



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

CARACTERIZACIÓN DE LA RESPUESTA MIOELÉCTRICA UTERINA EN INDUCCIONES MECÁNICAS DEL PARTO MEDIANTE REGISTROS ELECTROHISTEROGRÁFICOS

AUTORA: Ana Sierra García

TUTORA: Gema Prats Boluda y Yiyao Ye Lin

COTUTORA: María del Alba Díaz Martínez

Curso Académico: 2019-20

AGRADECIMIENTOS

Quiero aprovechar la ocasión para agradecer el apoyo de todas las personas que me han acompañado durante la realización de mi trabajo de fin de grado. Ha sido un periodo de varios meses, en los que he aprendido mucho, tanto a nivel científico como a nivel personal y profesional.

En primer lugar, me gustaría dar las gracias a todo el equipo de mujeres que hemos formado parte de la realización de este TFG. A mis tutoras Gema Prats y Yiyao Ye, por haberme guiado, ayudado y aconsejado durante toda la realización del trabajo. También quiero agradecer enormemente la ayuda de mi co-tutora Alba Diaz, por todo su tiempo y especialmente por sus consejos que me van a servir para el resto de mi vida profesional. Y a Cristina, compañera de trabajo y apoyo para seguir adelante en los momentos más intensos.

También me gustaría mencionar el apoyo incondicional de mis amigas Sara, Marta y Natalia. Siempre nos hemos ayudado entre nosotras, no sólo durante la realización de nuestros respectivos TFG, si no durante todo el grado y también en lo personal. Sin vosotras, la carrera no hubiera sido lo mismo.

Y finalmente, a mi familia y pareja, que siempre han estado a mi lado, desde el momento de elegir el tema del trabajo hasta el momento de entregarlo. Ellos siempre se han alegrado por mí en cada avance y me han apoyado y aguantado en cada momento difícil. Gracias por todo.

RESUMEN

La inducción del parto es una práctica clínica habitual en obstetricia que alcanza el 20 % de todos los partos en los países desarrollados. Con ella se pretende finalizar la gestación y desencadenar un parto vaginal estimulando las contracciones uterinas mediante el uso de agentes mecánicos o farmacológicos. En ocasiones no se consigue y es necesario practicar una cesárea, aumentando los riesgos materno-fetales y los costes correspondientes.

El presente trabajo final de grado pretende caracterizar y analizar la respuesta mioeléctrica uterina mediante la monitorización del electrohisterograma en superficie (EHG) en mujeres inducidas mecánicamente con sonda Foley o Cook. Se ha partido de una base de datos de registros propia del grupo de investigación dónde se ha desarrollado el TFG, con registros de EHG desde 30 minutos antes de la colocación de la sonda hasta al menos 4 h tras su colocación. Cada registro se ha preprocesado, se han identificado las contracciones (EHG-Bursts) y se han caracterizado mediante el cómputo de parámetros temporales, espectrales y de no linealidad, analizando la evolución de estos parámetros en ventanas de 30 minutos.

Los resultados de los registros de mujeres que han alcanzado periodo activo de parto muestran, un aumento de la amplitud y del número de contracciones y una disminución en su duración. Los parámetros espectrales no han mostrado evolución. Con respecto a los parámetros no lineales, se muestran tendencias erráticas. Los resultados son similares independientemente del tipo de sonda utilizada, aunque en general las mujeres inducidas con sonda Cook presentan una respuesta más tardía en la evolución de los parámetros que las inducidas con sonda Foley.

Palabras clave: Inducción mecánica, Cook, Foley, Parto, Periodo Activo de Parto, EHG, Contracción uterina.

RESUM

L'inducció del part és una pràctica clínica habitual en obstetrícia que arriba fins al 20 % de tots els parts en països desenvolupats. Amb ella, es pretén finalitzar la gestació y aplegar a un part vaginal estimulants les contraccions uterines mitjançant l'ús d'agents mecànics o farmacològics. En ocasions no s'aconsegueix y es necessari practicar una cesària, augmentant els riscos materns y fetals y els costos corresponents.

El present treball de fi de grau pretén caracteritzar y analitzar la resposta mioelèctrica uterina mitjançant la monitorització de l'electrohisterograma en superfície (EHG) en dones induïdes mecànicament amb sonda Foley o Cook. S'ha partit d'una base de dades de registres pròpia del grup d'investigació on s'ha realitzat el TFG, amb registres d'EHG des de 30 minuts abans de la col·locació de la sonda fins al menys 4 h després de la seua col·locació. Cada registre s'ha preprocessat, s'han identificat les contraccions (EHG-Bursts) y s'han caracteritzat mitjançant la computació de paràmetres temporals, espectrals y de no linealitat, analitzant l'evolució d'aquests paràmetres en ventanes de 30 minuts.

Els resultats dels registres de les dones que han arribat a període actiu de part mostren, un augment de l'amplitud y del nombre de contraccions y una disminució en la en la seua duració. Els paràmetres espectrals no han presentat cap evolució. Respecte als paràmetres no lineals, s'observen tendències erràtiques. Els resultats són similars indistintament del tipus de sonda utilitzada, encara que en general, les dones induïdes amb sonda Cook presenten la resposta a l'evolució del paràmetres més tard que en las induïdes amb sonda Foley.

Paraules clau: Inducció mecànica, Cook, Foley, Part, Període Actiu de Part, EHG, Contracció uterina.

ABSTRACT

Labor induction is a common clinical practice in obstetrics that reaches 20 % of all births in developed countries. The intention of that is to end the pregnancy and trigger a vaginal delivery by stimulating uterine contractions using mechanical or pharmacological agents. Sometimes it is not possible, and a caesarean section is necessary which increase the mother's and fetus' risks and the corresponding costs.

The present final degree project aims to characterize and analyse the uterine myoelectric response by monitoring the surface electrohysterogram (EHG) in mechanically induced women with the Foley or Cook catheter. It begins from a database of records belonging to the research group where the TFG has been developed, with EHG records from 30 minutes before the placement of the catheter to at least 4 h after its placement. Each record has been preprocessed, contractions have been identified (EHG-Bursts) and have been characterize by computing temporal, spectral and non-linear parameters, analysing the evolution of these parameters in 30-minute windows.

The results of the registries of women who have reached the active period of labor show, an increase in the amplitude and number of contractions and a decrease in their duration. Spectral parameters have shown no evolution. Regarding nonlinear parameters, erratic trends are shown. The results are similar regardless of type of the catheter, although in general the women induced with the Cook probe show a later response in the evolution of the parameters than those induced with the Foley probe.

Key Words: Mechanical Labour Induction, Cook, Foley, Birth, active period of labor, EHG, Uterine contraction.

ÍNDICE

Contenido

AGRADECIMIENTOS.....	iii
RESUMEN	v
RESUM.....	vi
ABSTRACT.....	vii
ABREVIATURAS.....	xvi
MEMORIA.....	1
1. INTRODUCCIÓN	2
1.1. Anatomía y Fisiología del Útero	2
1.2. La Gestación. Etapas del Embarazo y del Parto	4
1.2.1. Contracciones uterinas. Tipos y características	7
1.3. El Parto. Inicio y Finalización del Parto.....	8
1.4. Inducción del Parto.....	10
1.4.1. Inducción farmacológica	12
1.4.2. Inducción Mecánica.....	13
1.4.3. Predicción del éxito de la inducción del parto	15
1.5. Monitorización de la Dinámica Uterina.....	17
1.5.1. Electrohisterografía.....	18
2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	22
3. MATERIALES Y MÉTODOS.....	24
3.1. Base de Datos y Protocolo de Registro	24
3.1.1. Protocolo de registro.....	24
3.1.2. Composición de la base de datos	25
3.2. Procesado de la Señal.....	27
3.3. Análisis de la Señal y Parametrización	28
3.3.1. Segmentación de la señal	28
3.3.2. Parametrización de las contracciones.....	30
3.3.3. Eventanado de la señal	32

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	34
4.1. Resultados de los Parámetros Obstétricos.....	34
4.2. Resultados de la Parametrización	35
4.3.1. Respuesta electrofisiológica a la inducción mecánica utilizando una sonda Foley	37
4.3.2. Respuesta electrofisiológica a la inducción mecánica utilizando una sonda Cook	39
4.3.3. Comparativa de la respuesta electrofisiológica a la inducción mecánica exitosa ante el uso de una sonda Foley con respecto al uso de una sonda Cook	41
5. CONCLUSIONES	43
6. LIMITACIONES Y LÍNEAS FUTURAS	44
7. BIBLIOGRAFÍA	45
PRESUPUESTO	50
PRESUPUESTO GENÉRICO	51
Presupuesto Parcial nº1: Material Hardware.....	51
Presupuesto Parcial nº2: Material Software	52
Presupuesto Parcial nº3: Mano de Obra	52
Presupuesto Total.....	53
ANEXOS	55
ANEXO I: BASE DE DATOS OBSTÉTRICOS.....	56
ANEXO II: FLUJOGRAMA DE CÓDIGOS	57
Función Principal	57
Función ComputaParámetros	57
Función Mediana30min.....	58

Índice de Figuras

Figura 1. Anatomía del aparato reproductor femenino [1].	2
Figura 2. Anatomía del útero [1].	3
Figura 3. Fases del embarazo, parto y posparto [5].	5
Figura 4. Etapas del trabajo al parto [5].	6
Figura 5. Sonda para inducción mecánica de un solo balón o sonda Foley [25].	14
Figura 6. Sonda para inducción mecánica de doble balón o sonda Cook [24].	14
Figura 7. Técnicas de monitorización del embarazo externas: TOCO y EHG [32].	18
Figura 8. Componentes del EHG [8].	18
Figura 9. Usos de la parametrización del EHG en los estudios de inducción farmacológica [9], [34], [39]–[41].	21
Figura 10. Colocación de los electrodos de registro del EHG.	24
Figura 11. Clasificación de los registros de EHG incluidos en el estudio en función de tres factores: el tipo de sonda utilizada para la inducción mecánica, el alcance o no del periodo activo de parto y el tipo de parto (vaginal o por cesárea).	26
Figura 12. Diagrama de bloques del procesado que se ha aplicado sobre los datos crudos hasta obtener la señal de EHG analizable.	27
Figura 13. Segmento del EHG de una paciente, que corresponde a los 9000 – 10500 s de la primera sesión del registro bipolar. En rojo aparecen las contracciones segmentadas manualmente.	30
Figura 14. Representación en el dominio temporal de la señal de EHG de dos pacientes. En el gráfico de arriba se muestra la señal de EHG de una paciente del grupo Foley que alcanzó PAP 25,5 horas tras el inicio del registro. En el inferior se muestra la señal de EHG de una paciente del grupo Cook que alcanzó PAP 24,4 horas después del inicio del registro. Los fragmentos en rojo marcan la segmentación de las contracciones y la línea vertical en negro marca el momento de colocación de la sonda.	36
Figura 15. Evolución temporal de los parámetros de las pacientes inducidas mediante sonda Foley, comparando las que han alcanzado PAP (6 registros en rojo claro) con las que no (2 registros en rojo oscuro).	38
Figura 16. Evolución temporal de los parámetros de las pacientes inducidas mediante sonda Cook, comparando las que han alcanzado PAP (7 registros en azul claro) con la que no (1 registros en azul oscuro). En el minuto 180 tras la colocación de la sonda, no hay ninguna contracción analizable en el registro del grupo NO-PAP, por lo que no se ha podido extraer información útil en esa ventana.	39
Figura 17. Evolución temporal de los parámetros obtenidos en el EHG de las pacientes que han alcanzado periodo activo de parto, comparando las que han sido inducidas mediante una sonda Foley (6 registros en rojo) con las que han sido inducidas mediante una sonda Cook (7 registros en azul).	41
Figura 18. Flujograma del código de la función principal.	57

Figura 19. Flujograma del código de la función CalculaParametros.	57
Figura 20. Flujograma del código de la función Mediana30min	58

Índice de Tablas

Tabla 1. Características generales de las contracciones uterinas del trabajo al parto [6].....	7
Tabla 2. Indicaciones de la operación cesárea [10].....	9
Tabla 3. Indicaciones y contraindicaciones de la inducción del parto [11].....	10
Tabla 4. Valores utilizados en la prueba de Bishop para indicar el estado de la maduración del cuello uterino previo al parto [31].	16
Tabla 5. Clasificación de los registros de EHG incluidos en el estudio en función de dos factores: el tipo de sonda utilizada para la inducción mecánica y el alcance o no del periodo activo de parto.	25
Tabla 6. Parte de la base de datos de la segmentación manual correspondiente a una paciente.	29
Tabla 7. Media y desviación típica de los parámetros obstétricos en función de los grupos en los que se ha dividido la base de datos de pacientes inducidas mecánicamente.	34
Tabla 8. Presupuesto parcial nº1: Material Hardware	51
Tabla 9. Presupuesto parcial nº2: Material Software.	52
Tabla 10. Presupuesto parcial nº3: Mano de Obra	52
Tabla 11. Presupuesto total.	53

Índice de Ecuaciones

Ecuación (1) 27

Ecuación (2) 27

Ecuación (3) 30

Ecuación (4) 30

Ecuación (5) 31

Ecuación (6) 31

Ecuación (7) 32

ABREVIATURAS

TFG	Trabajo Final de Grado
Ca ²⁺	Ion Calcio
cm	Centímetros (unidad de longitud)
mmHg	Milímetros de Mercurio (unidad de presión)
min	Minutos (unidad de tiempo)
PAP	Periodo Activo de Parto
NOPAP	No alcance del Periodo Activo de Parto
h	Horas (unidad de tiempo)
DDPNI	Desprendimiento Prematuro de Placenta Normoinserta
RCIU	Restricción del Crecimiento Intrauterino
PG	Prostaglandinas
PG1	Prostaglandina E ₁ o Misoprostol
PG2	Prostaglandina E ₂ o Dinoprostona
mL	Mililitros (unidad de volumen)
IMC	Índice de Masa Corporal
EHG	Electrohisterografía / Electrohisterograma
TOCO	Tocodinamometría externa / Señal del tocodinamómetro externo
IUP	Presión Intrauterina
EMG	Electromiografía
μV	Microvoltios (unidad de voltaje)
SW	Slow Wave (Onda Lenta)
FW	Fast Wave (Onda Rápida)
FWL	Fast Wave Low (Onda Rápida de Baja frecuencia)
FWH	Fast Wave High (Onda Rápida de Alta frecuencia)
Hz	Hercios (unidad de frecuencia)
INE	Instituto Nacional de Estadística
OMS	Organización Mundial de la Salud
M1	Monopolar 1
M2	Monopolar 2

R	Electrodo de Referencia
M	Electrodo de Masa
Ag	Plata
AgCl	Cloruro de Plata
V	Voltios
Ca2	Complemento a dos
EHGraw	Registro del Electrohistorigrama en Crudo
EHGprep	Registro del Electrohistorigrama Preprocesado
fm	Frecuencia de muestreo
txt	Texto
Bip	Registro Bipolar
CTR	Contracción
Tini_abs	Tiempo de inicio absoluto de la sesión correspondiente
Tfin_abs	Tiempo final absoluto de la sesión correspondiente
Tini	Tiempo de inicio relativo a la sesión, de la contracción correspondiente
Tfin	Tiempo final relativo a la sesión, de la contracción correspondiente
s	Segundos (unidad de tiempo)
NumCtr	Número de Contracciones
Vpp	Valor Pico – Pico
Fmedian /Fmed	Frecuencia mediana
H/L Ratio	Ratio de la energía en el rango de alta frecuencia con respecto a la energía en el rango de baja frecuencia.
En _x	Energía por subbandas
E _H	High Energy (Energía Superior)
E _L	Low Energy (Energía Inferior)
FL	Límite de frecuencia inferior
FS	Límite de frecuencia superior
WBW	Whole BandWidth (Ancho de Banda Completo)
FWB	Fast Wave Bandwidth (Ancho de banda de la componente rápida (FWH))
SampEnt_ _{WBW}	Sample Entropy (Entropía Muestral en el ancho de banda completo)
SampEnt_ _{FWB}	Sample Entropy (Entropía Muestral en el ancho de banda de la componente rápida)

Ziv_WBW	Lempel Ziv en el ancho de banda completo
Ziv_FWB	Lempel Ziv en el ancho de banda de la componente rápida
Ud / Uds	Unidad / Unidades
Amort	Amortización

MEMORIA

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Anatomía y Fisiología del Útero

El sistema reproductor femenino, representado en la Figura 1, está compuesto por un grupo de órganos clasificados, según su situación anatómica, en órganos genitales externos, órganos genitales internos y glándulas genitales auxiliares [1].

