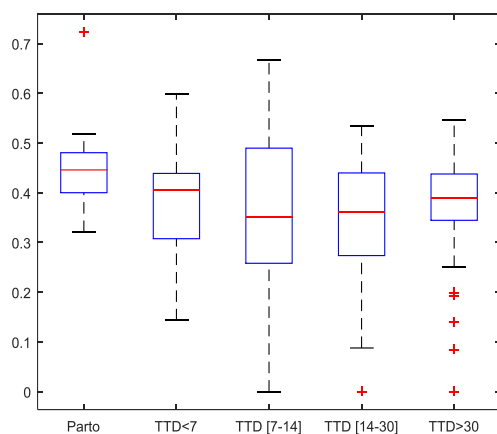


Figura 50: Box-Plot iCOH Grupos TTD.

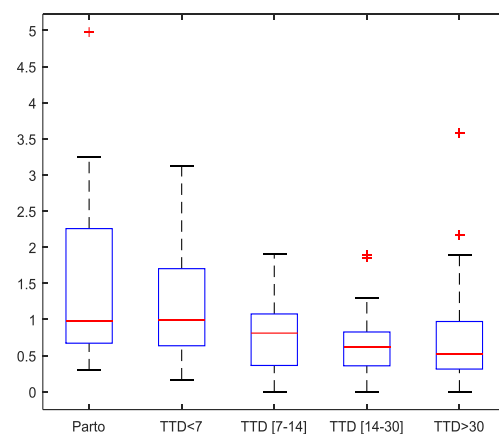


Figura 51: Box-Plot WiCOH Grupos TTD

Para la comparativa del parámetro sin ponderar observamos que los resultados de la figura 52 se obtiene un p-valor de 0,6784, correspondiente a la agrupación sin incluir el Parto, en cambio para la comparativa que incluye el parto en el grupo de TTD<7 obtenemos un valor de 0,1355, obteniéndose mejores diferencias entre grupos para este último por obtener valores más bajos.

En cuanto a los resultados del parámetro ponderado que tiene en consideración la amplitud para valorar la eficacia de las contracciones (WiCOH), se obtienen resultados más óptimos ya que aportan diferencias significativas para los dos tipos de agrupaciones mostradas en la figura 54 ( $p=0.0091$ ) y 55 ( $p= 0,0013$ ), siendo la comparativa que incluye parto (figura 55) la que permite aumentar las diferencias entre ambos grupos.

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

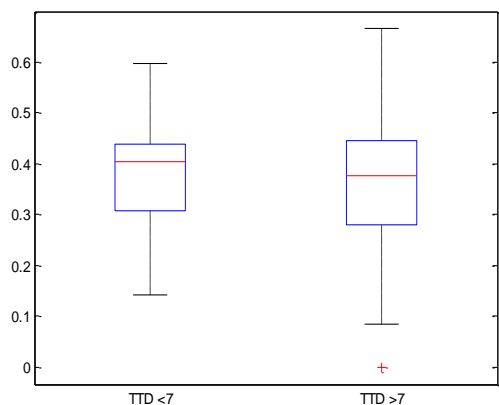


Figura 52: Box-Plot iCOH TTD<7 vs TTD>7.

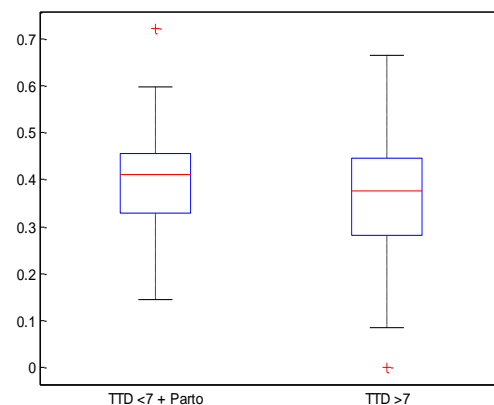


Figura 53: Box-Plot iCOH TTD<7+Parto vs TTD>7.

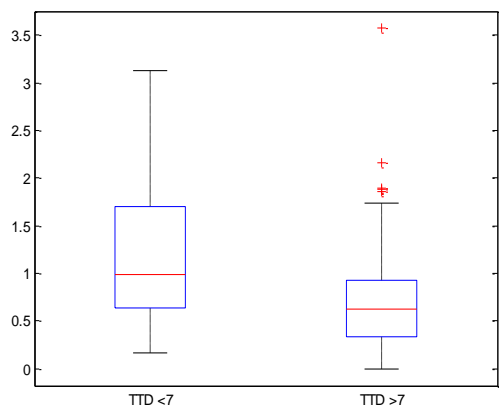


Figura 54: Box-Plot WiCOH TTD<7 vs TTD>7.

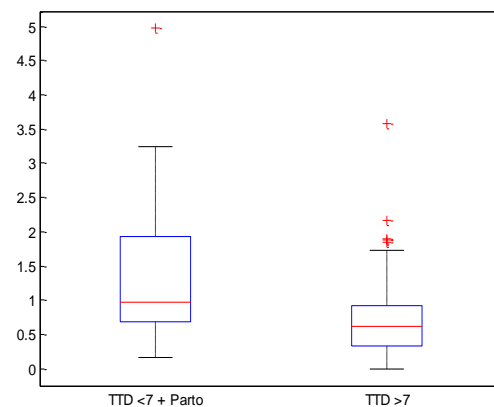


Figura 55: Box-Plot WiCOH TTD<7+Parto vs TTD>7.

Para el análisis del promedio de los valores de sincronización para cada combinación de canales de registro bipolar se observan igualmente, valores con más sincronización para etapas cercanas al parto, donde la matriz toma tonos más cercanos a 1, respecto a las etapas más lejanas al parto, donde se identifican combinaciones de tono azulado correspondientes a valores cercanos a 0 (figuras de la 56 a la 60).

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

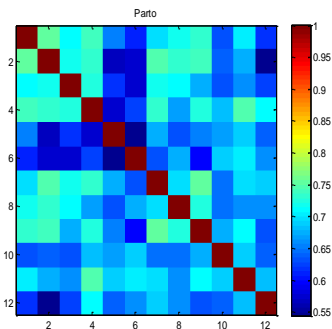


Figura 56: iCOH Parto

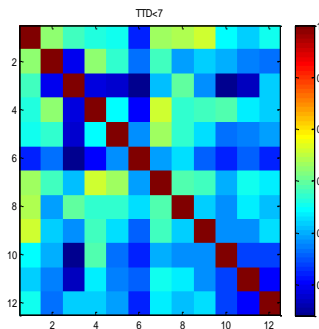


Figura 57: iCOH TTD<7

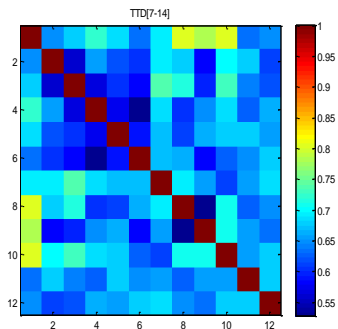


Figura 58: iCOH TTD (7-14)

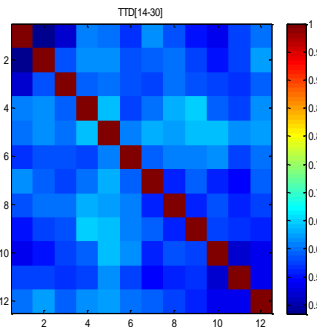


Figura 59: iCOH TTD (14-30)

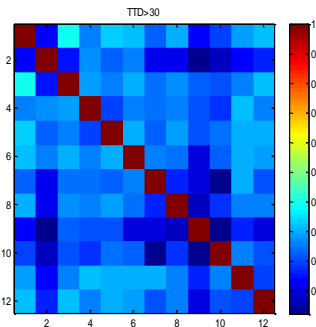


Figura 60: iCOH TTD>30

Respecto al siguiente análisis expuesto de las figuras 61 a la 65 del parámetro ponderado, se observa cómo los dos grupos más cercanos al parto contienen contracciones más eficaces (mayor amplitud y propagación) especialmente en el grupo de parto donde podemos encontrar colores más cálidos.

