



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial

Análisis de las características del electrohisterograma  
durante el tercer trimestre en gestaciones únicas y  
múltiples. Énfasis en estudio longitudinal

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Biomédica

AUTOR/A: Almudéver Cuesta, Lola Isabel

Tutor/a: Ye Lin, Yiyao

Cotutor/a: Prats Boluda, Gema

CURSO ACADÉMICO: 2023/2024

## **AGRADECIMIENTOS**

Este apartado está dedicado a todas las personas que me han acompañado a lo largo de estos cuatro años de mi carrera, especialmente en estos últimos meses más desafiantes.

A mis tutoras Yiyao y a Gema, por brindarme la oportunidad de realizar el TFG con ellas. Gracias por dedicar tiempo a resolver todas las preguntas que surgieron en el camino y por guiarme en el desarrollo del trabajo.

A mi familia, especialmente a mi papi y mami, les agradezco por cuidarme siempre, por acompañarme a las seis y media de la mañana para asegurarse de que cogiera el autobús y el tren, por creer en mí y recordarme mis capacidades incluso cuando yo misma dudaba de ellas.

A Ana e Inés, mis mejores amigas desde primaria y compañeras de piso, por haberme hecho reír estos años durísimos y recibirme con cariño cada vez que llegaba exhausta al piso de la universidad. Gracias por tolerarme incluso en mis momentos más difíciles.

A mis amigas de la carrera Irene, Carla y Laura, por nuestras conversaciones en la cafetería y en clase, donde nos dábamos apoyo mutuo durante los períodos de exámenes y los momentos más estresantes.



# RESUMEN

La actividad uterina varía a lo largo del embarazo debido a factores celulares, hormonales y anatómicos. Para caracterizarla se usan técnicas como la presión intrauterina (IUP), tocografía (TOCO) y electroelectrohisterografía (EHG). El EHG, una técnica no invasiva, mide directamente la actividad eléctrica uterina y proporciona datos temporales, espectrales y no lineales, útiles para predecir el parto y complicaciones como el parto prematuro, que afecta al 11% de los embarazos a nivel mundial. Aunque los embarazos de gestación múltiple (MG) son un factor de riesgo, no se incluyen comúnmente en estudios y sus características mioeléctricas son desconocidas.

El objetivo de este Trabajo de Fin de Grado (TFG) ha sido caracterizar y comparar la actividad mioeléctrica uterina en el tercer trimestre de mujeres con gestación única y múltiple, utilizando parámetros temporales, espectrales y no lineales. Se analizaron datos de 133 pacientes mediante estudios transversales y longitudinales, enfocándose principalmente en los longitudinales.

En los estudios transversales, se identificaron parámetros estadísticamente significativos como Vpp, SampEn4 y KHE en el estudio transversal. En gestaciones múltiples, los parámetros significativos fueron Vpp, SampEn1, SampEn2, SampEn3 y KHE. Los estudios comparativos de semanas gestacionales tempranas y tardías revelaron que los parámetros no lineales eran significativos, destacando SampEn2, SampEn3 y KHE en semanas tempranas, y SampEn1, SampEn2, SampEn3 y KHE en semanas tardías.

En el estudio longitudinal, se examinaron las pendientes globales en 26 pacientes con más de tres sesiones de registro, empleando pruebas t-test y de una cola para evaluar diferencias en las medianas de las pendientes. Se encontraron diferencias significativas en Vpp, SampEn4 y KHE. De estas pacientes, 12 tenían gestación única y 12 gestación múltiple. Los parámetros Vpp, SampEn4 y KHE fueron significativos en gestaciones únicas, pero no se encontraron diferencias significativas en gestaciones múltiples ni entre ambos grupos.

**Palabras Clave:** electrohisterograma; parto prematuro; estudio longitudinal; gestación múltiple



# RESUM

L'activitat uterina varia al llarg de l'embaràs a causa de factors cel·lulars, hormonals i anatòmics. Per a caracteritzar-la s'utilitzen tècniques com la pressió intrauterina (IUP), tocografia (TOCO) i electroelectrohistèrografia (EHG). L'EKG, una tècnica no invasiva, mesura directament l'activitat elèctrica uterina i proporciona dades temporals, espectrals i no lineals, útils per a predir el part i complicacions com el part prematur, que afecta l'11% dels embarassos a nivell mundial. Encara que els embarassos de gestació múltiple (MG) són un factor de risc, no se solen incloure en estudis i les seues característiques mioelèctriques són desconegudes.

L'objectiu d'aquest Treball de Fi de Grau (TFG) ha sigut caracteritzar i comparar l'activitat mioelèctrica uterina en el tercer trimestre de dones amb gestació única i múltiple, utilitzant paràmetres temporals, espectrals i no lineals. Es van analitzar dades de 133 pacients mitjançant estudis transversals i longitudinals, centrant-se principalment en els longitudinals.

En els estudis transversals, es van identificar paràmetres estadísticament significatius com Vpp, SampEn4 i KHE. En gestacions múltiples, els paràmetres significatius van ser Vpp, SampEn1, SampEn2, SampEn3 i KHE. Els estudis comparatius de setmanes gestacionals primerenques i tardanes van revelar que els paràmetres no lineals eren significatius, destacant SampEn2, SampEn3 i KHE en setmanes primerenques, i SampEn1, SampEn2, SampEn3 i KHE en setmanes tardanes.

En l'estudi longitudinal, es van examinar les pendents globals en 26 pacients amb més de tres sessions de registre, emprant proves t-test i d'una cua per a avaluar diferències en les mitjanes de les pendents. Es van trobar diferències significatives en Vpp, SampEn4 i KHE. D'aquestes pacients, 12 tenien gestació única i 12 gestació múltiple. Els paràmetres Vpp, SampEn4 i KHE van ser significatius en gestacions úniques, però no es van trobar diferències significatives en gestacions múltiples ni entre els dos grups.

**Paraules Clau:** electrohistèrograma; part prematur; estudi longitudinal; gestació múltiple



## **ABSTRACT**

Uterine activity varies throughout pregnancy due to cellular, hormonal, and anatomical factors. To characterize it, techniques such as intrauterine pressure (IUP), tocodynamometry (TOCO), and electrohysterography (EHG) are used. EHG, a non-invasive method, directly measures uterine electrical activity and provides temporal, spectral, and non-linear data, helpful in predicting labor and complications like preterm birth, which affects 11% of pregnancies worldwide. Although multiple gestation (MG) pregnancies are a risk factor, they are not commonly included in studies, and their myoelectric characteristics are unknown.

This Final Degree Project (TFG) aimed to characterize and compare uterine myoelectric activity in the third trimester of women with single and multiple pregnancies using temporal, spectral, and non-linear parameters. Data from 133 patients were analyzed through cross-sectional and longitudinal studies, primarily focusing on the longitudinal ones.

In the cross-sectional studies, statistically significant parameters such as Vpp, SampEn4, and KHE were identified. In multiple gestations, significant parameters were Vpp, SampEn1, SampEn2, SampEn3, and KHE. Comparative studies of early and late gestational weeks revealed significant non-linear parameters, with SampEn2, SampEn3, and KHE significant in early weeks and SampEn1, SampEn2, SampEn3, and KHE in late weeks.

In the longitudinal study, global slopes were examined in 26 patients with more than three recording sessions, using t-tests and one-tailed tests to evaluate differences in median slopes. Significant differences were found in Vpp, SampEn4, and KHE. Of these patients, 12 had single pregnancies, and 12 had multiple pregnancies. The parameters Vpp, SampEn4, and KHE were significant in single pregnancies, but no significant differences were found in multiple pregnancies or between both groups.

**keywords:** uterine activity, electrohysterography (EHG), parameter evaluation, statistical analysis.





# ÍNDICE

## DOCUMENTOS CONTENIDOS EN EL TFG

- Memoria
- Presupuesto

## ÍNDICE DE LA MEMORIA

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN .....	1
1.1. El aparato reproductor femenino.....	1
1.1.1. Órganos genitales externos .....	1
1.1.2. Órganos genitales internos.....	1
1.2. Contracción de las células musculares lisas uterinas .....	5
1.2.1. Estructura del músculo liso.....	5
1.2.2. Proceso excitación-contracción del músculo liso .....	5
1.3. Cambios fisiológicos del aparato reproductor en el embarazo y parto .....	6
1.3.1. La reproducción humana.....	6
1.3.2. Cambios hormonales durante el embarazo.....	7
1.3.3. Cambios en la contracción uterina .....	8
1.3.4. El parto .....	8
1.4. Monitorización de la dinámica uterina .....	9
1.4.1. Presión intrauterina (IUP).....	9
1.4.2. Tocografía externa (TOCO).....	10
1.4.3. Electroelectrohisterografía (EHG).....	11
1.5. Caracterización de la señal EHG .....	12
CAPÍTULO 2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS .....	14
CAPÍTULO 3. MATERIALES .....	15
3.1. Descripción de la base de datos.....	15
CAPÍTULO 4. MÉTODOS .....	17
4.1. Adquisición de señales de EHG .....	17
4.2. Preprocesamiento de las señales.....	18
4.3. Señal bipolar.....	19
4.4. Segmentación.....	19
4.5. Parámetros temporales, espectrales y no lineales .....	20
4.5.1. Amplitud pico-pico .....	21

4.5.2.	Frecuencia Mediana .....	22
4.5.3.	Entropía Muestral.....	22
4.5.4.	Curtosis de la Envolvente de Hilbert .....	23
4.6.	Análisis estadístico .....	24
4.6.1.	Pruebas estadísticas empleadas.....	24
4.6.2.	Análisis estadístico en el estudio transversal .....	26
4.6.3.	Análisis estadístico en el estudio longitudinal.....	27
CAPÍTULO 5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....		30
5.1.	Estudio transversal .....	30
5.1.1.	Estudio transversal de las semanas tempranas y tardías en gestación única. ....	30
5.1.2.	Estudio transversal de las semanas tempranas y tardías en gestaciones múltiples. 33	
5.1.3.	Estudio transversal de las semanas tempranas en gestación única y múltiple. ....	35
5.1.4.	Estudio transversal de las semanas tardías en gestación única y múltiple .....	37
5.2.	Estudio longitudinal .....	39
5.2.1.	Estudio longitudinal de todas las pacientes con más de tres sesiones registradas. 40	
5.2.2.	Estudio longitudinal de pacientes con más de tres registros: gestación única y múltiple.....	43
CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES .....		48
CAPÍTULO 7. LIMITACIONES, POSIBLES MEJORAS Y LÍNEAS DE TRABAJO FUTURAS .....		49
BIBLIOGRAFÍA.....		50

## **ÍNDICE DEL PRESUPUESTO**

1.	INTRODUCCIÓN .....	1
1.1.	Mano de obra .....	1
1.2.	Materiales, equipos y software .....	1
1.3.	Presupuesto de ejecución material y presupuesto de ejecución por contrata .....	2
2.	CUADROS DE PRECIOS UNITARIOS DE MATERIALES, MANO DE OBRA Y ELEMENTOS AUXILIARES.....	2
3.	CUADRO DE PRECIOS PARCIALES.....	3
4.	CUADRO DE PRECIOS UNITARIOS DE LAS UNIDADES DE OBRA.....	4
5.	CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS.....	5
6.	PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA .....	7



**MEMORIA**

# Listado de figuras

Figura 1. Órganos genitales externos. Imagen tomada de (Park, 2017) .....	1
Figura 2. Órganos genitales internos femeninos; visión anterior. Imagen tomada de (Paulsen, 2024b) .....	2
Figura 3. Órganos genitales femeninos (perspectiva interna). Visión anterior. Imagen tomada de (Drake et al., 2024) .....	3
Figura 4. Lig. ancho del útero, mesoovario y mesosálpinx; sección parasagital derecha, representación esquemática; visión desde la derecha (Paulsen, 2024b) .....	3
Figura 5. Partes de trompas de Falopio. Imagen tomada de (O'Dowd, 2024) .....	4
Figura 6. Estructura del músculo liso. Imagen tomada de (J. E. Hall PhD & Hall, 2021b) .....	5
Figura 7. Implantación de un óvulo fecundado (cigoto) en la pared del útero. Imagen tomada de (Chiego, 2021) .....	7
Figura 8. Representación visual de la técnica IUP mediante el uso de un catéter. Imagen tomada de (Sharma, 2015) .....	10
Figura 9. Representación visual de la técnica TOCO mediante la utilización de un sensor de presión. Imagen tomada de (Ayres-de-Campos & Nogueira-Reis, 2016).....	10
Figura 10. Ejemplo de registro del EHG. Se colocan electrodos en la superficie abdominal del paciente para realizar la medición de EMG uterino. Imagen tomada de (LUCOVNIK et al., 2011) .....	11
Figura 11. Señal de EHG registrada a partir de la superficie abdominal de una mujer a punto de dar a luz. Se observa que las contracciones uterinas se relacionan con ráfagas eléctricas de picos de potenciales de acción del EHG. Imagen tomada de (Reyes-Lagos et al., 2020) .....	11
Figura 12. Correspondencia de la señal eléctrica que registra el EHG (arriba) con las contracciones mecánicas que registra el TOCO. Imagen tomada de (LUCOVNIK et al., 2011).....	12
Figura 13. Clasificación de los componentes frecuenciales de los EHG-burst .....	12
Figura 14. Señal de IUP (a), SW (b) y FW (c) del EMG del útero, y la suma de ambas (d). Imagen tomada de (Devedeux et al., 1993) .....	13
Figura 15. Esquema visual de la organización de los datos.....	15
Figura 16. Información clínica de todas las pacientes registradas .....	16
Figura 17. Disposición de electrodos de superficie para obtener registro EHG monopolar (M1, M2). Imagen tomada de (Parra et al., 2017) .....	17
Figura 18. Proceso de adquisición de señales de EHG .....	18
Figura 19. Esquema de la función de la aplicación LabView .....	18
Figura 20. Esquema visual de la organización de los datos después de convertir los datos de Ca2 a ficheros binarios .....	18
Figura 21. Resumen del preprocesamiento de señales de EHG.....	19

Figura 22. Señal del registro 1 de la paciente 1726928. Los tramos en azul son los tramos calificados como “válidos” y los de gris calificados como “artefactos” .....	19
Figura 23. Las distintas familias de los parámetros que se emplean en este trabajo .....	20
Figura 24. Los parámetros de EHG se puede hacer mediante dos tipos de análisis: análisis de EHG-burst (a) y análisis de ventana completa de EHG (b). Imagen de: (Mas-Cabo et al., 2019) 21	21
Figura 25. Enventanado de los tramos válidos de la señal del registro 1 de la paciente 1726928. ....	21
Figura 26. Sample Entropy. Imagen tomada de (Lou et al., 2022) .....	23
Figura 27. Esquema visual de los pasos que se han seguido para el estudio longitudinal. ....	27
Figura 28. Histogramas de los parámetros computados en edades gestacionales tempranas (rosa) y tardías (azul) de gestación única .....	32
Figura 29. Diagramas de cajas y bigotes con los p-valores derivados del análisis estadístico (Wilconxon-Mann-Whitney) de parámetros computados en edades gestacionales tempranas y tardías de gestación única .....	32
Figura 30. Histogramas de los parámetros computados en edades gestacionales tempranas (rosa) y tardías (azul) de gestación única .....	34
Figura 31. Diagramas de cajas y bigotes con los p-valores derivados del análisis estadístico (Wilconxon-Mann-Whitney) de parámetros computados en edades gestacionales tempranas y tardías de gestación múltiple. ....	35
Figura 32. Histogramas de los parámetros computados en edades gestacionales tempranas de gestación única (verde) y múltiple (rojo) .....	36
Figura 33. Diagramas de cajas y bigotes con los p-valores derivados del análisis estadístico (Wilconxon-Mann-Whitney) de parámetros computados en edades gestacionales tempranas de gestación única y múltiple.....	37
Figura 34. Histogramas de los parámetros computados en edades gestacionales tardías de gestación única (verde) y múltiple (rojo) .....	38
Figura 35. Diagramas de cajas y bigotes con los p-valores derivados del análisis estadístico (Wilconxon-Mann-Whitney) de parámetros computados en edades gestacionales tardías de gestación única y múltiple.....	39
Figura 36. Histogramas de las pendientes globales de cada parámetro de pacientes con más de tres registros.....	41
Figura 37. Diagramas Caja-Bigotes de las pendientes globales de cada parámetro. El p-valor que se muestra encima de cada gráfico es el p-valor obtenido de la prueba bilateral.....	42
Figura 38. Distribuciones de las pendientes globales de cada parámetro para los grupos GU (verde) y GM (rojo).....	43
Figura 39. Diagramas Caja-Bigotes de las pendientes globales de cada parámetro de pacientes con GU. El p-valor que se muestra encima de cada gráfico es el p-valor obtenido de la prueba bilateral. ....	44

Figura 40. Diagramas Caja-Bigotes de las pendientes globales de cada parámetro de pacientes con GM. El p-valor que se muestra encima de cada gráfico es el p-valor obtenido de la prueba bilateral. .... 45

Figura 41. Diagramas Caja-Bigotes de las pendientes globales de cada parámetro para GU y GM. El p-valor que se muestra encima de cada gráfico es el p-valor obtenido de la prueba bilateral. .... 46



## Listado de tablas

Tabla 1. Comparación de las funciones de estrógeno y progesterona en el embarazo .....	7
Tabla 2. Media, mediana, desviación típica y rango de la edad gestacional, edad materna, paridad y BMI .....	16
Tabla 3. Resumen de las de pruebas estadísticas de los estudios transversales y longitudinales que se realizarán en este TFG. El acrónimo WMW representa la prueba de Wilcoxon-Mann-Whitney y PRSW para la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon .....	29
Tabla 4. Distribución de registros y pacientes con gestación única según el tiempo de gestación .....	30
Tabla 5. Promedio y desviación estándar ( $\mu \pm \sigma$ ) de los parámetros computados en edades gestacionales tempranas y tardías de gestación única .....	31
Tabla 6. Distribución de registros y pacientes con gestación múltiple según la edad gestacional .....	33
Tabla 7. Promedio y desviación estándar ( $\mu \pm \sigma$ ) de los parámetros computados en edades gestacionales tempranas y tardías de gestación múltiple.....	33
Tabla 8. Distribución de registros de las semanas tempranas en función del tipo de gestación	36
Tabla 9. Promedio y desviación estándar ( $\mu \pm \sigma$ ) de los parámetros computados en edades gestacionales tempranas de gestación única y múltiple .....	36
Tabla 10. Distribución de registros de las semanas tardías en función del tipo de gestación ....	38
Tabla 11. Promedio y desviación estándar ( $\mu \pm \sigma$ ) de los parámetros computados en edades gestacionales tardías de gestación única y múltiple .....	38
Tabla 12. Pendientes globales de cada parámetro y cada paciente. En total existen 26 filas, una por paciente, y 7 columnas, una por cada parámetro. ....	40
Tabla 13. Promedio y desviación estándar ( $\mu \pm \sigma$ ) de las pendientes globales de cada parámetro .....	41
Tabla 14. P-valores resultantes al aplicar la prueba de rangos con signo de Wilcoxon en sus versiones bilateral y unilateral (derecha e izquierda). ....	42
Tabla 15. Valores p resultantes al aplicar la prueba de rangos con signo de Wilcoxon en sus versiones bilateral y unilateral (derecha e izquierda). ....	45
Tabla 16. Valores p resultantes al aplicar la prueba de rangos con signo de Wilcoxon en sus versiones bilateral y unilateral (derecha e izquierda). ....	46
Tabla 17. Valores p resultantes al aplicar la prueba de rangos con signo de Wilcoxon en sus versiones bilateral y unilateral (derecha e izquierda). ....	47
Tabla 18. Cuadro de precios unitarios de mano de obra.....	2
Tabla 19. Cuadro de precios unitarios de equipos y software.....	2
Tabla 20. Cuadro de precios unitarios de materiales .....	2



# CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

En este Capítulo se describe la anatomía del sistema reproductor femenino, tanto en su aspecto externo como interno. Seguidamente, se detallan los mecanismos celulares que generan las contracciones uterinas, así como en los cambios fisiológicos que las desencadenan durante el embarazo. Además, se analizan las técnicas empleadas para medir la actividad uterina.

## **1.1. EL APARATO REPRODUCTOR FEMENINO**

El aparato reproductor femenino se compone de órganos genitales externos (fuera de la pelvis) e internos (dentro de la pelvis).

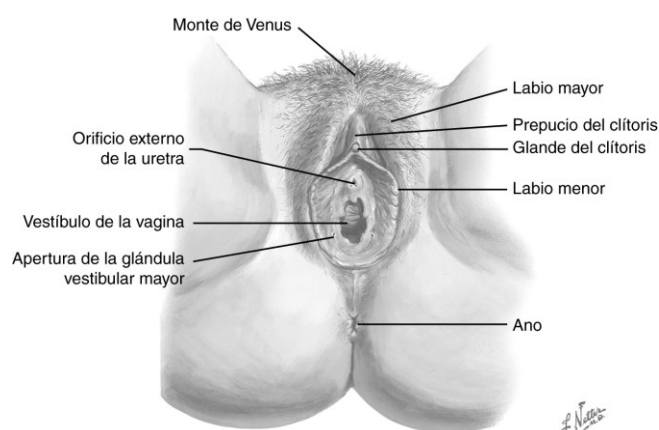
### **1.1.1. Órganos genitales externos**

Los órganos genitales externos (o vulva) constan del monte de Venus, clítoris, los labios menores y mayores, y las glándulas vestibulares menores y mayores (Paulsen, 2024a).

El monte de Venus está formado por piel, y debajo de él existe tejido graso subcutáneo. Se caracteriza por presentar folículos pilosos que dan lugar al vello púbico (Lowe et al., 2020), y se extiende hasta formar los labios mayores, que son pliegues externos que están constituidos por piel y grasa, y protegen el orificio vaginal.

Por otro lado, los labios menores son pliegues más pequeños y no presentan tejido adiposo ni folículos pilosos, sino glándulas sebáceas, vasos sanguíneos y fibras elásticas. Entre los dos pliegues de los labios menores y debajo del monte de Venus se encuentra el clítoris, que es un pequeño órgano eréctil, muy vascularizado y con muchas fibras nerviosas (Moore et al., 2021).

Entre los labios menores, se sitúa el vestíbulo, que es una pequeña región próxima a los orificios de la uretra y de la vagina, así como a las glándulas vestibulares que secretan lubricación durante la excitación sexual (González Bosquet, 2020).



*Figura 1. Órganos genitales externos. Imagen tomada de (Park, 2017)*

### **1.1.2. Órganos genitales internos**

Los órganos genitales internos engloban el útero, la vagina, trompas de Falopio, y los ovarios (Paulsen, 2024b). Los tres últimos componentes están envueltos por un mesenterio denominado ligamento ancho del útero, el cual se divide en tres partes denominadas mesometrio, mesosálpenx, y mesoovario. En este apartado se irán detallando las estructuras descritas.

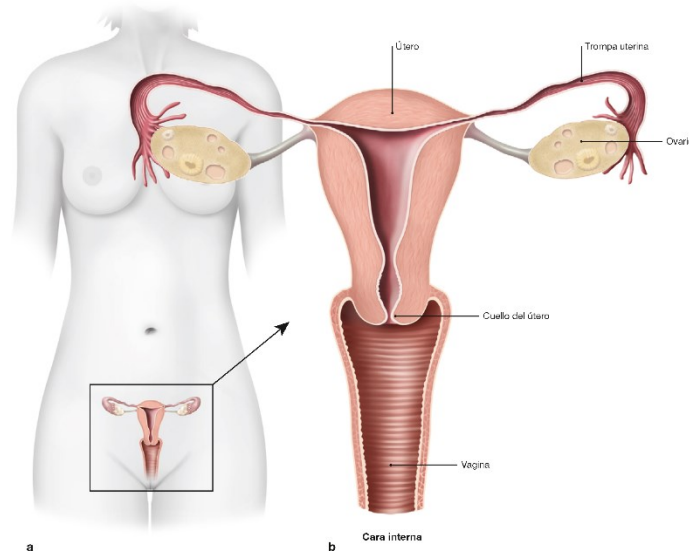


Figura 2. Órganos genitales internos femeninos; visión anterior. Imagen tomada de (Paulsen, 2024b)

#### 1.1.2.1. La vagina

La vagina es un órgano tubular musculomembranoso, y es donde se da lugar la copulación, la evacuación del flujo menstrual y forma la parte inferior del canal del parto (Becerra Solano, 2018). En una mujer madura, tiene una longitud de 7-9 cm, pero es capaz de distendirse y forma un ángulo de 90° con el útero (Lowe et al., 2020).

#### 1.1.2.1. El útero

El útero, un órgano muscular hueco que se sitúa entre la vejiga y el recto. Posee dimensiones aproximadas de 8 cm de longitud, 5 cm de ancho y 3 cm de espesor (Waschke, 2018). Normalmente su peso promedio es de 50g, pero durante el embarazo puede aumentar hasta alcanzar 1kg, mientras que durante la menopausia experimenta una reducción en su tamaño.

En el útero se pueden diferenciar dos partes: 2/3 superiores constituyen el *cuerpo* y 1/3 inferior el *cuello del útero* o *cérvix*, que da lugar a la parte superior de la vagina (Becerra Solano, 2018). El cuerpo se extiende desde *el fondo* (o *fundus*), que es la zona redondeada superior del útero, hasta el istmo, la zona estrecha existente entre el cuerpo y el cuello.

Asimismo, las paredes del útero están compuestas por tres capas: el *perimetrio*, que es una capa fina externa serosa; el *miometrio*, que constituye la capa media gruesa compuesta por músculo liso; y el *endometrio*, la capa fina interna mucosa donde se implanta el cigoto y es la capa que se expulsa durante la menstruación sino se ha producido fecundación (Moore et al., 2020).