- Los **órganos genitales** externos son:
 - Monte de Venus
 - Labios mayores
 - Labios menores
 - Vestíbulo de la vagina
 - Clítoris
 - Bulbos del vestíbulo
- Los **órganos genitales** internos son:
 - Vagina
 - Útero
 - Trompas de Falopio
 - Ovarios
- Las **glándulas genitales** auxiliares son:
 - Glándulas vestibulares
 - Glándulas parauretrales

- 1 trompa uterina (de Falopio)
- 2 ovario
- 3 cuerpo del útero
- 4 fondo del útero
- 5 vejiga urinaria
- 6 sínfisis del pubis
- 7 uretra
- 8 clítoris
- 9 vagina
- 10 labio menor
- 11 labio mayor
- 12 recto
- 13 cuello
- 14 uréter

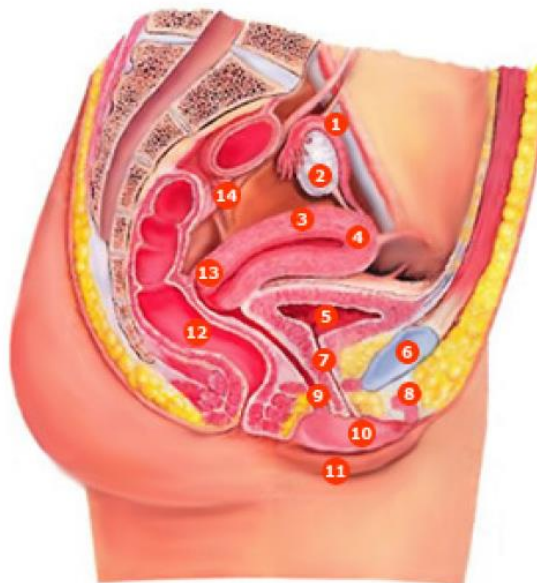


Figura 1. Anatomía del aparato reproductor femenino [1].

El presente trabajo pretende analizar la respuesta mioeléctrica uterina, por lo que se va a exponer en más detalle la anatomía y fisiología de este órgano.

El útero es un músculo con forma de pera invertida y con la principal característica de ser un órgano hueco de paredes gruesas, para poder contener al feto durante su desarrollo en el embarazo. Está situado en la pelvis menor, entre la vejiga (que queda situada por delante) y el recto (que queda situado por detrás), por lo que su posición va a depender de la plenitud de estos dos últimos órganos. Por otra parte, su tamaño varía a lo largo de la vida de una mujer, siendo más grande en periodos en los que hay un alto nivel de hormonas, como en el caso del embarazo, y más pequeño cuando dicho nivel de hormonas disminuye, como en el caso de la menopausia [1], [2].

Con respecto a las partes del útero, tal y como se indica en la Figura 2, el órgano está formado por dos porciones delimitadas según su tamaño y función, llegando en algunos casos a considerarse como dos órganos diferentes [1], [2]:

- El **cuerpo uterino**, que corresponde a los dos tercios superiores del órgano, es la parte del útero dónde se sitúa el feto durante el embarazo. A su vez, el cuerpo uterino está compuesto por dos partes:
 - El **fondo uterino**, que corresponde a la parte superior del cuerpo, con forma redondeada y en cuyos extremos se unen las trompas de Falopio.
 - El **istmo**, que corresponde a la parte inferior del cuerpo y que está, en su estado natural, relativamente contraído.
- El **cuello uterino**, que corresponde al tercio inferior del órgano, es la parte que conecta la vagina con el útero mediante el orificio cervical. El cuello uterino sobresale (en mayor o menor medida en función del estado hormonal de la mujer) en la parte superior de la vagina.

- 1 Cuerpo del útero
- 2 Fondo
- 3 Istmo
- 4 Cuello uterino
- 5 Vagina (cortada)
- 6 Conducto cervical
- 7 Endometrio
- 8 Miometrio
- 9 Perimetrio

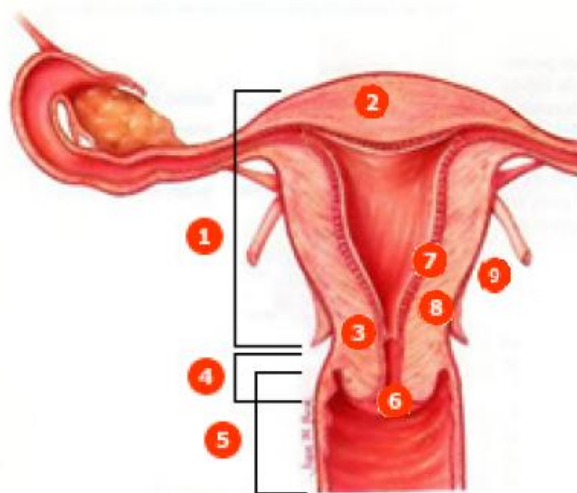


Figura 2. Anatomía del útero [1].

En la misma Figura 2, también se puede distinguir que la pared del cuerpo uterino está compuesta por tres capas [1], [2]:

- **Perimetrio:** Es la capa más externa del cuerpo y se trata de una capa serosa formada por peritoneo, sostenido mediante una capa muy delgada de tejido conectivo.
- **Miometrio:** Es la capa media y está formada por tejido muscular. El miometrio cambia sus propiedades durante el embarazo y contiene los principales vasos sanguíneos y nervios del útero.
- **Endometrio:** Es la capa más interna, formada de tejido epitelial, donde se adhiere el huevo fecundado en caso de embarazo. A lo largo del ciclo menstrual, el endometrio crece, y en caso de no fecundación es expulsado del útero en forma de menstruación.

El tejido miometrial del útero comparte la característica del tejido cardíaco de ser contráctil, pues ambos son capaces de contraerse sin necesidad de recibir estímulos externos. La membrana celular actúa como un condensador eléctrico, pues separa dos medios con carga (el medio intracelular del extracelular), mediante un aislante (la bicapa de fosfolípidos). Esto provoca la existencia de un potencial denominado potencial de membrana o de reposo. La entrada o salida de iones a través de canales situados en la membrana celular, genera cambios en el potencial de reposo que pueden desencadenar en la propagación de un potencial de acción a través del tejido, generando así la contracción del músculo [3], [4].

En el caso del útero, distintos canales iónicos contribuyen a la compleja generación del potencial de acción en el fondo del útero. Se cree que esto es debido a que el fondo uterino presenta una mayor cantidad de músculo. A continuación, el potencial de acción se propaga a través de las uniones comunicantes por el miometrio y de forma descendiente hacia el cérvix. Como consecuencia, los canales dependientes del voltaje se abren y se produce un aumento de Ca^{2+} , generando la activación de las proteínas contráctiles miosina y actina y la consecuente contracción del útero [3].

A diferencia del músculo cardíaco, la contractibilidad del útero no es una propiedad que está presente de forma continua, pues en condiciones de no embarazo, el útero no presenta actividad contráctil. Sin embargo, durante la gestación, se produce un conjunto de cambios fisiológicos en el aparato reproductor femenino, especialmente en el útero, con el objetivo de mantener las condiciones ideales para el desarrollo y nacimiento del feto, incluyendo la aparición de las contracciones.

1.2. La Gestación. Etapas del Embarazo y del Parto

El embarazo consta de cuatro fases establecidas en función de la actividad uterina: quiescencia, activación, estimulación e involución. Éstas no se deben confundir con las tres etapas clínicas del trabajo al parto (contracciones y dilatación del cuello uterino, alumbramiento del feto y alumbramiento de la placenta). Todas ellas se muestran ilustradas y diferenciadas en la Figura 3 [5].

La primera fase o fase de quiescencia miometrial, se caracteriza por la ausencia de contracciones uterinas y corresponde aproximadamente a las primeras 36 semanas de embarazo. En la segunda fase o fase de activación, se empieza a mostrar la actividad contráctil del útero y se lleva a cabo durante las semanas 36-38 del embarazo. Clínicamente se considera que en este periodo se inicia el parto. La tercera fase o fase de estimulación, el útero se contrae de forma coordinada y rítmica, y es en esta fase dónde se inicia el trabajo al parto. Finalmente, en la cuarta fase o involución, que corresponde aproximadamente a las 6 semanas posteriores al alumbramiento (postparto), se recupera la fisiología normal del útero [5], [6].

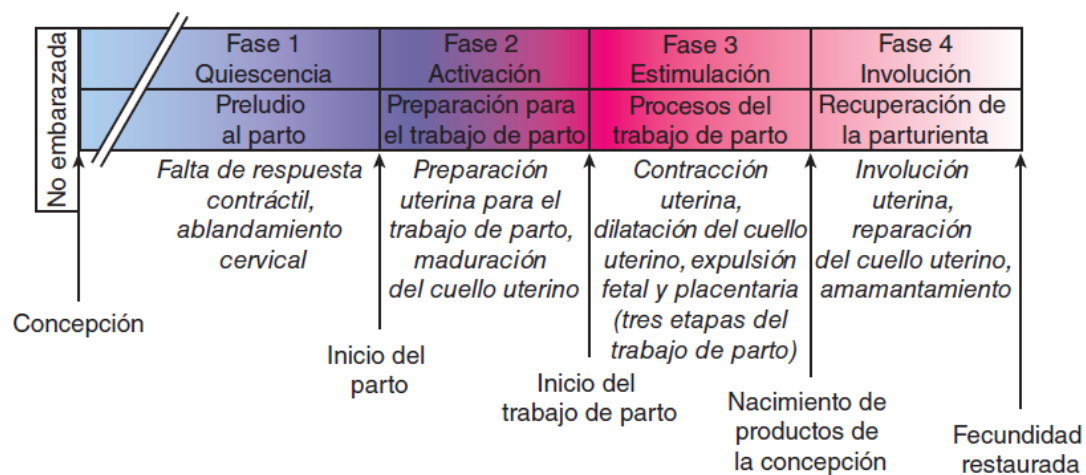


Figura 3. Fases del embarazo, parto y posparto [5].

Durante la gestación, el principal mecanismo regulador de iniciar y finalizar el periodo de quiescencia del útero es el balance entre los niveles de progesterona y estrógenos. La primera, ayuda en la inhibición de la síntesis de proteínas que provocan la contracción del miometrio (miosina y actina), mientras que los segundos, aumentan la formación de GAP junctions, mejoran la sincronización de las fibras del miometrio y por tanto favorecen la propagación del potencial de acción que desencadena en la formación de contracciones. Un periodo de quiescencia muy corto puede conllevar un parto prematuro mientras que un periodo de quiescencia demasiado largo puede llevar a un embarazo prolongado, por lo que el inicio de la fase de activación es un momento determinante en la evolución del parto [6].

En esta segunda fase, el nivel de estrógenos empieza a aumentar favoreciendo la actividad contráctil del miometrio. También en esta fase empieza la maduración del cuello uterino. En mujeres no embarazadas y durante la fase de quiescencia, el cuello uterino permanece firme y con una consistencia similar al cartílago nasal. De esta forma se protege el aparato reproductor femenino de infecciones, y en el caso de mujeres embarazadas, se mantiene la posición del feto en el útero pese a la actuación de la fuerza de la gravedad. Para dar lugar al nacimiento, es necesario que se produzca ablandamiento del cuello del útero, el cual está mediado por un proceso hormonal que implica la activación de prostaglandinas y estrógenos, disminución de la progesterona y la participación tanto del óxido nítrico como de la relaxina [5], [6].

Todos estos cambios se producen para preparar el útero para el inicio del trabajo al parto que ocurre en la tercera fase del embarazo, la fase de estimulación. En este momento, las contracciones uterinas empiezan a ser regulares y dolorosas y poco a poco se produce la dilatación del canal vaginal para favorecer la expulsión del feto. Tal y como se observa en la Figura 4, la evolución de la dilatación del cuello del útero en función del tiempo delimita dos fases en la primera etapa del trabajo al parto. En la primera, denominada fase latente, el diámetro del cuello del útero se mantiene prácticamente constante y menor a tres centímetros. En la segunda, denominada fase activa, la dilatación del cuello del útero aumenta, primero de forma exponencial, después de forma lineal y finalmente se estabiliza en una dilatación del cuello del útero de alrededor de diez centímetros [5], [6].