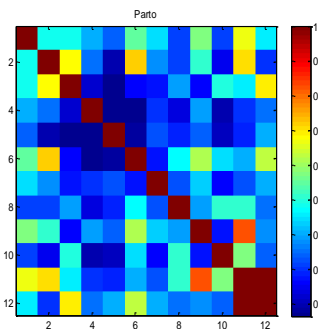


Figura 61: WiCOH Parto

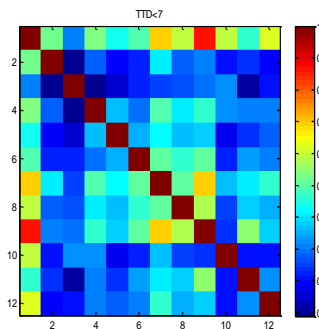


Figura 62: WiCOH TTD<7

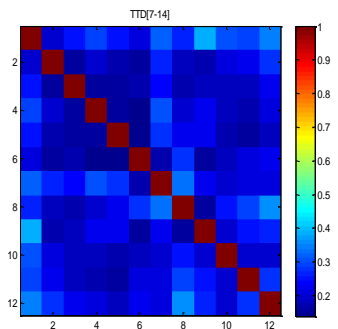


Figura 63: WiCOH TTD (7-14)

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

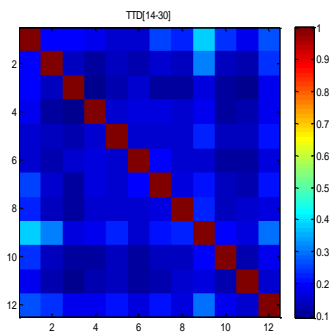


Figura 64: WiCOH TTD (14-30)

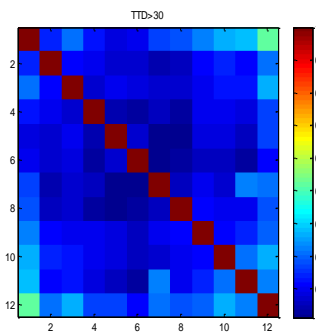


Figura 65: WiCOH TTD>30

5.1.4. PLV: Phase locking value (PS)

El parámetro  $PS_{PLV}$  oscila entre 0 y 1, tal como se refleja en los Box-Plot de la figura 66. Corroboramos que el parámetro sufre un leve incremento para la última etapa de la gestación manteniéndose más o menos constante antes de este momento. Los grupos más lejanos al de parto son también los que mayor dispersión de datos poseen. Por otro lado, el resultado del phase locking value ponderado demuestra igualmente que, conforme se acerca el momento del parto, el índice de sincronización aumenta paulatinamente, de modo que en esta última etapa encontramos un mayor valor de este respecto a los otros grupos.

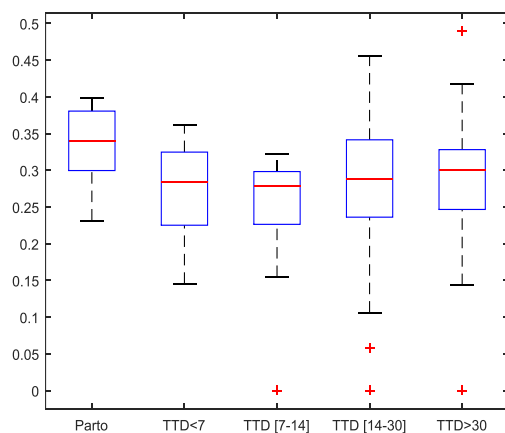


Figura 66: Box-Plot PLV Grupos TTD.

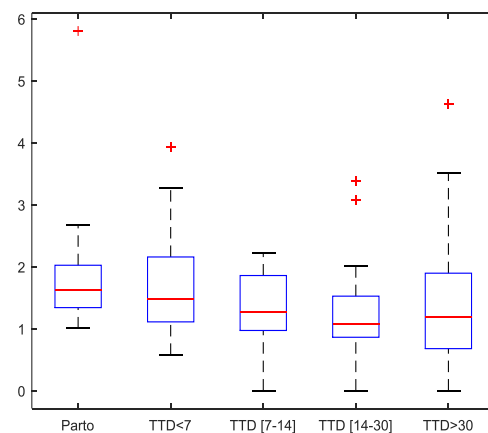


Figura 67: Box-Plot WPLV Grupos TTD

El  $PS_{PLV}$  presenta un p-valor de 0,7047 o 0,3624, (dependiendo si se incluye el grupo de parto en la comparativa) para diferenciar entre parto en más o menos de 7 días (ver figuras 68 y 69). Al considerar la ponderación por la amplitud, pasando entonces a valorar la eficacia de las contracciones, el parámetro  $WPS_{PLV}$  presenta valores de p-valor de 0,0845 y 0,0122 respectivamente (ver figuras 70 y 71).

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

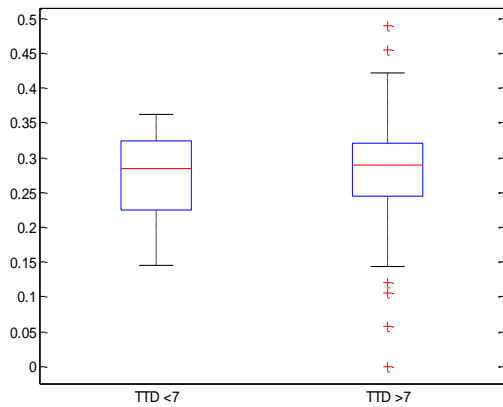


Figura 68: Box-Plot PLV TTD<7 vs TTD>7.

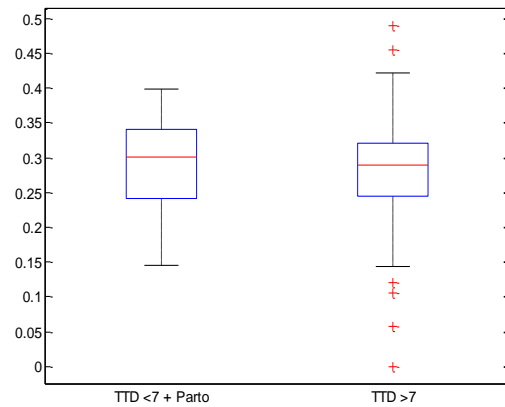


Figura 69: Box-Plot PLV TTD<7+Parto vs TTD>7.

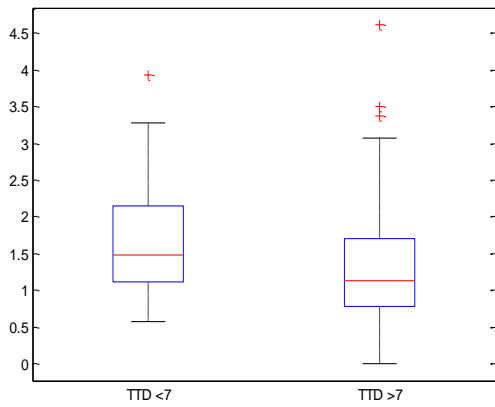


Figura 70: Box-Plot WPLV TTD<7 vs TTD>7.

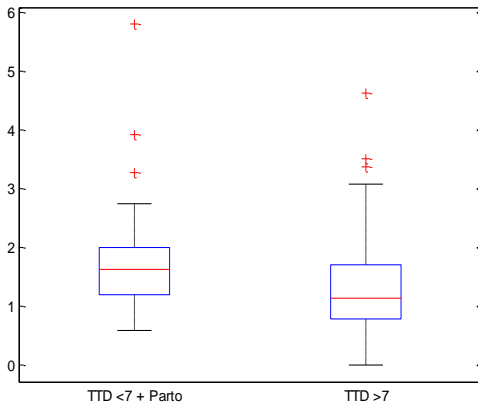


Figura 71: Box-Plot WPLV TTD<7+Parto vs TTD>7.

Para finalizar, debemos comentar que efectivamente, para el análisis del promedio de cada combinación de los bipolares se observa un mayor grado de sincronización en la etapa final de embarazo respecto a las demás. Observamos que la información está especialmente contenida en la zona de la diagonal inferior izquierda.