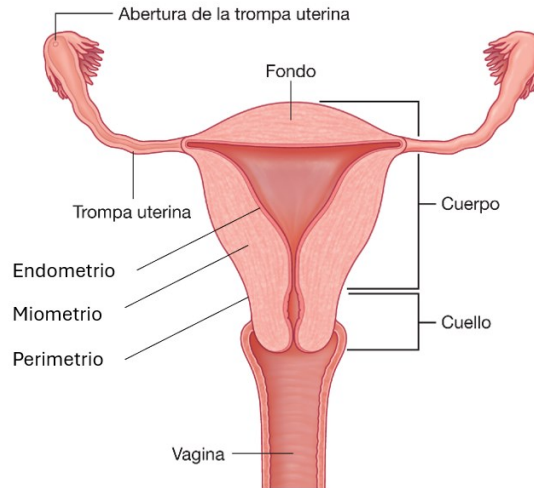


Figura 3. Órganos genitales femeninos (perspectiva interna). Visión anterior. Imagen tomada de (Drake et al., 2024)

El miometrio, al mismo tiempo, está formado por tres capas de músculo liso difíciles de diferenciar a simple vista. En las capas internas y externas existe músculo longitudinal, y en la capa media músculo en forma circular. A medida que se desciende hacia el cuello del útero, el número de células musculares lisas disminuye y se reemplazan por tejido conjuntivo (Gartner, 2021). El miometrio se dice que es “hormonosensible” porque puede tener tanto un aumento de tamaño de células (hipertrofia) como un aumento del número de células (hiperplasia) durante la gestación (Lowe et al., 2020)

#### 1.1.2.2. Trompas de Falopio

Las trompas de Falopio, también conocidas como trompas uterinas o oviductos, son dos conductos que se extienden desde las regiones superolaterales del fondo uterino (llamadas cuernos uterinos) hasta los ovarios, y miden aproximadamente 8-10 cm de largo (Hansen et al., 2023). Están enlazadas al mesosálpinx, un tejido conectivo delgado que cubre las trompas, forman el ligamento ancho del útero y tiene como función la irrigación de las trompas (Ovalle & Nahirney, 2021a).

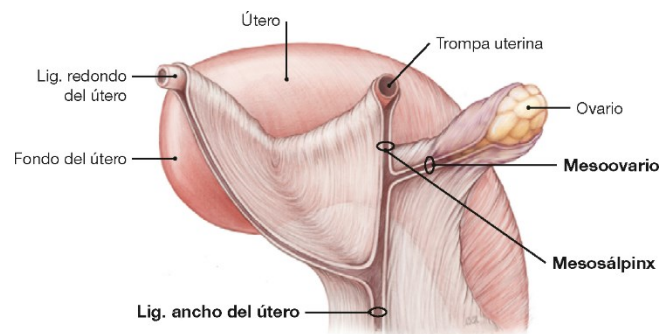


Figura 4. Lig. ancho del útero, mesoovario y mesosálpinx; sección parasagital derecha, representación esquemática; visión desde la derecha (Paulsen, 2024b)

Su función principal es transportar los óvulos desde el ovario hasta el cuerpo uterino, y es también el lugar donde se produce la fertilización del óvulo con el espermatozoide (Lowe et al., 2020).

Se pueden distinguir cuatro partes distintas: una parte intersticial, istmo, ampollar, e infundíbulo. La parte intersticial está rodeada por el miometrio, y mide entre 1 y 2 cm de longitud. El istmo empieza cuando la trompa sale del útero, es estrecho y tiene 4 cm de longitud. La ampolla, en cambio, es más ancha, tiene una dirección sinuosa, suele medir 4 cm y es la zona donde generalmente ocurre la fecundación. El infundíbulo es la parte más distal, y se compone por fimbrias (Prescott et al., 2022).

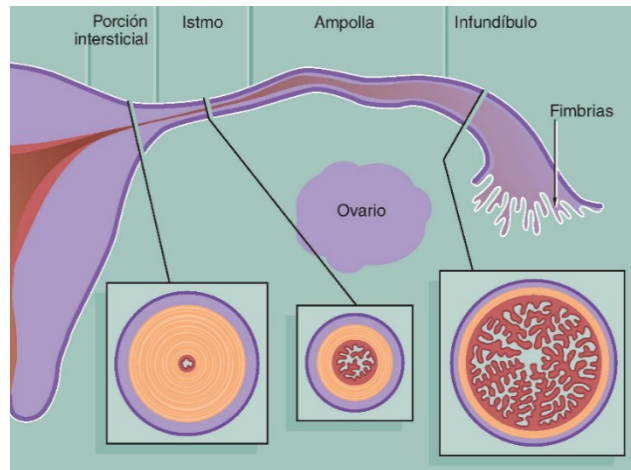


Figura 5. Partes de trompas de Falopio. Imagen tomada de (O'Dowd, 2024)

### 1.1.2.3. Los ovarios

En los extremos del infundíbulo de las trompas de Falopio, se encuentran los ovarios. Los ovarios son las glándulas responsables de generar cambios en el ciclo reproductivo de la mujer, y la función principal que desempeña es generar células germinales (óvulos) y las hormonas esteroideas como los estrógenos y la progesterona.

Son glándulas blancas en forma de almendra que, en mujeres adultas, suelen medir 3 cm de longitud y 2 cm de ancho. No obstante, el tamaño de los ovarios puede cambiar en función del ciclo menstrual, el embarazo o la menopausia (Ovalle & Nahirney, 2021a). Además, cuentan con varios puntos de unión. Están unidos a la pelvis por el ligamento suspensorio del ovario, al útero por el ligamento propio del ovario y al ligamento ancho por el mesoovario.

Por otro lado, los cambios cíclicos que experimentan los ovarios se denominan conjuntamente como el "ciclo ovárico". El ciclo ovárico se compone de tres fases: folicular, ovulación y fase lútea (S. Hall et al., 2020) y tiene una duración aproximada de 28 días.

Durante la fase folicular (días 1-14) las hormonas de la adenohipófisis (la hormona foliculoestimulante, FSH, y la hormona luteinizante, LH) inducen a que varios de los folículos, que son sacos pequeños llenos de líquido ubicados en el ovario que contiene un óvulo inmaduro (*Definición de folículo ovárico - Diccionario de cáncer del NCI - NCI, 2011*), inicien su desarrollo hasta que se genere un folículo maduro. Durante la ovulación, el óvulo contenido dentro del folículo maduro se vierte hacia fuera rodeado por una masa de células llamadas corona radiada. Después que se de este proceso, se genera el cuerpo lúteo, un tejido responsable de producir estrógenos y progesterona.

Al cabo de dos semanas, si no se ha producido la fecundación, se deteriora el cuerpo lúteo, el nivel de progesterona y estrógenos disminuye, se inicia la menstruación y comienza de nuevo el ciclo ovárico (J. E. Hall PhD & Hall, 2022).

## 1.2. CONTRACCIÓN DE LAS CÉLULAS MUSCULARES LISAS UTERINAS

### 1.2.1. Estructura del músculo liso

Como ya se comentó en el apartado anterior, el útero es un órgano compuesto por células musculares lisas. Estas células musculares (miocitos) suelen ser del tipo unitario, es decir, que tiene uniones comunicantes entre las células (*gap junctions*) por lo que se genera una rápida propagación de la onda de despolarización y en consecuencia una contracción (Costanzo, 2023a). En otras palabras, no se refiere a que funciona como una única célula, sino a un conjunto de cientos de miles de fibras musculares que se contraen de manera conjunta.

Así mismo, las células musculares lisas uterinas están formadas por distintos componentes: los filamentos gruesos, compuestos por la proteína contráctil miosina; los filamentos delgados, compuestos por actina; y los cuerpos densos, que sirven como unión entre los filamentos gruesos y finos. Además, también poseen filamentos intermedios que contienen desmina o vimentina y conforman un patrón entrecruzado que rodea la célula (Ovalle & Nahirney, 2021b).

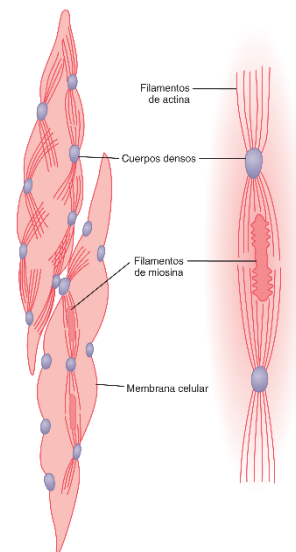


Figura 6. Estructura del músculo liso. Imagen tomada de (J. E. Hall PhD & Hall, 2021b)

En la contracción participan múltiples moléculas intermediarias y proteínas, pero la fuerza mecánica se produce esencialmente por la interacción entre la actina y los filamentos de miosina, que se compone de dos cadenas pesadas y cuatro cadenas ligeras. Dicha interacción ocurre gracias a la proteína reguladora denominada calmodulina, y ocurre cuando un potencial de acción llega a la célula y entra iones  $\text{Ca}^{2+}$  y  $\text{Na}^+$  a su interior, provocando la unión entre la actina y miosina, y, en consecuencia, el acortamiento celular (Kierszenbaum & Tres, 2020).

### 1.2.2. Proceso excitación-contracción del músculo liso

En el proceso de excitación-contracción del miocito liso, ocurren una serie de acontecimientos (Costanzo, 2023a) que se detallan a continuación:

1. Cuando ocurre un potencial de acción, los canales de  $\text{Ca}^{2+}$  de la membrana sarcolémica dependientes de voltaje se abren, y el  $\text{Ca}^{2+}$  fluye hacia el interior de la célula produciendo un aumento de concentración de  $\text{Ca}^{2+}$  intracelular. En ese momento se libera  $\text{Ca}^{2+}$  adicional a partir del retículo sarcoplásmico
2. El aumento de concentración de  $\text{Ca}^{2+}$  induce la unión entre  $\text{Ca}^{2+}$  y la calmodulina, formando el "complejo calmodulina-calcio"
3. El complejo se une y activa la cinasa de la cadena ligera de miosina para fosforilar la cadena ligera de la miosina
4. Cuando la cadena ligera está fosforilada, tiene la capacidad de enlazarse con el filamento de actina, creando tensión y puentes cruzados

Sin embargo, aparte de los canales de  $\text{Ca}^{2+}$  dependientes de voltaje, existen otro tipos de canales que permiten la entrada de este ion como son los canales de  $\text{Ca}^{2+}$  dependientes del ligando (Costanzo, 2023a). Los ligandos pueden ser o bien factores químicos locales o varias hormonas (J. E. Hall PhD & Hall, 2021b). Algunos factores químicos locales son: ausencia de oxígeno o exceso de iones de hidrógeno; mientras que las hormonas que participan en la contracción son la adrenalina, la vasopresina, la oxitocina, o la serotonina, entre muchas otras.

Aparte de los canales dependiente de voltaje y ligando, existe un último tipo denominado canales de  $\text{Ca}^{2+}$  accionados por  $\text{IP}_3$  (inositol 1,4,5-trifosfato), en el que participan otras componentes intermediarias proteicas como la proteína G o la fosfolipasa C (PLC).

Así pues, las células musculares lisas del útero se contraen por la actividad eléctrica y por los cambios en las permeabilidades iónicas en la membrana. Son dependientes del voltaje y del tiempo y se caracterizan por ser muy excitables.

### **1.3. CAMBIOS FISIOLÓGICOS DEL APARATO REPRODUCTOR EN EL EMBARAZO Y PARTO**

#### **1.3.1. La reproducción humana**

La reproducción empieza con la fecundación, cuando un óvulo liberado de la mujer es fecundado por un espermatozoide y se convierte en una única célula llamada cigoto. Una vez formado el cigoto, entre los 3 y 5 días siguientes, recorre el resto de las trompas de Falopio hasta llegar al útero. El recorrido es posible debido al flujo que excreta el epitelio tubárico y el movimiento de los cilios que cubren la trompa (J. E. Hall PhD & Hall, 2021a).

En esos días iniciales, el cigoto se divide y multiplica rápidamente. Al llegar a unas 100 células, pasa a llamarse "blastocito". Una vez en el útero, se implanta en la mucosa uterina, dando inicio a la formación de la placenta y al desarrollo embrionario. Desde este punto, el útero atraviesa una serie de cambios a lo largo de todo el embarazo.



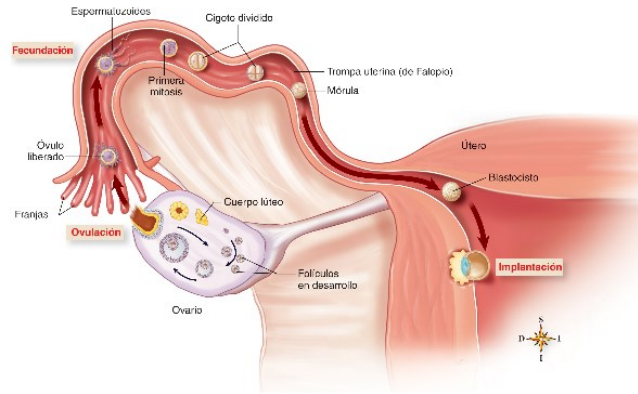


Figura 7. Implantación de un óvulo fecundado (cigoto) en la pared del útero. Imagen tomada de (Chiego, 2021)

### 1.3.2. Cambios hormonales durante el embarazo.

En condiciones normales, a los 14 días una mujer no gestante desprendería el endometrio mediante la menstruación. Sin embargo, durante el embarazo, este proceso no tiene lugar debido a la síntesis de una nueva hormona conocida como *gonadotropina coriónica humana* (hCG) (J. E. Hall PhD & Hall, 2021a).

La concentración máxima de hCG se registra en la semana 10 de embarazo. Esta hormona evita la desintegración natural del cuerpo lúteo, y garantiza que se siga secretando más hormonas sexuales, como los estrógenos y la progesterona.

Además del cuerpo lúteo, estas dos últimas hormonas también se sintetizan en gran cantidad a partir de la placenta. Así pues, uno de los principales cambios que ocurren durante el embarazo es el aumento de nivel de estrógenos y progesterona (Koeppen & Stanton, 2018).

Los estrógenos tienen una función proliferativa, puesto que aumentan el tamaño del útero, así como de la mama y de los genitales externos. Estos estimulan el crecimiento de las fibras musculares del miometrio (hipertrofia), que suele ocurrir a partir de la semana 12 de gestación, y puede llegar a generar fibras musculares hasta 10 veces más de longitud y 5 de grosor (González Bosquet, 2020).

En contraste, la progesterona prolonga el embarazo manteniendo el endometrio del útero y disminuyendo la contracción uterina, puesto que aumenta el umbral frente a estímulos contráctiles para prolongar el embarazo (entre otras funciones) (Costanzo, 2023b).

Tabla 1. Comparación de las funciones de estrógeno y progesterona en el embarazo

Estrógeno	Progesterona
Aumentan el tamaño del útero, de la mama y los genitales externos	Prolonga el embarazo
Estimula la hipertrofia	Mantiene el endometrio
Se encarga de la contracción de las fibras musculares	Inhibe la contracción uterina

### 1.3.3. Cambios en la contracción uterina

El útero al ser un órgano esencialmente musculoso, presenta un alto grado de actividad autónoma, y es capaz de producir ondas de despolarización desde el fondo del útero hasta la vagina y la vulva para generar la fuerza necesaria para expulsar al feto (Vicens, 2018). Sin embargo, la contracción del útero es distinta en las distintas fases del embarazo.

Durante la gestación, el útero se contrae, pero de forma irregular y poco coordinada (contracciones de Braxton Hicks); mientras que en el parto las contracciones son intensas, frecuentes y regulares.

Una de las razones por las cuales existen diferencias en la actividad eléctrica en las distintas etapas del embarazo se debe a las uniones gap. Las uniones gap (en inglés, *gap junctions*) unen eléctricamente a las células mioeléctricas compuestas por una familia de proteínas denominadas conexinas, que presentan baja resistencia eléctrica al paso de corriente, por lo que permite el traspaso de los potenciales de acción a través de las células (Garfield & Maner, 2007). Existen muchas clases de conexinas, pero la que más abunda en el útero son las conexinas 43 (Cx43) por su masa molecular (43kD), así como las conexinas 40 y 45 (Sheldon, 2014).

El número de uniones gap se relaciona con el nivel de hormonas. Los estrógenos, oxitocina y prostaglandinas aumentan su número, mientras que la progesterona, lo disminuye (Kilarski et al., 1996; Sheldon, 2014).

Como en el embarazo hay más progesterona, el número de uniones gap en el embarazo es bajo, mientras que, cuando se acerca el momento del parto, su número aumenta de forma notoria. En consecuencia, como el aumento de uniones gap implica un aumento de la conductancia, favorece que se produzca el sincronismo y la coordinación de las contracciones para la expulsión del feto.

Hoy en día poco se conoce acerca del origen de las contracciones sincrónicas. Una hipótesis es que el origen de una contracción uterina se podría atribuir a células "marcapasos" (*pacemaker* en inglés) que puedan generar una onda de despolarización que atraviese el resto del útero (Young, 2018).

Las células marcapasos en el útero presenta diferencias a las células marcapasos del corazón. El corazón se contrae en un solo latido, mientras que el útero se contrae de manera fásica y peristáltica, es decir, en fases y de forma coordinada, con ráfagas de onda rápida y con períodos de contracción seguidos de períodos de relajación (Garfield et al., 2021).

### 1.3.4. El parto

El parto se puede definir como el proceso mediante el cual el niño nace por las contracciones del útero, y ocurre entre las 37 y 40 semanas después del último periodo menstrual. (J. E. Hall PhD & Hall, 2021a).

En este periodo, ocurre distensión del útero. Los estrógenos, la oxitocina, las prostaglandinas entran en acción (Costanzo, 2023b), mientras que los niveles de progesterona disminuyen abruptamente, lo que provoca que el útero pase de un estado de relativa inactividad a uno de intensa actividad. Esto se debe a que los estrógenos y la oxitocina aumentan la contracción uterina; las prostaglandinas elevan los niveles intracelulares de calcio en las células del músculo liso del útero, así como la formación de conexiones entre células y dilatación del cuello uterino.

Sin embargo, el parto puede verse influenciado por múltiples factores fisiológicos, lo que puede ocasionar alteraciones y resultar en lo que se conoce como parto prematuro. Este tipo de parto ocurre entre las semanas 20 y 37 de gestación y ocurre aproximadamente en el 11% de los embarazos a nivel mundial (Torchia & Persaud, 2022).

El parto prematuro conlleva un mayor riesgo de morbilidad y mortalidad debido a la inmadurez de varios órganos (como los pulmones, intestinos, hígado y riñones) y de mecanismos homeostáticos (por ejemplo, la termorregulación). Esto puede desencadenar múltiples complicaciones, como el síndrome de dificultad respiratoria del lactante o la enterocolitis necrosante (García-Casado et al., 2018; Lister & Jones, 2017).

El parto prematuro puede deberse a diversas causas, como el estrés, las infecciones, el desprendimiento de la placenta o la sobredistensión uterina. La sobredistensión uterina está directamente relacionada con el embarazo múltiple y por este motivo, debe ser tratado como un embarazo de alto riesgo (Kay et al., 2020). Identificar correctamente las contracciones reales de las prematuras ayuda a iniciar el tratamiento adecuado a tiempo, evitar tratamientos innecesarios y hospitalizaciones, y mejorar las posibilidades de supervivencia de los bebés (Schlembach et al., 2009).

#### **1.4. MONITORIZACIÓN DE LA DINÁMICA UTERINA**

Como ya se ha comentado antes, si bien la actividad uterina se genera a partir los sucesivos potenciales de acción que se originan por la activación simultánea de diversas células musculares uterinas, las contracciones uterinas varían en las diferentes etapas de la gestación. Durante el embarazo están aisladas y descoordinadas, y cuando se aproxima el parto se vuelven intensas y sincronizadas (Benalcazar-Parra et al., 2019). Estas variaciones pueden servir como un indicador clave para anticipar el inicio del parto, tomar decisiones clínicas, así como para evaluar el bienestar del feto (Alberola-Rubio et al., 2013).

En la actualidad, la actividad uterina puede evaluarse de forma invasiva a través de la presión intrauterina (IUP), o de manera no invasiva mediante la tocografía (TOCO), así como con una técnica prometedora conocida como electrohisterografía (EHG) (Vlemminx et al., 2017).

##### **1.4.1. Presión intrauterina (IUP)**

La presión intrauterina (en inglés *intrauterine pressure*, IUP) es una técnica comúnmente reconocida como “*gold standard*” ya que da información cuantitativa y precisa de la actividad uterina. Se basa en el uso de un catéter de presión intrauterina (IUPC) que permite medir la variación de la presión en un punto determinado dentro del útero (Skowronski et al., 2006).

Sin embargo, esta técnica presenta desventajas, ya que solamente se puede emplear cuando ocurre la amniotomía (ruptura membranas) y, al ser invasivo, puede desencadenar en infección bacteriana, fiebre materna y la necesidad de realizar cesárea (Albaladejo-Belmonte et al., 2020).

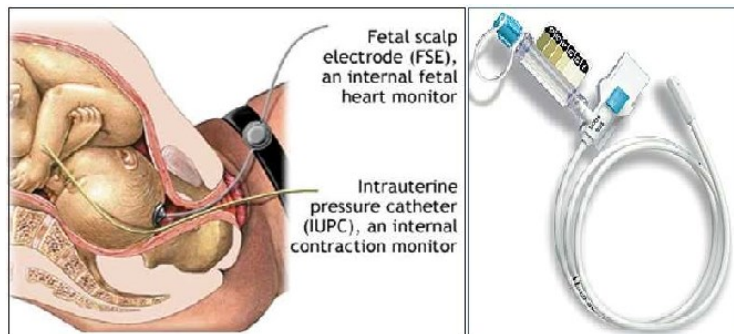


Figura 8. Representación visual de la técnica IUP mediante el uso de un catéter. Imagen tomada de (Sharma, 2015)

### 1.4.2. Tocografía externa (TOCO)

Debido a los inconvenientes que presenta la IUP, se prefiere otras técnicas no invasivas para la monitorización de la actividad uterina. La técnica más empleada en la actualidad es la tocografía externa (Albaladejo-Belmonte et al., 2020) .

La tocografía externa (o TOCO) es un método no invasivo que evalúa la frecuencia y duración de las contracciones en función de los cambios de la pared abdominal a través de un dispositivo denominado tocodinamómetro (Crespo Criado et al., 2022). El tocodinamómetro consta de un botón central (transductor) atado a cintas elásticas que cambia con la presión del útero. Es decir, cuando la presión del útero aumenta con la contracción, el transductor convierte la señal mecánica a eléctrica medible (Rubio, 2017; Terré Rull & Francés Ribera, 2006).

Un aspecto importante del TOCO es que depende de la posición del sensor y del amarre, ya que dependiendo de dónde esté ubicado y cómo es el contacto electrodo-piel, puede dar un registro diferente. En mujeres a término, suele colocarse en el fondo del útero; mientras que en mujeres a pretérmino, debajo del ombligo (Rubio, 2017). Y, al estar atado mediante correas, su medida puede verse afectada por movimientos de la madre (tos, vómitos, respiración) y puede resultar incómodo a la mujer gestante (Albaladejo-Belmonte et al., 2020).

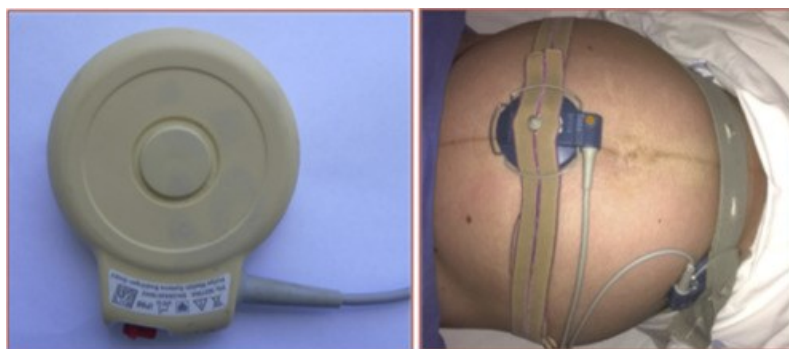


Figura 9. Representación visual de la técnica TOCO mediante la utilización de un sensor de presión. Imagen tomada de (Ayres-de-Campos & Nogueira-Reis, 2016)

Además, se le suma otros inconvenientes. Su sensibilidad y especificidad es demasiado pobre en mujeres obesas (Jain et al., 2016); y no mide el tono basal uterino, ni la intensidad real, ni el sincronismo de las contracciones, por lo que es una técnica cualitativa que no permite comparar distintas poblaciones.

### 1.4.3. Electroelectrohisterografía (EHG)

El electroelectrohisterografía (en inglés electrohysterogram, EHG) o el electromiograma uterino (EMG), es una técnica no invasiva que permite registrar y cuantificar la actividad eléctrica del útero generada por los cambios de potenciales de acción de las células musculares lisas del miometrio (Albaladejo-Belmonte et al., 2022; Esgalhado, Batista, Mouriño, Russo, Palma dos Reis, et al., 2020).

Para el registro de la actividad mioeléctrica, se colocan electrodos en la superficie que pueden estar dispuestos en diferentes configuraciones, ya sea canal único (*single-channel*) o múltiples canales (*multi-channel*).



Figura 10. Ejemplo de registro del EHG. Se colocan electrodos en la superficie abdominal del paciente para realizar la medición de EMG uterino. Imagen tomada de (LUCOVNIK et al., 2011)

Los electrodos registran ráfagas (EHG-bursts) de muchos picos (*spikes*). Cada pico representaría la suma de potenciales de acción de los miocitos debajo del electrodo (Mikkelsen et al., 2013).

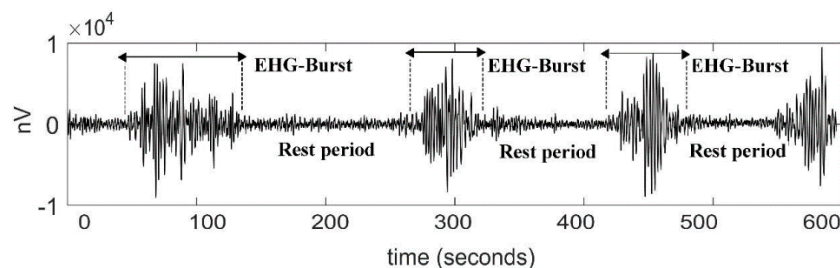


Figura 11. Señal de EHG registrada a partir de la superficie abdominal de una mujer a punto de dar a luz. Se observa que las contracciones uterinas se relacionan con ráfagas eléctricas de picos de potenciales de acción del EHG. Imagen tomada de (Reyes-Lagos et al., 2020)

En este aspecto debe tenerse una serie de consideraciones, como la variabilidad de conductancia entre la interfase electrodo-piel, que puede actuar como un filtro paso bajo y disminuir la amplitud o modificar el contenido frecuencial de la señal (Benfield & Newton, 2023); así como la posición del electrodo, ya que dependiendo de dónde esté situado y de los miocitos que tiene debajo, la señal puede ser distinta.