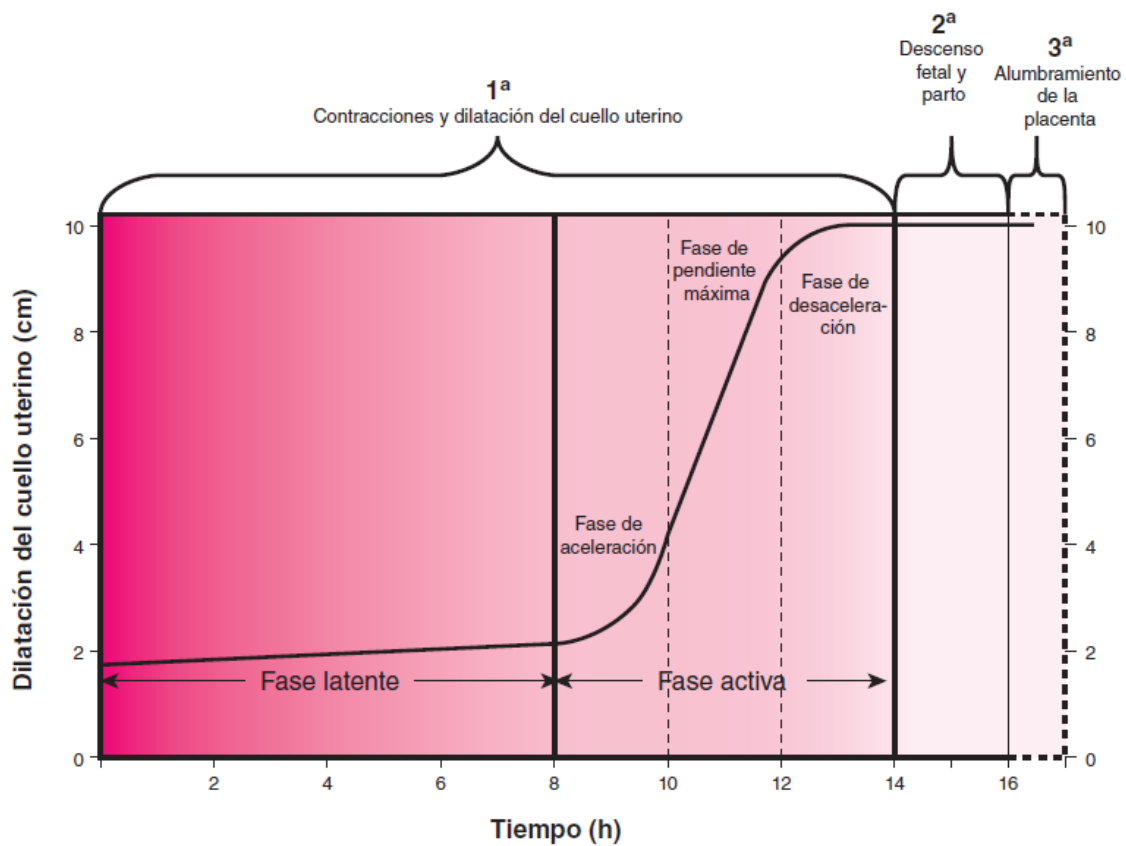


Figura 4. Etapas del trabajo al parto [5].

El trabajo al parto finaliza con el alumbramiento del feto y posteriormente de la placenta. En la cuarta y última fase del embarazo o fase de involución, se llevan a cabo una serie de procesos para combatir la respuesta inflamatoria producida durante el parto. También se sintetizan elementos celulares y de la matriz, para devolver el estado natural del útero y del cuello del útero, concluyendo así la involución de dicho órgano [5].

1.2.1. Contracciones uterinas. Tipos y características

La capacidad de contracción del útero presenta, por todo lo expuesto anteriormente, un papel clave durante la gestación, aunque no se manifiesta de la misma forma en todas las etapas del embarazo, parto y posparto.

Las características de las contracciones uterinas se miden en función de distintos parámetros: el tono basal que es la menor presión que existe entre dos contracciones; la intensidad, definida como la presión intraamniótica, en mmHg, que generan las contracciones; la frecuencia o intervalo de tiempo entre dos contracciones consecutivas (se suele medir como el número de contracciones producidas en un intervalo de 10 minutos), y la duración de la contracción en minutos. Según estas características, se pueden distinguir cinco tipos de contracciones durante todo el periodo de gestación [7].

Ondas de Álvarez: Se trata de pequeñas contracciones del útero que presentan una intensidad de entre 2 y 4 mmHg y una frecuencia de entre 1 y 3 contracciones por minuto. Estas contracciones son muy difíciles de detectar clínicamente, aunque diversos estudios afirman que pueden aparecer a partir de la semana nueve de gestación, durante el periodo de quiescencia [7].

Contracciones de Braxton-Hicks: Se trata de contracciones muy irregulares e indoloras que presentan intensidades de alrededor de 10 – 15 mmHg y no duran más de 30 segundos. Este tipo de contracciones son las que inician el periodo de activación e inicio del parto, y presentan una frecuencia de una contracción cada hora, que va aumentando hasta llegar a una contracción cada diez minutos [7].

Contracciones del trabajo al parto: Se trata de las comunes contracciones regulares y dolorosas cuyas características fisiológicas generales se describen en la Tabla 1 [6].

Característica de la contracción	Valor
Tono basal	8-10 mmHg
Intensidad	50-70 mmHg
Frecuencia	4-5 en 10 min
Duración	2-3 min

Tabla 1. Características generales de las contracciones uterinas del trabajo al parto [6].

Sin embargo, la intensidad, frecuencia y duración de las contracciones varían según el periodo del trabajo al parto. Durante la fase de latencia del periodo de dilatación, se producen una media de 3 contracciones cada 10 minutos, las cuales presentan una intensidad media de 28 mmHg. En la fase activa, la frecuencia de las contracciones aumenta a 4 contracciones cada 10 minutos con intensidad media de 41 mmHg. Finalmente, tras alcanzar el periodo de expulsión del trabajo al parto, ocurren 5 contracciones cada 10 minutos con una intensidad media de 47 mmHg. Por lo tanto, a medida que se acerca el parto, la intensidad y frecuencia de las contracciones aumenta [8].

Contracciones del alumbramiento de la placenta: Tras la expulsión del feto, el ritmo e intensidad de las contracciones se mantiene alrededor de 50 mmHg y con una frecuencia de 3 a 5 contracciones cada 10 minutos, con el objetivo de expulsar la placenta. La principal diferencia que presentan con respecto a las contracciones del trabajo al parto es que son indoloras [7].

Contracciones del posparto: Este tipo de contracciones, también se caracterizan por ser indoloras, y se pueden diferenciar tres subtipos: las contracciones permanentes o de retracción uterina, que son las que ocurren en las primeras horas del posparto; las contracciones rítmicas espontáneas, que son aquellas que ocurren en los primeros días del posparto y de forma más intensa en las primeras 24 horas, y las contracciones inducidas, producidas como respuesta a la liberación de oxitocina durante la lactancia [7].

1.3. El Parto. Inicio y Finalización del Parto

El parto es la etapa de la gestación en la que se activan los mecanismos que dan lugar al nacimiento del bebé. Tal y como se ha expuesto anteriormente, el concepto de parto comprende distintas etapas de la gestación, por lo que es importante diferenciarlo del concepto de trabajo del parto.

Por una parte, el **parto** engloba los procesos de preparación del útero para el nacimiento (fase de activación), la aparición de contracciones uterinas y la dilatación cervical (fase de estimulación), y el descenso tanto del feto como de la placenta a través del conducto vaginal para dar lugar al nacimiento del bebé (alumbramiento) [5], [6]. Por tanto, se puede considerar que el parto se inicia tras finalizar el periodo de quiescencia uterina, durante las semanas 36 – 38 de gestación, y finaliza con el alumbramiento.

Por otra parte, el **trabajo del parto** hace referencia únicamente a la fase de estimulación del embarazo, caracterizada por la aparición de las contracciones uterinas regulares y dolorosas así como de la dilatación cervical, el alumbramiento del feto y el alumbramiento de la placenta [5]. Por tanto, se puede considerar que el trabajo del parto se inicia unas horas antes del nacimiento y finaliza con el mismo. Además, también es importante destacar la fase activa dentro del trabajo del parto o **periodo activo de parto (PAP)**, que es aquella fase en la que la dilatación cervical supera los tres centímetros de diámetro y donde las contracciones son más intensas, largas y fuertes [9].

Por tanto, desde que se inicia el parto, hasta que se inicia el trabajo del parto hay un periodo de tiempo que es muy variable en cada gestación, y lo mismo ocurre desde que se inicia el trabajo del parto hasta que se alcanza PAP. Para un correcto desarrollo del final de la gestación, es importante controlar e identificar estos tiempos, analizando especialmente el inicio del trabajo al parto y la evolución de este hacia el periodo activo de parto, para intentar llegar al alumbramiento de la forma que menos riesgos materno-fetales conlleve.

Clínicamente se dice que se ha iniciado el trabajo del parto cuando aparecen las contracciones uterinas regulares características de esta etapa, se expulsa el tapón mucoso y se produce la rotura de membranas y la consecuente expulsión del líquido amniótico [6].

En condiciones normales, la clínica mencionada anteriormente se debe producir de forma espontánea alrededor de la semana 40 de gestación. Cuando se sobrepasa un determinado periodo de embarazo postérmino, se debe inducir de forma artificial el inicio del trabajo al parto. Por el contrario, también se debe inducir el trabajo al parto cuando se ha producido rotura de membranas pero no se presentan ni las contracciones uterinas regulares ni la dilatación del canal cervical, pues aumentan los riesgos fetales [5].

En condiciones normales, se espera que, tras iniciar el trabajo del parto ya sea de forma espontánea o inducida, se alcance en un tiempo de alrededor de 8 h el periodo activo de parto, tras el cual, se dé lugar al alumbramiento del feto y de la placenta a través de la vagina [5]. En este caso, estaríamos hablando de un **parto vaginal**, que en caso necesario, podría estar asistido mecánicamente mediante fórceps para ayudar a la expulsión de la cabeza del feto [6].

Sin embargo, puede ocurrir que una vez iniciado el trabajo del parto no se alcance PAP, o que se alcance, pero no se llegue a dar el parto vaginal. En estos casos, se lleva a cabo el **parto mediante la operación cesárea**, la cual implica la extracción tanto del feto como de la placenta a través de la cavidad abdominal de la madre. Para ello se deben realizar dos incisiones quirúrgicas, una en la pared abdominal denominada laparotomía, y otra en la pared uterina denominada histerotomía [6].

Además, se puede finalizar la gestación mediante un parto por cesárea por otras causas, relacionadas con riesgos maternos y fetales, descritas en la Tabla 2, y no únicamente por no iniciar el trabajo al parto de forma espontánea o por no alcanzar PAP.

Riesgo Materno	Riesgo Fetal
Cesárea previa	Anomalía en la posición del feto
Hemorragia debida al parto	Monitorización intraparto no deseada
Tumor anterior	Anomalía morfológica del feto
Cáncer del cuello del útero	Prolapso del cordón umbilical
Hipertensión	Posible distocia de hombro
Ruptura del útero	Parto prematuro
Trombocitopenia autoinmune severa	Embarazo múltiple
Herpes genital activo durante el parto	RCIU severo
No alcanza PAP / Inducción fracasada	
Placenta anterior	
DPPNI	

Tabla 2. Indicaciones de la operación cesárea [10].

Además, tanto la inducción del parto como la operación cesárea se pueden llevar a cabo de forma electiva, es decir, se puede programar la fecha del parto previamente por elección del médico o de la paciente, aunque siempre se ha de realizar bajo un criterio médico [5].

Por tanto, el parto se puede iniciar de forma espontánea o de forma inducida, puede terminar en un parto vaginal o en una operación cesárea y puede ser un parto sin fechar o programado. El tipo de parto va a depender de la evolución de la gestación y, en caso de intervención, siempre se debe buscar la que menos riesgos materno – fetales conlleve.

1.4. Inducción del Parto

La inducción del parto es el proceso químico o mecánico que provoca la maduración del cérvix y la estimulación de las contracciones uterinas típicas del trabajo al parto antes del inicio espontáneo de este. La inducción se realiza con el propósito de finalizar el embarazo con el parto vaginal tanto del feto como de la placenta [5], [11].

El principal motivo para inducir el trabajo al parto es debido a que, esperar a la evolución natural del parto conlleva mayores riesgos materno-fetales que los que están asociados al adelantamiento de este. Puesto que la cesárea presenta mayores riesgos asociados a la madre, se recurre preferiblemente a la inducción [11].

Indicaciones	Contraindicaciones
Embarazo prolongado (> 41 semanas)	Cesárea previa
Rotura prematura de membranas	Rotura uterina previa al embarazo
Estados hipertensivos del embarazo	Incisión uterina transmural previa al embarazo
Diabetes mellitus materna	Infección por herpes activa
Restricción del crecimiento fetal	Placenta o vasa previas
Embarazo gemelar	Prolapso o procidencia del cordón umbilical
Corioamnionitis	Situación del feto transversa
Desprendimiento prematuro de placenta	Cáncer de cuello de útero
Muerte fetal intraútero	-

Tabla 3. Indicaciones y contraindicaciones de la inducción del parto [11].

Determinar la cantidad de riesgo asociado a un parto natural frente a un parto inducido es complicado. Se suele tener en cuenta la edad gestacional, la madurez de los órganos vitales del feto, el estado del cérvix o patologías previas de la madre, como por ejemplo la hipertensión o la diabetes. La rotura de membranas y los embarazos fuera de término también son causas muy comunes por las que se realiza la inducción. En la Tabla 3 se recogen las indicaciones consensuadas de inducción del parto por conllevar altos riesgos en el parto natural [5], [11].

Por otra parte, la inducción del trabajo al parto también presenta contraindicaciones. En este caso, el riesgo de inducción no tiene por qué ser mayor al riesgo que conlleva la evolución natural del parto, si no que el riesgo materno-fetal está asociado al parto vaginal y la solución que se plantea es la realización de la operación cesárea [5], [11].

El riesgo fetal asociado a estos casos es debido a gestaciones gemelares o múltiples, por hidrocefalias o malformaciones fetales o por una mala colocación del feto en el útero. El riesgo materno está asociado principalmente a una anatomía de la madre no proporcional con el tamaño del feto, a patologías previas relacionadas con el cuello del útero o los genitales y a la realización de cesáreas previas. En la Tabla 3 también se recogen las contraindicaciones consensuadas de la inducción del parto [5], [11].

El método de inducción utilizado depende del caso clínico específico, aunque un factor importante para tener en cuenta es la maduración cervical. Cuando se presenta una maduración cervical favorable no se suelen realizar procesos propiamente de inducción, sino que se utilizan métodos que estimulan y mantienen las contracciones uterinas para favorecer el alcance del periodo activo de parto. Es el caso del uso de la oxitocina y de la práctica de amniotomías [11]–[13].

- La **oxitocina** es un péptido que se produce durante el parto de forma natural en el hipotálamo. Al unirse a los receptores del útero ayuda a la contracción de éste sin influir en la maduración del cérvix. Como fármaco, se utiliza para estimular y mantener las contracciones durante el trabajo al parto, puesto que a medida que avanza el embarazo el útero es más sensible al efecto de la oxitocina [13].
- La **amniotomía** es un procedimiento médico que consiste en la rotura de membranas de forma controlada, de forma que se genera una estimulación de las contracciones uterinas, pero no de la maduración del cérvix. Es un procedimiento que presenta elevados riesgos como infecciones o prolapso del cordón umbilical, y además, no se asegura que la paciente alcance PAP por sí sola, por lo que muchas veces se requiere la combinación del uso de oxitocina con la práctica de la amniotomía [13].