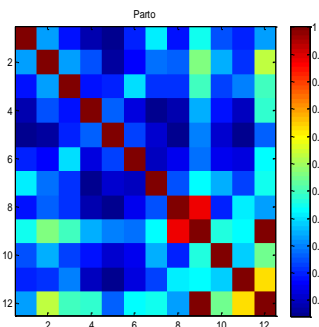


Figura 72: PLV Parto

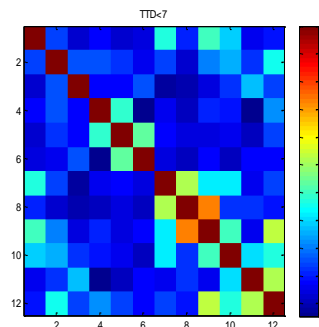


Figura 73: PLV TTD<7

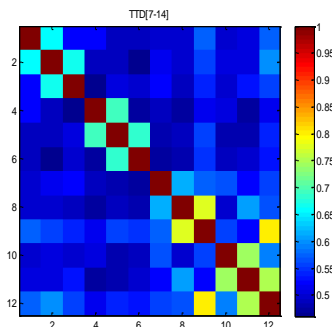


Figura 74: PLV TTD (7-14)

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

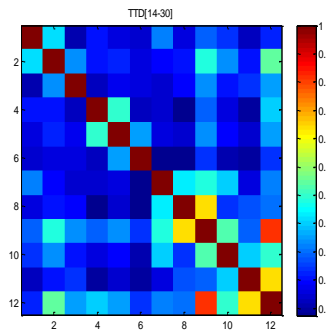


Figura 75: PLV TTD (14-30)

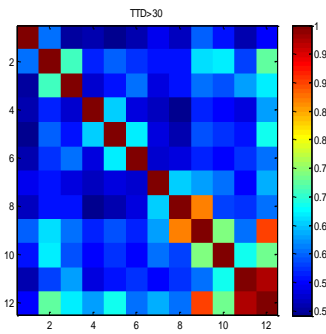


Figura 76: PLV TTD>30

Mediante el análisis para cada combinación de bipolares del  $WPS_{PLV}$  observamos que los dos grupos más cercanos al momento del parto (Parto y  $TTD>7$ ) ofrecen mayor eficacia entre sus bipolares respecto a los grupos iniciales de la gestación. Cabe destacar que la zona dónde más información se puede encontrar corresponde a los últimos bipolares (8, 9, 10, 11 y 12) especialmente los que encontramos situados en la parte inferior de matriz de bipolares (9 y 12).

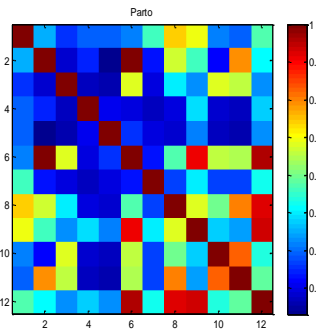


Figura 77: WPLV Parto

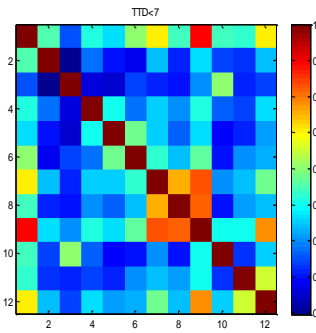


Figura 78: WPLV TTD<7

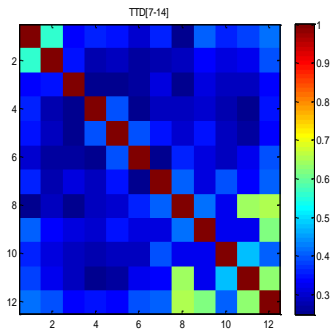


Figura 79: WPLV TTD (7-14)

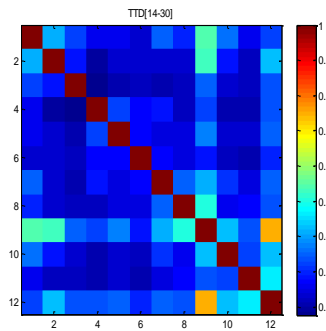


Figura 80: WPLV TTD (14-30)

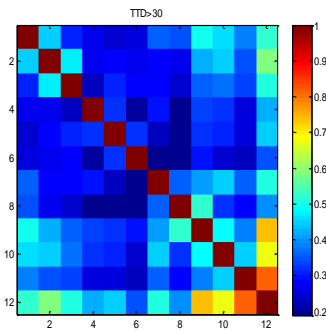


Figura 81: WPLV TTD>30

## 5.2. Valoración de parámetros de sincronización y los ponderados para diferenciar entre parto en menos o más de 7 días desde el momento del registro.

En la siguiente tabla se muestran los p-valores obtenidos por los diferentes parámetros de sincronización para diferenciar entre parto en menos o más de 7 días (sin considerar contracciones de parto y considerando las contracciones de parto dentro del grupo de parto menor de 7 días)

	<i>TTD&lt;7 vs TTD&gt;7</i>	<i>TTD&lt;7 + Parto vs TTD&gt;7</i>
<b><i>COR</i></b>	0,3515	0,0739
<b><i>WCOR</i></b>	<b>0,0222</b>	<b>0,0018</b>
<b><i>iCOH</i></b>	0,6784	0,1355
<b><i>WiCOH</i></b>	<b>0,0091</b>	<b>0,0013</b>
<b><i>NPCMI</i></b>	0,7720	0,1645
<b><i>NWPCMI</i></b>	<b>0,0207</b>	<b>0,001</b>
<b><i>PLV</i></b>	0,7047	0,3624
<b><i>WPLV</i></b>	0,0845	<b>0,0122</b>

*Tabla 6: P-valor para las combinaciones TTD<7 vs TTD>7 y TTD<7 + Parto vs TTD>7*

Por lo tanto, los parámetros que presentan diferencias estadísticamente significativas entre contracciones asociadas a parto en menos de 7 días desde el momento del registro, sin contar los registro de parto son: *WCOR*, *WiCOH* y *NWPCMI* y los que presentan diferencias entre ambos grupos incluyendo además las contracciones de parto son: *WCOR*, *WiCOH*, *NWPCMI* y *WPLV*. Se observa que los parámetros ponderados (que contemplan tanto excitabilidad como propagación) son más robustos para diferenciar entre parto en menos o más de 7 días que los parámetros de sincronización sin ponderación.

Cabe comentar, que el parámetro que ofrece mejores resultados demostrando un aumento de la sincronización con una tendencia más monótona creciente conforme se acerca el parto es el *WPLV*.

Además, se realizará otro tipo de análisis de los resultados que consiste en realizar el promedio para cada combinación de bipolares que contiene cada agrupación *TTD* (valor promedio por columnas). Se obtiene así un vector de 66 combinaciones promedio para cada agrupación.

Estos resultados se plasmarán en la matriz simétrica de morfología tal y como se explicaba en el apartado 4.2.4.



“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

En primer lugar se presentan los resultados obtenidos al incluir el grupo de parto. Tal y como muestra la figura 82, el resultado de los parámetros sin ponderar apenas aporta información ya que la mayoría de valores que componen las matrices son de un p-valor mayor de 0,1. Aun así podemos encontrar mejores valores para la zona donde se concentran los bipolares 7,8 y 9.

En cambio, con el estudio de los parámetros ponderados (figura 83) se observa una mayor sincronización entre bipolares e igualmente la mayor parte de la información se encuentra situada entre los bipolares 7,8 y 9.

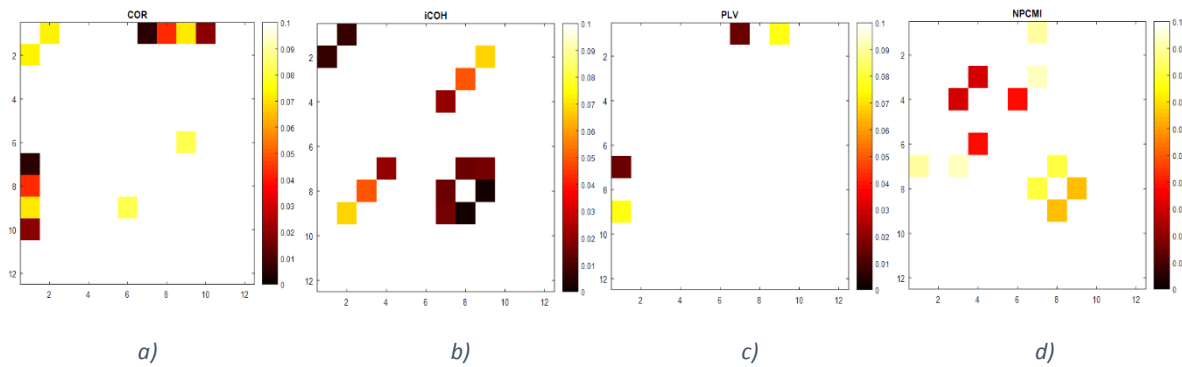


Figura 82: Matrices p-valor TTD<7 +Parto vs TTD<7 para los parámetros: COR(a), iCOH (b), PLV(c) y NPCMI (d)