Actualmente el EHG se encuentra principalmente en uso en el ámbito de la investigación y ha sido poco utilizada en la práctica clínica debido a la preferencia de los médicos por emplear la presión como referencia clínica habitual (Albaladejo-Belmonte et al., 2020).

Numerosos estudios resaltan la eficacia del EHG por varias razones. En primer lugar, permite distinguir entre contracciones uterinas reales y falsas, ya sea mediante el análisis de EHG-bursts o mediante ventanas de análisis (Mas-Cabo et al., 2019). En segundo lugar, facilita la detección de partos prematuros incluso en etapas tempranas del embarazo (P. et al., 2019). Además, a diferencia del TOCO, su precisión no se ve afectada por la obesidad de las pacientes. Por último, se prevé que en el futuro tenga aplicaciones clínicas adicionales, como el diagnóstico de dilatación disfuncional del cuello uterino o la evaluación de la respuesta a fármacos como la oxitocina (Cohen, 2017).

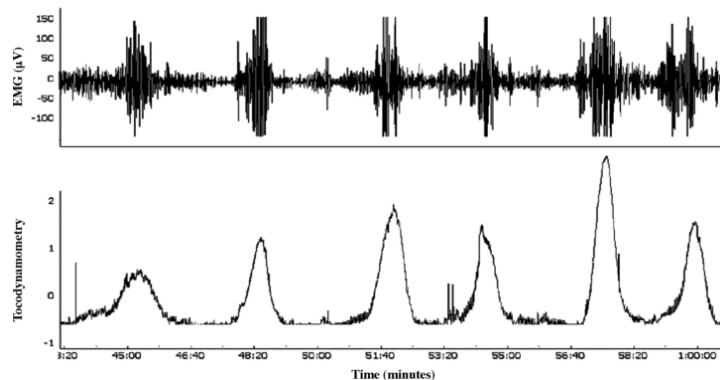


Figura 12. Correspondencia de la señal eléctrica que registra el EHG (arriba) con las contracciones mecánicas que registra el TOCO. Imagen tomada de (LUCOVNIK et al., 2011)

### 1.5. CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL EHG

Como la técnica EHG permite caracterizar directamente la actividad mioeléctrica, se puede extraer información de las contracciones a nivel temporal (como la amplitud, duración, número de contracciones) o a nivel frecuencial (frecuencia principal, frecuencia media, etc.). De esta forma, se puede extraer otros parámetros relacionados con la amplitud (*amplitude related*), que representan la potencia o la energía de la señal; o parámetros no lineales, como la entropía muestral o máximo exponente de Lyapunov (Fele-Žorž et al., 2008).

A partir la información espectral, se pueden distinguir dos componentes en las ráfagas de EHG (o *EHG-bursts*): las ondas lentas (Slow Wave, SW) y las ondas rápidas (Fast Wave, FW) (Benalcazar-Parra et al., 2019).

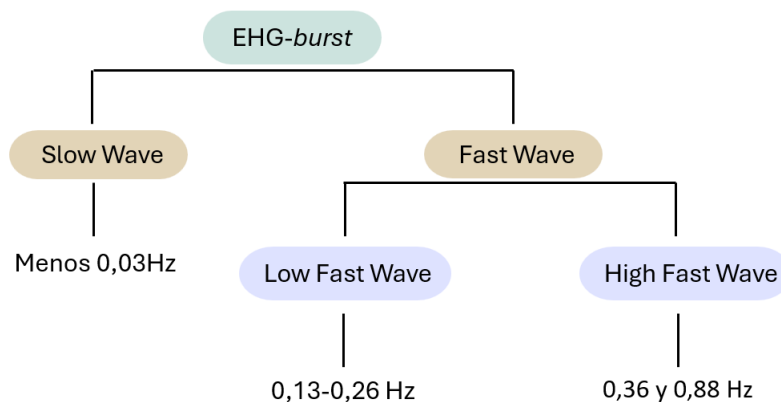


Figura 13. Clasificación de los componentes frecuenciales de los EHG-burst

Las ondas lentas (SW) son las componentes de baja frecuencia (inferiores a 0.03 Hz) y generalmente, en términos de análisis, carecen de relevancia debido a que su ancho de banda se superpone con las fluctuaciones de la línea base, las cuales están relacionadas con el estiramiento de la piel o los movimientos de los electrodos (Albaladejo-Belmonte et al., 2022).

Las ondas rápidas (FW) están relacionadas con la contracción, por lo que la mayor parte de los estudios se centran en esta onda. Están comprendidas entre los 0.1 y 1 Hz, y se pueden distinguir dos patrones: Fast Wave Low (FWL), que se asocia a la propagación del EHG, y está contenido entre 0.13 y 0.26 Hz; y Fast Wave High (FWH), cuya frecuencia se encuentra entre los 0.36 y 0.88 Hz, aunque algunos autores mencionan que puede llegar a los 3-4 Hz (Benalcazar-Parra et al., 2019).

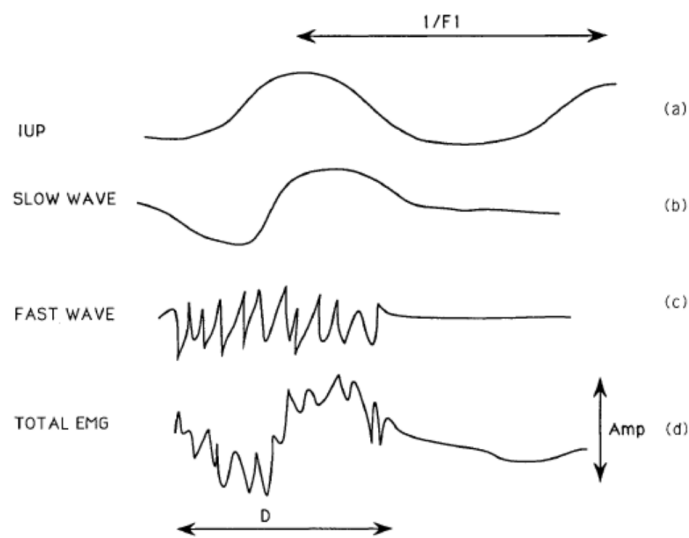


Figura 14. Señal de IUP (a), SW (b) y FW (c) del EMG del útero, y la suma de ambas (d). Imagen tomada de (Devedeux et al., 1993)

De este modo, es posible caracterizar la señal de EHG utilizando diversos parámetros para predecir el momento del parto. Sin embargo, la mayoría de los estudios que incorporan EHG son de carácter transversal, lo que impide analizar los parámetros a lo largo de las semanas gestacionales. Además, se centran en pacientes con gestación única, sin considerar adecuadamente la gestación múltiple en sus investigaciones (Díaz-Martínez et al., 2024), a pesar de que esta última condición es más propensa a partos prematuros.

## **CAPÍTULO 2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**

Los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS), también conocidos como Agenda 2030, enfatizan la necesidad de brindar servicios de atención médica de alta calidad, especialmente para grupos vulnerables como las mujeres. El objetivo para 2030 es lograr un acceso universal a servicios de salud sexual y reproductiva, reducir las tasas mundiales de mortalidad materna y neonatal, y promover la salud de las mujeres para lograr la igualdad de género. Para alcanzar estos objetivos, es fundamental seguir investigando las nuevas tecnologías emergentes que mejoren el bienestar de las mujeres embarazadas, especialmente aquellas con gestaciones múltiples, debido a su mayor riesgo de complicaciones.

En el Capítulo 1 se describió los cambios fisiológicos durante el embarazo, destacando la relación entre las contracciones uterinas y la actividad eléctrica del útero. La detección correcta de las contracciones uterinas desempeña un papel crucial en la toma de decisiones clínicas, ya que permite evaluar la posibilidad de parto prematuro y analizar el bienestar de la mujer y del feto. Así mismo, la anticipación del parto prematuro permite proporcionar a la madre el tratamiento necesario y prolongar la gestación tanto como sea posible, con el objetivo de reducir al máximo la tasa de morbilidad y mortalidad.

En la actualidad, existen tres técnicas que permiten estudiar la actividad uterina: IUP, TOCO, y EHG. El IUP es un método que mide la presión dentro del útero y proporciona información precisa, pero se trata de un método invasivo y por este motivo está limitado su uso. El TOCO, en cambio, es un método no invasivo pero que solo ofrece datos cualitativos sobre las contracciones uterinas. Si bien el EHG es no invasivo y cuantitativo que mide directamente la actividad eléctrica uterina, es una técnica que se encuentra aún en desarrollo y que no se ha implementado en clínica.

La extracción de parámetros de una señal de EHG es fundamental para comprender la evolución de las contracciones uterinas, predecir el parto y evaluar el riesgo de parto prematuro, entre otras condiciones de salud críticas tanto para el feto como para la madre. No obstante, son escasas las investigaciones que diferencian entre mujeres con gestación múltiple y gestación única, y los estudios longitudinales sobre EHG son limitados.

En este Trabajo Final de Grado (TFG) se pretende caracterizar y comparar la señal de EHG en el tercer trimestre en gestaciones únicas y múltiples, con especial énfasis en estudio longitudinal.



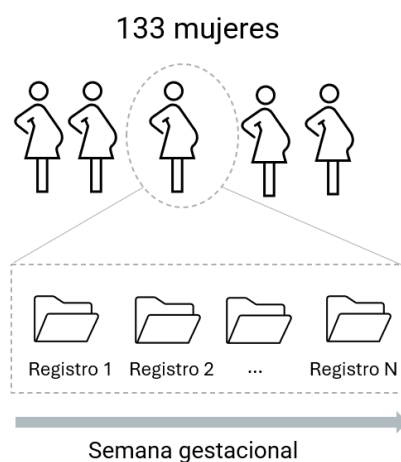
## CAPÍTULO 3. MATERIALES

A continuación, se presenta la base de datos utilizada para realizar el análisis de señal de EHG.

### 3.1. DESCRIPCIÓN DE LA BASE DE DATOS

Las señales se han adquirido en el Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia en mujeres que acudieron a controles rutinarios de embarazo. Se han recopilado señales de un total de 133 mujeres. Cada mujer tiene registros de EHG en diferentes momentos, pero el número de registros depende de las sesiones a las que hayan asistido, la edad gestacional que haya tenido o la finalización del parto (**Figura 15**). En total existen 277 registros.

Además, se han recopilado datos obstétricos para cada una de ellas, como la edad materna, la edad gestacional, si la gestación es múltiple o única, la paridad, si han tenido cesárea o parto vaginal y su índice de masa corporal (IMC). Todas las mujeres han sido anonimizadas por un identificador numérico, de tal forma que no se pueda conocer su identidad y se respete la privacidad de datos.



*Figura 15. Esquema visual de la organización de los datos*

De las 133 mujeres, 77 presentan gestación múltiple. El período gestacional abarcó entre las 31 y 41 semanas, con una mayoría concentrada alrededor de las 36 y 37 semanas. En cuanto a la edad materna, osciló entre los 19 y 54 años, siendo más común encontrarla entre los 30 y 40 años, con edades más frecuentes de 33, 35 y 36 años. El índice de masa corporal (IMC) varió entre 25 y 30 kg/m<sup>2</sup>. El número de casos de parto natural es 117, que es notablemente mayor al número de cesáreas, que en este caso son 15. En la **Figura 16** y en la **Tabla 2** se resumen estos datos.

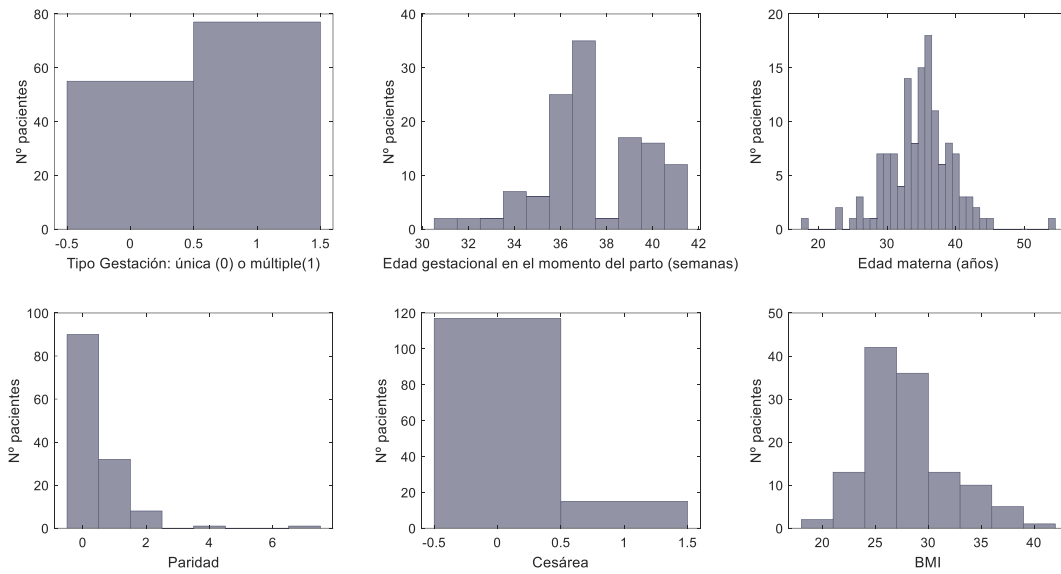


Figura 16. Información clínica de todas las pacientes registradas

Tabla 2. Media, mediana, desviación típica y rango de la edad gestacional, edad materna, paridad y BMI

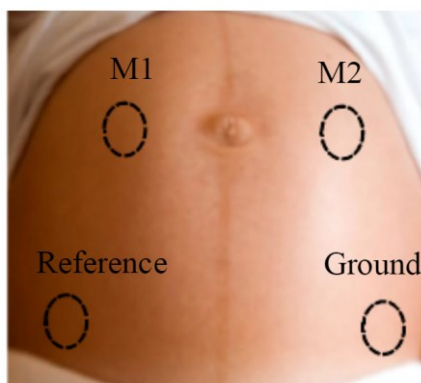
	<b>Edad gestacional (semanas)</b>	<b>Edad materna (años)</b>	<b>Paridad</b>	<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>
<b>Media</b>	37.35	34.79	0.45	27.97
<b>Mediana</b>	37	35	0	27.41
<b>Desviación típica</b>	2.29	4.79	0.89	4.03
<b>Rango</b>	10	36	7	21.37

## CAPÍTULO 4. MÉTODOS

En este Capítulo 4 se describe el proceso de recogida de los registros de los pacientes, así como el tratamiento de datos. Seguidamente, se define los parámetros relevantes, se discute la herramienta empleada para el análisis y se explica el enfoque estadístico utilizado en este estudio. También se detallan los criterios de inclusión y exclusión que ha utilizado para la determinación del tamaño de la muestra de datos.

### **4.1. ADQUISICIÓN DE SEÑALES DE EHG**

Para el registro mioeléctrico de la superficie uterina, primero se prepara la piel mediante un gel exfoliante (Nuprep, Weaver and Company, USA) para disminuir la impedancia de contacto electrodo-piel. Se utilizan cuatro electrodos monopolares de Ag/AgCl desechables (Red Dot 2660–5, 3M, St. Paul, MN, USA): dos se colocan por encima del ombligo a cada lado de la línea media, separados por 8 cm para los registros monopolares EHG (M1, M2); además, se coloca un electrodo de referencia en la cadera derecha y un electrodo de tierra en la cadera izquierda (Parra et al., 2017).



*Figura 17. Disposición de electrodos de superficie para obtener registro EHG monopolar (M1, M2). Imagen tomada de (Parra et al., 2017)*

Las dos señales monopolares fueron obtenidas y acondicionadas mediante un módulo de registro portátil desarrollado por el grupo de investigación *Centro de Investigación e Innovación en Bioingeniería*. Este módulo se compone de un amplificador, un filtro paso banda y un convertidor analógico-digital.

La etapa de amplificación es necesaria debido a que las señales originales tienen una amplitud muy baja (del orden de decenas o centenares de microvoltios), lo que las hace insuficientes para alimentar un CAD en una etapa posterior. En este caso la ganancia que se proporciona es de 2059 V/V (Grass 15LT + 4 Grass 15A94; Grass Instruments, West Warwick, RI).

El filtro tiene un ancho de banda de 0.1 a 150 Hz para reducir interferencias o artefactos. Por último, las señales se digitalizaron a 24 bits con un convertidor analógico-digital a 500 Hz (Díaz-Martínez et al., 2023). Las señales digitalizadas se almacenaron en una tarjeta micro-SD en ficheros en formato complemento a dos, un fichero por cada minuto de señal. Aproximadamente cada registro cuenta con 30 minutos de señal.

Este sencillo sistema de adquisición se emplea para no interferir con la práctica clínica de los médicos y para la comodidad de la madre (Benalcazar-Parra et al., 2018).

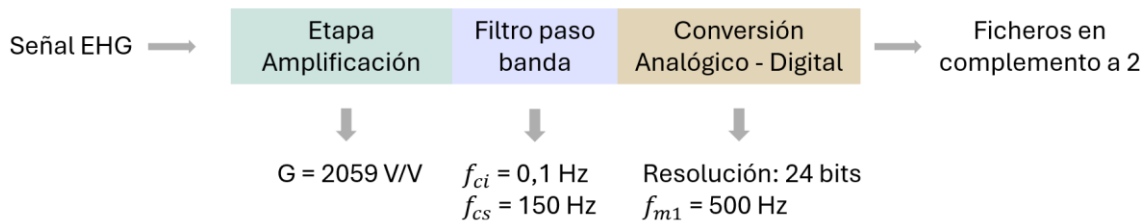


Figura 18. Proceso de adquisición de señales de EHG

#### 4.2. PREPROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES

Después de adquirir las señales en formato Ca2, es necesario convertirlas a un formato binario para poder procesarlas adecuadamente. Para ello, se utiliza una aplicación del entorno LabView, en el que cada minuto de registro se convierte en un fichero binario txt. independiente.

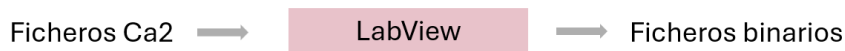


Figura 19. Esquema de la función de la aplicación LabView

Como se genera un fichero por cada minuto de registro, y cada registro dura aproximadamente 30 minutos, es necesario concatenar los archivos para poder trabajar con ellos en Matlab.

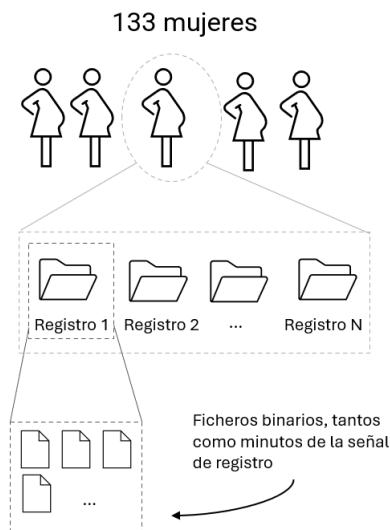


Figura 20. Esquema visual de la organización de los datos después de convertir los datos de Ca2 a ficheros binarios

Posteriormente, las señales concatenadas se preprocesan con el objetivo de disminuir el número de muestras. El preprocesamiento consiste en aplicar un filtro antialiasing, remuestrear la señal para reducir el número de muestras y mantener el balance entre la resolución temporal y el coste computacional (Diaz-Martinez et al., 2023); y filtrar la señal para eliminar la interferencia y ruido de baja frecuencia.

El filtro antialiasing que se utiliza es un filtro paso bajo Butterworth de orden 5 con frecuencia normalizada  $2 \times 8/f_{m1}$ . Seguidamente, se diezma la señal a 20 Hz con un factor de 25 y, como la energía de la señal de EHG está contenida desde los 0.1 Hz hasta los 3-5Hz, se filtra la señal resultante mediante otro filtro Butterworth de orden 5 en el ancho de banda 0.1-4Hz (Ye-Lin et al., 2014).

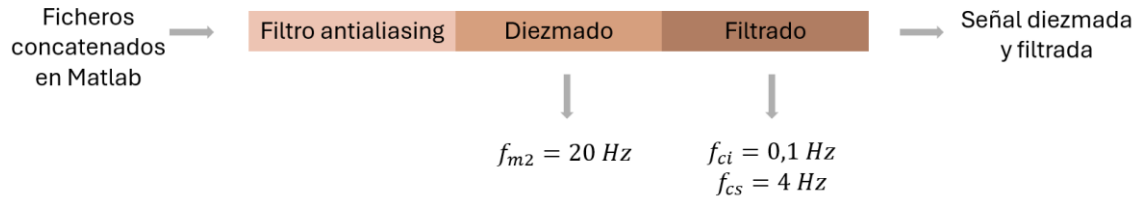


Figura 21. Resumen del preprocesamiento de señales de EEG

### 4.3. SEÑAL BIPOLAR

El siguiente paso es obtener la señal bipolar (Bip), lo cual es necesario para reducir la impedancia de modo común entre las dos señales monopares (Díaz-Martínez et al., 2023) M1 y M2, que previamente fueron diezmadas y filtradas. La señal bipolar se calcula restando estas dos señales:

$$Bip = M1 - M2 \quad (1)$$

### 4.4. SEGMENTACIÓN

Después de obtener la señal bipolar, se identifica visualmente y se descartan los segmentos asociados a los artefactos de movimiento e interferencia respiratoria por un proceso de doble ciego. Para una mejor comprensión de este proceso, en la **Figura 22** se pueden observar en gris los tramos asociados a artefactos y en azul los que analizables.

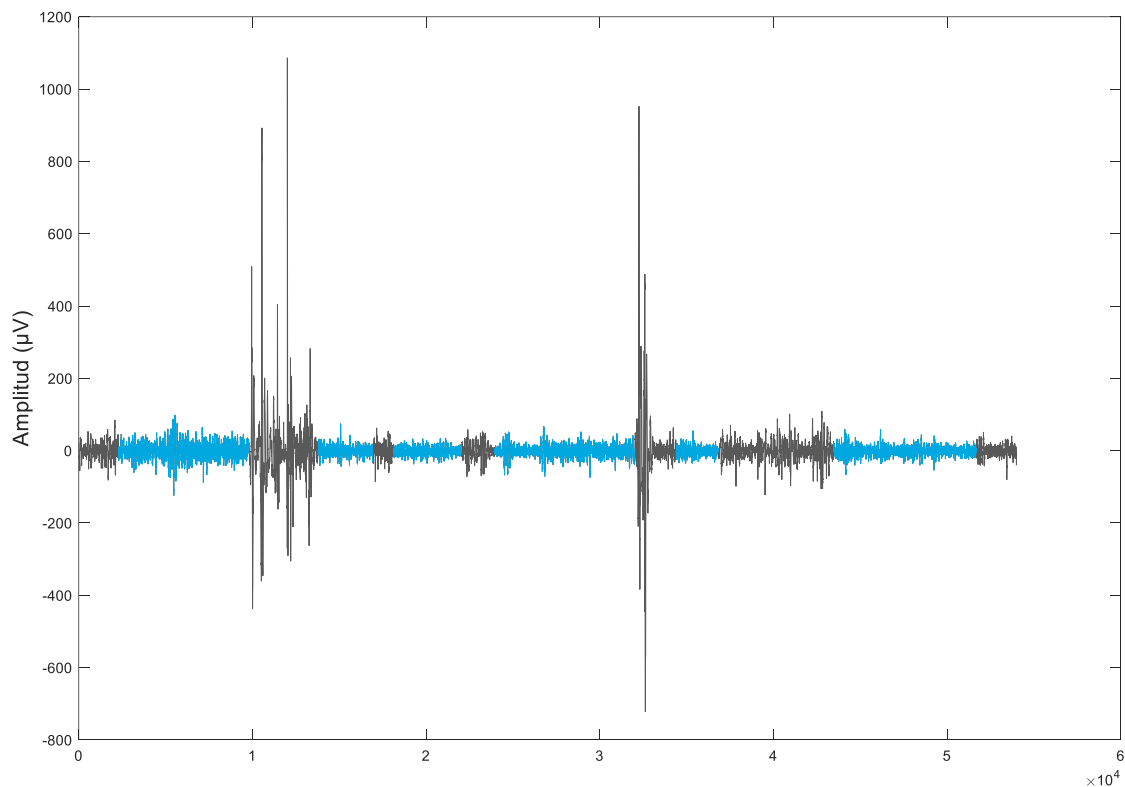


Figura 22. Señal del registro 1 de la paciente 1726928. Los tramos en azul son los tramos calificados como “válidos” y los de gris calificados como “artefactos”

A continuación, se procede al cómputo de las características de la señal EHG, solo de los segmentos fisiológicos, es decir, tramos que pueden contener tanto el EHG-Burst como la actividad basal y que estén libres de artefactos. Pero antes de realizar este procedimiento, se deben segmentar manualmente estos tramos siguiendo los siguientes criterios establecidos por el grupo de investigación (Mas-Cabo et al., 2019):

- Las contracciones necesitan mostrar un aumento en la amplitud y/o frecuencia, comenzando desde un nivel basal, aumentando hasta alcanzar su punto máximo, y luego disminuyendo nuevamente hasta regresar a la línea de base.
- Duración al menos 40 segundos
- Ausencia de artefactos

#### 4.5. PARÁMETROS TEMPORALES, ESPECTRALES Y NO LINEALES

Después de segmentar los tramos válidos se calculan parámetros temporales, espectrales y no lineales (Mas-Cabo et al., 2019).

En este apartado se explican los cuatro parámetros que se han seleccionado para el análisis estadístico: amplitud de pico a pico de las señales EHG (App), la frecuencia mediana (MDF), la entropía muestral, y la Kurtosis Envolvente de Hilbert (Kurtosis of the hilbert envelope).