Cuando se presenta una maduración cervical desfavorable, la oxitocina y la amniotomía no son suficientes, pues es necesario provocar la maduración del cuello del útero además de estimular y mantener las contracciones [14]. Tal y como se ha mencionado anteriormente, existen métodos farmacológicos o químicos y métodos mecánicos que cumplen estas dos funciones, induciendo el trabajo al parto. Los métodos farmacológicos consisten en la administración por distintas vías de prostaglandinas, mientras que los métodos mecánicos consisten en la colocación de distintos tipos de sondas vía vaginal. Ambos métodos pueden usarse en combinación del uso de la oxitocina [11]–[13].

1.4.1. Inducción farmacológica

El principio de la inducción farmacológica se basa en introducir prostaglandinas (PG) sintéticas en el organismo de la paciente que favorecen la maduración cervical. Principalmente se utilizan dos tipos de prostaglandinas, el misoprostol o prostaglandina E₁ (PG1) y la dinoprostona o prostaglandina E₂ (PG2). Ambos tipos de inducción, se pueden combinar con el uso de oxitocina [15].

- El **misoprostol o prostaglandina E₁** se utiliza para acelerar la maduración cervical y estimular las contracciones uterinas induciendo el trabajo al parto. Se introduce en el organismo de la paciente mediante fármacos orales o sublinguales, o bien, puede administrarse introduciendo el medicamento directamente en la vagina de la paciente. El misoprostol es estable a temperatura ambiente y estimula la inducción del parto de forma rápida, aunque en muchos casos es necesario utilizar oxitocina para mantener el ritmo de las contracciones uterinas [11]–[13].
- La **dinoprostona o prostaglandina E₂** ayuda a disolver el colágeno presente en el cuello uterino favoreciendo la maduración cervical. La administración del fármaco se da principalmente por vía vaginal o intracervical, ya sea mediante la disposición de un gel en la zona, comprimidos vaginales o mediante el uso de dispositivos de liberación de fármacos controlados. La dinoprostona también puede requerir el uso oxitocina y, además, puesto que es un broncodilatador natural, se puede administrar en pacientes que padecen asma. [11]–[13].

El uso de un tipo de prostaglandina u otra depende del caso clínico. En el caso de inducción del parto en embarazos a término, con el feto sano y sin la presencia de complicaciones previas, se puede utilizar misoprostol o dinoprostona indistintamente. Si se da un parto con muerte fetal, se emplea misoprostol pues no se produce hiperestimulación uterina sobre el feto. Cuando se induce el parto a una paciente con cesárea previa, se suele recurrir al uso de dinoprostona ya que el misoprostol no puede utilizarse cuando existen cicatrices en el útero. En la inducción del parto debido a un aborto producido entre las semanas 13 -20 de gestación, se utiliza dinoprosonta. Finalmente, en los casos clínicos con riesgo de hemorragia posparto, se puede utilizar tanto el misoprostol como la dinoprostona, pues ambas prostaglandinas ayudan en la prevención de la hemorragia [16].

Con respecto a la eficacia de estos fármacos, se han realizado distintos ensayos con pacientes seleccionadas de forma aleatoria que comparan los resultados obtenidos en la inducción farmacológica por misoprostol con la inducción por dinaprostona [17]–[19].

Los estudios apuntan a que las inducciones del parto que utilizan misoprostol presentan una mayor incidencia de parto vaginal que las que utilizan dinoprostona, aunque en ambos casos se han obtenido de forma similar incidencias debidas a parto por cesárea, taquistolia e hiperestimulación uterina. El misoprostol también ha demostrado requerir menor uso de oxitocina, debido a la propia naturaleza del fármaco de estimular las contracciones. Con respecto al alcance o no del periodo activo de parto, las pacientes inducidas mediante misoprostol han presentado mayor éxito en alcanzar PAP antes de las 24 horas desde el comienzo de la inducción y, además, el tiempo hasta alcanzar PAP es, en media, menor que con el uso de dinoprostona. Sin embargo, este último fármaco presenta tasas más bajas de complicaciones relacionadas con la taquistolia y la hiperestimulación uterina [17]–[19].

1.4.2. Inducción Mecánica

La inducción mecánica es, tal y como se ha explicado anteriormente, un método de inducción del parto utilizado cuando la paciente presenta una maduración del cuello del útero desfavorable [20].

El principio que utiliza la inducción mecánica se basa en introducir dispositivos mecánicos en el cuello uterino, que ejercen presión sobre los orificios interno y externo del mismo, favoreciendo de esta forma la liberación de prostaglandinas. Como consecuencia de la liberación de esta sustancia, se estimula la maduración cervical y se favorece la capacidad contráctil del útero, induciendo así el parto vaginal [14], [21].

Los dispositivos utilizados en la inducción mecánica son sondas que contienen uno o dos globos. Son dispositivos muy sencillos de insertar en el orificio interno del cuello uterino y son de bajo coste. Además, comparados con los métodos farmacológicos, el uso de sondas mecánicas para la inducción del parto no conlleva efectos secundarios sistémicos y muy pocos en relación a infecciones tanto de la madre como del feto [14], [22].

Indicaciones y contraindicaciones de la inducción mecánica:

Las indicaciones para realizar una inducción mecánica son las mismas asociadas a cualquier tipo de inducción (indicadas en la Tabla 3), desde trastornos hipertensivos, diabetes, embarazo prolongado o propensión a la formación de trombos en las madres hasta restricciones de crecimiento, embarazo gemelar o muerte fetal [23].

Por otra parte, siempre y cuando tanto la paciente como el feto sean aptos para un parto vaginal, el proceso de inducción mecánica no presenta prácticamente contraindicaciones, ya que, tal y como se ha mencionado anteriormente, no hay efectos secundarios sistémicos. Además, no existe evidencia de que el uso de sondas mecánicas provoque de forma más propensa la ruptura de membranas antes de alcanzar PAP, que en el caso de la inducción farmacológica. Sin embargo, en inducción mecánica sí que hay que prestar especial atención a la rotura de membranas durante la colocación de la sonda, el inflado y desinflado del globo y durante el retiro de esta. [14], [22].

Otros motivos por los que se pueda descartar la inducción mecánica son el exceso de líquido amniótico en el embarazo o polihidramnios y la existencia de una placenta demasiado baja. En el primer caso, puede haber complicaciones en el correcto desarrollo del recién nacido y en el segundo caso, la estructura de la placenta puede verse afectada por la colocación de la sonda [14], [22].

Por tanto, se pueden resumir las contraindicaciones de inducción mecánica con parto vaginal apto, en presencia excesiva de líquido amniótico en el embarazo, existencia de una placenta baja y/o rotura de membranas durante la colocación y/o extracción de la sonda.

Tipos de sondas para inducción mecánica

Tal y como se ha indicado anteriormente, las sondas utilizadas para inducción mecánica se introducen por el orificio del cérvix para producir presión y estimular la liberación de prostaglandinas. Actualmente se utilizan dos tipos de sonda para realizar esta función.

Por una parte, se utilizan las sondas Foley, las cuales se han empleado tradicionalmente para la cateterización vesical. Éstas tienen un globo o balón de una capacidad de entre 30 y 60 mL situado en el extremo de la sonda y se introducen por la vagina con el globo deshinchado hasta llegar al orificio del cérvix. Una vez colocada, se aplica suero fisiológico a través de la sonda para poder expandir el globo, el cual queda colocado, hinchado y ejerciendo presión en la parte interna del cérvix [24]. En la Figura 5 se puede apreciar la estructura que presentan las sondas de un balón o sondas Foley.



Figura 5. Sonda para inducción mecánica de un solo balón o sonda Foley [25].

Por otra parte, a raíz de los buenos resultados obtenidos utilizando una sonda de cateterización vesical para inducción del parto, se ha desarrollado otro tipo de sonda específicamente para esta aplicación, la sonda Cook. Ésta se introduce a través de la vagina hasta llegar al orificio del cérvix de la misma forma que las sondas de tipo Foley. La principal diferencia que presentan ambas es que la sonda Cook, tiene doble balón de capacidad menor a 80 mL, por lo que, una vez colocada e introducido el suero fisiológico a través de ella, se hinchan dos globos: el primero queda, igual que en la sonda Foley, aplicando presión en el orificio interno del cérvix y el segundo queda situado en la vagina presionando el orificio cervical externo [24]. En la Figura 6 se puede apreciar la estructura que presentan las sondas de doble balón o sondas Cook.

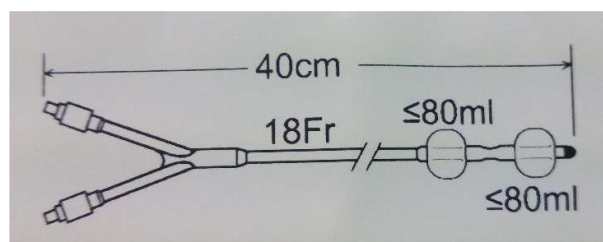


Figura 6. Sonda para inducción mecánica de doble balón o sonda Cook [24].

En situaciones normales, en los que el parto se produce a término y no se producen situaciones especialmente complicadas, ambas sondas son similares en cuanto a efectividad, eficacia y seguridad de la inducción del parto [20], [26]. Sin embargo, es importante tener en cuenta otros factores que pueden estar presentes en la inducción del parto.

- En el caso de la **duración de la inducción**, se ha demostrado que el tiempo ocurrido desde que se inserta la sonda hasta que es necesario retirarla, es menor en el caso de las sondas tipo Foley. También ocurre lo mismo si se contabiliza el tiempo desde la inserción de la sonda hasta la expulsión del feto [26]. Éste es un factor importante para tener en cuenta, pues acortar el tiempo de la inducción puede conllevar menos complicaciones y menos molestias para la paciente.
- Con respecto a la **comodidad de la paciente**, la sonda Foley genera una mayor sensación de tracción y goteo que la sonda Cook, por lo que resulta más incómoda para las pacientes [21].
- Ocurre lo mismo con respecto al **dolor**, no sólo la sonda de un balón es más incómoda, sino que además, las pacientes inducidas mediante sonda Foley demandan el retiro de la sonda por dolor con más frecuencia que las inducidas mediante sonda Cook [27].
- El **precio** de la sonda de doble balón es mayor al de la sonda simple, además de ser más fácil de manejar y de colocar en la paciente [23], [26]. En entornos de bajos recursos, se suele utilizar la sonda Foley, pues es un catéter más económico, práctico e igualmente eficaz a pesar de resultar más incómodo para la paciente [20].
- En el caso de **embarazos pretérmino**, se ha demostrado que el uso de catéteres Foley, también generan una inducción del parto de menor duración. Es decir, utilizando la sonda Foley en inducciones mecánicas pretérmino se consigue llegar al parto vaginal de forma más rápida que utilizando la sonda Cook [26]. Es importante destacar este hecho en los embarazos pretérmino porque suelen conllevar mayor número de complicaciones.

En general, los estudios mencionados [20]–[23], [26], [27], concluyen que la sonda Foley o sonda de un único balón es más barata y fácil de utilizar que la sonda de doble balón o sonda Cook. Así mismo, ésta última es más cómoda para las pacientes. Tal y como se ha indicado al principio, ninguna de las dos sondas presenta una mayor efectividad que la otra, aunque se puede destacar la mayor rapidez de las sondas Foley.

1.4.3. Predicción del éxito de la inducción del parto

El éxito de la inducción del parto depende de lo que se considere como una inducción exitosa. Algunos autores consideran que llegar al periodo activo de parto ya implica que la inducción ha sido exitosa, mientras que otros consideran que es necesario terminar en un parto vaginal. Incluso, hay autores que consideran una inducción exitosa aquella que no presenta complicaciones durante el proceso y especialmente durante el parto. En general, se está de acuerdo que el fracaso de la inducción coincide con la práctica de la cesárea, la cual, como se ha mencionado anteriormente, presenta riesgos maternos elevados [12], [28], [29].

En muchos casos, la fase latente de la dilatación en el parto se alarga hasta el punto en el que se plantea interrumpir la inducción y realizar la operación cesárea, por lo que detectar una inducción del parto exitosa con respecto al parto vaginal, puede reducir considerablemente la tasa de cesáreas [12].

En general, se asocia un fracaso de inducción con una maduración cervical desfavorable, por lo que la evaluación de la madurez del cuello uterino se ha utilizado para intentar predecir el éxito de la inducción [12], [28]. La prueba de Bishop es una prueba clínica que se utiliza con este objetivo y que consiste en otorgar una puntuación entre 0 y 3 a la dilatación, borramiento, consistencia del cérvix,

posición cervical y al encajamiento fetal. A continuación, se suman todas las puntuaciones y se obtiene un único valor.

Si el índice de Bishop es mayor que 8, se presenta un cuello uterino favorable para el parto vaginal, mientras que un valor menor que 8 indica una maduración cervical desfavorable [30]. En la Tabla 4 se puede observar el criterio utilizado para asignar las puntuaciones en cada una de las examinaciones realizadas en la prueba Bishop.

Puntuación	0	1	2	3
Dilatación	0 cm	1 – 2 cm	3 – 4 cm	> 4 cm
Borramiento	0 -30 %	40 – 50 %	60 – 70 %	> 70 %
Consistencia	Dura	Media	Blanda	-
Posición cervical	Posterior	Media	Centrado	-
Encajamiento fetal (Planos de Hodge)	Libre	I – II	III	IV

Tabla 4. Valores utilizados en la prueba de Bishop para indicar el estado de la maduración del cuello uterino previo al parto [31].

El número de partos previos o paridad, la edad de la madre, el tiempo de gestación, el tamaño del feto e incluso el índice de masa corporal de la madre (IMC) son, entre otros, factores que también se han utilizado para intentar predecir el éxito de inducción del parto [12]. En general, los resultados de distintos estudios [28], [29] afirman que a mayor desarrollo fetal, es decir, a mayor tiempo de gestación, tamaño del feto y mayor aumento del peso de la madre con respecto a su IMC previo al embarazo, mayor probabilidad de acabar en una inducción exitosa [12].

Sin embargo, este tipo de parámetros no permiten predecir el éxito de la inducción del parto por sí mismos, pues utilizan valores relativamente subjetivos, como el caso del índice Bishop, dependen de otros factores o directamente no aportan información suficiente. Es por eso, que este tipo de parámetros se utilizan en combinación con un análisis más objetivo del parto, por ejemplo, mediante el análisis paramétrico del EHG o de la señal del TOCO [12], [28]–[30].

1.5. Monitorización de la Dinámica Uterina

La monitorización de la actividad uterina es el registro de las variables fisiológicas durante el embarazo y el parto, tanto del feto como de la madre. Principalmente, se monitoriza el embarazo y especialmente el parto, para prevenir y reducir el riesgo de hipoxia que puede padecer el feto durante el parto. Sin embargo, existen otros motivos para monitorizar el embarazo y uno de ellos es para predecir el éxito de inducción del parto. En clínica, se utilizan distintas técnicas de monitorización como es el caso de la palpación manual, la tocodinamometría externa (TOCO) y la medición de la presión intrauterina (IUP) [8], [32], [33].