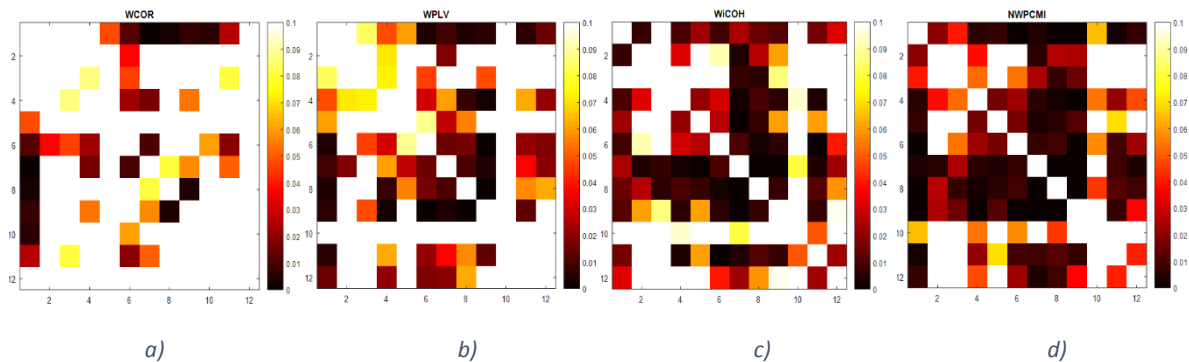


Figura 83: Matrices p-valor TTD<7 +Parto vs TTD<7 para los parámetros: WCOR(a), WiCOH (b), WPLV(c) y NWPCMI (d)

De igual modo, realizando el análisis sin incluir parto en el grupo TTD<7 se observan valores más bajos que los obtenidos al incluir el grupo de Parto en la realización del estudio. El comportamiento observado es el mismo que en el casi anterior: Los parámetros sin ponderar apenas aportan información (figura 84), en cambio al realizar el análisis de los parámetros ponderados (figura 85) se puede afirmar que la mayor parte de la información se puede encontrar en la zona central de la matriz, donde se encuentran las combinaciones entre los bipolares 7,8 y 9.

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

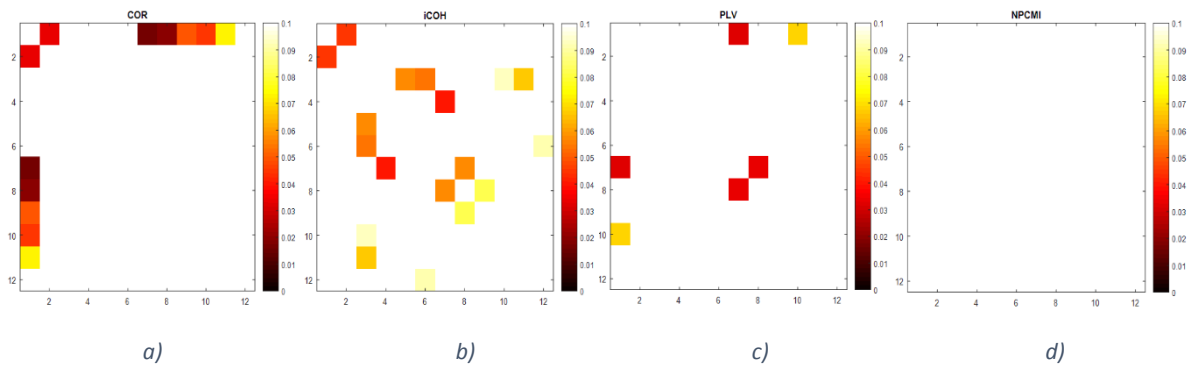


Figura 84: Matrices p-valor  $TTD < 7$  sin incluir Parto vs  $TTD < 7$  para los parámetros: COR(a), iCOH (b), PLV(c) y NPCMI (d)

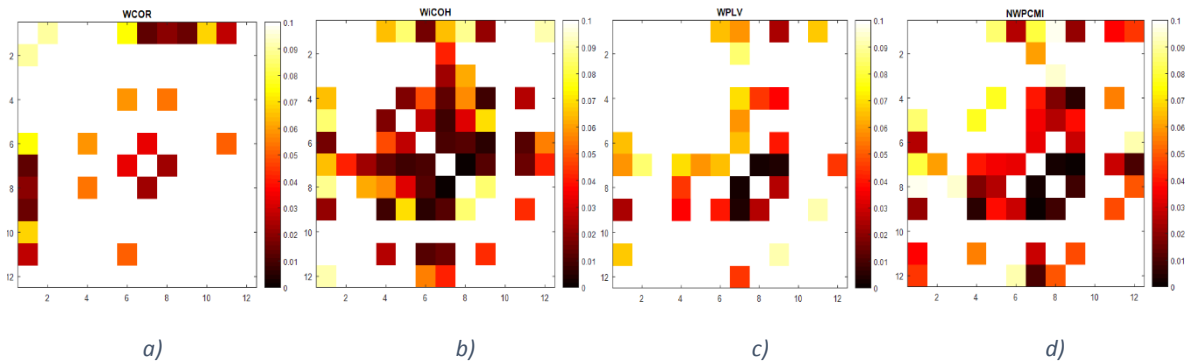


Figura 85: Matrices p-valor  $TTD < 7$  sin incluir Parto vs  $TTD < 7$  para los parámetros: WCOR(a), WiCOH (b), WPLV(c) y NWPCMI (d).

## 6. Conclusiones

Se han desarrollado y testado diferentes herramientas para la estimación del grado de sincronización entre señales. La aplicación de las herramientas desarrolladas sobre señales reales de EHG ha confirmado que aumenta el grado de sincronización entre los EHG-burst (contracciones) a medida que se acerca el parto.

Se han propuesto, desarrollado y testado parámetros combinados (ponderados) de sincronización y amplitud para estimar la eficacia de las contracciones. Con estos parámetros se han obtenido mejores resultados que con la aplicación de los parámetros de sincronización por sí solos.

Respecto a la existencia de diferencias en los valores de los parámetros de sincronización entre los grupos con TTD<7 días y TTD>7 días, al incluir el grupo de parto se obtienen p-valores más pequeños, es decir, mayor diferencia entre los valores de los grupos de estudio.

Cabe destacar que los parámetros WCOR, WiCOH y NWPCMI nos proporcionan los mejores resultados, con unos valores de p-valor inferiores que corroboran que existen diferencias evidentes entre las últimas etapas de la gestación y las etapas iniciales.

Todo esto sugiere que el desarrollo de las herramientas para analizar el grado de sincronización y eficacia de las señales mioeléctricas uterinas (electrohisterograma, EHG) en combinación con la información obstétrica puede ser de gran utilidad para la predicción del horizonte temporal del parto, tanto a término como pretérmino.

## 7. Líneas futuras.

Una vez evaluada la capacidad de los parámetros para registrar el grado de sincronización de la señal de EHG en las distintas semanas del embarazo, el siguiente paso consistirá en estudiar el qué canales bipolares son los que aportan una mayor información sobre la variación del grado de sincronización y eficacia de la actividad mioeléctrica uterina en función del tiempo al parto.

Para ello, el grupo de investigación en el que se ha desarrollado el presente proyecto pretende aplicar técnicas derivadas de la “teoría de grupos” “*Graph Theory*” de manera que no sólo se tenga información numérica del grado de sincronización mediante la obtención de indicadores como el “strength” de la sincronización, sino de la dirección de las interacciones dominantes y de sus direcciones de propagación.