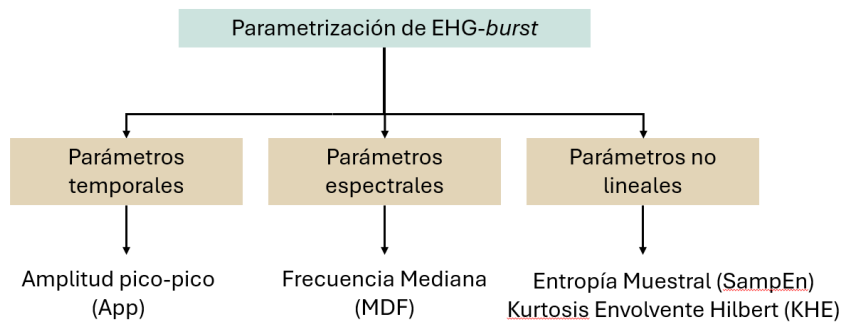


Figura 23. Las distintas familias de los parámetros que se emplean en este trabajo

Para calcular los parámetros, existen dos métodos: los que se enfocan únicamente en los EHG-bursts previamente segmentados (*EHG-burst analysis*) y los que analizan toda la señal mediante ventanas móviles (*whole EHG window analysis*). Esta última técnica resulta bastante interesante, pues analiza también las partes no contráctiles que también podrían contener información acerca del momento del parto. Con esto en mente, se puede analizar toda la señal a partir de ventanas deslizantes (Xu et al., 2022).

Cuando se utiliza ventanas móviles, hay que detectar y descartar, mediante inspección visual, los segmentos con artefactos causados por el movimiento del paciente o movimientos fetales. Luego, las señales se dividen en ventanas de análisis de 120 segundos con una superposición del 50% (Mas-Cabo et al., 2019). Al finalizar cada ventana de análisis, se calculan los parámetros correspondientes. Luego de recorrer toda la señal, se calcula la mediana de estos parámetros.

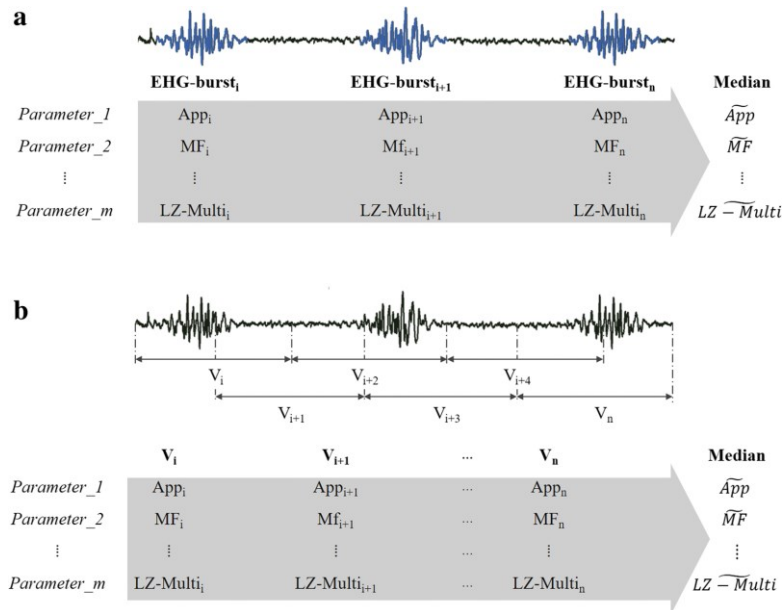


Figura 24. Los parámetros de EHG se puede hacer mediante dos tipos de análisis: análisis de EHG-burst (a) y análisis de ventana completa de EHG (b). Imagen de: (Mas-Cabo et al., 2019)

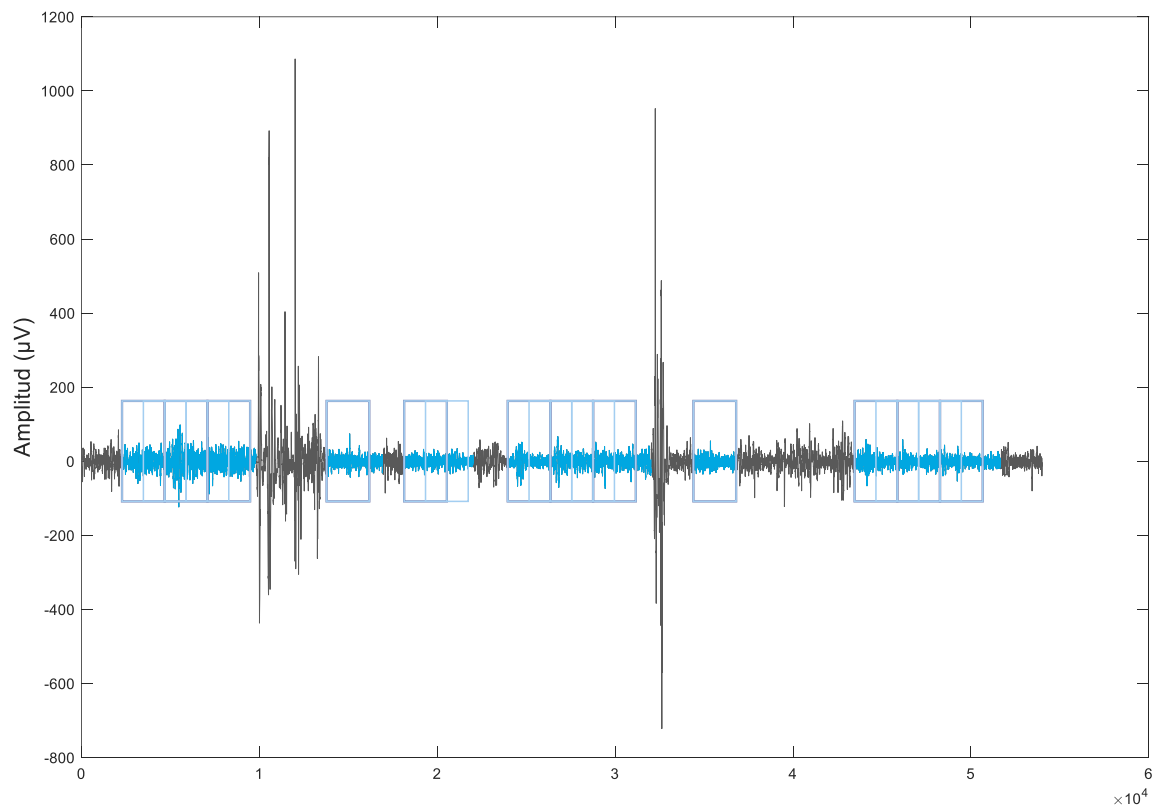


Figura 25. Enventanado de los tramos válidos de la señal del registro 1 de la paciente 1726928.

#### 4.5.1. Amplitud pico-pico

La amplitud pico-pico (App, o también Vpp) representa la diferencia entre el valor máximo y mínimo de amplitud de EHG-burst en microvoltios ( $\mu\text{V}$ ), y se computa para el ancho de banda de [1-4Hz]. La amplitud de las contracciones tiende a aumentar a medida que se aproxima el momento del parto (Benalcazar Parra, 2020).

$$V_{pp\_ventana} = V_{max\_ventana} - V_{min\_ventana} \quad (2)$$

La amplitud pico a pico de la señal captada en superficie se sitúa en torno a los [0.02 – 0.3] mV (Benalcazar Parra, 2020)

#### 4.5.2. Frecuencia Mediana

La frecuencia mediana es aquella frecuencia que divide el espectro de potencia en dos áreas iguales mediante una aproximación integral rectangular. La frecuencia mediana se calculó para el ancho de banda 0.2 Hz y 1 Hz.

Para calcularla, primero se obtiene toda la Densidad Espectral de Potencia (DEP). La Densidad Espectral de Potencia (DEP) se calculó utilizando el método del Periodograma de Welch. Se empleó una ventana de Hamming cuya longitud equivale a la mitad de la longitud de la ventana deslizante. Además, se aplicó un solape del 50% entre los segmentos de la señal. El cálculo se realizó utilizando 8192 puntos en la Transformada Rápida de Fourier (FFT).

Luego, se realiza una integración rectangular acumulativa, es decir, se divide el espectro de la ventana deslizante en “pequeños segmentos” y se calcula la potencia acumulada en cada uno de estos segmentos. Después, el punto donde la potencia acumulada es el 50% del área de la DEP, es la frecuencia mediana. (Luengas C. et al., 2020).

La frecuencia mediana es un parámetro de interés ya que, al igual que la amplitud, aumenta a medida que se acerca el momento del parto. Este aumento se refleja en los *EHG-burst*, los cuales modifican su contenido frecuencial hacia frecuencias más elevadas (Benalcazar-Parra et al., 2019).

#### 4.5.3. Entropía Muestral

La entropía es un parámetro que mide la complejidad y la irregularidad de una señal temporal (Rodríguez Velásquez et al., 2021). Cuando un sistema biológico exhibe un comportamiento más predecible (con patrones repetitivos) se dice que tiene una entropía baja.

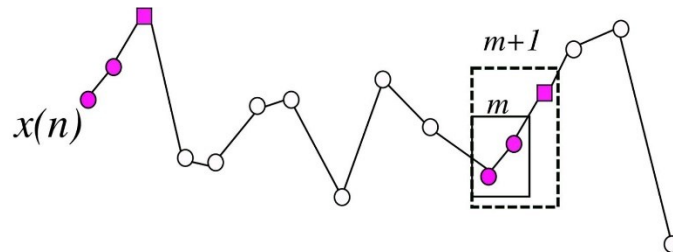
En el contexto de la electromiografía del útero (EHG), la utilización de la entropía se basa en la observación de que la actividad eléctrica uterina tiende a volverse más regular a medida que se acerca el parto (Radomski, 2010). Diversos autores aseguran ser un buen parámetro para discriminar cuándo se va a producir un embarazo a pretérmino (García-Gonzalez et al., 2013). La entropía muestral se ha calculado para distintos anchos de banda: SampEn1 [0.1-4 Hz], SampEn2 [0.2-0.34 Hz], SampEn3 [0.34-4 Hz], SampEn4 [0.34-1 Hz].

La entropía muestral (SampEn) se basa en la entropía aproximada (ApEn). La ApEn se establece a partir de dos parámetros ( $m$  y  $r$ ), y es un método sencillo que sigue los siguientes pasos (Mendoza et al., 2011).

- Se tienen  $N$  puntos de una señal temporal. Por ejemplo:  $x(n) = \{x(1), x(2), x(3) \dots\}$
- Se empieza seleccionando un tramo (o plantilla) de longitud  $m$  de la serie temporal desde un punto inicial. Es decir, se seleccionan  $m$  muestras.
- Se define una cierta tolerancia o umbral  $r$ . La tolerancia se selecciona como un múltiplo de la desviación estándar (SD) de los datos (Richman et al., 2004).



- Se crean distintos vectores que contengan el patrón, empezando por un punto inicial  $i$ -ésimo. Por ejemplo, supongamos  $B_i = \{x_i, x_{i+1}, \dots, x_{i+m-1}\}$  y  $A_i = \{x_i, x_{i+1}, \dots, x_{i+m}\}$ . En ejemplo de la **Figura 26**  $m$  es 2, lo que significa que se está considerando secuencias de dos puntos consecutivos.



- $A_i$  = number of matches of length  $m+1$  with  $i$ th template
- $B_i$  = number of matches of length  $m$  with  $i$ th template

Figura 26. Sample Entropy. Imagen tomada de (Lou et al., 2022)

Es decir, lo que se ha hecho en este proceso es, habiendo seleccionado una plantilla de longitud  $m$  puntos, se identifica otras plantillas que son arbitrariamente similares y determinamos cuál de ellas permanece arbitrariamente similar al agregar el siguiente punto, o  $m+1$  punto.

- Después, se evalúan los vectores de longitud  $m$  observando si son “arbitrariamente similares” a la plantilla inicial. Dos plantillas se consideran “arbitrariamente similares” si sus puntos individuales están dentro de una cierta tolerancia o umbral  $r$ .

La SampEn representa el logaritmo negativo de la probabilidad de que dos secuencias similares de longitud  $m$  puntos, con una distancia menor que un umbral  $r$ , continúen siendo similares al agregar un punto más, es decir, cuando la longitud de las secuencias se incrementa en uno a  $m+1$ .

$$SampEn = -\log\left(\frac{A}{B}\right) \quad (3)$$

Como  $A$  y  $B$  son similares, la división  $A/B$  dará aproximadamente 1; y la SampEn dará aproximadamente 0.

#### 4.5.4. Curtosis de la Envolvente de Hilbert

La Envolvente de Hilbert se obtiene a partir del módulo de la señal analítica vinculada a la Transformación de Hilbert (Mayorga-Ortiz et al., 2018). A continuación, se explica en más en detalle esta última afirmación.

La Transformada de Hilbert  $TH$  dicta que cualquier señal real  $x(t)$  se puede asociar a una señal compleja  $x_a(t)$  denominada “señal analítica”, que se define como (Valencia-Ustarroz, 2010):

$$x_a(t) = x(t) + jTH(x(t)) \quad (4)$$

La Transformación de Hilbert ( $TH$ ) introduce un desfase de 90 grados ( $\pi/2$  radianes) a cada componente de frecuencia de la señal. De esta forma, la  $TH$  es una convolución en el tiempo que sigue la siguiente expresión:

$$TH(x(t)) = \frac{1}{\pi} \oint_{-\infty}^{+\infty} \frac{1}{t-t'} x(t') dt' \quad (5)$$

La Transformación de Hilbert es útil para calcular la amplitud y la amplitud y frecuencia instantánea de una señal, especialmente en el caso de señales no lineales y no estacionarias (Esgalhado, Batista, Mouriño, Russo, dos Reis, et al., 2020).

La Envolvente de Hilbert ( $EH$ ) se calcula a partir de la magnitud:

$$EH(t) = |x_a(t)| = \sqrt{x(t)^2 + TH(x(t))^2} \quad (6)$$

Por otro lado, la curtosis de una señal es una medida que nos informa sobre la distribución de la señal. Específicamente, nos dice si los datos están más concentrados alrededor de la media central o si están distribuidos de manera más uniforme (Vela Aguilera, 2022). Se considera que es una medida de la impulsividad de una señal.

Matemáticamente, la curtosis se define como la relación entre el cuarto momento central y el cuadrado del segundo momento central (o varianza,  $\sigma^2$ ) de la señal (Shukla et al., 2020):

$$\gamma_2 = \frac{\mu_4}{\sigma^4} \quad (7)$$

Donde  $\gamma_2$  es la curtosis,  $\mu_4$  es el cuarto momento central y  $\sigma$  es la desviación típica.

Por tanto, la curtosis de la Envolvente de Hilbert (KHE) viene dada por (Shukla et al., 2020):

$$KHE = \frac{E(EH(t))^4}{[E(EH(t)^2)]^2} \quad (8)$$

El operando  $E(\cdot)$  indica representa la operación de expectativa.

En las señales biomédicas, la curtosis de la Envolvente de Hilbert se utiliza para medir la impulsividad, dado que se ha comprobado que resalta los cambios bruscos. Por lo tanto, en señales que tienen impulsos (cerca del parto) presentarán valores elevados de KHE; mientras que en señales homogéneas el valor de KHE será bajo. Los cambios abruptos se deben a los cambios repentinos en la propagación de los potenciales de acción (Diaz-Martinez et al., 2020).

#### 4.6. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

En este trabajo, se ha estudiado la población mediante un enfoque transversal y otro longitudinal utilizando dos pruebas estadísticas: la prueba de Mann-Whitney y la prueba de rangos de Wilcoxon en una muestra. Así pues, este apartado se divide en dos secciones: el primero describe las pruebas estadísticas empleadas y en el segundo los contrastes de hipótesis que se plantearon en los dos enfoques.

##### 4.6.1. Pruebas estadísticas empleadas

El test estadístico nos ayuda a calcular el p-valor, que, en palabras simples, se define como la probabilidad de obtener un resultado tan extremo o más extremo a la observada en la muestra, cuando  $H_0$  es cierta. Todos los valores de p se establecieron con un nivel de

significancia de 0.05, lo que significa que, si el valor de  $p$  es menor que 0.05, se considera que hay evidencia estadística significativa para rechazar la hipótesis nula.

Existen dos tipos de pruebas estadísticas: las paramétricas y las no paramétricas. Estas últimas no tiene en cuenta la distribución de los datos, y se basan en la comparación del orden que presentan los datos (Ortega Páez & Arias, 2021).

La principal ventaja de los test no paramétricos es que se puede emplear tanto para variables categóricas como continuas. Sin embargo, también son conocidos por ser menos robustos que los paramétricos, especialmente cuando las muestras son muy grandes. Generalmente, son más útiles cuando el tamaño de la muestra es pequeño (menos de 30 muestras), cuando hay desigualdad en los tamaños de los grupos y no se cumple la suposición de homogeneidad (Kishore & Jaswal, 2022).

En este TFG se emplearon dos pruebas estadísticas no paramétricas: la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon para una muestra y la prueba de Wilcoxon-Mann-Whitney (WMW).

#### 4.6.1.1. Prueba de los rangos con signo de Wilcoxon de una muestra

Es una prueba no paramétrica para comparar la tendencia central poblacional de una muestra, generalmente, la mediana ( $M$ ). En este caso, la hipótesis nula estudia si la mediana de los datos es igual a un cierto valor  $M_0$ , que para este trabajo se ha fijado en cero ( $H_0: M = M_0$ ).

La prueba de rangos es la prueba más antigua en lo que se refiere a las pruebas no paramétricas, y se denomina así porque convierte los datos en signos positivos y negativos. No requiere que las muestras se distribuyan normalmente, ni tampoco que tenga simetría (Voraprateep, 2013).

Supongamos que tenemos una muestra aleatoria con  $X_1, X_2, \dots, X_n$ , con una función de densidad  $f$  y de mediana  $M$ . La muestra se resta con la mediana  $M_0$ , las diferencias se ordenan de menor a mayor, se le asigna un “número” o rango  $R_i$  según su posición en la ordenación, y se le asigna un signo positivo o negativo dependiendo del signo de la diferencia. Matemáticamente, la prueba de rangos con signo de Wilcoxon (*Wilcoxon signed-rank test*) se puede expresar como:

$$T = \sum_{i=1}^n R_i \cdot \text{Sign}(Z_i) \quad (13)$$

Donde  $Z_i = X_i - M_0$ ,  $R_i$  es el rango  $|Z_i|$ ,  $i = 1, 2, 3 \dots n$  y

$$\text{Sign}(Z_i) = \begin{cases} 1 & \text{si } Z_i > 0 \\ -1 & \text{si } Z_i < 0 \end{cases} \quad (14)$$

#### 4.6.1.2. Prueba de Wilcoxon-Mann-Whitney (WMW) de dos muestras

La prueba de Wilcoxon-Mann-Whitney (WMW), también conocida como “rank sum test”, estudia si dos muestras independientes tienen la misma distribución. Sin embargo, a menudo se confunde y se define como una herramienta estadística que permite comparar si las medianas de dos poblaciones independientes son diferentes (Fagerland & Sandvik, 2009). Esto es:

- Hipótesis nula ( $H_0$ ): la distribución poblacional no es significativamente diferente entre los dos grupos ( $P(X > Y) = P(Y > X)$ ). No obstante, la mayoría de los investigadores estudian la mediana en lugar de la distribución poblacional.
- Hipótesis alternativa ( $H_1$ ): la distribución poblacional es significativamente diferente entre los dos grupos.

Es un test no paramétrico, lo que significa que no hace suposiciones previas sobre los parámetros, pero sí supone que los participantes se asignan aleatoriamente a los grupos, que la variable dependiente se mide al menos en una escala ordinal y que las variables dependientes de los dos grupos tienen una distribución similar (sin importar si es normal o no normal).

Asumiendo que  $R_1$  y  $R_2$  es la suma de rangos y  $n_1$  y  $n_2$  son los tamaños muestrales para el primer y segundo grupo respectivamente, el valor del estadístico  $U$  se calcularía como (Torres Huertas, 2016):

$$U = n_1 n_2 + \frac{n_1(n_1+1)}{2} - R_1 \quad (15)$$

#### 4.6.2. Análisis estadístico en el estudio transversal

En el análisis estadístico del estudio transversal, la población se ha dividido en dos grupos: gestación única (GU) y gestación múltiple (GM). Dentro de cada grupo, se ha clasificado además en dos subgrupos según la edad gestacional: menores de 32 semanas (tempranas) y mayores o iguales a 32 semanas (tardías). El objetivo ha sido estudiar las diferencias en los valores de los parámetros en los siguientes cuatro escenarios. Para todos ellos, se ha empleado la prueba de Wilcoxon-Mann-Whitney.

##### 4.6.2.1. Estudio transversal de las semanas tempranas y tardías en gestación única.

En este análisis, se busca determinar si las medianas de los parámetros en los registros de gestación única (GU) obtenidos antes de las 32 semanas son iguales a las obtenidas después de las 32 semanas de gestación. Las hipótesis que se están probando son:

$$H_0: M_{antes\_32\_GU} = M_{después\_32\_GU}$$

$$H_1: M_{antes\_32\_GU} \neq M_{después\_32\_GU}$$

##### 4.6.2.2. Estudio transversal de las semanas tempranas y tardías en gestación múltiple.

De manera similar al análisis anterior, este estudio pretende evaluar si las medianas de los parámetros en los registros de gestación múltiple (GM) obtenidos antes de las 32 semanas son iguales a las obtenidas después de las 32 semanas de gestación. Las hipótesis que se plantean son:

$$H_0: M_{antes\_32\_GM} = M_{después\_32\_GM}$$

$$H_1: M_{antes\_32\_GM} \neq M_{después\_32\_GM}$$

##### 4.6.2.3. Estudio transversal de las semanas tempranas en gestación única y gestación múltiple.

En este tercer caso, se plantea estudiar si las medianas de los parámetros en los registros de gestación única (GU) obtenidos antes de las 32 semanas son iguales a las obtenidas en los registros de gestación múltiple (GM) en el mismo período. Las hipótesis formuladas son:

$$H_0: M_{antes\_32\_GU} = M_{antes\_32\_GM}$$

$$H_1: M_{antes\_32\_GU} \neq M_{antes\_32\_GM}$$

#### 4.6.2.4. Estudio transversal de las semanas tardías en gestación única y múltiple.

Por último, el contraste de hipótesis que se realiza es si las medianas de los parámetros en los registros de gestación única (GU) obtenidos después de las 32 semanas son iguales a las medianas de los parámetros tardíos en los registros de gestación múltiple (GM). Las hipótesis formuladas son:

$$H_0: M_{después_{32\_GU}} = M_{después_{32\_GM}}$$

$$H_1: M_{después_{32\_GU}} \neq M_{después_{32\_GM}}$$

#### 4.6.3. Análisis estadístico en el estudio longitudinal.

Para el estudio longitudinal, se ha seleccionado exclusivamente aquellas mujeres que contaban con tres o más sesiones registradas. Se ha seleccionado tres sesiones por dos razones. Por un lado, porque es posible observar la evolución de los parámetros analizados mediante pendientes. Por otro lado, porque el tamaño de la muestra era el más adecuado para los propósitos de la investigación.

Las pendientes son de gran interés, ya que proporcionan información acerca de la variación entre el valor de un parámetro de la semana de gestación anterior y el valor de la semana siguiente. Así, es posible evaluar la evolución de los valores a lo largo del tiempo. Una pendiente positiva sugiere un incremento del parámetro en comparación con el registro anterior, mientras que una pendiente negativa indica una disminución. Y, cuando la pendiente es próxima a 0, significa que no ha habido cambios entre la semana de gestación anterior y siguiente.

Así pues, se computó para cada paciente las pendientes globales de cada parámetro (**Figura 27**). Todas las pendientes son de grado 1, y se han computado con la ayuda del comando “polyfit” de Matlab.

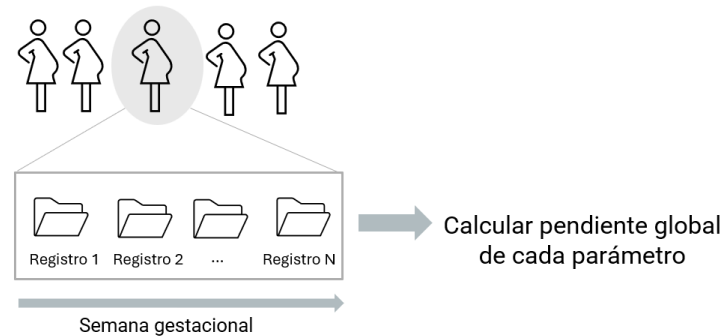


Figura 27. Esquema visual de los pasos que se han seguido para el estudio longitudinal.

En este estudio se hacen cuatro contrastes de hipótesis diferentes: el primero considerando todas las pacientes, el segundo y el tercero considerando solamente las de GU y GM, respectivamente, y el cuarto comparando GM y GU. En los tres primeros casos se ha empleado la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon de una muestra, y en el último la prueba de Wilcoxon-Mann-Whitney.