- La **palpación manual** consiste en colocar las manos sobre el vientre de la mujer y sentir las contracciones. Utilizando esta técnica es necesario que las contracciones presenten una intensidad mayor a 10 mmHg y, además, no es posible medir de forma precisa ni la intensidad, ni el inicio y el fin de la contracción. De la misma forma que utilizando la percepción de la madre, solo es posible monitorizar la frecuencia de las contracciones [8].
- La **tocodinamometría externa (TOCO)** utiliza un tocodinamómetro que mide la presión de las contracciones mediante los cambios producidos en la forma del útero. Estos cambios se transmiten al abdomen de la madre dónde se coloca el tocodinamómetro con una cinta elástica. De esta forma, se obtiene información de forma constante, aunque de forma cualitativa, pues no se puede medir valores de intensidad o de duración con exactitud. Utilizando este método, la medida puede verse afectada por interferencias debidas a la contracción del abdomen por otros motivos, como es el caso de movimientos de la madre, tos o incluso vómitos [8].
- La **medición de la presión intrauterina (IUP)** es una técnica de medición interna e invasiva, pues utiliza un catéter con un sensor de presión colocado en la cavidad uterina para medir la presión generada por las contracciones. Utilizando este método es posible medir parámetros como la amplitud y la duración de las contracciones, así como su frecuencia y además no presenta interferencias como la tocodinamografía externa. [8], [33].

En el ámbito de investigación, también se utiliza la electrohisterografía (EHG) con el fin de aportar datos más objetivos sobre la monitorización de la dinámica uterina.

- La **electrohisterografía (EHG) o electromiografía (EMG)** es la técnica que capta la señal eléctrica de despolarización y repolarización que producen las células del miometrio durante las contracciones. Se capta en la superficie abdominal de la madre mediante electrodos y permite la obtención de parámetros como la amplitud, duración y frecuencia de las contracciones [8].

En general, las técnicas que más beneficios aportan en los estudios de la dinámica uterina son las de monitorización automática y externa, EHG y TOCO, pues además de aportar información objetiva se evita el riesgo de infección y de rotura de membranas que conlleva la colocación de un catéter interno. En la imagen superior de la Figura 7, se puede observar la colocación de los electrodos del electrohisterógrafo y del tocodinamómetro. En la imagen inferior de la misma figura, se puede observar las señales obtenidas mediante las respectivas técnicas de monitorización [8], [32], [33].

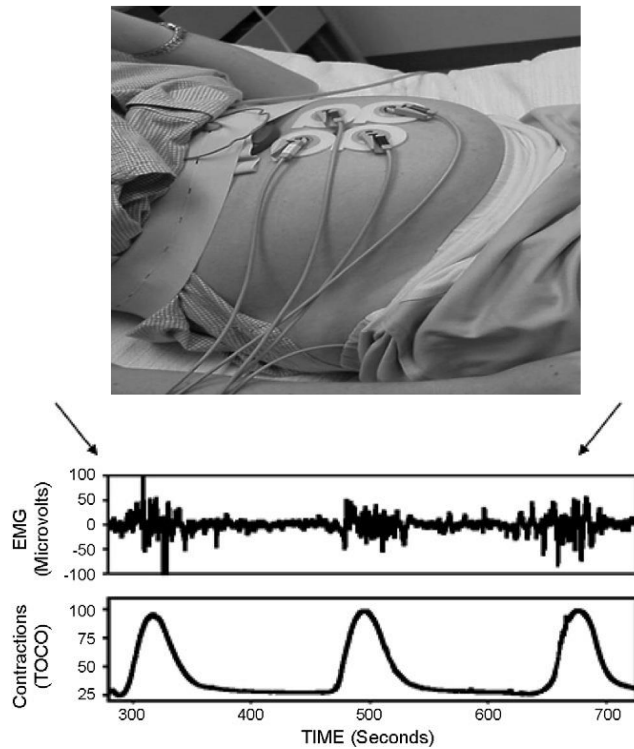


Figura 7. Técnicas de monitorización del embarazo externas: TOCO y EHG [32].

1.5.1. Electrohisterografía

El EHG consiste en el registro en superficie de la actividad mioeléctrica uterina. Dicha señal presenta una amplitud del orden de μV y dos componentes principales, una onda lenta (Slow Wave o SW) asociada a la duración y amplitud de las contracciones uterinas y una onda rápida (Fast Wave o FW). En la Figura 8 se puede observar como la unión de ambas componentes genera el EHG completo [8], [34].

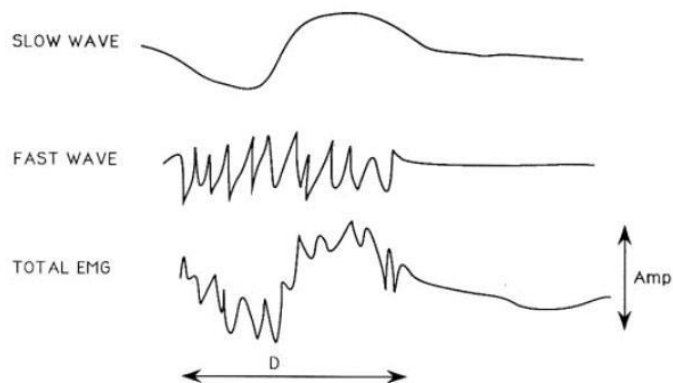


Figura 8. Componentes del EHG [8].

En general, los estudios de EHG descartan el análisis de la onda lenta debido a que sólo se observa en monitorizaciones abdominales, por lo que se duda de su significado fisiológico. Por tanto, se centran en el análisis de la onda rápida, la cual presenta otras dos componentes, una onda rápida de baja frecuencia (Fast Wave Low o FWL) asociada a la propagación de la señal y una onda rápida de alta frecuencia (Fast Wave High o FWH) asociada a la excitabilidad de las células uterinas [35], [36].

La onda FWL presenta un rango de frecuencias de entre 0,13 y 0,26 Hz, mientras que la onda FWH varía entre 0,36 y 0,88 Hz. Por tanto, el EHG objeto de estudio presenta un ancho de banda de entre 0,1 y 1 Hz, pero se suele estudiar en rangos de hasta 4 Hz puesto que la energía de la onda de alta frecuencia puede extenderse hasta este límite [34]–[36]. Sin embargo, en muchos estudios se obvia la componente de onda de baja frecuencia y se estudia el EHG en un ancho de banda de 0,34 a 1 Hz, ya que a medida que se acerca el parto el contenido espectral del EHG presenta frecuencias más altas, y además se minimizan las interferencias causadas por la respiración o la actividad cardíaca de la madre [34], [37], [38].

Por otra parte, dichas interferencias no son las únicas que presenta la señal del EHG. Las interferencias más comunes son las siguientes [8]:

- La **actividad eléctrica del músculo abdominal de la madre**. Esta actividad presenta frecuencias entre 10-250 Hz.
- La **actividad eléctrica del músculo cardíaco de la madre**. Esta actividad presenta frecuencias de alrededor de 1 Hz.
- Los **movimientos respiratorios de la madre**. Estos presentan frecuencias muy bajas que pueden afectar a la línea basal del EHG.
- **Interferencias de contacto y movimiento materno-fetal**. Estos pueden provocar artefactos en la señal.

Para una correcta caracterización de la señal es importante la eliminación de dichas interferencias y artefactos. Las correspondientes a la actividad eléctrica del músculo del abdomen y de la respiración, son relativamente sencillas de eliminar con la aplicación un filtrado digital, puesto que su ancho de banda queda fuera del ancho de banda del EHG. Por otra parte, la actividad cardíaca es más difícil de tratar pues su frecuencia coincide con el ancho de banda del EHG, por lo que aplicar un filtrado eliminaría parte de la señal uterina. Muchos estudios, atenúan la aportación del ECG reduciendo el ancho de banda de estudio del EHG a 0,88 Hz, en vez de ampliarlo a 1 Hz o a 4 Hz. Respecto del tipo de registros, se ha demostrado que los registros monopares presentan mayores interferencias que los registros bipolares. Esto se debe a que, al calcular el registro bipolar restando dos monopares, se eliminan las interferencias comunes que aparecen en estos últimos [8].

Para extraer la información contenida en los registros de EHG, las señales, tras eliminar artefactos e interferencias y filtrar en el ancho de banda correspondiente, deben parametrizarse, es decir, se obtienen distintos tipos de parámetros a lo largo del tiempo y se estudia su evolución. Según el tipo de parámetro, se obtiene una determinada información de la señal, lo que permite la caracterización del EHG en distintos ámbitos de investigación. Actualmente, existen dos métodos para abordar el análisis y la parametrización de los registros de EHG: por una parte, mediante la identificación de contracciones (EHG-Bursts) y por otra, mediante el estudio de tramos completos del registro, que incluyen tanto las contracciones o EHG-Bursts como el basal de la señal [3].

El análisis por contracción (EHG-Bursts) es el método más tradicional y sobre el que se han obtenido resultados en inducciones farmacológicas [9], [34], [39]–[41], por lo que es el que se va a utilizar en el presente trabajo. Además, los estudios actuales se están enfocando en el análisis de la dinámica uterina, incluyendo el número de contracciones, y en la caracterización del EHG mediante el cómputo de de parámetros temporales, espectrales y de no complejidad y ordenación de las señales:

- Los **parámetros temporales**, son aquellos que estudian la evolución de la señal en el dominio del tiempo, como por ejemplo la amplitud de la señal, el número de contracciones o la duración de estas. Se utilizan para estudiar la fuerza del músculo uterino por lo que son útiles en todos los estudios mencionados anteriormente [3].
- Los **parámetros espectrales** son aquellos que estudian la evolución de la señal en el dominio de la frecuencia, como por ejemplo la frecuencia media o mediana de la señal. Se utilizan para detectar la fatiga del músculo uterino por lo que son útiles en los estudios que caracterizan el EHG para diferenciar el tipo de trabajo de parto y para estudiar la dinámica uterina [3], [34].
- Los **parámetros no lineales o complejos** son aquellos que no dependen ni del tiempo ni de la frecuencia de la señal, sino más bien de las características y cambios fisiológicos del útero. Estos parámetros caracterizan principalmente el grado de desorden y la complejidad que presenta la señal, como es el caso de la entropía muestral. Los parámetros no lineales se utilizan mucho en estudios de diferenciación del tipo de parto [3].

Estos parámetros se han utilizado para emplear el EHG como monitor robusto de la dinámica uterina, frente a los registros tocográficos, así como para caracterizar la señal de EHG en diferentes escenarios obstétricos. En este sentido se han recurrido al registro y caracterización de señales de EHG para el desarrollo de sistemas predictores del parto prematuro, discriminando a partir de registros de EHG realizados en mujeres en controles rutinarios del embarazo o en mujeres bajo efecto de fármacos tocolíticos si la mujer dará a luz de forma prematura o no.

Concretamente en el ámbito de la inducción del parto, el grupo de investigadores donde se ha desarrollado el presente TFG ha realizado estudios previos para caracterizar la respuesta mioeléctrica uterina a los agentes empleados en la inducción farmacológica con el objetivo de predecir durante las primeras 4 horas tras iniciarse la misma si ésta tendrá éxito desde el punto de vista de la actuación del fármaco (la mujer alcanza o no periodo activo de parto) y desde el punto de vista clínico (el parto finalizará por vía vaginal o acabará en cesárea) [9], [34], [39]–[41].

En la Figura 9, se puede apreciar de forma gráfica el enfoque de análisis que se ha dado en los estudios de inducción farmacológica. Se parte de la señal del EHG de pacientes inducidas mediante dos tipos de fármacos (misoprostol y dinoprosonta), se ha parametrizado mediante el enfoque de análisis por contracciones y se han obtenido los resultados en función del tipo de enfoque, clínico o farmacológico.

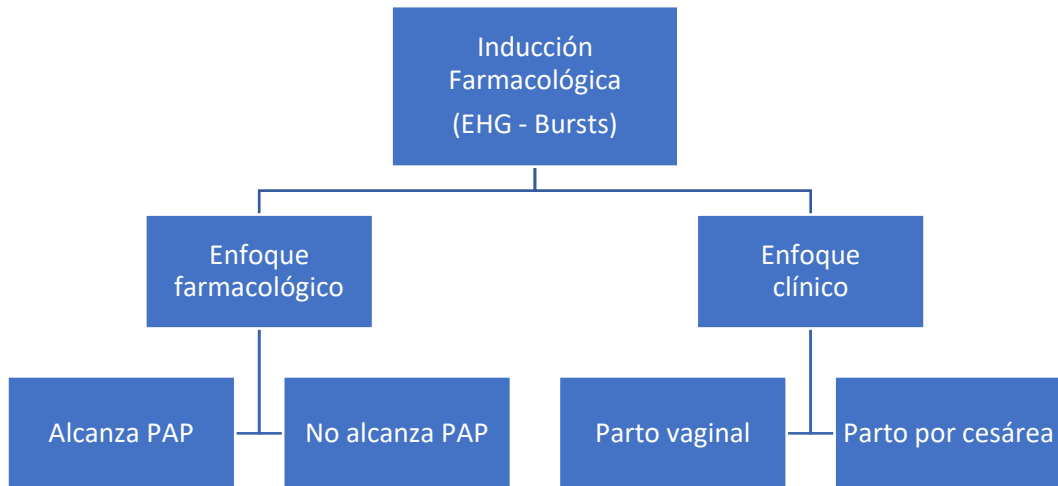


Figura 9. Usos de la parametrización del EHG en los estudios de inducción farmacológica [9], [34], [39]–[41].

Por tanto, la caracterización del EHG no se limita a un control de las contracciones durante el parto, si no que puede utilizarse para comprender los mecanismos fisiológicos que se producen durante el embarazo y el parto y aplicarlos en el ámbito de la investigación [3].

2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

Los datos más recientes disponibles en el Instituto Nacional de Estadística (INE), indican que en el año 2018, el 26,23 % de los nacimientos ocurridos en España fueron dados mediante la operación cesárea [42]. Según los datos ofrecidos por la Organización Mundial de la Salud (OMS), la tasa de cesáreas en cualquier población debería situarse alrededor del 10 % y nunca superar el 15 %, evitando así los riesgos que suponen tanto para el feto como para la madre la operación cesárea [43].