## 8. Referencias

- [1] Robert E. Garfield, PhD, William L. Maner, BS, BA, Lyn B. MacKay, BA, Dietmar Schlembach, MD, George R. Saade, MD. .Comparing uterine electromyography activity of antepartum patients versus term labor patients”
- [2] Jaeseung Jeonga, John C. Goreb, Bradley S. Petersona. Mutual information analysis of the EEG in patients with Alzheimer's disease.
- [3] Ingenieros. (2014). Un nuevo Sistema permite sincronizar oferta y demanda de energía aumentando la eficiencia en el uso de energías limpias. [Online] Available at: <http://www.ingenieros.es/noticias/ver/un-nuevo-sistema-permite-sincronizar-oferta-y-demanda-de-energandiacutea-aumentando-la-eficiencia-en-el-uso-de-energandiacuteas-limpias/4715>.
- [4] Ferrer, J., García-Nieto, J., Alba, E., & Chicano, F. (2013). Validación Inteligente para la Sincronización de Semáforos Basada en Feature Models.
- [5] M<sup>a</sup> Jesús Cuesta Rodríguez QIR 3ER año, Bioquímica Clínica. FACTORES HORMONALES EN EL EMBARAZO.
- [6] Rotemberg Wilf, E., & Smaisik Frydman, K. (2009). Manifestaciones periodontales de los estados fisiológicos de la mujer. *Odontoestomatología*, 11(13), 16-26.
- [7] Garfield, RE, Maner, W. “Physiology and Electrical Activity of Uterine Contractions”. *Seminars in cell & developmental biology*. 2007;18(3):289-295.
- [8] Leonel Saucedo Aquino (2012) Cambios fisiológicos durante el embarazo, parto y puerperio.
- [9] F. Gary Cunningham. *Williams Obstetricia 23<sup>a</sup> Edición*. McGraw-Hill, 2011 (ISBN: 978-607-15-04630).
- [10] Garfield RE, Yallampalli C. “Structure and function of uterine muscle”. In: Chard T, Grudzinskas JG, editors. *The uterus*. Cambridge reviews in human reproduction; 1994. p. 54–93.
- [11] Tammy Y. Euliano, Minh Tam Nguyen, Shalom Darmanjian, Susan P. McGorray, Neil Euliano, Allison Onkala, Anthony R. Gregg, *Monitoring uterine activity during labor: a comparison of 3 methods*, *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, Volume 208, Issue 1, January 2013, Pages 66. e1-66. e6, ISSN 0002-9378
- [12] LOWDERMILK, D. L. Fetal Assessment during Labor.
- [13] Mother of Fact, (2011). *Evidence-Based Medicine: Continuous Electronic Fetal Monitoring (EFM)*.
- [14] Alexandersson, A., Steingrimsdottir, T., Terrien, J., Marque, C., & Karlsson, B. (2015). The Icelandic 16-electrode electrohysterogram database. *Scientific data*, 2.

- [15] Linda S. Costanzo, *Fisiología* 5ª Edición. Elsevier Saunders, 2014 (ISBN: 978-84-9022-588-2).
- [16] Goldenberg RL, Culhane JF, Iams JD. “Preterm birth 1: Epidemiology and causes of preterm birth”. *Lancet* 2008; 371:75.
- [17] Ye-Lin, Y., Garcia-Casado, J., Prats-Boluda, G., Alberola-Rubio, J., & Perales, A. (2014). Automatic identification of motion artifacts in EHG recording for robust analysis of uterine contractions. *Computational and mathematical methods in medicine*, 2014
- [18] Hadar E, Biron-Shental T, Gavish O, Raban O, Yogev Y. A comparison between electrical uterine monitor, tocodynamometer and intra uterine pressure catheter for uterine activity in labor. *J Matern Fetal Neonatal Med.* 2015 Aug;28(12):1367-74.
- [19] Maul, H., W. L. Maner, G. Olson, G. R. Saade, and R. E. Garfield. Non-invasive transabdominal uterine electromyography correlates with the strength of intrauterine pressure and is predictive of labor and delivery. *J. Matern. Fetal Neonatal Med.* 15(5):297–301, 2004
- [20] D. Devedeux, C. Marque, S. Mansour, G. Germain, and J. Duchene, Uterine electromyography: a critical review, *Am J Obstet Gynecol*, vol. 169, pp. 1636-53, 1993.
- [21] B. Karlsson, J. Terrien, V. Gudmundson, T. Steingrimsdottir and C. Marque. “Abdominal EHG on a 4 by 4 grid: mapping and presenting the propagation of uterine contractions, “in 11th Mediterranean Conference on Medial and Biological Engineering and Computing”, Ljubljana, Slovenia, 2007, pp: 137-143.
- [22] Terrien J, Marque C, Karlsson B. Spectral characterization of human EHG frequency components based on the extraction and reconstruction of the ridges in the scalogram. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2007; 2007:1872-5.
- [23] M. Vinken, C. Rabotti, S. Oei, and M. Mischi, “Accuracy of frequency-related parameters of the electrohysterogram for predicting preterm delivery: A review of the literature,” *Obstet. Gynecol. Surv.*, vol. 64, pp. 529–541, 2009.
- [24] Leman H, Marque C, Gondry J. Use of the electrohysterogram signal for characterization of contractions during pregnancy. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1999 Oct;46(10):1222-9.
- [25] Marque C, Duchene JM, Leclercq S, Panczer GS, Chaumont J. Uterine EHG processing for obstetrical monitoring. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1986 Dec;33(12):1182-7.
- [26] Fele-Zorz G, Kavsek G, Novak-Antolic Z, Jager F. A comparison of various linear and non-linear signal processing techniques to separate uterine EMG records of term and pre-term delivery groups. *Med Biol Eng Comput.* 2008 Sep; 46(9):911-22.

- [27] Terrien J, Marque C, Gondry J, Steingrimsdottir T, Karlsson B. Uterine electromyogram database and processing function interface: An open standard analysis platform for electrohysterogram signals. *Comput Biol Med.* 2010 Feb;40(2):223-30.
- [28] Garfield RE, Maner WL, MacKay LB, Schlembach D, Saade GR. Comparing uterine electromyography activity of antepartum patients versus term labor patients. *Am J Obstet Gynecol.* 2005 Jul;193(1):23-9.
- [29] Diab MO, Marque C, Khalil M. An unsupervised classification method of uterine electromyography signals: classification for detection of preterm deliveries. *J Obstet Gynaecol Res.* 2009 Feb;35(1):9-19.
- [30] Maner WL, MacKay LB, Saade GR, Garfield RE. Characterization of abdominally acquired uterine electrical signals in humans, using a non-linear analytic method. *Med Biol Eng Comput.* 2006 Mar;44(1-2):117-23.
- [31] Hassan M, Terrien J, Karlsson B, Marque C. Spatial analysis of uterine EMG signals: evidence of increased in synchronization with term. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2009; 2009:6296-9.
- [32] Bajo Arenas, J. M., Melchor Marcos, J. C., & Mercé, L. T. (2007). *Fundamentos de obstetricia (SEGO)*. Gráficas Marte, SL. España, 76, 651-60.
- [33] Henry Antonio Mendiburu Díaz. Aplicación de la automatización industrial y el control de procesos, en la protección y conservación del medio ambiente.
- [34] Mendoza, R. V., Tapia, M. H. J. C. L., Nava, N. V., & Gutiérrez, M. C. V. H. Estructuras de control SOGI para sincronización con la red eléctrica.
- [35] D. A. Arroyo - Almanza, F. R. Ruíz-Oliveras, and A. N. Pisarchik. SINCRONIZACION DE LASERES SEMICONDUCTORES ACOPLADOS EN ANILLO.
- [36] E. López-Alba, F. A. Díaz, R. Dorado, R. López-García. Análisis de deformaciones en probetas planas mediante correlación digital de imágenes.
- [37] Zhenhu Liang, Ye Ren, Jiaqing Yan, Duan Li, Logan J. Voss, Jamie W. Sleight, Xiaoli Li. A comparison of different synchronization measures in electroencephalogram during propofol anesthesia.
- [38] Wendling, F., Bartolomei, F., Bellanger, J. J., & Chauvel, P. (2001). Interpretation of interdependencies in epileptic signals using a macroscopic physiological model of the EEG. *Clinical neurophysiology*, 112(7), 1201-1218.
- [39] Sun, J., Hong, X., & Tong, S. (2012). Phase synchronization analysis of EEG signals: an evaluation based on surrogate tests. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(8), 2254-2263.
- [40] Alexandersson, A., Steingrimsdottir, T., Terrien, J., Marque, C., Karlsson, B. The Icelandic 16-electrode electrohysterogram database. *Sci. Data* 2:150017 doi:10.1038/sdata.2015.17 (2015)
- [41] Ricardo Bruña Fernández congreso Sepex-Sepneca (14 1 de octubre de 2014). Herramientas de medida de la sincronización”

[42] Dong Cui , Weiting Pu, Jing Liu , Zhijie Bian , Qiuli Li , Lei Wang, Guanghua Gu.(2016) A new EEG synchronization strength analysis method: S-estimator based normalized weighted-permutation mutual information.

[43] Nader, N., Hassan, M., Falou, W., Diab, A., Al-Omar, S., Khalil, M., & Marque, C. (2015, August). Classification of pregnancy and labor contractions using a graph theory based analysis. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE (pp. 2876-2879). IEEE.