##### 4.6.3.1. Estudio longitudinal de todas las pacientes con más de tres registros.

En este primer caso no se hace distinción de las pacientes en función de la gestación, y la hipótesis nula plantea si la mediana de las pendientes globales de cada parámetro es cero.

$$H_0: M_{pendiente\_global\_parámetro} = 0$$

$$H_1: M_{pendiente\_global\_parámetro} \neq 0$$

#### 4.6.3.2. Estudio longitudinal de todas las pacientes con más de tres registros: gestación única

En este caso, se estudian únicamente las pacientes con gestación única (GU) y se plantea determinar si la mediana de las pendientes globales de cada parámetro es cero. Las hipótesis formuladas son:

$$H_0: M_{pendiente\_global\_parámetro\_GU} = 0$$

$$H_1: M_{pendiente\_global\_parámetro\_GU} \neq 0$$

#### 4.6.3.3. Estudio longitudinal de todas las pacientes con más de tres registros: gestación múltiple.

En este análisis, se consideran solo las pacientes con gestación múltiple (GM) para determinar si la mediana de las pendientes globales de cada parámetro es cero. Las hipótesis formuladas son:

$$H_0: M_{pendiente\_global\_parámetro\_GM} = 0$$

$$H_1: M_{pendiente\_global\_parámetro\_GM} \neq 0$$

#### 4.6.3.4. Estudio longitudinal de todas las pacientes con más de tres registros: gestación única y múltiple.

En este último apartado, se plantea la pregunta de si existen diferencias estadísticamente significativas en las medianas de las pendientes globales entre los grupos de gestación única (GU) y gestación múltiple (GM). Las hipótesis formuladas son:

$$H_0: M_{pendientes\_globales\_GU} = M_{pendientes\_globales\_GM}$$

$$H_1: M_{pendientes\_globales\_GU} \neq M_{pendientes\_globales\_GM}$$

En resumen, en este TFG se realizan pruebas estadísticas en los siguientes escenarios (**Tabla 3**):

*Tabla 3. Resumen de las de pruebas estadísticas de los estudios transversales y longitudinales que se realizarán en este TFG. El acrónimo WMW representa la prueba de Wilcoxon-Mann-Whitney y PRSW para la prueba de los rangos con signo de Wilcoxon*

<b>Estudio/análisis</b>	<b>Detalles</b>	<b>Prueba</b>
Estudio transversal	Semanas tempranas y tardías en gestación única (GU)	WMW
	Semanas tempranas y tardías en gestación múltiple (GM)	WMW
	Semanas tempranas en GU y GM	WMW
	Semanas tempranas en GU y GM	WMW
Estudio longitudinal	Pendientes globales de cada parámetro en pacientes con más de tres registros	PRSW
	Pendientes globales de cada parámetro en pacientes con más de tres registros y gestación única (GU)	PRSW
	Pendientes globales de cada parámetro en pacientes con más de tres registros y gestación múltiple (GM)	PRSW
	Pendientes globales de cada parámetro en pacientes con más de tres registros, gestación única (GU) y gestación múltiple (GM)	WMW

## **CAPÍTULO 5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN**

En este capítulo se presentan los resultados de un estudio que incluye tanto un análisis transversal como longitudinal de registros de EHG realizados en mujeres durante el tercer trimestre, considerando gestaciones únicas y múltiples, con un énfasis particular en el enfoque longitudinal.

Los resultados del estudio transversal se dividen en cuatro apartados. En los dos primeros, se examinan las diferencias estadísticamente significativas entre los parámetros obtenidos de los registros de EHG antes de la semana 32 (temprano) y después de la semana 32 (tardío). El primer apartado presenta los resultados asociados a la gestación única y el segundo a la gestación múltiple. En los apartados tercero y cuarto, se muestran los resultados cuando se comparan los datos tempranos y tardíos de ambos tipos de gestación.

A continuación, se presenta un estudio longitudinal de la evolución de los parámetros de EHG mediante el cómputo de las pendientes de los mismos asociados a registros en diferentes edades gestacionales de una misma mujer. Los resultados se han dividido en dos apartados: el primero sin clasificar en función del tipo de gestación (única o múltiple), y el segundo teniéndolo en cuenta.

### **5.1. ESTUDIO TRANSVERSAL**

El estudio transversal tiene como objetivo analizar si existen diferencias estadísticamente significativas en los valores de Vpp, MDF, SampEn y KHE antes y después de las 32 semanas de gestación en gestaciones de un feto (gestación única, GU) y varios fetos (gestación múltiple, GM).

#### **5.1.1. Estudio transversal de las semanas tempranas y tardías en gestación única.**

Para llevar a cabo este estudio, se han recopilado todos los datos procedentes de pacientes con gestación única. En total, se han obtenido 117 registros, de los cuales 80 corresponden a registros antes de las 32 semanas de gestación ("temprano") y 37 a registros después o igual a la semana 32 ("tardío").

Si bien en la base de datos existen 56 pacientes con gestación única, 51 de ellas presentaban registros de menos de 32 semanas y 32 de 32 semanas o más. Es importante destacar que, dado que cada mujer puede tener múltiples registros en diferentes semanas, la suma de los dos grupos no es 56, ya que algunas mujeres pueden estar representadas en ambos grupos. Toda esta información se recopila en la **Tabla 4**.

*Tabla 4. Distribución de registros y pacientes con gestación única según el tiempo de gestación*

	<b>Temprano (&lt;32 semanas)</b>	<b>Tardío (&gt;=32 semanas)</b>
<b>Número de registros</b>	80	37
<b>Número de mujeres</b>	51	32



En la **Tabla 5** se describen la media y la desviación típica de los parámetros.

*Tabla 5. Promedio y desviación estándar ( $\mu \pm \sigma$ ) de los parámetros computados en edades gestacionales tempranas y tardías de gestación única*

	<b>Temprano (&lt;32 semanas)</b>	<b>Tardío (&gt;=32 semanas)</b>
<b>Vpp (<math>\mu\text{V}</math>)</b>	89.99 $\pm$ 29.93	120.30 $\pm$ 33.85
<b>Median Frequency (Hz)</b>	0.31 $\pm$ 0.02	0.31 $\pm$ 0.02
<b>SampEn1</b>	1.04 $\pm$ 0.22	0.98 $\pm$ 0.19
<b>SampEn2</b>	0.34 $\pm$ 0.03	0.33 $\pm$ 0.04
<b>SampEn3</b>	1.55 $\pm$ 0.17	1.53 $\pm$ 0.16
<b>SampEn4</b>	0.69 $\pm$ 0.04	0.66 $\pm$ 0.05
<b>KHE</b>	2.27 $\pm$ 0.40	2.52 $\pm$ 0.55

A partir de estos valores es posible resaltar las siguientes características de los datos. Por un lado, se observa que la amplitud durante las semanas de gestación después de las 32 semanas (la media se sitúa entre los 120.30  $\mu\text{V}$ ) es mayor que en etapas gestacionales más tempranas (entre los 89.99  $\mu\text{V}$ ). Este hallazgo concuerda con lo que describen algunos autores (Benalcazar Parra, 2020; Mikkelsen et al., 2013), que sugieren que el aumento de la amplitud está asociado con la hipertrofia del útero, al incremento en las hormonas promotoras de la contracción uterina, como los estrógenos, así como al aumento de los gap-junctions conforme avanzan las semanas gestacionales. Estos cambios contribuyen a un mayor sincronismo de los potenciales de acción uterinos, lo que se refleja en un incremento en la amplitud registrada en el EHG.

Del mismo modo, la curtosis de la envolvente de Hilbert (KHE) aumenta en su media de 2.27 a 2.52 en las etapas gestacionales posteriores. Esta observación también está respaldada por hallazgos previos en la literatura (Diaz-Martinez et al., 2020), que indican un aumento de KHE debido al incremento en los impulsos en las semanas próximas al parto. En cuanto a la entropía muestral, tiende a disminuir a medida que avanzan las semanas gestacionales debido al sincronismo de los miocitos uterinos. En lo que se refiere a la frecuencia mediana, no se observa ningún cambio aparente.

Así pues, a partir de los datos, se analizaron las distribuciones para verificar si siguen una distribución normal. Esta comprobación se realizó visualmente, observando si la media de los datos coincidía en el centro del histograma (**Figura 28**).

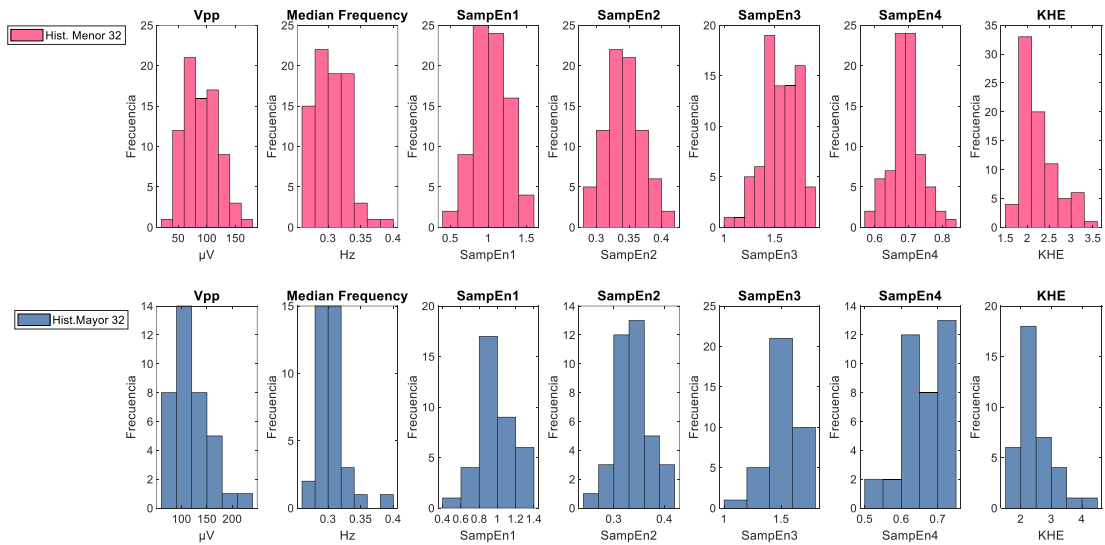


Figura 28. Histogramas de los parámetros computados en edades gestacionales tempranas (rosa) y tardías (azul) de gestación única

Debido al pequeño número de muestras del grupo tardío, y que no todos los parámetros presentaban una distribución normal, se empleó la prueba de Wilcoxon-Mann-Whitney. Los valores resultantes se muestran junto a los diagramas de cajas y bigotes en la **Figura 29**.

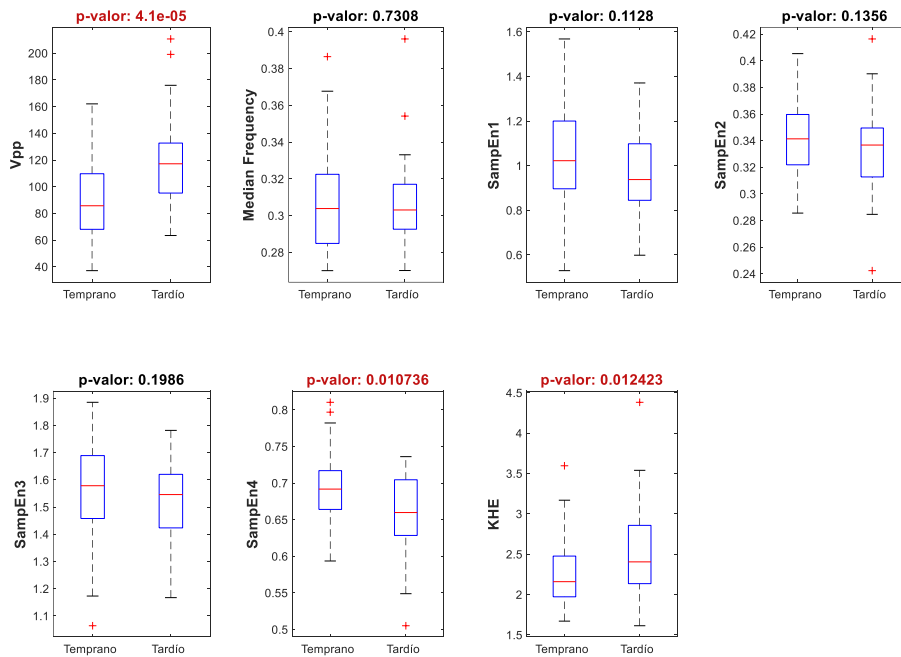


Figura 29. Diagramas de cajas y bigotes con los p-valores derivados del análisis estadístico (Wilcoxon-Mann-Whitney) de parámetros computados en edades gestacionales tempranas y tardías de gestación única

Los parámetros donde el valor de p fue menor que 0.05 fueron Amplitud (Vpp), Entropía Muestral 4 (SampEn4), que corresponde a la entropía muestral en el ancho de banda 0.34-1Hz; y KHE. Por lo tanto, es factible rechazar la hipótesis nula que establece que las medianas de los

grupos menores de 32 semanas y mayores o iguales de 32 semanas de gestación en gestaciones únicas son iguales.

Estas diferencias se respaldan con las explicaciones comentadas anteriormente, cuando se observó que en media la amplitud y la KHE aumenta y la entropía muestral disminuye.

### 5.1.2. Estudio transversal de las semanas tempranas y tardías en gestaciones múltiples.

En este segundo análisis, se ha establecido como requisito que los registros sean de pacientes con gestación múltiple. En consecuencia, se han recopilado un total de 159 registros, de los cuales 34 corresponden a registros anteriores a las 32 semanas de gestación (denominados "tempranos") y 125 corresponden a registros a partir de la semana 32 o posterior a ella (denominados "tardíos"). Del mismo modo, de las 77 mujeres que presentaban gestación múltiple, 23 tienen registros tempranos y 66 tienen registros tardíos (**Tabla 6**). En un primer análisis, se puede concluir que existe una cierta disparidad entre los grupos de análisis.

*Tabla 6. Distribución de registros y pacientes con gestación múltiple según la edad gestacional*

	Temprano (<32 semanas)	Tardío (>=32 semanas)
<b>Número de registros</b>	34	125
<b>Número de mujeres</b>	23	66

Así pues, se procede a estudiar las medias muestrales de los datos de ambos grupos (**Tabla 7**) y sus distribuciones (**Figura 30**).

*Tabla 7. Promedio y desviación estándar ( $\mu \pm \sigma$ ) de los parámetros computados en edades gestacionales tempranas y tardías de gestación múltiple*

	Temprano (<32 semanas)	Tardío (>=32 semanas)
<b>Vpp (<math>\mu V</math>)</b>	100.91 $\pm$ 31.24	124.38 $\pm$ 39.66
<b>Median Frequency (Hz)</b>	0.31 $\pm$ 0.02	0.31 $\pm$ 0.02
<b>SampEn1</b>	0.97 $\pm$ 0.27	0.81 $\pm$ 0.24
<b>SampEn2</b>	0.33 $\pm$ 0.03	0.31 $\pm$ 0.04
<b>SampEn3</b>	1.45 $\pm$ 0.22	1.32 $\pm$ 0.25
<b>SampEn4</b>	0.67 $\pm$ 0.07	0.64 $\pm$ 0.08
<b>KHE</b>	2.66 $\pm$ 0.67	2.93 $\pm$ 0.66

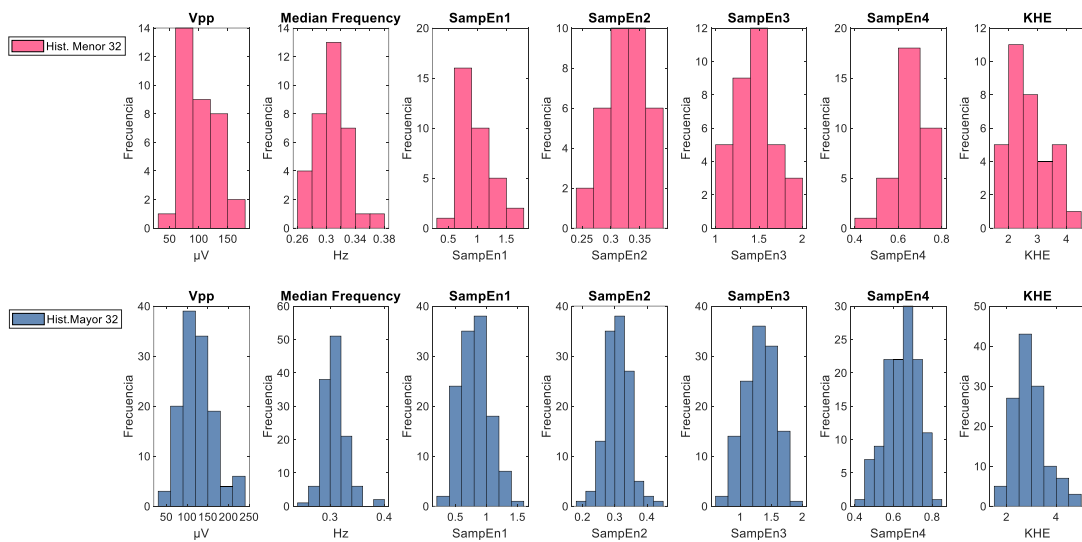


Figura 30. Histogramas de los parámetros computados en edades gestacionales tempranas (rosa) y tardías (azul) de gestación única

De antemano, se destaca que las semanas tardías en los parámetros Vpp y KHE muestran medias superiores (124.38  $\mu\text{V}$  y 2.93, respectivamente) en comparación a las observadas en semanas tempranas (100.91  $\mu\text{V}$  y 2.66). Por otro lado, para todos los anchos de banda de SampEn, las medias en las semanas tardías son inferiores a las de las semanas tempranas. Por último, se destaca que la media de Median Frequency en las semanas tempranas y tardías prácticamente coincide en el mismo valor.

A continuación, en la **Figura 31** se muestra los resultados al aplicar la prueba Wilconxon-Mann-Whitney.

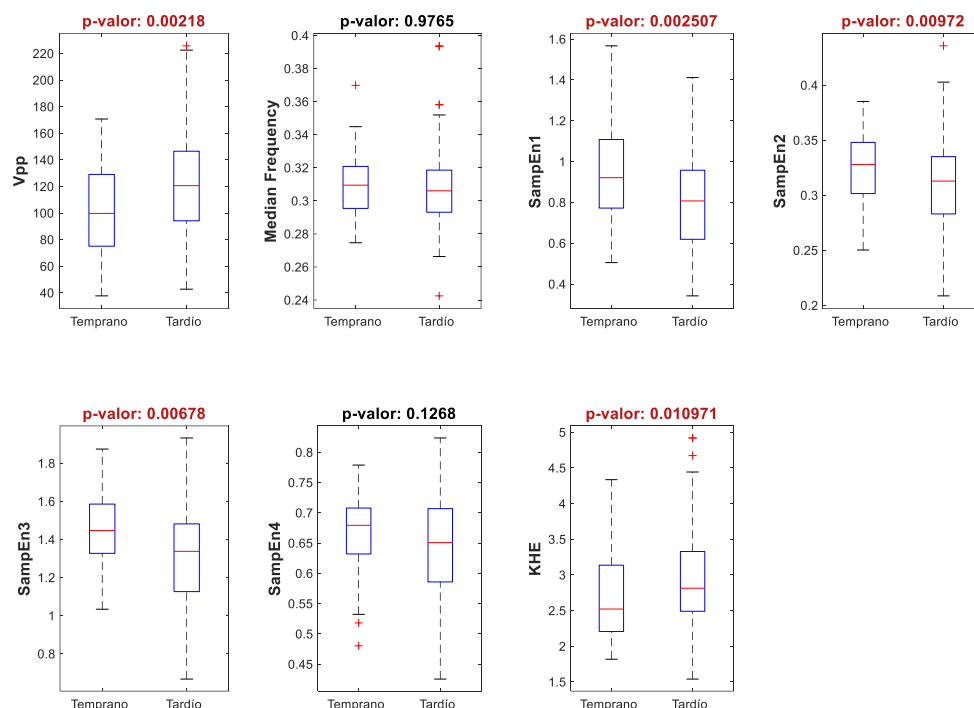


Figura 31. Diagramas de cajas y bigotes con los p-valores derivados del análisis estadístico (Wilcoxon-Mann-Whitney) de parámetros computados en edades gestacionales tempranas y tardías de gestación múltiple.

Los p-valores de los parámetros Vpp, SampEn1, SampEn2, SampEn3 y KHE están en la región de rechazo. Por lo tanto, podemos rechazar la hipótesis nula y afirmar que hay diferencias en las medianas de estos parámetros entre las semanas tempranas y tardías.

La bibliografía respalda que en las semanas tardías hay un aumento significativo en la amplitud debido al crecimiento del útero y la formación de gap-junctions (Garfield & Maner, 2007; Lange et al., 2014). Esto se relaciona con el incremento de la sincronización de los potenciales de acción en los miocitos uterinos (Radomski, 2010), lo cual justifica el aumento de KHE y la disminución de las entropías SampEn1, SampEn2 y SampEn3 (que corresponden a los anchos de banda [0.1-4Hz], [0.2-0.34Hz] y [0.34-4Hz]).

### 5.1.3. Estudio transversal de las semanas tempranas en gestación única y múltiple.

En este apartado, se busca identificar diferencias estadísticamente significativas en las medianas de los parámetros entre mujeres con gestación múltiple (GM) y única (GU) durante las semanas tempranas.

Se dispone de 80 registros de GU y 34 registros de GM (**Tabla 8**). La diferencia en los tamaños de muestra sugiere que la mayoría de los registros tempranos en el repositorio de datos analizado para este TFG corresponden a gestaciones únicas.

Tabla 8. Distribución de registros de las semanas tempranas en función del tipo de gestación

Tipo de gestación	Número de registros
GU	80
GM	34

Antes de realizar la prueba estadística, es necesario estudiar si los datos tienen distribuciones normales o varianzas homogéneas para saber qué estadístico de prueba es el más acertado. En la **Figura 32** y en la **Tabla 9** se muestra esta información.

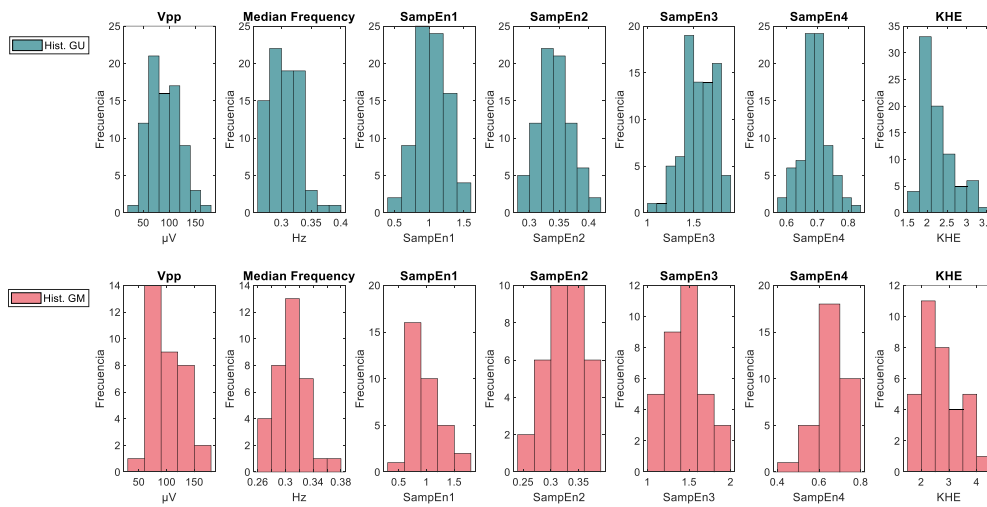


Figura 32. Histogramas de los parámetros computados en edades gestacionales tempranas de gestación única (verde) y múltiple (rojo)

Tabla 9. Promedio y desviación estándar ( $\mu \pm \sigma$ ) de los parámetros computados en edades gestacionales tempranas de gestación única y múltiple

	GU	GM
Vpp ( $\mu\text{V}$ )	89.99 $\pm$ 29.93	100.91 $\pm$ 31.24
Median Frequency (Hz)	0.31 $\pm$ 0.02	0.31 $\pm$ 0.02
SampEn1	1.04 $\pm$ 0.22	0.97 $\pm$ 0.27
SampEn2	0.34 $\pm$ 0.03	0.33 $\pm$ 0.03
SampEn3	1.55 $\pm$ 0.17	1.45 $\pm$ 0.22
SampEn4	0.69 $\pm$ 0.04	0.67 $\pm$ 0.07
KHE	2.27 $\pm$ 0.40	2.66 $\pm$ 0.67

Preliminarmente al estudio estadístico, se puede observar que, en media, el valor medio de Vpp en GM (100.91  $\mu\text{V}$ ) es mayor que en GU (89.99  $\mu\text{V}$ ). Además, la frecuencia mediana en ambos grupos tiene valores idénticos (0.31). En cuanto a SampEn, en todos los anchos de banda la GU tiene una media ligeramente superior a la GM. Y, en lo que respecta a KHE, en GM (2.66) es mayor que en GU (2.27).

Como existe diferencias entre las varianzas, se recurre al uso del test no paramétrico Wilconxon-Mann-Whitney. Así pues, los resultados se muestran en la **Figura 33**.

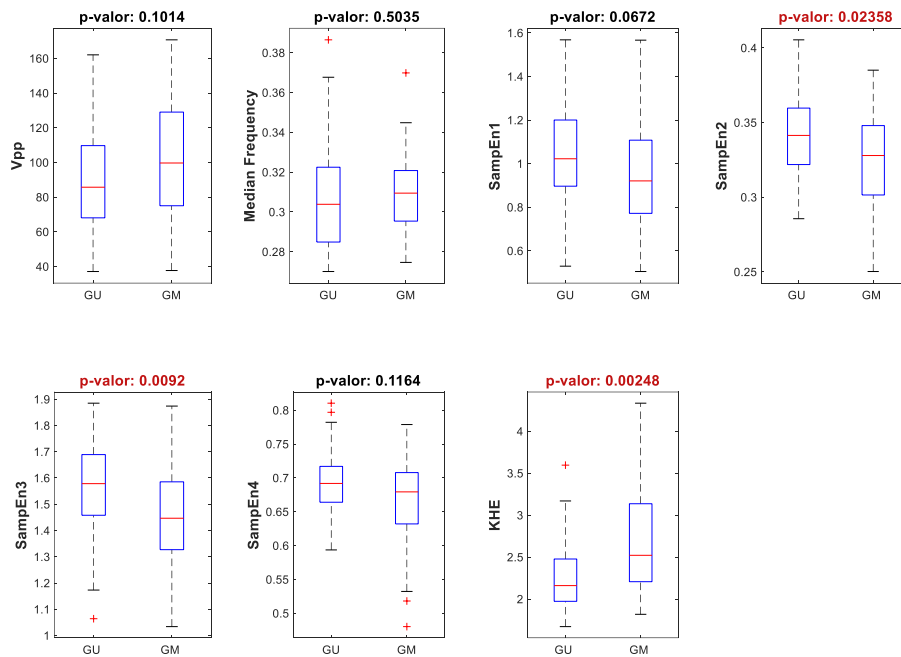


Figura 33. Diagramas de cajas y bigotes con los p-valoros derivados del análisis estadístico (Wilconxon-Mann-Whitney) de parámetros computados en edades gestacionales tempranas de gestación única y múltiple.