El 20 % de estas cesáreas está asociada al fracaso en la inducción del parto [44]. En ciertos casos, como en embarazos postérmino o en embarazos pretérmino que presenten alguna complicación, es necesario provocar el nacimiento del feto de forma no natural. Debido a los mayores riesgos que presenta para la madre la operación cesárea frente al parto vaginal, se suele recurrir a la inducción del parto farmacológica o mecánica, dejando la operación cesárea para los casos en los que el riesgo esté asociado al parto vaginal. Durante el proceso de inducción del parto, puede ocurrir cualquier tipo de complicación tanto en el feto como en la madre que obligue a finalizar la inducción mediante una operación cesárea. De la misma forma, también puede ocurrir que el proceso de inducción se desarrolle correctamente, pero de forma lenta, por lo que se acabe recurriendo a la cesárea antes de saber si la inducción hubiera acabado en un parto vaginal o no.

Actualmente, los métodos para decidir si interrumpir o no el proceso de inducción del parto, están basados en hechos relativamente subjetivos, como es el caso de la valoración de la maduración del cuello uterino mediante el índice de Bishop o el uso de parámetros obstétricos como la edad de la madre. La obtención de un modelo objetivo que prediga el éxito de inducción del parto es una forma de reducir el número de cesáreas asociadas a la inducción del parto, y por tanto la tasa de la operación cesárea global. Para asegurar fiabilidad y objetividad en la predicción, es importante combinar la información que aportan los parámetros obstétricos con la evolución de la dinámica uterina durante el proceso de inducción. La parametrización de la señal del EHG, permite caracterizar de forma objetiva la duración, intensidad o frecuencia de las contracciones en la inducción del parto. Estudios anteriores que han caracterizado la señal del EHG de pacientes inducidas farmacológicamente, han conseguido obtener diferencias significativas entre los registros de EHG de mujeres cuya inducción fue exitosa frente los registros de EHG de mujeres cuya inducción no lo fue [9], [34], [39]–[41].

En este trabajo de fin de grado, se pretende caracterizar la respuesta mioeléctrica uterina a los agentes empleados en las inducciones mecánicas, la sonda Foley y el doble balón de Cook. Para ello se han identificado y analizado las contracciones presentes en registros de EHG (EHG-Burst) tomados desde media hora antes de iniciarse la inducción hasta 4 horas tras iniciarse la misma. Una vez segmentadas las contracciones, se han parametrizado mediante el cómputo de parámetros temporales, espectrales, de no linealidad y complejidad. Estos parámetros están relacionados con la intensidad contráctil, la excitabilidad celular y la complejidad de la señal. Subsiguientemente se ha analizado la evolución de los parámetros asociados a las contracciones en tramos de 30 minutos de duración para discriminar la existencia tendencias en las mismas.

El objetivo final del proyecto en el que se enmarca el presente TFG es identificar aquellos parámetros que presentan patrones que diferencien las pacientes con inducción exitosa de las pacientes con inducción fallida, tanto desde el punto de vista de agente empleado en la inducción (éxito si la mujer alcanza periodo activo de parto, fracaso si no lo alcanza) como desde el punto de vista clínico (finalización de parto vaginal vs cesárea). También se pretende estudiar la tendencia de los distintos parámetros empleados en pacientes que han tenido una inducción exitosa utilizando distintas sondas. Esto supone el punto de partida para el desarrollo de predicción temprana del éxito de la inducción mecánica del parto (durante las primeras horas tras iniciarse la inducción). Con ello se aumentaría el bienestar materno-fetal al evitar innecesariamente la prolongación del proceso de inducción en mujeres que finalmente van a finalizar en cesárea, mejorando la experiencia del parto. Asimismo, se optimizaría el uso de los recursos hospitalarios y se reducirían los costes de hospitalización y cuidados perinatales que suelen conllevar las cesáreas tras procesos de inducción prolongados.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1. Base de Datos y Protocolo de Registro

La base de datos utilizada en este trabajo es una base de datos propia del grupo de investigación compuesta por 18 registros de EHG obtenidos en el Hospital Universitario y Politécnico la Fe. En el momento del registro, las mujeres presentaban una gestación de entre 36 y 41 semanas y una situación clínica por la que requerían inducción mecánica del parto. Las inducciones se han llevado a cabo empleando dos tipos de agentes mecánicos, utilizando una sonda tipo Foley en 8 pacientes y una sonda de doble balón Cook en otras 8 pacientes. Las dos mujeres restantes alcanzaron PAP espontáneo antes de la colocación de la sonda.

3.1.1. Protocolo de registro

Todas las mujeres con las características requeridas para este estudio han sido informadas sobre los objetivos de este. Posteriormente se les ha preguntado sobre su deseo de participar en el estudio, mediante un formulario de consentimiento informado. Una vez firmado el consentimiento, se inicia el protocolo de registro.

En primer lugar, se debe exfoliar y limpiar el abdomen de la paciente mediante el uso de un gel abrasivo y de alcohol isopropílico respectivamente, con el objetivo de reducir las interferencias asociadas a la interfase electrodo-piel. A continuación, se colocan dos electrodos desechables de Ag/AgCl de un solo uso en el abdomen de la paciente, sobre el eje medio uterino, y finalmente se colocan otros dos electrodos sobre las caderas, que actúan como referencia y masa del sistema. La configuración de los electrodos está indicada en la Figura 10.

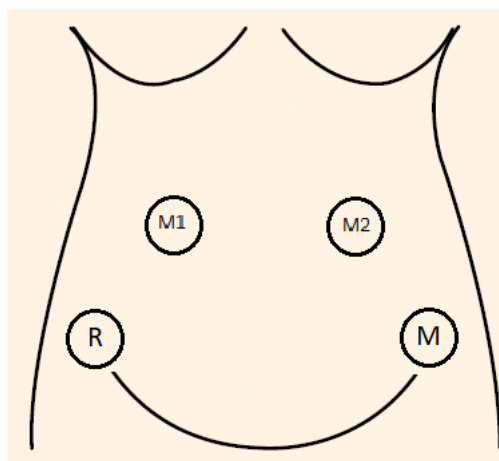


Figura 10. Colocación de los electrodos de registro del EHG.

De esta forma, se han obtenido 2 registros monopares (M1 y M2) en una configuración horizontal. Las señales monopares se han adquirido y acondicionado mediante un módulo de grabación inalámbrico con una ganancia de 2059 V/V y con un ancho de banda de entre 0,1 y 150 Hz. Los registros se han digitalizado en dicho módulo mediante un convertidor analógico-digital de 24 bits a una frecuencia de muestreo de 500 Hz, y se han guardado en archivos de un minuto.

Los registros se inician al menos durante media hora antes de la colocación de la sonda para registrar la actividad uterina basal, es decir, sin el efecto de ningún fármaco o sonda. El clínico coloca la sonda Foley o Cook a la paciente sin detener la monitorización. El tiempo de administración de la sonda y la duración de la monitorización depende de la situación de cada paciente, aunque se registra al menos 4 h tras la colocación de la sonda.

Finalmente, se debe seguir la evolución del parto de la paciente, para comprobar si alcanza o no PAP. En caso de alcanzarlo, es necesario almacenar en la base de datos si el parto ha sido vaginal o mediante cesárea y el momento en el que ha ocurrido con respecto al inicio de la monitorización.

3.1.2. Composición de la base de datos

La base de datos resultante se compone de 18 registros, de los cuales, tal y como se ha mencionado anteriormente, dos han sido descartados por alcanzar PAP espontáneo antes de la colocación de la sonda. En la Tabla 5 se puede observar que 13 pacientes han alcanzado PAP, de las cuales 6 se han inducido mediante una sonda Foley y 7 mediante una sonda Cook. En el caso de las pacientes que no han alcanzado PAP, 2 de ellas han sido inducidas con sonda Foley y la restante con sonda Cook. En total, la base de datos consta de 8 pacientes con sonda Foley y 8 con sonda Cook.

	PAP	NOPAP	TOTAL
FOLEY	6	2	8
COOK	7	1	8
TOTAL	13	3	16

Tabla 5. Clasificación de los registros de EHG incluidos en el estudio en función de dos factores: el tipo de sonda utilizada para la inducción mecánica y el alcance o no del periodo activo de parto.

Por otra parte, en la Figura 11 se muestra la composición de la base de datos teniendo en cuenta, en el caso de las pacientes que han llegado a PAP, el tipo de parto, diferenciando entre parto vaginal y parto por cesárea. Las pacientes que han sido inducidas mediante sonda Foley no han presentado ningún caso de parto por cesárea, mientras que las pacientes inducidas mediante sonda Cook han presentado un único caso.

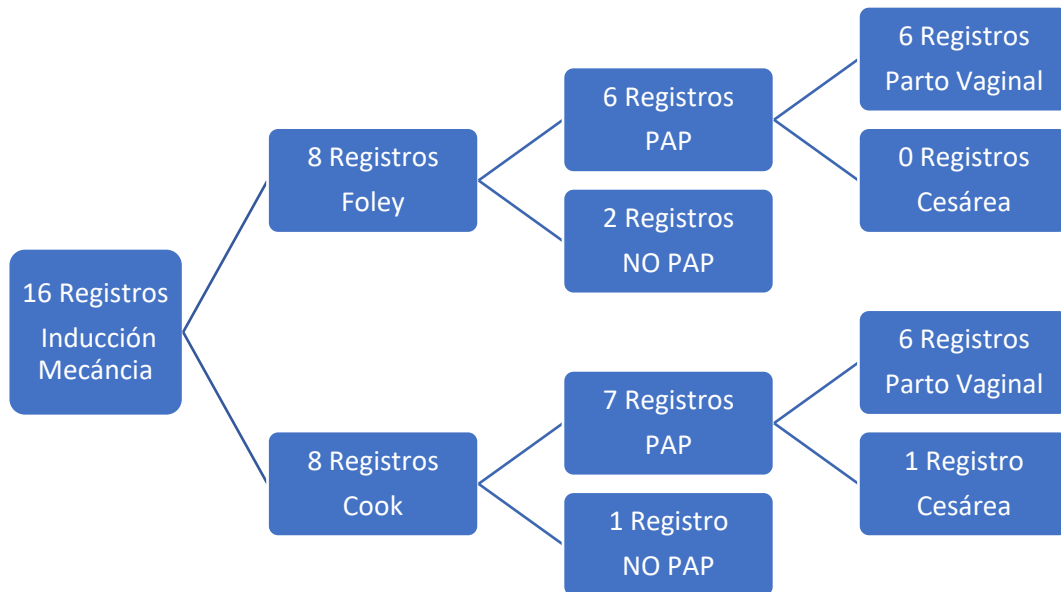


Figura 11. Clasificación de los registros de EHG incluidos en el estudio en función de tres factores: el tipo de sonda utilizada para la inducción mecánica, el alcance o no del periodo activo de parto y el tipo de parto (vaginal o por cesárea).

La base de datos final debe incluir los datos obstétricos necesarios para completar los resultados del estudio. Los empleados en este estudio son los siguientes:

- **Datos sobre el registro del EHG.** Entre ellos se incluye:
 - Fecha de la monitorización.
 - Hora de inicio de la monitorización
 - Hora de colocación de la sonda.
 - Hora de finalización de la monitorización.
 - Calidad del registro.
- **Alcance de PAP.** Hace referencia a si la paciente alcanzó periodo activo de parto tras la inducción o no. Si lo ha alcanzado se ha marcado la paciente correspondiente con un 1, y si no lo ha alcanzado con un 0.
- **Tipo de sonda.** Hace referencia a si se utilizó una sonda Foley o una sonda Cook.
- **Tipo Fin.** Hace referencia al tipo de parto (Espontáneo = 1; Cesárea = 2; Instrumentado = 3).
- **Fecha PAP.** Hace referencia al momento en el que la paciente alcanzó PAP.
- **Bishop.** Hace referencia al valor del índice de Bishop en el momento de la colocación de la sonda.
- **IMC.** Índice de masa corporal
- **Edad de la madre.**
- **Días de gestación.** Hace referencia a los días de gestación en el momento de registro.
- **Causa de ser mecánica.**

En el [Anexo I](#), se incluye un resumen de la base de datos utilizada, con el valor de los datos obstétricos.

3.2. Procesado de la Señal

Una vez obtenidos todos los registros, es necesario procesar los datos crudos para posteriormente realizar el análisis de la señal. En Figura 12 se muestra todo el proceso que se ha aplicado sobre los datos crudos (EHGraw) hasta obtener la señal de EHG que se desea analizar (EHGprep).

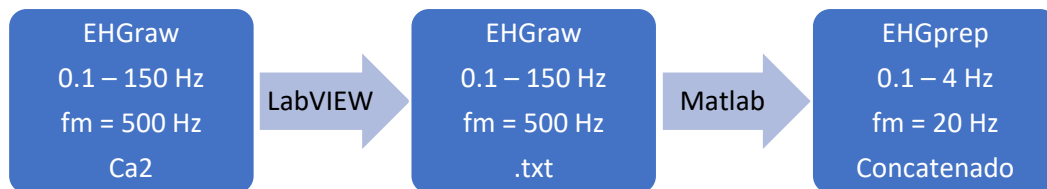


Figura 12. Diagrama de bloques del procesado que se ha aplicado sobre los datos crudos hasta obtener la señal de EHG analizable.

Como se ha mencionado anteriormente, los registros están guardados en archivos de un minuto a una frecuencia de muestreo de 500 Hz en un ancho de banda de 0,1 a 150 Hz y codificados en Ca2 (primer bloque de la Figura 12).

Se ha utilizado el programa LabVIEW para decodificar los archivos y obtenerlos en formato de texto. Así, se ha obtenido un segundo conjunto de archivos de un minuto, en formato texto, y de forma que cada archivo contiene dos columnas con el valor de la señal captada por el monopolar correspondiente, M1 y M2 (segundo bloque de la Figura 12).

A continuación, mediante el software Matlab, se han preprocesado las señales de EHG. Para ello, se han cargado y concatenado los archivos de un minuto que contienen los datos crudos, se ha aplicado un filtro antialiasing a una frecuencia de 0,04 Hz y se ha realizado un diezmado de la señal a 20 Hz, reduciendo así la frecuencia de muestreo y, por consiguiente, la cantidad de datos que se van a analizar. A continuación, se ha aplicado un filtro paso banda de 0.1 – 4 Hz, limitando el ancho de banda al ancho de banda de la señal de EHG (tercer bloque de la Figura 12).

El resultado final es una matriz que contiene dos filas con los registros monopolares preprocesados (M1 y M2). Para eliminar las interferencias que comparten ambos registros, se ha restado, tal y como se indica en la ecuación 1, el monopolar dos al monopolar uno, obteniendo así un único registro bipolar de mayor calidad.

Finalmente, puesto que se ha optado por un análisis de la señal con un enfoque EHG-Bursts, se ha eliminado la señal continua del EHG que no contiene información relevante sobre las contracciones. Para ello se ha restado la media del bipolar al propio registro, tal y como se indica en la ecuación 2.