## 9. Anexos.

### Anexo 1: Script: Test Par MN.

```
clear all;clc

directory='C:\TFG\TFG INFORMACION MUTUA\EHG Mutua\Excels Segmentacion (B)\';
files=dir(directory);

SubDirectorios={'Parto\','TTD_7\','TTD_7_14\','TTD_14_30\','TTD_30\'};
c=1;
% Sacamos los parámetros para la calificación establecida
for i=1:5 %i=1-----
    D=[directory SubDirectorios{i}]
    n_a=dir(D);
    arc=length(n_a)-2;
    a=3;%a=3;
    if arc~=0
        t=1;
        for k=1:arc
            name1 = n_a(a).name
            data = regexp(name1, '(\\d)*', 'tokens');
            d1 = cell2mat(data{1});
            d2 = cell2mat(data{2});
            h1 = str2num(d1);
            h2 = str2num(d2);

            name(c)=h1;
            ses(c)=h2;
            c=c+1;
            Ind=i;
            [TotalPar]=Seg_Par_CT_Test_MN(h1,h2,D,Ind);%esta matriz total par
            es la de los bipolares 1.2,1.3...
            Data(k,:)=TotalPar(1,:);
            a=a+1;

        end
        Par_Tot(:,i)= Data;
        clear Data

    else
        end

end

Ruta='C:\TFG\TFG INFORMACION MUTUA\EHG Mutua\h2.xlsx';
```

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

```
Hojas={'Parto','TTD_7','TTD_7_14','TTD_14_30','TTD_30'};
ini=1;fin=0;
for r=1:5
    A=cell2mat(Par_Tot(1,r));
    %A1=cell2mat(CV_Tot(1,r));
    %AA=[A A1];
    ff=size(A,1);
    fin=fin+ff;
    if length(A) >= 1
        xlswrite(Ruta,A,Hojas{r},'C2'); %A
        xlswrite(Ruta,name(ini:fin)',Hojas{r},'A2');
        xlswrite(Ruta,ses(ini:fin)',Hojas{r},'B2');
    else
    end
    ini=ini+ff;
end
```

### Anexo 2: Script: Seg Par CT Test MN.

```
function [TotalPar]=Seg_Par_CT_Test_MN(paciente,sesnum,D,Ind)
p=num2str(paciente);
s = num2str(sesnum);
p_aux=num2str(paciente+1);
celda=['B' p_aux ':B' p_aux];
sesiones=xlsread('C:\TFG\TFG INFORMACION MUTUA\EXCEL\lookup.xlsx',celda);
stot=num2str(sesiones);
% TF = sum(D == Direc);
if Ind == 1
    X='_l_';
else
    X='_p_';
end
if paciente >= 10
    Pac=['ice0' p X s 'of' stot 'm.mat'];
else
    Pac=['ice00' p X s 'of' stot 'm.mat'];
end
% Cargamos el registro de la sesion correspondiente
load(['C:\TFG\TFG INFORMACION MUTUA\icelandic16ehgmat\' Pac])

% diezclado y filtrado entre 0.1 y 4 Hz de las 16 señales monopulares
Monopulares=preprocessing(val);
% Construcción de la matriz con los canales Bipolares
BIP([1 3 4 6 7 9 10 12],:) = Monopulares([2 4 6 8 10 12 14 16],:) -
Monopulares([1 3 5 7 9 11 13 15],:);
BIP([2 5 8 11],:) = Monopulares([3 7 11 15],:) - Monopulares([2 6 10 14],:);
%Escalado a muV
BIP = BIP/0.131068;
ini=[0.34];
```

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

```
fin=[4];
BIP1=preprocessing2(BIP,ini(1),fin(1));
clear Val Monopolares
% Leemos las CT del archivo de segmentación
dire = [D 'P' p '_' s '.xlsx'];
CT_Tot = xlsread(dire,'Seg','B1');
Par_CT=[];
if CT_Tot ~= 0
    R = ['B3:C' num2str(CT_Tot+2)];
    S = ['D3:O' num2str(CT_Tot+2)];
    Inicios = xlsread(dire,'Seg',R); % Leemos inicios y finales de las CT
    Inicios2=Inicios*20;
    Segmentacion = xlsread(dire,'Seg',S); % Leemos la info de cada CT para
cada Canal

    Param_Finales1=zeros(66,1);
    Param_Finales2=zeros(66,1);

    Data_Par1=zeros(66,CT_Tot);
    Data_Par2=zeros(66,CT_Tot);

    Val=[1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12];
    Comb=nchoosek(Val,2);

    for i=1:CT_Tot

        Artef= find(Segmentacion(i,:) == 2);
        if ~isempty(Artef)>0
            for k=1:length(Artef)
                aa=find(Comb(:,1)==Artef(k));
                Comb(aa,:)=NaN;
                bb=find(Comb(:,2)==Artef(k));
                Comb(bb,:)=NaN;
            end
        end

        for j=1:66

            if(isnan(Comb(j,1)) == 1)
                Data_Par1(j,i)=NaN;
                Data_Par2(j,i)=NaN;
            else
                CT1=BIP(Comb(j,1),Inicios2(i,1):Inicios2(i,2));
                CT2=BIP(Comb(j,2),Inicios2(i,1):Inicios2(i,2));

                CT1x=BIP1(Comb(j,1),Inicios2(i,1):Inicios2(i,2));
                CT2x=BIP1(Comb(j,2),Inicios2(i,1):Inicios2(i,2));
```

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

```
AA=Calcula_Parametros(CT1,CT2);
AB=Calcula_Parametros(CT1x,CT2x);

Data_Par1(j,i)=AA;
Data_Par2(j,i)=AB;

    end
end

end

Param_Finales1=nanmean(Data_Par1,2);
Param_Finales2=nanmean(Data_Par2,2);

TotalPar=Param_Finales1'; % Solo rango de frecuencia 1

else
    TotalPar=zeros(1,66);
end

end

% Cálculo de parámetros
function Parametros=Calcula_Parametros(CT1,CT2)

% Cor
[COR,~]=lagged(CT1,CT2,0);

%NMPCMI
[MI1,~,~,~] = MI_PE(CT1,CT2,3,1)
NWPMI= WPMI(CT1,CT2,6,2);

%Nonlinear interdependence
XS=[CT1' CT2'];
NI=synchro(XS,10,2,50,10);

%Coherence
COH=coherence_calc(CT1,CT2);
WTC=sum(sum(COH)/size(COH,1));

% %Synchronization likelihood Index
[S_ind,~] = SL_calc(XS);

% Calculo de PS
ps_whwt=PS_calculate(CT1,CT2);
A1=cell2mat(ps_whwt(1,1));
PLV=mean(A1(1,:));

Parametros=[COR MI1 NWPMI NI WTC S_ind PLV];
```

```
end

% señal EHG diezmado y filtrado entre 0.1 y 4 Hz
function y=preprocessing(z)
fm=200; fs=20;
if size(z,2)<size(z,1)
    % señal EHG en columna
    z=z';
end

% filtro antialiasing
[b,a]=butter(5,2*10/fm,'low');

for i=1:size(z,1)
    z(i,:)=filtfilt(b,a,z(i,:));
end

factor=fm/fs;
% solo cogemos los primeros 3 canales
for i=1:size(z,1)
    dec=[];
    for j=1:factor
        signal=downsample(z(i,:),factor,j-1);
        dec=[dec;signal];
    end
    y(i,:)=mean(dec);
end

[b,a]=butter(5,0.1/(fs/2),'high');
[d,c]=butter(5,4/(fs/2),'low');
for i=1:size(y,1)
    aux=filtfilt(b,a,y(i,:));
    y(i,:)=filtfilt(d,c,aux);
end
end

% señal EHG diezmado y filtrado entre 0.1 y 4 Hz
function y=preprocessing2(z,ini,fin)
fs=20;
y=z;
if size(z,2)<size(z,1)
    % señal EHG en columna
    z=z';
end
end
```

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

```
[b,a]=butter(5,ini/(fs/2),'high');
[d,c]=butter(5,fin/(fs/2),'low');
for i=1:size(y,1)
    aux=filtfilt(b,a,y(i,:));
    y(i,:)=filtfilt(d,c,aux);
end
end
```