En este caso, SampEn2, SampEn3 y KHE son los parámetros cuyos valores estadísticos W se encuentran fuera del intervalo de confianza.

Actualmente, existen pocos estudios que hayan analizado las diferencias de EHG entre GU y GM, lo que dificulta justificar con certeza las causas de estas diferencias. Aun así, estos resultados obtenidos concuerdan con el estudio llevado a cabo por Diaz-Martinez et al. (2024) en el cual se justifican los siguientes aspectos:

Las medianas de SampEn2 y SampEn3 son superiores en GU en comparación con GM debido a que la actividad uterina en GM suele estar mejor organizada. Por otro lado, el valor más alto de KHE en GM se debe a las contracciones más frecuentes y cortas en GM, lo que resulta en un comportamiento más predecible y nítido.

#### 5.1.4. Estudio transversal de las semanas tardías en gestación única y múltiple

En este último apartado, se pretende identificar diferencias estadísticamente significativas en las medianas de los parámetros entre mujeres con gestación múltiple (GM) y gestación única (GU) a partir de la semana 32 del embarazo. Se dispone de 37 registros de GU y 125 registros de GM (**Tabla 10**). En este caso, existen más registros tardíos en GM que en GU.

Tabla 10. Distribución de registros de las semanas tardías en función del tipo de gestación

Tipo de gestación	Número de registros
GU	37
GM	125

Nuevamente, se analizan las distribuciones de los datos (**Figura 34**), así como su media y varianza (**Tabla 11**). Se observa que las distribuciones de los datos son similares a las de los apartados anteriores, presentando distribuciones normales a excepción de la Frecuencia Mediana y KHE en gestaciones múltiples.

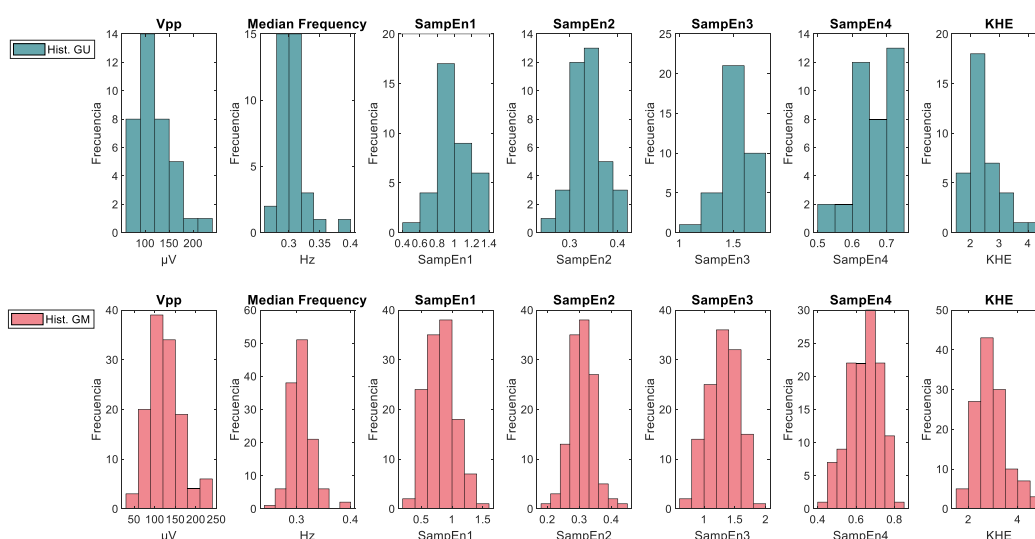


Figura 34. Histogramas de los parámetros computados en edades gestacionales tardías de gestación única (verde) y múltiple (rojo)

Tabla 11. Promedio y desviación estándar ( $\mu \pm \sigma$ ) de los parámetros computados en edades gestacionales tardías de gestación única y múltiple

	GU	GM
Vpp ( $\mu\text{V}$ )	$120.30 \pm 33.85$	$124.38 \pm 39.66$
Median Frequency (Hz)	$0.31 \pm 0.02$	$0.31 \pm 0.02$
SampEn1	$0.98 \pm 0.19$	$0.81 \pm 0.24$
SampEn2	$0.33 \pm 0.04$	$0.31 \pm 0.04$
SampEn3	$1.53 \pm 0.16$	$1.32 \pm 0.25$
SampEn4	$0.66 \pm 0.05$	$0.64 \pm 0.08$
KHE	$2.52 \pm 0.55$	$2.93 \pm 0.66$



En las gestaciones tardías, se observan las mismas tendencias descritas en el apartado anterior sobre las edades gestacionales tempranas. La GM presenta una mayor amplitud en comparación con GU. La frecuencia mediana es igual en ambos casos.

En lo que se refiere a la entropía muestral, en todos los anchos de banda es menor en GM. En cambio, el valor de KHE es mayor en GM, lo cual sugiere una mayor organización de la señal y podría atribuirse a un estado madurativo del útero más próximo al parto.

Al aplicar el test estadístico Wilcoxon-Mann-Whitney, se obtienen los siguientes p-valores (**Figura 35**):

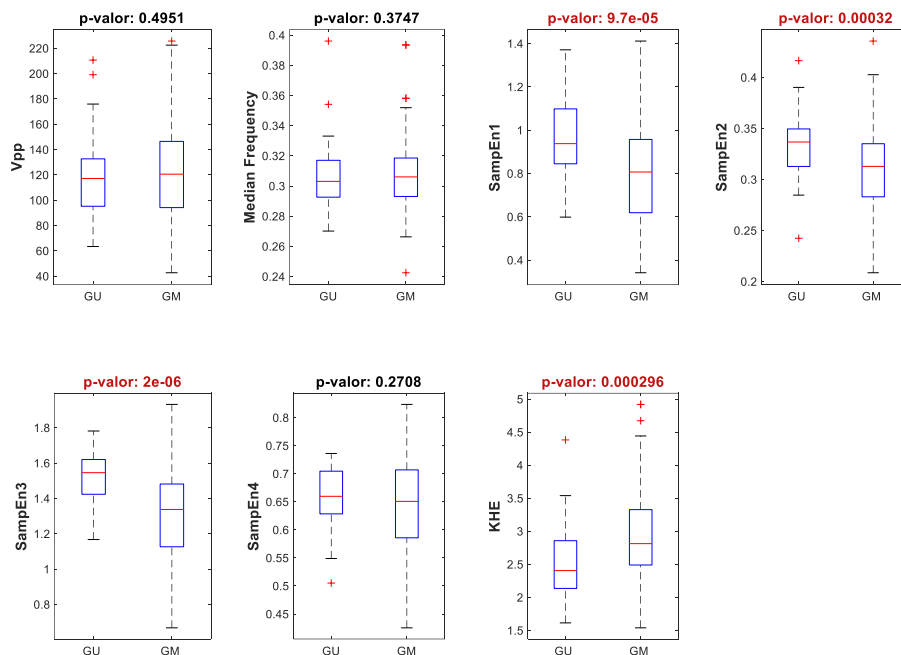


Figura 35. Diagramas de cajas y bigotes con los p-valores derivados del análisis estadístico (Wilcoxon-Mann-Whitney) de parámetros computados en edades gestacionales tardías de gestación única y múltiple.

En este caso, los parámetros no lineales SampEn1, SampEn2, SampEn3 y KHE indican que es posible rechazar la hipótesis nula, permitiendo afirmar que la mediana de estos parámetros a partir de la semana 32 es diferente entre GU y GM.

Al igual que sucedía en el apartado anterior, las medianas de los parámetros de entropía SampEn1, SampEn2 y SampEn3 son inferiores en el caso de GM. En cambio, la mediana de la KHE tiene un valor mayor en comparación a la GU. De nuevo, cabe destacar que existen pocos artículos que justifiquen las diferencias, pero acorde al estudio realizado por Díaz-Martínez et al. (2024), las disparidades se pueden deber a que en GM hay una mayor impulsividad y predictibilidad de las señales electrohisterográficas en comparación a la GU.

## 5.2. ESTUDIO LONGITUDINAL

Para el estudio longitudinal, se ha seguido un enfoque diferente al transversal. Se seleccionaron mujeres que contaban con más de tres registros, obteniéndose un total de 26 pacientes y 113 registros. Posteriormente, se realizó una prueba de los rangos con signo de Wilcoxon bilateral y dos unilaterales utilizando las pendientes globales de cada parámetro de cada paciente.

### 5.2.1. Estudio longitudinal de todas las pacientes con más de tres sesiones registradas.

Las pendientes globales de cada paciente se resumen en la **Tabla 12**.

	Pte Vpp ( $\mu\text{V}/\text{semana}$ )	Pte Median Frequency (Hz/semana)	Pte SampEn1 (SampEn1/semana)	Pte SampEn2 (SampEn2/semana)	Pte SampEn3 (SampEn3/semana)	Pte SampEn4 (SampEn4/semana)	Pte KHE (KHE/semana)
Paciente 1	2.539	-0.002	-0.014	-0.006	-0.011	-0.006	0.082
Paciente 2	3.385	-0.005	0.022	0.01	0.006	-0.015	0.002
Paciente 3	10.338	-0.005	-0.093	-0.006	-0.112	-0.021	0.187
Paciente 4	-1.987	-0.007	-0.009	-0.008	0.01	-0.008	0.22
Paciente 5	35.935	-0.003	0.073	-0.014	0.011	-0.021	0.36
Paciente 6	3.185	-0.002	-0.011	-0.004	0.007	-0.015	0.041
Paciente 7	-9.822	0.001	0.017	0.001	0.01	-0.002	0.005
Paciente 8	4.034	0.004	0.027	-0.002	0.003	-0.001	-0.011
Paciente 9	6.228	0.002	-0.034	-0.001	-0.03	0.011	0.001
Paciente 10	22.741	0	-0.095	-0.003	-0.051	-0.025	0.211
Paciente 11	3.615	0	-0.058	0.009	-0.053	-0.02	-0.005
Paciente 12	12.6	-0.006	-0.028	-0.006	0.006	-0.015	0.162
Paciente 13	15.411	0.004	-0.01	-0.001	-0.024	-0.012	0.13
Paciente 14	10.54	-0.002	-0.048	-0.007	-0.023	-0.013	0.091
Paciente 15	-7.925	-0.009	-0.001	-0.013	0.028	-0.012	0.09
Paciente 16	5.672	0.007	0.021	-0.001	-0.002	-0.025	0.062
Paciente 17	-20.778	-0.007	0.207	0.022	0.225	0.022	-0.398
Paciente 18	4.5	0.002	0.022	0.006	0.004	0.007	-0.051
Paciente 19	-4.423	0.006	0.025	0.011	0.013	0.015	-0.361
Paciente 20	8.416	0.003	-0.012	-0.004	-0.009	0.004	-0.013
Paciente 21	-0.547	-0.002	-0.051	-0.009	-0.048	-0.006	0.085
Paciente 22	2.659	0.004	-0.03	-0.001	-0.026	0.004	0.006
Paciente 23	4.417	0.004	0.042	-0.001	0.032	-0.017	0.139
Paciente 24	5.403	0.003	-0.015	0.006	-0.031	0	-0.014
Paciente 25	11.077	0.001	-0.014	-0.008	-0.028	-0.034	0.13
Paciente 26	-16.749	0	0.038	-0.03	0.062	0.027	0.253

Tabla 12. Pendientes globales de cada parámetro y cada paciente. En total existen 26 filas, una por paciente, y 7 columnas, una por cada parámetro.

Análogo al estudio transversal, a continuación se procede a estudiar la distribución de los datos a través de histogramas (**Figura 36**) junto con la media y la desviación típica de cada parámetro (**Tabla 13**).

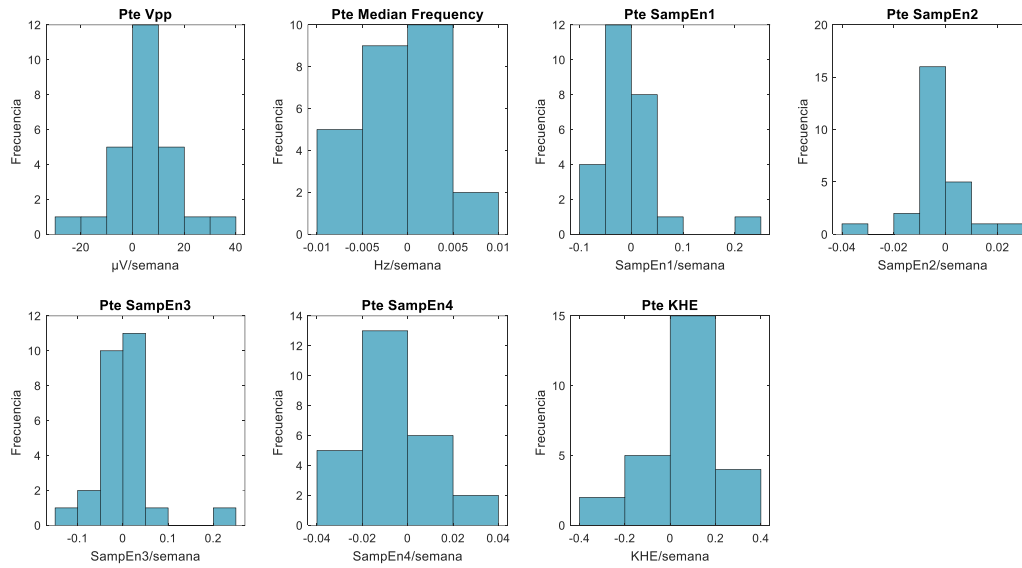


Figura 36. Histogramas de las pendientes globales de cada parámetro de pacientes con más de tres registros

Tabla 13. Promedio y desviación estándar ( $\mu \pm \sigma$ ) de las pendientes globales de cada parámetro

Pendientes	$\mu \pm \sigma$
<b>Vpp</b> ( $\mu\text{V/semana}$ )	$4.2487 \pm 11.396$
<b>Median Frequency</b> (Hz/semana)	$-0.0003 \pm 0.004$
<b>SampEn1</b> (SampEn1/semana)	$-0.0011 \pm 0.058$
<b>SampEn2</b> (SampEn2/semana)	$-0.0024 \pm 0.010$
<b>SampEn3</b> (SampEn3/semana)	$-0.0012 \pm 0.057$
<b>SampEn4</b> (SampEn4/semana)	$-0.0068 \pm 0.015$
<b>KHE</b> (KHE/semana)	$0.0540 \pm 0.162$

Como se ilustra en la **Figura 36**, algunos de los parámetros como SampEn3 o SampEn2, presentan pequeñas modas en los valores más extremos, y, por tanto, no siguen una distribución normal. Por otro lado, la **Tabla 13** muestra que las medias de las pendientes parecen tener una tendencia acertada por los siguientes motivos.

La amplitud pico-pico (Vpp) y la curtosis de la envolvente de Hilbert (KHE) son los parámetros cuyas pendientes, en promedio, han tendido más a aumentar a lo largo de las semanas gestacionales. Esto se refleja en las medias positivas de  $4.25 \mu\text{V/semana}$  y  $0.05 \text{ KHE/semana}$ , respectivamente. Sin embargo, la alta desviación estándar de la amplitud pico-pico ( $11.58$ ) sugiere una gran variabilidad en los datos, indicando una dispersión significativa en los valores individuales alrededor de la media. Al igual que en el estudio anterior, el aumento de los valores vendría argumentado por el aumento de uniones gap, del sincronismo y cambios repentinos en

la propagación de los potenciales de acción. Por otro lado, las entropías muestrales muestran una tendencia decreciente en sus valores. Esta disminución podría deberse a que la señal mioeléctrica uterina se vuelve más predecible y presenta patrones más repetitivos a medida que se aproxima el momento del parto.

Así pues, se visualizan los diagramas de Caja-Bigotes de los datos junto con sus p-valores. La presencia de valores extremos y varianzas grandes justificaron el empleo de las pruebas no paramétricas unilaterales y bilaterales de los rangos con signo de Wilcoxon (**Figura 37, Tabla 14**). Se ha añadido una línea azul en el valor 0 para poder observar mejor dónde se ubica la mediana de las pendientes con respecto al cero.

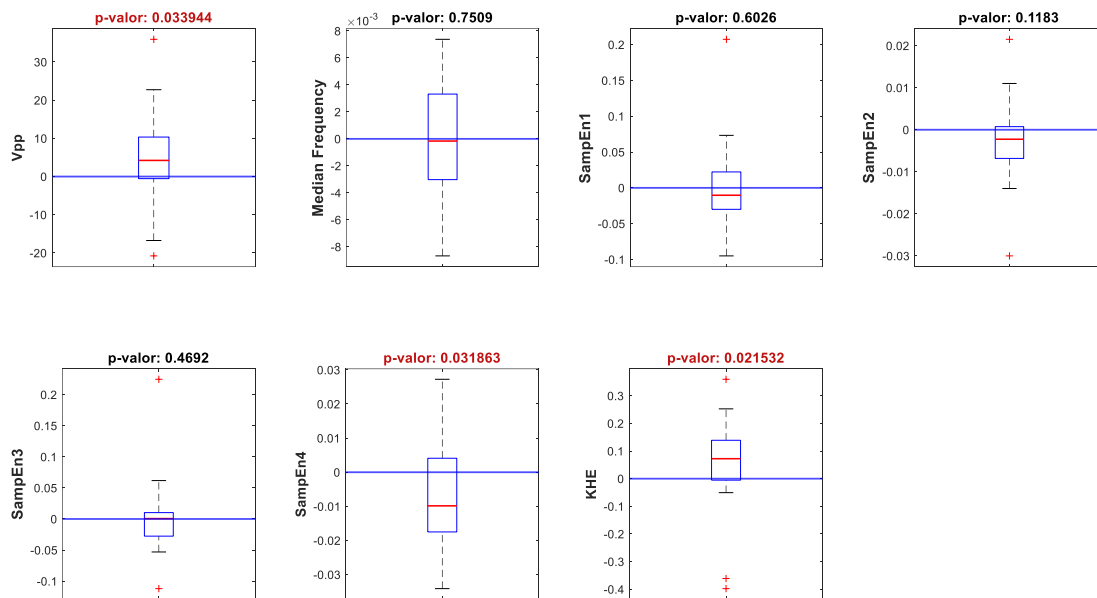


Figura 37. Diagramas Caja-Bigotes de las pendientes globales de cada parámetro. El p-valor que se muestra encima de cada gráfico es el p-valor obtenido de la prueba bilateral.

Tabla 14. P-valores resultantes al aplicar la prueba de rangos con signo de Wilcoxon en sus versiones bilateral y unilateral (derecha e izquierda).

Pendientes	P-valor ambas colas	P-valor cola derecha	P-valor cola izquierda
Vpp	0.03394	0.01751	0.98356
Median Frequency	0.75088	0.62937	0.38027
SampEn1	0.6026	0.70311	0.30574
SampEn2	0.11829	0.94233	0.06066
SampEn3	0.46916	0.7693	0.2385
SampEn4	0.03186	0.98457	0.01645
KHE	0.02153	0.01113	0.98959

Los p-valores indican una diferencia significativa en las medianas de las pendientes de las variables Vpp, SampEn4 y KHE, en comparación con la mediana cero esperada bajo la hipótesis nula.

La primera observación que se puede extraer de los resultados es que la amplitud (Vpp) y la KHE exhibe una diferencia significativa tanto en el t-test bilateral como en el t-test unilateral derecha. Este hallazgo encuentra respaldo en la literatura revisada, que indica que a medida que avanza la edad gestacional, la amplitud y la KHE registrada en el EHG tiende a aumentar debido a que hay una mayor actividad eléctrica y cambios repentinos en la propagación de los potenciales de acción debido a los EHG-burst.

El siguiente parámetro para discutir es la entropía muestral SampEn4, que abarca el ancho de banda de [0.34-1Hz], coincidiendo con las frecuencias de la Fast Wave High. Al igual que sucedía con Vpp y KHE, también muestra diferencias significativas tanto en el test bilateral como en el unilateral, pero en este caso en el unilateral izquierdo. En otras palabras, a medida que se aproxima el momento del parto, la entropía disminuye. Esta reducción puede atribuirse al incremento en la sincronización de las células musculares lisas, lo que reduce la aleatoriedad de los potenciales de acción y promueve una mayor coordinación.

### 5.2.2. Estudio longitudinal de pacientes con más de tres registros: gestación única y múltiple.

De las 26 mujeres, 14 presentaban gestación múltiple y 12 gestación única, y en total se han recolectado 47 registros para GU y 66 para GM. Puesto que las pendientes globales ya han sido previamente calculadas, solamente hizo falta clasificar en gestación múltiple y en gestación única. Una vez clasificados los resultados en GM y GU, se estudió la distribución de las pendientes de cada grupo (**Figura 38**) para determinar cuál es la prueba estadística más adecuada a emplear.

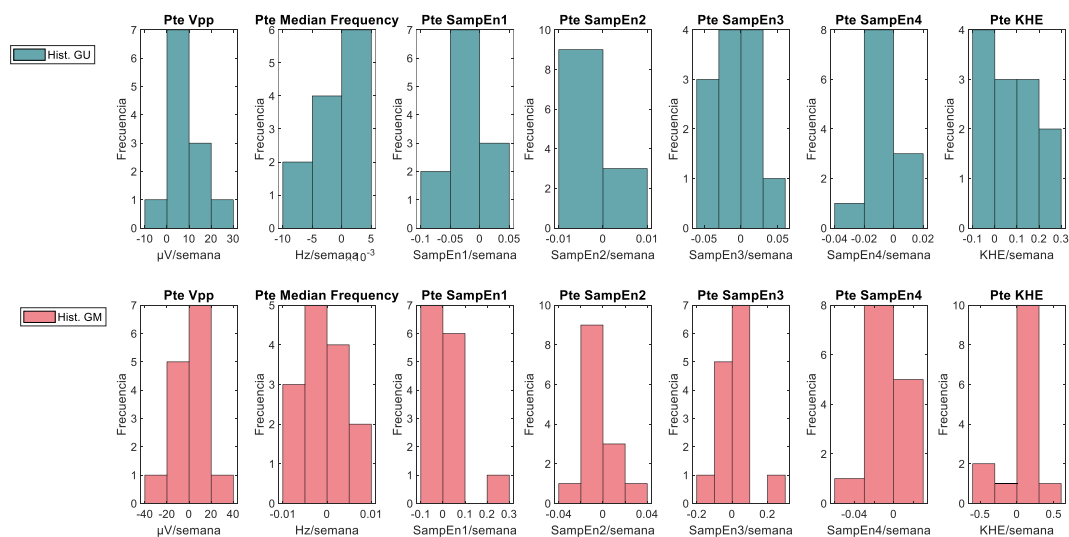


Figura 38. Distribuciones de las pendientes globales de cada parámetro para los grupos GU (verde) y GM (rojo)

Cada tipo de gestación sigue una distribución distinta a la otra. Por ejemplo, en la amplitud, la distribución de GU muestra una densidad alta en valores negativos, mientras que GM tiene una densidad con un pico en valores positivos. En la entropía muestral, también se observan diferentes patrones de distribución para cada tipo de gestación. Por ejemplo, en el caso de

SampEn1, GM tiene valores más dispersos en comparación con GU. Para la KHE, GU tiene una frecuencia relativa en los negativos, a diferencia de la GM, que la tiene en los valores positivos.

Se realizan tres contrastes de hipótesis utilizando pruebas no paramétricas tanto unilaterales como bilaterales para los siguientes casos: el grupo de gestación única, el grupo de gestación múltiple, y el grupo combinado de ambos. Para los grupos de gestación única y múltiple, se emplea la prueba de rangos con signo de Wilcoxon. Para el grupo combinado, se utiliza la prueba de Wilcoxon-Mann-Whitney.

### 5.2.2.1. Gestación única

Los resultados de la aplicación de la prueba de rangos con signo de Wilcoxon, en las pendientes globales de los parámetros obtenidos a partir de los registros de pacientes con gestación única, se presentan en la **Figura 39** y en la **Tabla 15**.

Similar al caso anterior, Vpp, SampEn4 y KHE muestran p-valores inferiores a 0.05. No obstante, tanto Vpp como SampEn4 en GU presentan p-valores aún más bajos en comparación con el análisis previo. Las razones de estos resultados son las mismas que se explicaron anteriormente: el incremento en la excitabilidad de los miocitos y su mayor organización.

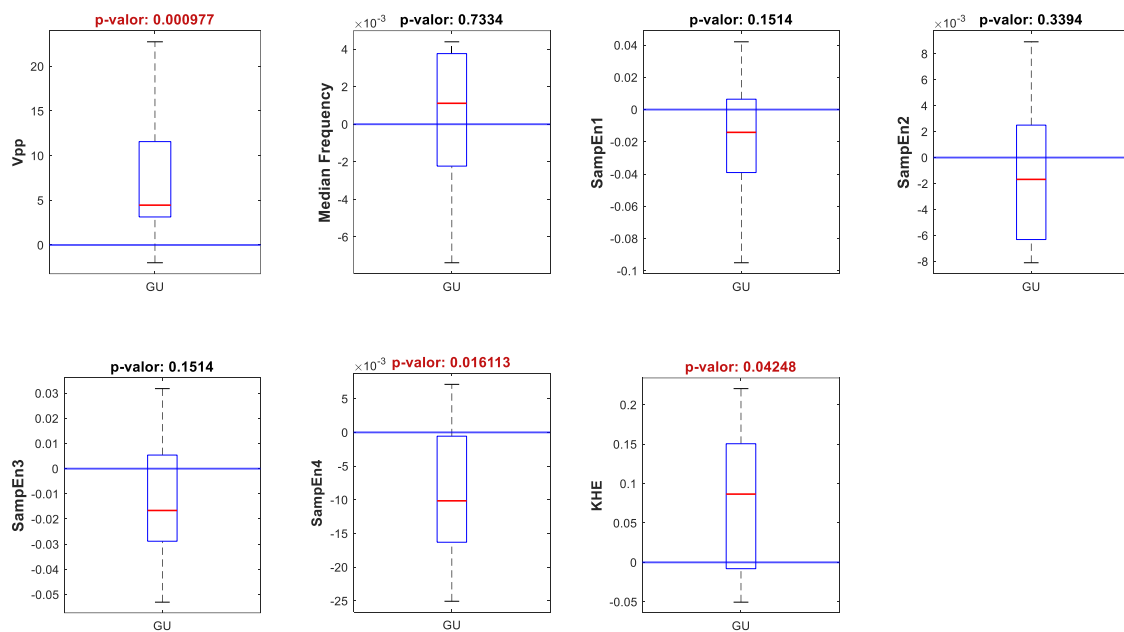


Figura 39. Diagramas Caja-Bigotes de las pendientes globales de cada parámetro de pacientes con GU. El p-valor que se muestra encima de cada gráfico es el p-valor obtenido de la prueba bilateral.