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

$$Bip = Bip - mean(Bip1) \quad (2)$$

3.3. Análisis de la Señal y Parametrización

Una vez obtenidos los registros bipolares es necesario analizar la señal para obtener los parámetros que caracterizan el EHG. El enfoque EHG – Bursts requiere la segmentación de cada una de las contracciones presentes en el bipolar registrado. A continuación, se obtienen los parámetros que se definirán en el presente apartado para cada una de las contracciones identificadas y finalmente se ha analizado la evolución de los parámetros obtenidos en ventanas de treinta minutos, obteniendo un único valor representativo de cada parámetro por tramo de 30 minutos de registro. Todo este procesado se ha realizado mediante el software Matlab.

3.3.1. Segmentación de la señal

La segmentación del EHG ha consistido en identificar de forma manual las contracciones uterinas presentes en el bipolar. Para ello, se ha representado la señal en función del tiempo, y se ha anotado el inicio y el final de las contracciones apreciables utilizando el siguiente criterio:

- Amplitud de las contracciones $\pm 250 \mu\text{V}$.
- Duración de las contracciones de 40 a 150 segundos.
- Las contracciones deben presentar una modulación de la amplitud, de forma que haya una variación creciente sobre el basal, llegue al punto máximo de amplitud, y decrezca de nuevo hasta llegar a la línea base.
- Las contracciones con cambios bruscos en la amplitud se han considerado artefactadas o no analizables.
- Las contracciones que presentan una modulación con dos máximos se han separado en dos contracciones.

Con todo esto, para cada paciente se ha creado una base de datos en Excel, en la que se han anotado los siguientes elementos:

- **Contracción:** el número de contracción que se está segmentando.
- **Sesión:** el número de sesión de monitorización que se está segmentando.
- **Tini_abs y Tfin_abs:** La hora de inicio y de fin de registro la sesión de monitorización.
- **Tini y Tfin:** Los tiempos de inicio y fin, en segundos, de todas las contracciones presentes en la sesión analizada. Dichos tiempos son relativos a la sesión correspondiente.
- **Bip:** estado de la contracción analizada, indicando si la contracción es analizable (1) o no analizable (0).

La Tabla 6, muestra una parte de la segmentación de una de las pacientes. El registro se ha dado en dos sesiones de monitorización, por lo que en la tabla siguiente se presentan algunas contracciones de cada sesión.

Contracción	Sesión	Tini_abs	Tfin_abs	Tini	Tfin	Bip
CTR1	1	9:44	12:40	178	248	1
CTR2	1			313	394	1
CTR3	1			471	553	1
CTR4	1			748	822	1
CTR5	1			1115	1148	1
CTR6	1			1526	1596	1
CTR7	1			1855	1934	1
CTR8	1			2165	2209	1
CTR9	1			2500	2557	1
CTR10	1			2884	2963	1
CTR11	1			3169	3231	0
CTR12	1			3527	3571	1
CTR13	1			4137	4178	0
CTR14	1			4393	4433	1
CTR15	1			4647	4694	1
...
CTR1	2	13:12	15:24	17	65	1
CTR2	2			226	275	1
CTR3	2			524	585	1
CTR4	2			671	722	1
CTR5	2			881	930	1
CTR6	2			1104	1151	1
CTR7	2			1492	1539	1
CTR8	2			1727	1779	0
CTR9	2			1899	1951	1
CTR10	2			2134	2174	1
CTR11	2			2224	2280	1
CTR12	2			2404	2491	1
...

Tabla 6. Parte de la base de datos de la segmentación manual correspondiente a una paciente.

En la Figura 13 se puede observar un fragmento de la representación gráfica de, por una parte, el registro bipolar en azul y por otra parte la segmentación de las contracciones en rojo, de la misma paciente.

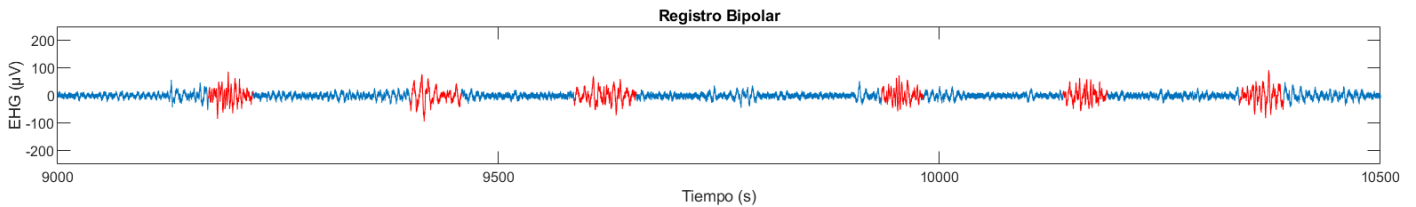


Figura 13. Segmento del EHG de una paciente, que corresponde a los 9000 – 10500 s de la primera sesión del registro bipolar. En rojo aparecen las contracciones segmentadas manualmente.

3.3.2. Parametrización de las contracciones

Con respecto a los parámetros que se han calculado para el estudio, se han obtenido nueve parámetros en total: tres temporales (número de contracciones, duración de las contracciones y amplitud pico-pico), dos espectrales (frecuencia mediana y H/L Ratio, ratio entre el contenido energético de alta y baja frecuencia) y dos parámetros estimadores de complejidad en dos anchos de banda (entropía muestral y Lempel Ziv).

PARAMETROS TEMPORALES

- **NumCtr:** Es el número de contracciones analizables y no analizables que presenta el fragmento de señal estudiado. Este valor se obtiene directamente de la base de datos, por ejemplo, contando las filas que hay entre el intervalo de tiempo que se está estudiando de la Tabla 6.
- **Duración (s):** Es la duración de las contracciones en segundos. Se calcula, tal y como se indica en la ecuación 3, como la diferencia entre el tiempo relativo final y el tiempo relativo de inicio de cada contracción.

$$Duración = T_{fin} - T_{ini} \quad (3)$$

- **Vpp (µV):** Es la amplitud pico – pico de las contracciones en microvoltios. Su valor se obtiene como la diferencia entre el valor máximo y mínimo de la señal de la contracción analizada (i), tal y como se explica en la ecuación 4.

$$V_{pp} (\mu V) = \max\{ctr(i)\} - \min\{ctr(i)\} \quad (4)$$

PARÁMETROS ESPECTRALES

- **Fmedian (Hz):** Es la frecuencia mediana en el rango de frecuencias 0,2 – 1 Hz. Es la frecuencia a partir de la cual se acumula el 50% del área del espectro de potencia, es decir, es el valor mediano de la representación de la señal en tiempo-frecuencia [33], [45].
- **H/L Ratio:** Hace referencia al cálculo del ratio entre energías en distintos rangos de frecuencia, por lo que es una medida adimensional. Para obtener el H/L Ratio es necesario obtener previamente la energía por subbandas (E_{n_1} , E_{n_2} , E_{n_3}). Éstas se calculan como el ratio de la energía en un determinado rango de frecuencias respecto a la energía total (0,2 – 1 Hz). Se computa a partir de la siguiente expresión (ecuaciones 5 y 6) [46]:

$$\text{ratio } H/L = \frac{E_H}{E_L} \quad (5)$$

Donde E_H y E_L corresponden a:

$$E_H = \sum_{FL2}^{FS2} P(i), \quad E_L = \sum_{FL1}^{FS1} P(i) \quad (6)$$

Siendo [FL1=0.2Hz, FS1=0.34Hz] los límites inferior y superior para el cómputo de la energía de baja frecuencia y [FL2=0.34Hz, FS2=1Hz] los límites inferior y superior para el cómputo de la energía de la alta frecuencia [46].

PARÁMETROS COMPLEJIDAD Y ORDENACIÓN

Tal y como se ha mencionado anteriormente, con el objetivo de obtener la mayor información posible, se ha decidido computar los parámetros de complejidad y orden en dos anchos de bandas distintos.

- Ancho de banda WBW: 0,1 – 4 Hz
- Ancho de banda FWB: 0,34 – 4 Hz

El ancho de banda WBW incluye el ancho de banda completo del EHG, mientras que en el ancho de banda FWB se centra en el análisis de la componente rápida (FWH).

- **Entropía muestral o Sample Entropy (SampEnt_{WBW} y SampEnt_{FWB}).** La entropía muestral es un parámetro que mide la regularidad o el desorden que presenta una señal de tiempo finito, en este caso el EHG. Un bipolar poco predecible, en el que no se perciben patrones regulares y los sucesos que ocurren en él son aleatorios, presenta valores de entropía muestral altos [47]. La entropía muestral se calcula de acuerdo con la ecuación 7.

$$SampEnt(m, r, N) = -\ln \frac{U^{m+1}(r)}{U^m(r)} \quad (7)$$

La entropía muestral utiliza vectores patrón de tamaño m , en la serie temporal de longitud N y con una tolerancia de búsqueda r . $U^m(r)$ corresponde a la probabilidad de ocurrencia de dichos vectores patrón. Para este caso se ha escogido un tamaño de $m = 2$ y una tolerancia de $r = 0,15$ y se ha calculado la entropía muestral en los bipolares de tamaño N , en los anchos de banda WBW (0,1 – 4 Hz) y FWB (0,34 – 4 Hz).

- **Lempel-Ziv binario (Ziv_BWB y Ziv_FWB):** es un parámetro que evalúa la complejidad o aleatoriedad de una señal finita como es el EHG, contando el número de patrones distintos que existen en la señal. Su cálculo se basa en transformar una señal temporal en una secuencia simbólica de patrones [48], [49]. Se ha calculado en los anchos de banda WBW Y FWB.

3.3.3. *Enventanado de la señal*

Una vez se ha segmentado y parametrizado cada una de las contracciones del EHG se ha optado por analizar la evolución de los parámetros obtenidos de las contracciones presentes en ventanas de 30 minutos. Concretamente para cada parámetro se toma como valor representativo el valor mediana de dicho parámetro para las contracciones presentes en cada ventana de 30 minutos. Para el análisis se ha tomado como referencia el momento de colocación de la sonda, de forma que, el proceso de división en ventanas ha sido el siguiente:

1. Desde el momento de colocación de la sonda hasta el final del registro, se divide la señal en ventanas de 30 minutos.
 - a. Si la última ventana tiene una duración menor a 15 minutos, se descarta.
 - b. Si la última ventana tiene una duración mayor a 15 minutos, se considera la última ventana como los últimos 30 minutos de la señal.
2. Desde el momento de colocación de la sonda, yendo hacia atrás en el vector tiempo, hasta el inicio de la monitorización, se divide la señal en ventanas de 30 minutos.
 - a. Si la primera ventana tiene una duración menor a 15 minutos, se descarta.
 - b. Si la primera ventana tiene una duración mayor a 15 minutos, se considera la primera ventana como los primeros 30 minutos de la señal.
3. Se establecen las contracciones que forman parte de cada ventana de 30 minutos, utilizando los valores anotados en la base de datos durante la segmentación.
 - a. Se ha considerado que una contracción corresponde a una cierta ventana de 30 minutos si el tiempo medio de la contracción es mayor que el tiempo de inicio de la ventana y menor que el tiempo final de la ventana.
4. Para cada tipo de parámetro (excepto en el número de contracciones), en cada ventana de 30 minutos, se calcula la mediana de los valores obtenidos en las contracciones que forman parte de dicha ventana.

- a. El número de contracciones corresponde al número de contracciones que hay en la ventana correspondiente.

El flujograma de los códigos utilizados se incluye en el [Anexo II](#).

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En el presente trabajo se pretende analizar la evolución de los parámetros de EHG obtenidos en tres escenarios de acuerdo con la Tabla 5 mencionada en el apartado 3.1.2.

- Foley PAP vs Foley NOPAP
- Cook PAP vs Cook NOPAP
- Foley PAP vs Cook PAP

De esta forma, se pretende caracterizar la respuesta de la actividad mioeléctrica uterina de los dos tipos de sonda utilizados en el estudio. Para ello, se ha obtenido previamente la evolución de los parámetros de EHG de cada paciente individual, y además sean obtenidos las estadísticas de los parámetros obstétricos en cada grupo, con el objetivo de aportar más información en los resultados.

4.1. Resultados de los Parámetros Obstétricos

En la Tabla 7 se puede observar la media y la desviación típica de los parámetros obstétricos obtenidos en las 16 pacientes incluidas en el estudio. Se han calculado los valores estadísticos para el total de la población, las pacientes que alcanzaron PAP y las que no, para las pacientes inducidas con sonda Foley y para las inducidas con sonda Cook y finalmente para la combinación del tipo de sonda con el alcance o no de periodo activo de parto.

	Tiempo hasta PAP (h)	Edad Gestacional (días)	Edad Madre (años)	IMC Madre	Bishop
Total (16)	18,90 ± 13,24	277,50 ± 9,71	35,50 ± 4,00	27,80 ± 3,28	1,87 ± 1,64
PAP (13)	26,17 ± 6,49	277,38 ± 9,99	35,00 ± 4,10	26,83 ± 2,92	2,25 ± 1,60
NOPAP (3)	-	278,00 ± 10,39	37,67 ± 3,21	31,67 ± 0,58	0,33 ± 0,58
Foley (8)	-	272,50 ± 10,74	35,00 ± 5,10	28,29 ± 3,04	2,57 ± 1,81
Foley - PAP (6)	25,31 ± 9,58	271,67 ± 11,22	33,50 ± 5,05	27,00 ± 2,55	3,40 ± 1,34
Foley - NOPAP(2)	-	275,00 ± 12,73	39,5 ± 0,71	31,50 ± 0,71	0,50 ± 0,71
Cook (8)	-	282,50 ± 5,42	36,00 ± 2,78	27,38 ± 3,62	1,25 ± 1,28
Cook - PAP(7)	26,91 ± 2,49	282,29 ± 5,82	36,29 ± 2,87	26,71 ± 3,35	1,43 ± 1,27
Cook - NOPAP (1)	-	284,00	34,00	32,00	0,00

Tabla 7. Media y desviación típica de los parámetros obstétricos en función de los grupos en los que se ha dividido la base de datos de pacientes inducidas mecánicamente.

En general, por criterio de inclusión, las pacientes que han participado en el estudio han presentado partos a término, y como consecuencia la media de la edad gestacional total es de 277,50 con una desviación de 9,71 días, lo que implica que la inducción se ha dado alrededor de las 39 semanas. Las madres presentan un rango de edad de entre los 31,5 hasta los 39,5 años y su IMC está alrededor de 27. El índice Bishop en el momento de colocación de la sonda, presenta, tal y como se espera, una mala valoración ($1,87 \pm 1,64$).

Comparando los distintos escenarios, se puede apreciar diferencias si analizamos los valores de las pacientes que han llegado a periodo activo de parto con respecto a las que no. Teniendo en cuenta toda la base de datos, la edad gestacional es bastante similar en los dos grupos, pero las pacientes que no han alcanzado PAP presentan, en media, mayor edad, mayor IMC y un índice Bishop prácticamente nulo.