Anexo 3: Diagrama de flujo para el cómputo del COR

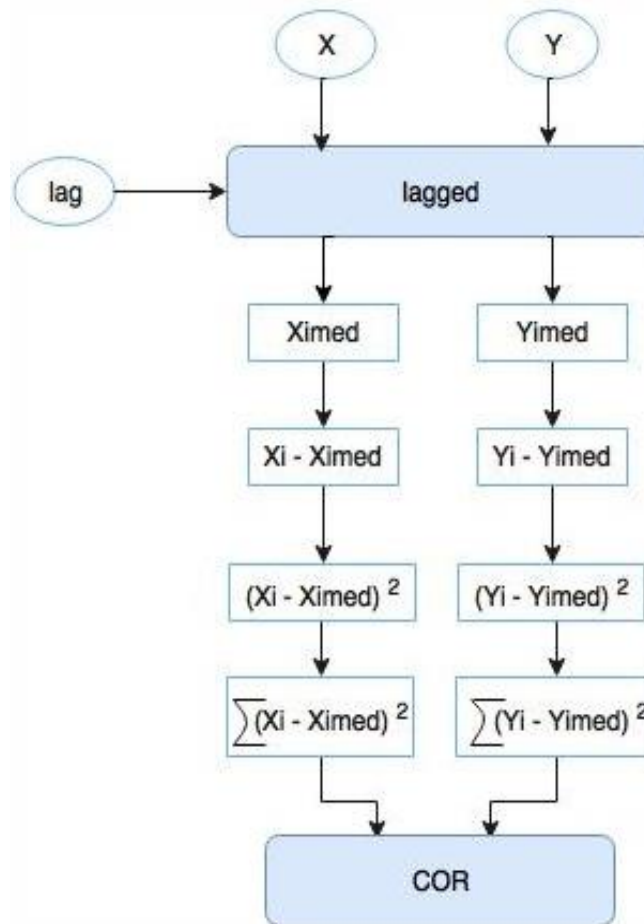


Figura 86: Flujograma COR

Lagged es la función encargada de calcular la Correlación Cruzada a partir de:

- X e Y: respectivamente nuestros vectores de datos de las 66 combinaciones de los bipolares i y j con los que se realizarán los cálculos.
- lag: es el retardo máximo, para nuestro caso obtendremos la correlación de orden 0.

La finalidad de esta función es realizar el cálculo de la ecuación 1 [pág.41] de este documento. Es por esto que, en primer lugar obtiene Ximed y Yimed que son las medias de los vectores de datos. A continuación recorre el vector para realizar el sumatorio de (Xi-Ximed) y el de (Yi-Yimed). Así como el de (Xi-Ximed)<sup>2</sup> y el de (Yi-Yimed)<sup>2</sup>. Con todo lo obtenido y haciendo uso de la ecuación 1 [pág.41] se calcula la correlación cruzada.

Anexo 4: Diagrama de flujo para el cómputo del NPCMI.

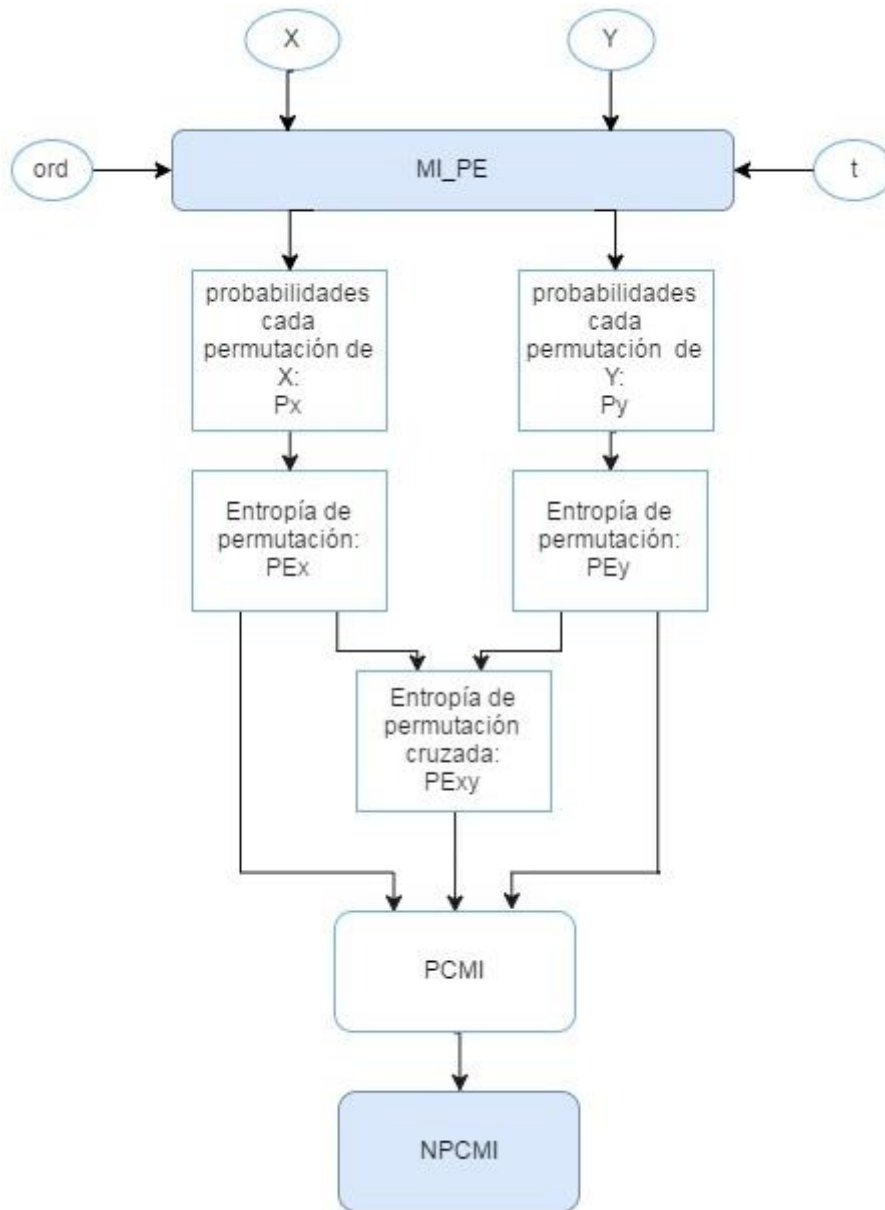


Figura 87: Flujograma NPCMI.

La función que hemos nombrado como MI\_PE se encargará del cálculo del NPCMI mediante los siguientes parámetros de entrada:

- X e Y Son nuestras series de tiempo.
- t: Tiempo de retardo de la permutación de entropía, por defecto  $t = 1$ , pero empleamos  $t=2$ .
- Ord: orden de permutación de entropía.

$Ord! < N$  (Siendo N la longitud de las series de tiempo X e Y.

En nuestro caso utilizamos orden 6.



“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

En primer lugar se calcula la probabilidad de cada permutación ( $P_x$  y  $P_y$ ) mediante la utilización de las ecuaciones 4 y 5 [pág.42], de este documento, respectivamente. Con esto, se puede proceder al cálculo de sus respectivas entropías de permutación ( $PE_x$  y  $PE_y$ ) obtenidas mediante las ecuaciones 6 y 7 [pág.42]. De este modo con la ecuación 8 [pág.42] se calculará la entropía de permutación conjunta  $PE_{xy}$ .

Finalmente mediante la aplicación de la ecuación 9 [pág.43] se procede al cálculo del parámetro PCMI.

Anexo 5: Diagrama de flujo para el cómputo del iCOH.