Tabla 15. Valores p resultantes al aplicar la prueba de rangos con signo de Wilcoxon en sus versiones bilateral y unilateral (derecha e izquierda).

	P-valor ambas colas	P-valor cola derecha	P-valor cola izquierda
<b>Vpp</b>	0.0010	0.0005	0.9998
<b>Median Frequency</b>	0.7334	0.3667	0.6614
<b>SampEn1</b>	0.1514	0.9353	0.0757
<b>SampEn2</b>	0.3394	0.8494	0.1697
<b>SampEn3</b>	0.1514	0.9353	0.0757
<b>SampEn4</b>	0.0161	0.9939	0.0081
<b>KHE</b>	0.0425	0.0212	0.9829

### 5.2.2.2. Gestación múltiple

La **Figura 40** y la **Tabla 16** muestran los resultados de aplicar la prueba de rangos con signo de Wilcoxon a las pendientes globales de los parámetros obtenidos de los registros de pacientes con gestación múltiple. En este caso, no hay ningún parámetro estadísticamente significativo. Por tanto, no es factible rechazar la hipótesis nula que postula que la mediana de las pendientes globales es igual a cero.

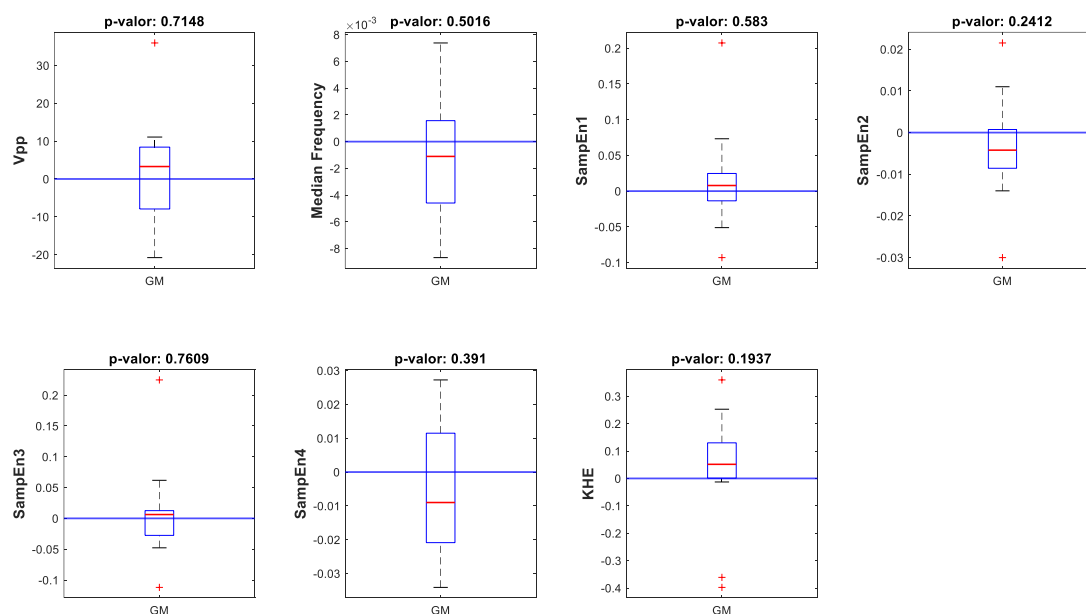


Figura 40. Diagramas Caja-Bigotes de las pendientes globales de cada parámetro de pacientes con GM. El p-valor que se muestra encima de cada gráfico es el p-valor obtenido de la prueba bilateral.

Tabla 16. Valores p resultantes al aplicar la prueba de rangos con signo de Wilcoxon en sus versiones bilateral y unilateral (derecha e izquierda).

	P-valor ambas colas	P-valor cola derecha	P-valor cola izquierda
<b>Vpp</b>	0.71484	0.35742	0.6651
<b>Median Frequency</b>	0.50159	0.76843	0.25079
<b>SampEn1</b>	0.58301	0.2915	0.72919
<b>SampEn2</b>	0.24121	0.89172	0.12061
<b>SampEn3</b>	0.76086	0.38043	0.64258
<b>SampEn4</b>	0.39099	0.82123	0.1955
<b>KHE</b>	0.19373	0.096863	0.9137

### 5.2.2.3. Gestación única y múltiple

Los p-valores resultantes al aplicar estas pruebas son los que se muestran en la **Figura 41** y **Tabla 17**. Los resultados de los p-valores indican que no hay suficiente evidencia para rechazar la hipótesis nula. Esto sugiere que las medianas de las pendientes globales en ambos grupos son iguales.

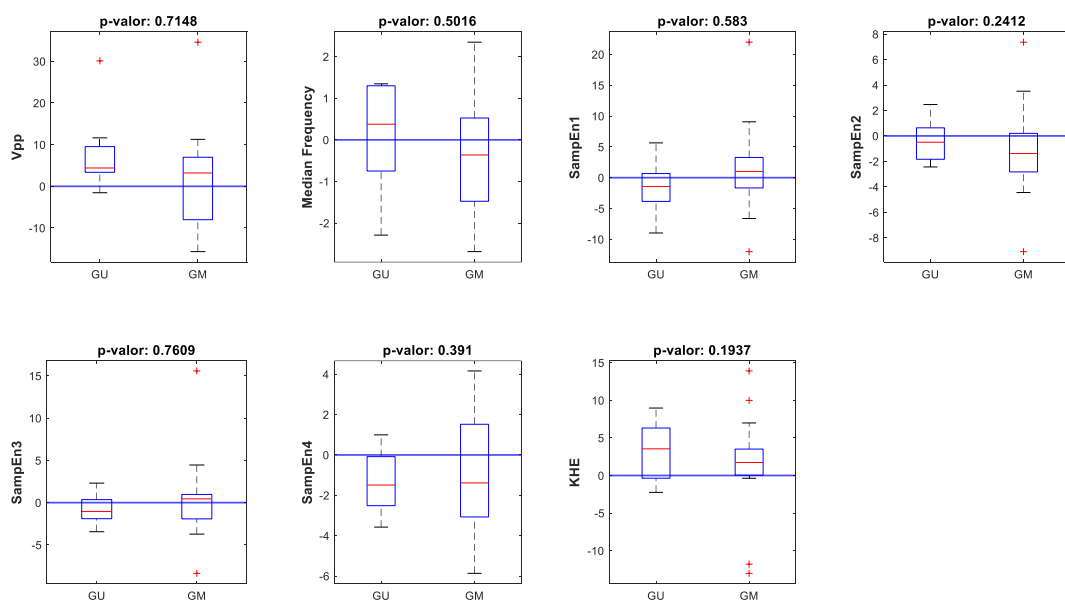


Figura 41. Diagramas Caja-Bigotes de las pendientes globales de cada parámetro para GU y GM. El p-valor que se muestra encima de cada gráfico es el p-valor obtenido de la prueba bilateral.



Tabla 17. Valores p resultantes al aplicar la prueba de rangos con signo de Wilcoxon en sus versiones bilateral y unilateral (derecha e izquierda).

	<b>P-valor ambas colas</b>	<b>P-valor cola izquierda</b>	<b>P-valor cola derecha</b>
<b>Vpp</b>	0.22677	0.89619	0.11339
<b>Median Frequency</b>	0.42532	0.80197	0.21266
<b>SampEn1</b>	0.20762	0.10381	0.90517
<b>SampEn2</b>	0.52027	0.75627	0.26013
<b>SampEn3</b>	0.22677	0.11339	0.89619
<b>SampEn4</b>	0.77726	0.38863	0.63093
<b>KHE</b>	0.77726	0.63093	0.38863

## **CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES**

La electrohisterografía (EHG) es una técnica no invasiva y cuantitativa que registra la actividad eléctrica del útero mediante electrodos de superficie. Los estudios coinciden en que el EHG es una herramienta prometedora para predecir la proximidad del parto y anticipar posibles complicaciones de salud como el parto prematuro, el cual es un riesgo alto para mujeres que presenten gestación múltiple. Sin embargo, esta técnica aún está en desarrollo y requiere más investigación para su implementación clínica, especialmente en mujeres con gestación múltiple.

En este Trabajo Final de Grado, se ha llevado a cabo un análisis transversal y longitudinal de diversos parámetros de la señal de EHG (Vpp, Median Frequency, SampEn, y KHE) de registros de mujeres que acudieron a controles rutinarios durante el tercer trimestre de gestación.

En el estudio transversal, se observaron diferencias estadísticamente significativas en la actividad mioeléctrica uterina entre mujeres con gestación única. Los parámetros Vpp, Samp4 y KHE mostraron un aumento significativo en la actividad contráctil (Vpp) durante gestaciones tardías. Además, se observó una reducción en la complejidad y una mayor previsibilidad, indicada por los parámetros Samp4 y KHE. En el análisis de gestación múltiple, se obtuvieron resultados similares, pero se destacaron otros parámetros como SampEn3 y SampEn2, debido a razones similares a las mencionadas anteriormente.

Al comparar semanas gestacionales tempranas y tardías entre ambos tipos de gestación, se encontró que Vpp no fue estadísticamente significativo, pero sí lo fueron los parámetros no lineales. En semanas tempranas, SampEn2, SampEn3 y KHE mostraron significancia estadística, mientras que en semanas tardías fueron SampEn1, SampEn2, SampEn3 y KHE. Esto sugiere que es posible que exista una mayor organización y predictibilidad en gestaciones múltiples, justificando su significancia estadística en estos parámetros.

En el estudio longitudinal, se analizaron las pendientes globales de cada parámetro en pacientes con más de tres sesiones de registro, encontrando diferencias significativas en los parámetros Vpp, SampEn4 y KHE. Estos parámetros también mostraron significancia en gestaciones únicas, pero no se observaron diferencias significativas entre gestaciones múltiples y entre ambos grupos. Por lo tanto, se muestra que en gestaciones únicas hay un aumento notable en la actividad contráctil y de la previsibilidad, junto con una disminución en la organización celular a medida que avanzan las semanas gestacionales.

Estos dos estudios revelan dos aspectos clave. Primero, la amplitud varía considerablemente con el avance de la edad gestacional. Segundo, los parámetros no lineales, especialmente la entropía espectral y la KHE, son prometedores para evaluar mejor el momento del parto, especialmente en gestaciones múltiples, lo que podría ayudar en un futuro a poder predecir el parto y en la identificación de complicaciones. Sin embargo, se necesita más investigación para validar estos resultados y optimizar la técnica para su uso clínico rutinario.

## **CAPÍTULO 7. LIMITACIONES, POSIBLES MEJORAS Y LÍNEAS DE TRABAJO FUTURAS**

En este TFG, solo se han podido estudiar las diferencias significativas de los parámetros antes y después de la semana 32 de gestación, y del tipo de gestación (múltiple o única), en lugar de otras variables obstétricas como cesárea versus parto vaginal, o partos pretérminos versus a término. Esto se debe principalmente a la disparidad entre los grupos estudiados. Por ejemplo, de las 133 mujeres analizadas, solo 15 habían tenido un parto por cesárea y solo 40 habían dado a luz de manera prematura.

Para mejorar este tipo de estudios en el futuro, sería beneficioso contar con una muestra más equilibrada que incluya una mayor cantidad de casos de cesárea y de partos pretérmino. Alternativamente, se podría abordar el problema del desequilibrio de clases mediante la selección de características y el uso de métodos de remuestreo, como el submuestreo, el sobremuestreo o técnicas híbridas que combinen ambas estrategias.

Además de la disparidad de clases, otro problema ha sido el bajo número de mujeres que registraron más de tres sesiones, lo que redujo la muestra de 133 a solo 26 mujeres. Para mejorar este aspecto, sería útil llevar un conteo detallado de los registros y considerar el número de sesiones por cada participante para asegurar un análisis longitudinal robusto.

Finalmente, sería muy beneficioso explorar la integración de herramientas de Machine Learning que puedan combinar la técnica de EHG con la obstetricia. A través de estas colaboraciones, se podría trabajar en el desarrollo de nuevas estrategias para optimizar la utilidad clínica de la electrohisterografía en la monitorización del embarazo y en la detección temprana de posibles complicaciones.

# **BIBLIOGRAFÍA**

- Albaladejo-Belmonte, M., Prats-Boluda, G., Ye-Lin, Y., Benalcazar-Parra, C., Lopez, Á., Perales, A., & Garcia-Casado, J. (2020). Non-invasive Intrauterine Pressure Estimation Based on Nonlinear Parameters Computed from the Electrohysterogram. En J. Henriques, N. Neves, & P. de Carvalho (Eds.), *XV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing – MEDICON 2019* (pp. 117-124). Springer International Publishing. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-31635-8\\_14](https://doi.org/10.1007/978-3-030-31635-8_14)
- Albaladejo-Belmonte, M., Prats-Boluda, G., Ye-Lin, Y., Garfield, R. E., & Garcia-Casado, J. (2022). Uterine slow wave: Directionality and changes with imminent delivery. *Physiological Measurement*, *43*(8), 085005. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/ac84c0>
- Alberola-Rubio, J., Prats-Boluda, G., Ye-Lin, Y., Valero, J., Perales, A., & Garcia-Casado, J. (2013). Comparison of non-invasive electrohysterographic recording techniques for monitoring uterine dynamics. *Medical Engineering & Physics*, *35*(12), 1736-1743. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2013.07.008>
- Becerra Solano, L. E. (2018). Trastornos urogenitales femeninos. En R. A. Uribe Olivares (Ed.), *Fisiopatología. La ciencia del porqué y el cómo* (pp. 547-554). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9022-934-7.00048-0>
- Benalcazar Parra, C. A. (2020). *Caracterización y utilidad de la electromiografía uterina en diferentes escenarios obstétricos: Partos inducidos y estimación de presión intrauterina* [PhD Thesis]. Universitat Politècnica de València.
- Benalcazar-Parra, C., Ye-Lin, Y., Garcia-Casado, J., Monfort-Orti, R., Alberola-Rubio, J., Perales, A., & Prats-Boluda, G. (2018). Electrohysterographic characterization of the uterine myoelectrical response to labor induction drugs. *Medical Engineering & Physics*, *56*, 27-35. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2018.04.002>
- Benalcazar-Parra, C., Ye-Lin, Y., Garcia-Casado, J., Monfort-Ortiz, R., Alberola-Rubio, J., Perales, A., & Prats-Boluda, G. (2019). Prediction of Labor Induction Success from the Uterine Electrohysterogram. *Journal of Sensors*, *2019*, e6916251. <https://doi.org/10.1155/2019/6916251>
- Benfield, R., & Newton, E. R. (2023). Use of External Uterine Electromyography Across Stage I Labor. *Journal of Midwifery & Women's Health*, *68*(5), 575-580. <https://doi.org/10.1111/jmwh.13501>
- Chiego, D. J., MS, PhD. (2021). Desarrollo y estructura de las células y los tejidos. En D. J. Chiego MS, PhD (Ed.), *Principios de histología y embriología bucal* (pp. 1-17). <https://doi.org/10.1016/B978-84-1382-023-1.00001-X>
- Cohen, W. R. (2017). Clinical assessment of uterine contractions. *International Journal of Gynecology & Obstetrics*, *139*(2), 137-142. <https://doi.org/10.1002/ijgo.12270>
- Costanzo, L. S., PHD. (2023a). Fisiología celular. En L. S. Costanzo PHD (Ed.), *Fisiología* (pp. 1-45). <https://doi.org/10.1016/B978-84-1382-381-2.00001-5>
- Costanzo, L. S., PHD. (2023b). Fisiología reproductiva. En L. S. Costanzo PHD (Ed.), *Fisiología* (pp. 465-486). <https://doi.org/10.1016/B978-84-1382-381-2.00010-6>

Crespo Criado, M., Martín Gómez, M., & Cancelo Hidalgo, M. <sup>a</sup> J. (2022). Distocias. En A. Nieto Díaz, J. M. Quiñonero Rubio, & P. A. Cascales Campos (Eds.), *Obstetricia y Ginecología* (pp. 186-192). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-856-3.00033-9>

*Definición de foliculo ovárico—Diccionario de cáncer del NCI - NCI* (nciglobal,ncienterprise). (2011, febrero 2). [nciAppModulePage]. <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/foliculo-ovarico>

Diaz-Martinez, A., Mas-Cabo, J., Prats-Boluda, G., Garcia-Casado, J., Cardona-Urrego, K., Monfort-Ortiz, R., Lopez-Corral, A., De Arriba-Garcia, M., Perales, A., & Ye-Lin, Y. (2020). A Comparative Study of Vaginal Labor and Caesarean Section Postpartum Uterine Myoelectrical Activity. *Sensors*, 20(11), Article 11. <https://doi.org/10.3390/s20113023>

Diaz-Martinez, A., Prats-Boluda, G., Monfort-Ortiz, R., Garcia-Casado, J., Roca-Prats, A., Tormo-Crespo, E., Nieto-del-Amor, F., Diago-Almela, V.-J., & Ye-Lin, Y. (2024). Overdistention accelerates electrophysiological changes in uterine muscle towards labour in multiple gestations. *IRBM*, 100837. <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2024.100837>

Diaz-Martinez, A., Ye-Lin, Y., Monfort-Ortiz, R., Garcia-Casado, J., Rey-Ferreira, I., Nieto-del-Amor, F., Diago-Almela, V. J., Martinez-de-Juan, J. L., & Prats-Boluda, G. (2023). Comparison of the Electrophysiological Myoelectrical Activity Evolution in Induction of Labor with Pharmacological and Mechanical Methods. *BIOSIGNALS*, 66-73.

Drake, R. L., PhD, FAAA, Vogl, A. W., PhD, FAAA, & Mitchell, A. W. M., MB BS, FRCS, FRCR. (2024). Pelvis y periné. En R. L. Drake PhD, FAAA, A. W. Vogl PhD, FAAA, & A. W. M. Mitchell MB BS, FRCS, FRCR (Eds.), *Gray. Anatomía para estudiantes* (pp. 483-622). <https://doi.org/10.1016/B978-84-1382-622-6.00005-5>

Esgalhado, F., Batista, A. G., Mouriño, H., Russo, S., dos Reis, C. R. P., Serrano, F., Vassilenko, V., & Duarte Ortigueira, M. (2020). Automatic Contraction Detection Using Uterine Electromyography. *Applied Sciences*, 10(20), Article 20. <https://doi.org/10.3390/app10207014>

Esgalhado, F., Batista, A. G., Mouriño, H., Russo, S., Palma dos Reis, C. R., Serrano, F., Vassilenko, V., & Ortigueira, M. (2020). Uterine contractions clustering based on electrohysterography. *Computers in Biology and Medicine*, 123, 103897. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2020.103897>

Fagerland, M. W., & Sandvik, L. (2009). The wilcoxon–mann–whitney test under scrutiny. *Statistics in medicine*, 28(10), 1487-1497.

Fele-Žorž, G., Kavšek, G., Novak-Antolič, Ž., & Jager, F. (2008). A comparison of various linear and non-linear signal processing techniques to separate uterine EMG records of term and pre-term delivery groups. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 46(9), 911-922. <https://doi.org/10.1007/s11517-008-0350-y>

Garcia-Casado, J., Ye-Lin, Y., Prats-Boluda, G., Mas-Cabo, J., Alberola-Rubio, J., & Perales, A. (2018). Electrohysterography in the diagnosis of preterm birth: A review. *Physiological Measurement*, 39(2), 02TR01. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/aaad56>

- Garcia-Gonzalez, M. T., Charleston-Villalobos, S., Vargas-Garcia, C., Gonzalez-Camarena, R., & Aljama-Corrales, T. (2013). Characterization of EHG contractions at term labor by nonlinear analysis. *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 7432-7435. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2013.6611276>
- Garfield, R. E., & Maner, W. L. (2007). Physiology and electrical activity of uterine contractions. *Seminars in Cell & Developmental Biology*, 18(3), 289-295. <https://doi.org/10.1016/j.semcdb.2007.05.004>
- Garfield, R. E., Murphy, L., Gray, K., & Towe, B. (2021). Review and Study of Uterine Bioelectrical Waveforms and Vector Analysis to Identify Electrical and Mechanosensitive Transduction Control Mechanisms During Labor in Pregnant Patients. *Reproductive Sciences*, 28(3), 838-856. <https://doi.org/10.1007/s43032-020-00358-5>
- Gartner, L. P., PhD. (2021). Aparato reproductor femenino. En L. P. Gartner PhD (Ed.), *Texto de histología* (pp. 487-518). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-807-5.00020-4>
- González Bosquet, E. (2020). Embriología y anatomía del aparato genital femenino. En E. González Bosquet (Ed.), *González-Merlo. Ginecología* (pp. 1-19). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-384-1.00001-2>
- Hall, J. E., PhD, & Hall, M. E., MD, MS. (2021a). Embarazo y lactancia. En J. E. Hall PhD & M. E. Hall MD, MS (Eds.), *Guyton y Hall. Tratado de Fisiología Médica* (pp. 1045-1059). <https://doi.org/10.1016/B978-84-1382-013-2.00083-X>
- Hall, J. E., PhD, & Hall, M. E., MD, MS. (2021b). Excitación y contracción del músculo liso. En J. E. Hall PhD & M. E. Hall MD, MS (Eds.), *Guyton y Hall. Tratado de Fisiología Médica* (pp. 101-109). <https://doi.org/10.1016/B978-84-1382-013-2.00008-7>
- Hall, J. E., PhD, & Hall, M. E., MD, MS. (2022). Fisiología femenina antes del embarazo y hormonas femeninas. En J. E. Hall PhD & M. E. Hall MD, MS (Eds.), *Guyton y Hall. Compendio de fisiología médica* (pp. 606-613). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-954-6.00082-9>
- Hall, S., Stephens, J., Xiu, P., MA, MB BChir, MRCP, Datta, S., MD, MRCOG, LLM, BSc (Hons), MBBS, & Smith, C. F., BSc, PGCE, PhD. (2020). Pelvis y aparato genital. En S. Hall, J. Stephens, P. Xiu MA, MB BChir, MRCP, S. Datta MD, MRCOG, LLM, BSc (Hons), MBBS, & C. F. Smith BSc, PGCE, PhD (Eds.), *Lo esencial en Anatomía y fisiología* (pp. 213-237). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-630-9.00008-4>
- Hansen, J. T., PhD, Netter, F. H., MD, Machado, C. A. G., MD, Craig, J. A., MD, Perkins, J. A., MS, MFA, Marzejon, K. W., MS, MFA, & Davanzo, T. S., MA, CMI. (2023). Pelvis y periné. En J. T. Hansen PhD, F. H. Netter MD, C. A. G. Machado MD, J. A. Craig MD, J. A. Perkins MS, MFA, K. W. Marzejon MS, MFA, & T. S. Davanzo MA, CMI (Eds.), *Netter. Anatomía clínica* (pp. 229-285). <https://doi.org/10.1016/B978-84-1382-386-7.00005-6>
- Jain, S., Saad, A. F., & Basraon, S. S. (2016). Comparing uterine electromyography & tocodynamometer to intrauterine pressure catheter for monitoring labor. *Journal of Woman's Reproductive Health*, 1(3), 22-30.
- Kay, S. E., MBBS BSC (HONS), MRCOG, Sandhu, C. J., MBBS, MRCOG, Xiu, P., MA, MB BCHIR, MRCP, Datta, S., MD, MRCOG, LLM, BSC (HONS), MBBS, Dutta, R., BSC, MBBS, MRCOG, & Shakir, F.,

- MBBS, BSC (HONS), MRCOG, MSC. (2020). Parto prematuro. En S. E. Kay MBBS BSC (HONS), MRCOG, C. J. Sandhu MBBS, MRCOG, P. Xiu MA, MB BCHIR, MRCP, S. Datta MD, MRCOG, LLM, BSC (HONS), MBBS, R. Dutta BSC, MBBS, MRCOG, & F. Shakir MBBS, BSC (HONS), MRCOG, MSC (Eds.), *Lo esencial en ginecología y obstetricia* (pp. 177-182). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-701-6.00025-9>
- Kierszenbaum, A. L., M. D. ., Ph. D., & Tres, L. L., M. D. ., Ph. D. (2020). TEJIDO MUSCULAR. En A. L. Kierszenbaum M. D. ., Ph. D. & L. L. Tres M. D. ., Ph. D. (Eds.), *Histología y biología celular* (pp. 237-260). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-773-3.50012-4>
- Kilarski, W. M., Fu, X., Bäckström, T., Roomans, G. M., & Ulmsten, U. (1996). Progesterone, oestradiol and oxytocin and their in vitro effect on maintaining the number of gap junction plaques in human myometrium at term. *Acta Physiologica Scandinavica*, 157(4), 461-469. <https://doi.org/10.1046/j.1365-201X.1996.500247000.x>
- Kishore, K., & Jaswal, V. (2022). Statistics Corner: Wilcoxon–Mann–Whitney Test. *Journal of Postgraduate Medicine, Education and Research*, 56(4), 199-201. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10028-1613>
- Koeppen, B. M., MD, PhD, & Stanton, B. A., PhD. (2018). Los aparatos reproductores masculino y femenino. En B. M. Koeppen MD, PhD & B. A. Stanton PhD (Eds.), *Berne y Levy. Fisiología* (pp. 787-829). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-258-5.00044-0>
- Lange, L., Vaeggemose, A., Kidmose, P., Mikkelsen, E., Ulbjerg, N., & Johansen, P. (2014). Velocity and Directionality of the Electrohysterographic Signal Propagation. *PLOS ONE*, 9(1), e86775. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0086775>
- Lister, G., & Jones, E. E. (2017). Fisiología fetal y neonatal. En W. F. Boron MD, PhD & E. L. Boulpaep MD (Eds.), *Fisiología médica* (pp. 1151-1152). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-125-0.00057-0>
- Lou, H., Liu, H., Chen, Z., Zhen, Z., Dong, B., & Xu, J. (2022). Bio-process inspired characterization of pregnancy evolution using entropy and its application in preterm birth detection. *Biomedical Signal Processing and Control*, 75, 103587. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2022.103587>
- Lowe, J. S., BMedSci, BMBS, DM, FRCPath, Anderson, P. G., DVM, PhD, & Anderson, S. I., BSc, MMedSci, PhD. (2020). Aparato reproductor femenino. En J. S. Lowe BMedSci, BMBS, DM, FRCPath, P. G. Anderson DVM, PhD, & S. I. Anderson BSc, MMedSci, PhD (Eds.), *Stevens y Lowe. Histología humana* (pp. 314-337). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-627-9.00017-5>
- Luengas C., L. A., Toloza, D. C., Luengas C., L. A., & Toloza, D. C. (2020). Análisis frecuencial y de la densidad espectral de potencia de la estabilidad de sujetos amputados. *Tecnológicas*, 23(48), 3-18. <https://doi.org/10.22430/22565337.1453>
- Mas-Cabo, J., Prats-Boluda, G., Perales Marín, A. J., Garcia-Casado, J., Alberola Rubio, J., & Ye Lin, Y. (2019). *Uterine electromyography for discrimination of labor imminence in women with threatened preterm labor under tocolytic treatment*.
- Mayorga-Ortiz, P., Valdez-González, J. A., Druzgalski, C., Zeljkovic, V., Mayorga-Ortiz, P., Valdez-González, J. A., Druzgalski, C., & Zeljkovic, V. (2018). Detección Automática y Clasificación de

- Eventos en Sonidos Cardiopulmonares de Sujetos Saludables. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 39(1), 65-80. <https://doi.org/10.17488/rmib.39.1.6>
- Mendoza, J., Colina, E., & Chacón, E. (2011). La entropía aproximada como una nueva metodología para la detección de eventos dentro de un sistema dinámico híbrido. *Ciencia e Ingeniería*, 32(2), 31-41.
- Mikkelsen, E., Johansen, P., Fuglsang-Frederiksen, A., & Uldbjerg, N. (2013). Electrohysterography of labor contractions: Propagation velocity and direction. *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica*, 92(9), 1070-1078. <https://doi.org/10.1111/aogs.12190>
- Moore, K. L., BA, MSc, PhD, DSc (OSU), DSc (WU), FIAC, FRSM, FAAA, (Vid) Persaud, T. V. N., MD, PhD, DSc, FRCPath (Lond. ), FAAA, & Torchia, M. G., MSc, PhD. (2020). Primera semana del desarrollo humano. En K. L. Moore BA, MSc, PhD, DSc (OSU), DSc (WU), FIAC, FRSM, FAAA, T. V. N. (Vid) Persaud MD, PhD, DSc, FRCPath (Lond. ), FAAA, & M. G. Torchia MSc, PhD (Eds.), *Embriología clínica* (pp. 11-36). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-590-6.00002-6>
- Moore, K. L., BA, MSc, PhD, DSc (OSU), DSc (WU), FIAC, FRSM, FAAA, (Vid) Persaud, T. V. N., MD, PhD, DSc, FRCPath (Lond. ), FAAA, & Torchia, M. G., MSc, PhD. (2021). Reproducción humana. En K. L. Moore BA, MSc, PhD, DSc (OSU), DSc (WU), FIAC, FRSM, FAAA, T. V. N. (Vid) Persaud MD, PhD, DSc, FRCPath (Lond. ), FAAA, & M. G. Torchia MSc, PhD (Eds.), *Desarrollo embrionario* (pp. 5-17). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-958-4.00002-5>
- Ortega Páez, E., & Arias, M. (2021). Pruebas no paramétricas. *Toma de Decisiones Clínicas Basadas En Pruebas Científicas*, 17(3), 1-5.
- Ovalle, W. K., PhD, & Nahirney, P. C., PhD. (2021a). Aparato reproductor femenino. En W. K. Ovalle PhD & P. C. Nahirney PhD (Eds.), *Netter. Histología esencial* (pp. 431-458). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-953-9.00018-X>
- Ovalle, W. K., PhD, & Nahirney, P. C., PhD. (2021b). Tejido muscular. En W. K. Ovalle PhD & P. C. Nahirney PhD (Eds.), *Netter. Histología esencial* (pp. 77-107). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-953-9.00004-X>
- P., S. A., Subramaniam, K., & Iqbal, N. V. (2019). A review of significant researches on prediction of preterm birth using uterine electromyogram signal. *Future Generation Computer Systems*, 98, 135-143. <https://doi.org/10.1016/j.future.2018.10.033>
- Park, S., MD. (2017). Lesiones benignas de la vulva y la vagina. En A. Mularz MD, S. Dalati MD, & R. Pedigo MD (Eds.), *Obstetricia y Ginecología. Secretos* (pp. 36-39). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-154-0.00009-6>
- Parra, C. B., Montfort-Orti, R., Ye-Lin, Y., Alberola-Rubio, J., Marin, A. P., Mas-Cabo, J., Garcia-Casado, J., & Prats-Boluda, G. (2017). Characterization of uterine response to misoprostol based on electrohysterogram. *International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing*, 5, 64-69.
- Paulsen, F. (2024a). Anatomía general. En F. Paulsen (Ed.), *Sobotta. Atlas de anatomía humana. Vol 1* (pp. 1-80). <https://doi.org/10.1016/B978-84-1382-630-1.50015-6>



Paulsen, F. (2024b). Espacio retroperitoneal y cavidad pélvica. En F. Paulsen (Ed.), *Sobotta. Atlas de anatomía humana. Vol 2* (pp. 235-365). <https://doi.org/10.1016/B978-84-1382-631-8.50017-5>

Prescott, L. S., Yunker, A. C., & Alvarez, R. (2022). Cirugía ginecológica. En C. M. Townsend MD, R. D. Beauchamp MD, B. M. Evers MD, & K. L. Mattox MD (Eds.), *Sabiston. Tratado de cirugía* (pp. 1999-2025). <https://doi.org/10.1016/B978-84-1382-180-1.00071-9>

Radomski, D. (2010). Sensitivity analysis of a sample entropy estimator on its parameters in application to electrohysterographical signals. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 30(2), 67-72.

Reyes-Lagos, J. J., Pliego-Carrillo, A. C., Ledesma-Ramírez, C. I., Peña-Castillo, M. Á., García-González, M. T., Pacheco-López, G., & Echeverría, J. C. (2020). Phase Entropy Analysis of Electrohysterographic Data at the Third Trimester of Human Pregnancy and Active Parturition. *Entropy*, 22(8). <https://doi.org/10.3390/e22080798>

Richman, J. S., Lake, D. E., & Moorman, J. R. (2004). Sample Entropy. En *Methods in Enzymology* (Vol. 384, pp. 172-184). Academic Press. [https://doi.org/10.1016/S0076-6879\(04\)84011-4](https://doi.org/10.1016/S0076-6879(04)84011-4)

Rodríguez Velásquez, J. O., Correa, C., Ramirez, L., Santos Restrepo, A. N., Riaño Rodríguez, S., Bacca Porras, M. A., Rodríguez Velásquez, J. O., Correa, C., Ramirez, L., Santos Restrepo, A. N., Riaño Rodríguez, S., & Bacca Porras, M. A. (2021). Diagnóstico de la dinámica cardiaca mediante proporciones de la entropía. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 40(1). [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_abstract&pid=S0864-03002021000100006&lng=es&nrm=iso&tlng=es](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S0864-03002021000100006&lng=es&nrm=iso&tlng=es)

Rubio, J. A. (2017). *Estudio electrofisiológico del útero humano durante el embarazo a partir de registros no invasivos del electrohisterograma* [PhD Thesis]. Universitat de València, Departamento de Pediatría, Obstetricia y Ginecología.

Schlembach, D., Maner, W. L., Garfield, R. E., & Maul, H. (2009). Monitoring the progress of pregnancy and labor using electromyography. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 144, S33-S39. <https://doi.org/10.1016/j.ejogrb.2009.02.016>

Sharma, A. (2015). Design and analysis of a touch mode MEMS capacitive pressure sensor for IUPC. *2015 19th International Symposium on VLSI Design and Test*, 1-6.

Sheldon, R. E. (2014). *The role of gap junctions in the excitability of the myometrial smooth muscle network* [PhD Thesis]. University of Warwick.

Shukla, S., Singh, S. K., & Mitra, D. (2020). An efficient heart sound segmentation approach using kurtosis and zero frequency filter features. *Biomedical Signal Processing and Control*, 57, 101762. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2019.101762>

Skowronski, M. D., Harris, J. G., Marossero, D. E., Edwards, R. K., & Euliano, T. Y. (2006). Prediction of Intrauterine Pressure From Electrohysterography Using Optimal Linear Filtering. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(10), 1983-1989. <https://doi.org/10.1109/TBME.2006.877104>

Terré Rull, C., & Francés Ribera, L. (2006). Monitorización biofísica intraparto. *Matronas Profesión*, 2006, vol. 7, num. 2, p. 5-13.

Torchia, M. G., DipBT, MSc, PhD, & Persaud, T. V. N. (Vid), MD, PhD, DSc, FRCPath (Lond. ), FAAA. (2022). Período fetal y neonatal. En M. G. Torchia DipBT, MSc, PhD & T. V. N. (Vid) Persaud MD, PhD, DSc, FRCPath (Lond. ), FAAA (Eds.), *Embriología clínica básica. Un abordaje integrado basado en la resolución de problemas* (pp. 37-41). <https://doi.org/10.1016/B978-84-1382-215-0.00007-1>

Torres Huertas, J. (2016). *Bioestadística*. Dextra Editorial.

Valencia-Ustarroz, M. (2010). *Análisis numérico y experimental de la actividad cortical*.

Vela Aguilera, D. A. (2022). *Automatización del proceso de anotación de señales EEG de pacientes con epilepsia por medio de técnicas de aprendizaje automático*. <https://repositorio.uvg.edu.gt/xmlui/handle/123456789/4276>

Vicens, J. M. L. (2018). Concepto de parto. Desencadenamiento y elementos del parto. En J. González-Merlo, J. M. Lailla Vicens, E. Fabre González, & E. González Bosquet (Eds.), *González-Merlo. Obstetricia* (pp. 203-214). <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-122-9.00012-8>

Vlemminx, M. W. C., Thijssen, K. M. J., Bajlekov, G. I., Dieleman, J. P., Van Der Hout-Van Der Jagt, M. B., & Oei, S. G. (2017). Electrohysterography for uterine monitoring during term labour compared to external tocodynamometry and intra-uterine pressure catheter. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 215, 197-205. <https://doi.org/10.1016/j.ejogrb.2017.05.027>

Voraprateep, J. (2013). *Robustness of Wilcoxon signed-rank test against the assumption of symmetry* [M\_rs, University of Birmingham]. <https://etheses.bham.ac.uk/id/eprint/4607/>

Xu, J., Chen, Z., Lou, H., Shen, G., & Pumir, A. (2022). Review on EHG signal analysis and its application in preterm diagnosis. *Biomedical Signal Processing and Control*, 71, 103231. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.103231>

Ye-Lin, Y., Garcia Casado, F. J., Prats Boluda, G., Alberola Rubio, J., & Perales Marin, A. J. (2014). *Automatic identification of motion artifacts in EHG recording for robust analysis of uterine contractions*.

Young, R. C. (2018). The uterine pacemaker of labor. *Best Practice & Research Clinical Obstetrics & Gynaecology*, 52, 68-87. <https://doi.org/10.1016/j.bpobgyn.2018.04.002>

# **PRESUPUESTO**



## **1. INTRODUCCIÓN**

En este documento se detalla la estimación del coste económico de este TFG, y se detalla mediante dos apartados: el cuadro de precios unitarios de materiales, mano de obra y elementos auxiliares; y un cuadro de precios unitarios de las unidades de obra organizados en los siguientes capítulos:

- Capítulo 1. Planificación del proyecto
- Capítulo 2. Revisión bibliográfica y análisis del material
- Capítulo 3. Obtención de resultados
- Capítulo 4. Redacción y defensa del TFG

Asimismo, se explican algunas consideraciones que se han tenido en cuenta para realizar el presupuesto.

### **1.1. Mano de obra**

La mano de obra de este proyecto está compuesta por un equipo de profesionales con diferentes niveles de experiencia y responsabilidades. La ingeniera biomédica junior (estudiante) ha sido responsable de la redacción y obtención de los resultados del trabajo. Dos ingenieras senior han tutorizado, asesorado y supervisado todo el proceso de elaboración del trabajo. Además, una ingeniera biomédica experta ha proporcionado a la ingeniera biomédica junior todo el material necesario, incluyendo la base de datos con los parámetros computados, las señales de EHG en crudo y concatenadas, los códigos y scripts de Matlab, la aplicación LabView, la segmentación de las señales en tramos válidos, la bibliografía recomendada, entre otros recursos.

El sueldo base de un ingeniero junior puede considerarse de 1.200 €/mes, y el de un ingeniero senior o experto de 2.500 €/mes. Según el Ministerio de Inclusión, Seguridad Social y Migraciones (2020), el coste para la empresa en concepto de seguridad social para ambos ingenieros incluye: un 23,6% en contingencias comunes, un 5,50% en desempleo, un 0,2% para FOGASA, y un 1,65% para accidentes de trabajo y enfermedades profesionales. Teniendo en cuenta que entre septiembre de 2023 y julio de 2024 ha habido 209 días laborables, 88 días de fin de semana, y 11 festivos; y que una jornada laboral es de 8 horas diarias, se obtiene un total de 1.672 horas de trabajo al año. Por tanto, el coste por hora para la ingeniera junior es de 13,16 €/hora y para la ingeniera senior o experta es de 27,42 €/hora.

### **1.2. Materiales, equipos y software**

Los materiales, equipos y software que se han utilizado en este TFG son un ordenador portátil y las licencias de programas. Para el cálculo del precio unitario se ha considerado la amortización de ellos durante el proyecto. Los precios del ordenador y de las licencias se han adquirido a través de las páginas webs de los fabricantes.

Para calcular la amortización de los materiales, equipos y software utilizados durante el proyecto, se utiliza el método de amortización lineal. Para su cálculo, se toma como referencia la tabla de coeficientes de amortización lineal de la Agencia Tributaria, que establece que los sistemas y programas informáticos tienen un tiempo de amortización de 6 años. En el caso de las licencias, el tiempo de amortización es de 1 año ya que son licencias que se renuevan cada año.

### 1.3. Presupuesto de ejecución material y presupuesto de ejecución por contrata

El Real Decreto 982/1987 expone que, para calcular el presupuesto de ejecución por contrata, es necesario sumar al presupuesto de ejecución de material un porcentaje correspondiente a los gastos generales (13%) y al beneficio industrial del contratista (6%). Luego, a esta suma se le debe añadir el IVA (21%).

## 2. CUADROS DE PRECIOS UNITARIOS DE MATERIALES, MANO DE OBRA Y ELEMENTOS AUXILIARES.

Tabla 18. Cuadro de precios unitarios de mano de obra

Nº	Código	Descripción	Importe		
			Precio (euros)	Cantidad (horas)	Total (euros)
1	MO.ITS	Ingeniero o Titulado Superior	27,42	1 u	27,42
2	MO.IBJ	Ingeniero Biomédico Junior	13,16	195,00 u	2.566,20
3	MO.IBE	Ingeniero Biomédico Experto	27,42	18,00 u	493,56
Importe total:					3.087,18

Tabla 19. Cuadro de precios unitarios de equipos y software

Nº	Código	Descripción	Importe		
			Precio (euros)	Cantidad (horas)	Total (euros)
1	MES.PCp	Portátil Acer Aspire 3 15	12,36	190,00 u	2.348,40
2	MES.LO365	Licencia de Office 365	0,9	169,00 u	152,10
3	MES.PCf	Ordenador de sobremesa	1,15	10,00 u	11,50
4	MES.LW10	Licencia Windows 10	0,9	168,00 u	151,20
5	MES.Lmatlab	Licencia Matlab Estándar	2,1	81,00 u	170,10
Importe total:					2.833,30

Tabla 20. Cuadro de precios unitarios de materiales

Nº	Código	Descripción	Importe		
			Precio (euros)	Cantidad (horas)	Total (euros)
1	MAT.A4	Páginas A4 impresas del documento	0,60	260,00 u	18,20
2	MAT.ENC	Encuadernación del documento	120	1,00 u	120,00
Importe total:					138,20

### 3. CUADRO DE PRECIOS PARCIALES

#### Capítulo 1. Planificación del proyecto

Código	Ud	Resumen	Cantidad	Precio (€)	Importe (€)
<b>1</b>		<b>Planificación del proyecto</b>		<b>219,16</b>	<b>219,16</b>
01.01	h	Reunión inicial con las tutoras del TFG	2	82,66	165,32
01.02	h	Obtención del material del TFG	1	53,84	53,84
				<b>Coste total:</b>	<b>219,16</b>

#### Capítulo 2. Revisión bibliográfica y análisis del material

Código	Ud	Resumen	Cantidad	Precio (€)	Importe (€)
<b>2</b>		<b>Revisión bibliográfica y análisis del material</b>		<b>505</b>	<b>505</b>
02.01	h	Investigación del estado del arte	10	27,32	273,2
02.02	h	Familiarización con el material del TFG	5	31,52	157,6
02.03	h	Reunión para el análisis de los datos	1	74,2	74,2
				<b>Coste total:</b>	<b>505</b>

#### Capítulo 3. Obtención de resultados

Código	Ud	Resumen	Cantidad	Precio (€)	Importe (€)
<b>3</b>		<b>Obtención de resultados</b>		<b>2.311,88</b>	<b>2.311,88</b>
03.01	h	Caracterización y análisis de los datos	50	29,42	1.471,00
03.02	h	Reunión valoración de los resultados	1	83,56	83,56
03.03	h	Familiarización con el proceso adquisición de datos	20	29,42	588,4
03.04	h	Reunión resolución dudas de la adquisición de datos	2	84,46	168,92
				<b>Coste total:</b>	<b>2.311,88</b>

#### Capítulo 4. Redacción y defensa del TFG

Código	Ud	Resumen	Cantidad	Precio (€)	Importe (€)
<b>4</b>		<b>Redacción y defensa del TFG</b>		<b>3.250,20</b>	<b>3.250,20</b>
04.01	h	Redacción de los documentos	80	27,32	2.185,60
04.02	h	Revisión de los documentos y corrección de errores	4	68	272
04.03	u	Impresión y encuadernación documentos	1	140,4	140,8
04.04	u	Preparación exposición	1	511,8	511,8
				<b>Coste total:</b>	<b>3.250,20</b>

#### 4. CUADRO DE PRECIOS UNITARIOS DE LAS UNIDADES DE OBRA.

Nº	Denominación	Importe	
		En cifra (€)	En letra (€)
<b>1 Planificación del proyecto</b>			
1.1	h Reunión inicial con las tutoras del TFG	82,66	Ochenta y dos euros con sesenta y seis céntimos.
1.2	h Obtención del material del TFG	53,84	Cincuenta y tres euros con ochenta y cuatro céntimos.
<b>2 Revisión bibliográfica y análisis del material</b>			
2.1	h Investigación del estado del arte	27,32	Veintisiete euros con treinta y dos céntimos.
2.2	h Familiarización con el material del TFG	31,52	Treinta y un euros con cincuenta y dos céntimos.
2.3	h Reunión para el análisis de los datos	74,2	Setenta y cuatro euros con veinte céntimos.
<b>3 Obtención de resultados</b>			
3.1	h Caracterización y análisis de los datos	29,42	Veintinueve euros con cuarenta y dos céntimos.
3.2	h Reunión valoración de los resultados	83,56	Ochenta y tres euros con cincuenta y seis céntimos.
3.3	h Familiarización con el proceso adquisición de datos	29,42	Veintinueve euros con cuarenta y dos céntimos.
3.4	h Reunión resolución dudas de la adquisición de datos	84,46	Ochenta y cuatro euros con cuarenta y seis céntimos.
<b>4 Redacción y defensa del TFG</b>			
4.1	h Redacción de los documentos	27,32	Veintisiete euros con treinta y dos céntimos.
4.2	h Revisión de los documentos y corrección de errores	68	Sesenta y ocho euros.
4.3	u Impresión y encuadernación documentos	140,4	Ciento cuarenta euros con cuarenta céntimos.



4.4 u Preparación exposición 511,8 Quinientos once euros con ochenta céntimos.

## 5. CUADRO DE PRECIOS DESCOMPUESTOS

Nº	Ud.	Denominación	Cantidad	Precio (€)	Total (€)
<b>1</b>		<b>Capítulo 1. Planificación del proyecto</b>	<b>1</b>	<b>219,16</b>	<b>219,16</b>
<b>01.01</b>	h	Reunión inicial con las tutoras del TFG	2	82,66	165,32
	u	Ingeniera Senior	2	27,42	54,84
	u	Ingeniera Biomédica Junior	1	13,16	13,16
	u	Portátil	1	12,36	12,36
	u	Ordenador de sobremesa	2	1,15	2,3
<b>01.02</b>	h	Obtención del material del TFG	1	53,84	53,84
	u	Ingeniera Biomédica Experta	1	27,42	27,42
	u	Ingeniera Biomédica Junior	1	13,16	13,16
	u	Portátil	1	12,36	12,36
	u	Licencia de Office 365	1	0,9	0,9
<b>2</b>		<b>Capítulo 2. Revisión bibliográfica y análisis del material</b>	<b>1</b>	<b>505</b>	<b>505</b>
<b>02.01</b>	h	Investigación del estado del arte	10	27,32	273,2
	u	Ingeniera Biomédica Junior	1	13,16	13,16
	u	Portátil	1	12,36	12,36
	u	Licencia de Office 365	1	0,9	0,9
	u	Licencia Windows 10	1	0,9	0,9
<b>02.02</b>	h	Familiarización con el material del TFG	5	31,52	157,6
	u	Ingeniera Biomédica Junior	1	13,16	13,16
	u	Portátil	1	12,36	12,36
	u	Licencia Matlab	2	2,1	4,2
	u	Licencia Windows 10	1	0,9	0,9
	u	Licencia de Office 365	1	0,9	0,9
<b>02.03</b>	h	Reunión para el análisis de los datos	1	74,2	74,2
	u	Ingeniera Biomédica Junior	1	13,16	13,16
	u	Ingeniera Senior	2	27,42	54,84
	u	Ordenador de sobremesa	2	1,15	2,3
	u	Licencia Matlab	1	2,1	2,1
	u	Licencia Windows 10	1	0,9	0,9
	u	Licencia de Office 365	1	0,9	0,9
<b>3</b>		<b>Capítulo 3. Obtención de resultados</b>	<b>1</b>	<b>2228,32</b>	<b>2228,32</b>
<b>03.01</b>	h	Caracterización y análisis de los datos	50	29,42	1471
	u	Ingeniera Biomédica Junior	1	13,16	13,16
	u	Portátil	1	12,36	12,36
	u	Licencia Matlab	1	2,1	2,1

	u	Licencia Windows 10	1	0,9	0,9
	u	Licencia de Office 365	1	0,9	0,9
<b>03.02</b>	h	Reunión valoración de los resultados	1	83,56	83,56
	u	Ingeniera Senior	2	27,42	54,84
	u	Ingeniera Biomédica Junior	1	13,16	13,16
	u	Portátil	1	12,36	12,36
	u	Licencia Windows 10	1	0,9	0,9
	u	Ordenador de sobremesa	2	1,15	2,3
<b>03.03</b>	h	Familiarización con el proceso adquisición de datos	20	29,42	588,4
	u	Ingeniera Biomédica Junior	1	13,16	13,16
	u	Licencia Matlab	1	2,1	2,1
	u	Licencia Windows 10	1	0,9	0,9
	u	Portátil	1	12,36	12,36
	u	Licencia de Office 365	1	0,9	0,9
<b>03.04</b>	h	Reunión resolución dudas de la adquisición de datos	2	84,46	168,92
	u	Ingeniera Senior	2	27,42	54,84
	u	Ingeniera Biomédica Junior	1	13,16	13,16
	u	Ordenador de sobremesa	2	1,15	2,3
	u	Licencia Windows 10	1	0,9	0,9
	u	Licencia de Office 365	1	0,9	0,9
	u	Portátil	1	12,36	12,36
<b>4</b>		<b>Capítulo 4. Redacción y defensa del TFG</b>	<b>1</b>	<b>3250,2</b>	<b>3250,2</b>
<b>04.01</b>	h	Redacción de los documentos	80	27,32	2185,6
	u	Ingeniera Biomédica Junior	1	13,16	13,16
	u	Portátil	1	12,36	12,36
	u	Licencia Windows 10	1	0,9	0,9
	u	Licencia de Office 365	1	0,9	0,9
<b>04.02</b>	h	Revisión de los documentos y corrección de errores	4	68	272
	u	Ingeniera Senior	2	27,42	54,84
	u	Ingeniera Biomédica Junior	1	13,16	13,16
<b>04.03</b>	u	Impresión y encuadernación documentos	1	140,4	140,8
	u	Páginas A4 impresas del documento	260	0,07	18,2
	u	Encuadernación del documento	1	120	120
<b>04.04</b>	u	Preparación exposición	1	511,8	511,8
	u	Ingeniera Biomédica Junior	20	13,16	263,2
	u	Portátil	20	12,36	247,2
	u	Páginas A4 impresas del documento	20	0,07	1,4

**PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN MATERIAL 6202,68**

## 6. PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA

<b>Capítulos</b>	<b>Importe</b>
1 Planificación del proyecto	219,16
2 Revisión bibliográfica y análisis del material	505,00
3 Obtención de resultados	2.228,32
4 Redacción y defensa del TFG	3.250,20
<b>PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN MATERIAL</b>	<b>6.202,68</b>
13% Gastos Generales	992,43
6% Beneficio Industrial	434,19
<b>PRESUPUESTO</b>	<b>7.629,30</b>
21% IVA	1.602,15
<b>PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA</b>	<b>9.231,45</b>

Suma el presente presupuesto más IVA la cantidad de: NUEVE MIL DOSCIENTOS TREINTA Y UN EUROS