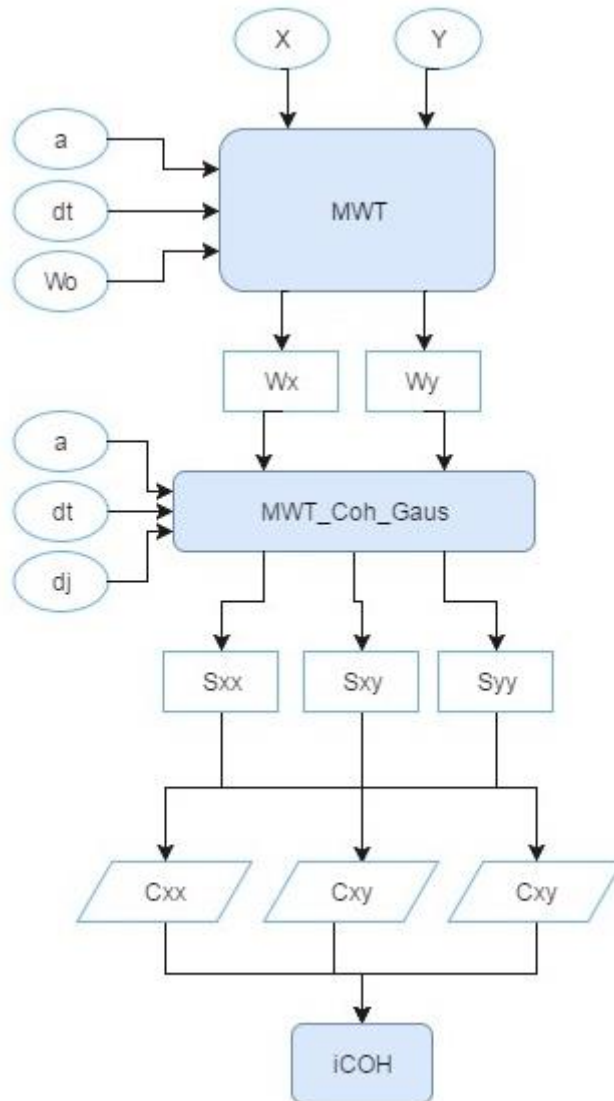


Figura 88: Flujograma iCOH

MWT realizará la transformada de Morlet para las series X e Y, siendo estas nuestros vectores de datos. Y donde:

- dt = tiempo de muestreo, empleamos  $1/f_s$ , en nuestro caso  $1/20$ .
- a = escala, donde introducimos  $1/(0,1:0,1:4)$ . Valor inicial de 0,1 con incrementos de 0,1 hasta 4.
- $W_0$  = Frecuencia central, normalizada a 6.

Esta función realizará el cálculo expresado en la fórmula 13 [pág.44] de este documento y devolverá pues los vectores Wx y Wy, de las transformadas de Morlet de nuestras señales para el bipolar i y j respectivamente.

MWT\_Coh\_Gaus: utilizara para el desarrollo de las fórmulas 11 y 12 [pág.43] los siguientes parámetros

- Wx y Wy= Transformadas de Morlet de nuestras series de tiempo.

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

- a= escala ( idéntica a la utilizada anteriormente).
- dj = nº de escala sobre cada intervalo  $2^j$  utilizamos 10.
- dt = tiempo de muestreo, comentado anteriormente  $1/20$ .

Se obtienen pues  $S_{xx}$  y  $S_{yy}$  que son respectivamente los espectros de wavelet de nuestras series de datos que aportan la información para la combinación entre bipolares. Además obtenemos el espectro cruzado dichas series. (Empleamos la fórmula 12[pág.43]).

A continuación, se pasará a obtener la coherencia basada en wavelet mediante el uso de la fórmula 11 [pág.43].

Mediante el uso de todos los parámetros calculados, se calcula el índice WTC para evaluar la sincronización entre nuestras series de tiempo. ( mediante el uso de la fórmula 14 [pág.44]).

Finalmente empleando la fórmula 15 [pág.44] del documento se obtendrá el parámetro deseado iCOH: imaginary part of coherence.

Anexo 6: Diagrama de flujo para el cómputo del PS PLV

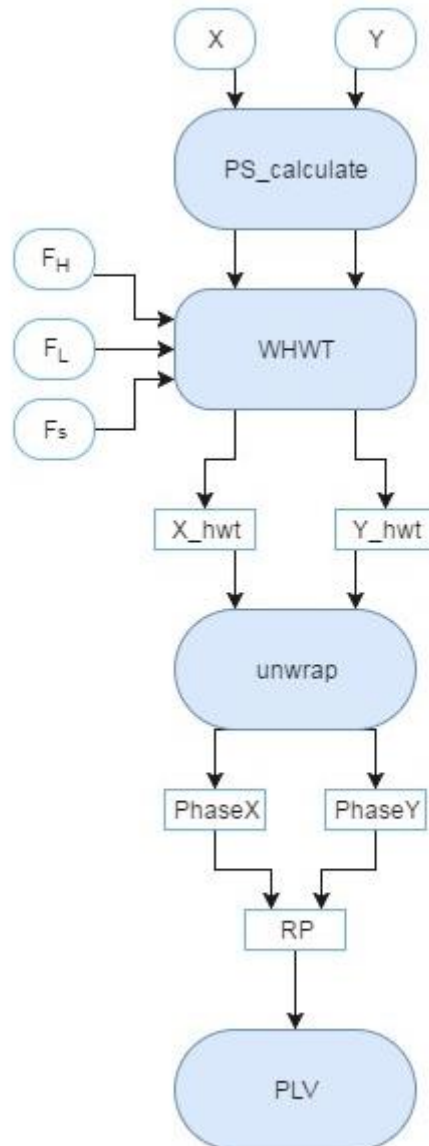


Figura 89: Flujograma PLV

La función PS\_calculate realiza el cálculo de la sincronización de fase. Dicha función recurre primeramente a la función WHWT que se encargara de obtener el coeficiente wavelet de la fase instantánea. Como entradas necesitará las dos series de datos x e y, y además la frecuencia baja  $F_L$  (Low- Frecuency) correspondiente a 0,34 y  $F_H$  (High-Frecuency) que tiene asignado el valor alto 4Hz. Además necesitará  $f_s = 20$ , correspondiente a la frecuencia de muestreo.

Con el cálculo de la función WHWT se obtendrán los coeficientes (windowed harmonic wavelet transform) para el cálculo de la fase instantánea.

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

Para el cálculo del ángulo de la fase se empleará otra función llamada unwrap. Con los ángulos de nuestras dos señales podremos calcular la fase relativa (RP “relative phase”) con el uso de la ecuación 20 [pág.45] de este documento.

Finalmente se pasará al cálculo del Phase locking value implementado por la ecuación número 21 [pág.46] del documento.

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

# PRESUPUESTO

## Índice del presupuesto

1. Presupuesto parcial nº1: Recursos Materiales.....	89
2. Presupuesto parcial nº2: Recursos humanos.....	89
3. Presupuesto total.....	90



“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

En el siguiente apartado se expone el presupuesto, especificándose y cuantificando todos los elementos necesarios para la realización del estudio.

Se compone de tres apartados: El primero referente al presupuesto parcial nº1 donde se exponen los costes de los recursos materiales, el presupuesto parcial nº2 donde se encuentran los costes del personal necesario para el desarrollo del proyecto. Finalmente, se expone el presupuesto total donde se engloba la totalidad de los costes.

## 1. Presupuesto parcial nº1: Recursos Materiales.

El cuadro de precios parciales de los recursos materiales se muestra en la Tabla 7.

Concepto	Cantidad	Precio unitario	Periodo de amortización (años)	Intervalo amortizado (meses)	Total
Licencia Office 365 Personal	1	69,00 €	1	6	34,50 €
Licencia Matlab 2015a® Estudiante	1	105,00 €	1	6	52,50 €
Ordenador Estudiante	1	800 €	5	6	80 €

<b>Total Recursos Materiales</b>	<b>167 €</b>
----------------------------------	--------------

Tabla 7: Presupuesto parcial nº1

## 2. Presupuesto parcial nº2: Recursos humano

Al ser un estudio de investigación, la mayor parte del presupuesto corresponde a los recursos humanos, es decir a la mano de obra, sobretodo la realizada por el ingeniero.

El peso de este presupuesto parcial es mayor ya que se ha dedicado un largo tiempo a extender la base de datos y sobre todo a realizar el estudio de las diferentes herramientas para obtener el grado de sincronización.

Se computarán las horas aproximadas dedicadas al proyecto por parte del equipo.

Concepto	Cantidad	Precio unitario	Total
Ingeniero	300h	45,00€/h	13.500,00€
Tutor x 2	50h x 2	45,00€/h	4.500€

<b>Total Recursos Humanos</b>	<b>18.000 €</b>
-------------------------------	-----------------

Tabla 8: Presupuesto parcial nº2

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---

### 3. Presupuesto total.

<b>Total Recursos Materiales</b>	167 €
<b>Total Recursos Humanos</b>	18.000 €
<b>Total Presupuesto Ejecución Material</b>	<b>18.167 €</b>

Gastos Generales (13%)	2.362 €
Beneficio industrial (6%)	10.900 €
<b>Total Presupuesto Parcial</b>	<b>31.429 €</b>

I.V.A. (21%)	6.600 €
<b>Presupuesto total.</b>	<b>38.029 €</b>

*Tabla 9: Presupuesto total.*

Asciende el presente presupuesto a la expresada cantidad de:  
TREINTA Y OCHO MIL EUROS CON VEINTINUEVE CÉNTIMOS

“Análisis de la evolución del grado de sincronización de las señales mioeléctricas uterinas durante la gestación.”

---