Por otra parte, no se puede apreciar una notable diferencia entre los valores obtenidos en las pacientes que han sido inducidas mediante una sonda Foley con respecto a las que han sido inducidas con una sonda Cook. Tanto los valores referentes a la edad de la madre como a su IMC son bastante similares en ambos casos, aunque si se presenta una diferencia de 10 días con respecto a la edad gestacional. El índice Bishop sí que es ligeramente más favorable en el caso del grupo Foley, pero aun así es muy bajo en ambos casos.

Si comparamos los grupos PAP con NOPAP de las pacientes inducidas utilizando la sonda Foley, ocurre igual que en el caso general: las pacientes que no han alcanzado PAP presentan, mayor edad e IMC, y un índice Bishop muy bajo. Sin embargo, en el caso de la sonda Cook, el grupo que no alcanzó periodo activo de parto presenta menor edad que el grupo de las pacientes que sí lo alcanzaron. Aun así, no es un dato muy relevante puesto que el grupo Cook - NOPAP está formado por una única paciente. Con respecto al resto de parámetros, ocurre la misma relación que con la población completa y con las pacientes Foley.

Finalmente, las pacientes que fueron inducidas mediante sonda Foley y que han alcanzado periodo activo de parto lo han hecho, en media, una hora antes que las pacientes inducidas mediante sonda Cook, aunque las primeras presentan una mayor desviación estándar. El grupo Foley - PAP, además, presenta menor edad gestacional, menor edad de las madres y un mejor índice de Bishop que el grupo Cook - PAP, por lo que el hecho de alcanzar antes el PAP puede ser debido a dichos factores y no sólo a la efectividad de la sonda.

4.2. Resultados de la Parametrización

Una vez analizados los valores estadísticos sobre los parámetros obstétricos, se ha analizado la evolución de los parámetros temporales, espectrales y de no complejidad y ordenación, en función del tipo de sonda y el alcance o no de periodo activo de parto.

Puesto que la parametrización se ha realizado en función del tiempo y del momento de colocación de la sonda, en primer lugar se ha obtenidola señal del EHG en el dominio temporal. En la Figura 14, se muestra de forma comparativa los registros bipolares de dos pacientes que han alcanzado periodo activo de parto, una inducida mediante sonda Foley (imagen superior) y la otra mediante sonda Cook (imagen inferior).

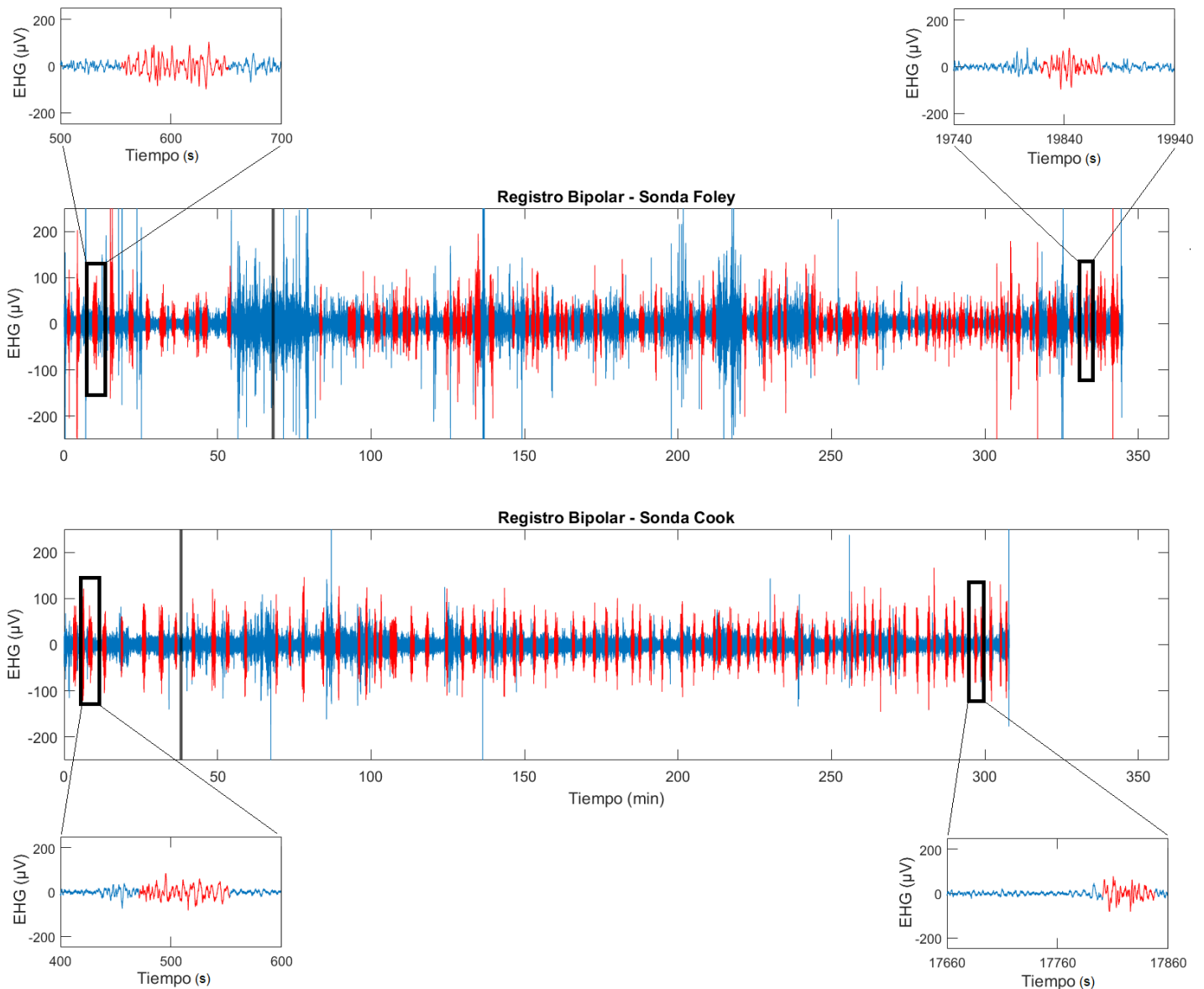


Figura 14. Representación en el dominio temporal de la señal de EHG de dos pacientes. En el gráfico de arriba se muestra la señal de EHG de una paciente del grupo Foley que alcanzó PAP 25,5 horas tras el inicio del registro. En el inferior se muestra la señal de EHG de una paciente del grupo Cook que alcanzó PAP 24,4 horas después del inicio del registro. Los fragmentos en rojo marcan la segmentación de las contracciones y la línea vertical en negro marca el momento de colocación de la sonda.

En primer lugar, se puede comprobar como tras la colocación de la sonda, en ambas pacientes aumenta la frecuencia del número de contracciones con respecto a antes de la colocación. Además, la paciente del grupo Foley presenta mayor de esta frecuencia durante prácticamente la totalidad del registro, mientras que en el caso de la paciente del grupo Cook, se puede apreciar un aumento significativo de la frecuencia en el número de contracciones partir del minuto 140. Debido a que ambas pacientes alcanzan PAP con una diferencia de una hora, se puede decir que en este caso, la sonda tipo Foley ha tardado más en actuar.

Por otra parte, con respecto a la amplitud y duración de las contracciones, se puede observar en ambos casos, como la duración de las contracciones ha disminuido tras cinco horas de registro. En ningún caso se puede observar a simple vista algún cambio de amplitud pico – pico, lo que puede deberse a la lejanía del alcance de periodo activo de parto (25,5 horas en el caso de la paciente Foley y 24,4 horas en el caso de la paciente Cook).

La parametrización de cada paciente en ventanas de 30 minutos y la posterior agrupación de estas en función del tipo de sonda y del alcance o no de periodo activo de parto, se ha realizado para obtener resultados objetivos sobre la evolución temporal de la señal del EHG y, además, para caracterizar la señal en el dominio espectral y su comportamiento de no complejidad y ordenación.

Se han representado gráficamente los parámetros de EHG, descritos en el apartado de materiales y métodos, en función del tiempo, para poder estudiar de forma visual los resultados y poder analizar las tendencias de los parámetros. Los resultados de cada grupo se van a analizar en ventanas de 30 minutos, tomando como referencia el momento de colocación de la sonda. Para obtener un único valor en cada ventana, se ha realizado la media de los parámetros de las N pacientes que forman parte del grupo estudiado. Es decir, se van a promediar los parámetros en los 30 primeros minutos tras la colocación de la sonda, de las N pacientes que forman un grupo, y de la misma forma con el resto de las ventanas.

Como cada paciente presenta un tiempo de monitorización y de colocación de la sonda distinto y hay pacientes con registros más largos que otras, al realizar la media se han obtenido valores anómalos en las primeras y últimas ventanas debido a la baja densidad de población en dichos puntos. Por ello, en el estudio poblacional se ha decidido acotar el número de ventanas a tres antes de la colocación de la sonda y a 9 después, por lo que se van a estudiar la evolución paramétrica por grupos desde 90 minutos antes de la colocación de la sonda hasta 240 minutos después.

4.3.1. Respuesta electrofisiológica a la inducción mecánica utilizando una sonda Foley

El primer escenario que se va a analizar pretende estudiar la parametrización del EHG de las pacientes inducidas mediante una sonda Foley, comparando las que han llegado a periodo activo de parto con las que no. En la base de datos, hay 8 pacientes en las que se ha utilizado una sonda Foley como método de inducción, de las cuales 6 han llegado a periodo activo de parto y 2 no.

En la Figura 15 se puede observar en rojo claro la evolución paramétrica en ventanas de 30 minutos del grupo formado por las 6 pacientes inducidas mediante sonda Foley que han alcanzado PAP, y en rojo oscuro la evolución paramétrica del grupo formado por las 2 pacientes Foley que no han alcanzado PAP.

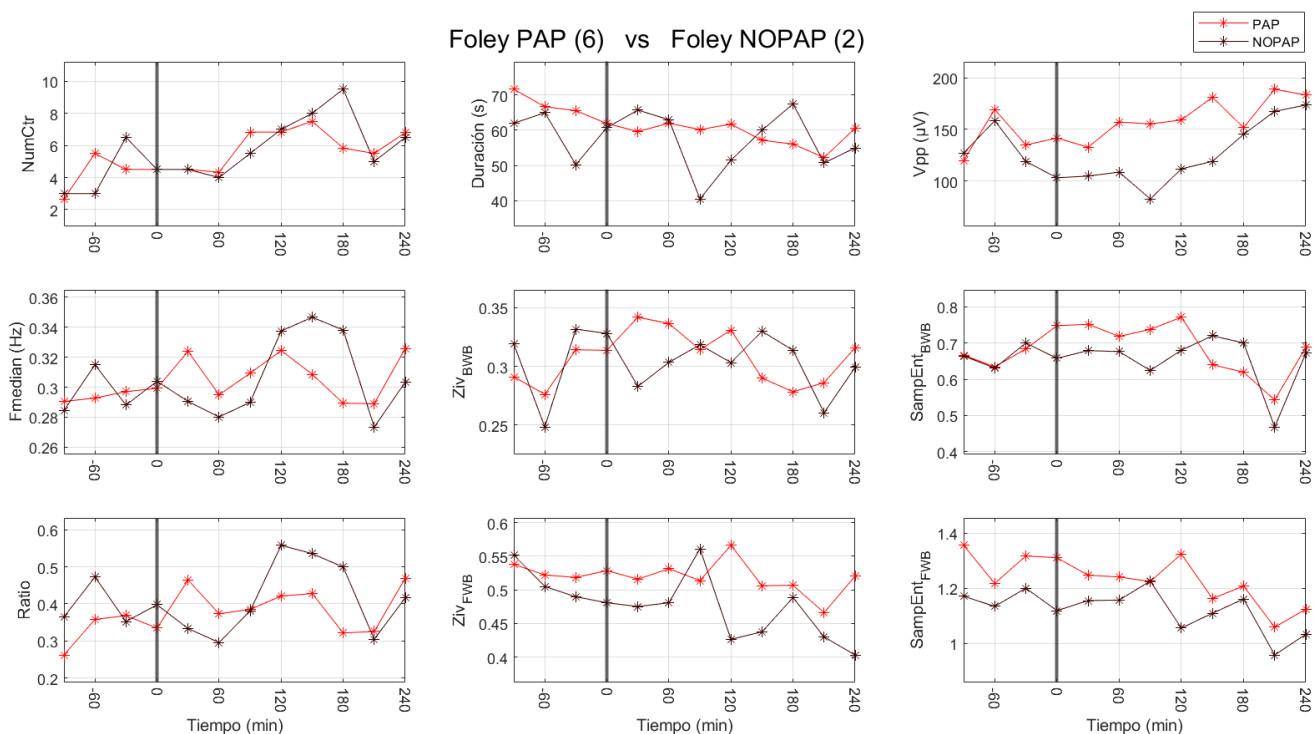


Figura 15. Evolución temporal de los parámetros de las pacientes inducidas mediante sonda Foley, comparando las que han alcanzado PAP (6 registros en rojo claro) con las que no (2 registros en rojo oscuro).

En primer lugar, se puede observar un aumento del número de contracciones tanto en el grupo que ha alcanzado periodo activo de parto como en el que no. En ambos casos se parte de una media de entre 2,5 y 3 contracciones en periodos de 30 minutos y después de 4 horas de inducción se alcanza en una media de entre 6 y 7 contracciones. La tendencia a aumentar se puede observar en ambos tipos de registros sobre todo a partir de la primera hora en la que se ha colocado la sonda.

Por otra parte, la duración de las contracciones, en el caso de las pacientes inducidas con la sonda Foley que alcanzan PAP, se puede observar claramente una tendencia, aunque muy suave, a disminuir. En el caso del grupo NOPAP, la duración de las contracciones no presenta ninguna evolución clara, pues en algunos casos su valor disminuye notablemente con respecto a la ventana anterior y en otros aumenta.

Con respecto a la amplitud de las contracciones, se puede apreciar que desde el momento de colocación de la sonda, en ambos grupos, hay una ligera tendencia a aumentar, pasando de valores entre 100 y 150 μV a valores de entre 150 y 200 μV . En el momento de colocación de la sonda, las mujeres que alcanzaron PAP presentaban una mayor amplitud que las mujeres que no alcanzaron PAP. Sin embargo, después de 4 horas de inducción ambos grupos presentaban valores similares en la amplitud.

Con respecto a los parámetros espectrales (frecuencia mediana y ratio de energía de alta frecuencia con respecto a la de baja frecuencia), no se puede apreciar ninguna tendencia clara en ambos grupos, lo cual podría ser debido a que la inducción mecánica es un proceso relativamente lento (el tiempo promedio en alcanzar PAP es de 25,31 h) y no se ha producido el desplazamiento del contenido espectral hacia altas frecuencias en las primeras 4 horas de inducción.

Finalmente, analizando los parámetros no-lineales se puede observar, que el grupo de pacientes que ha alcanzado PAP, a partir del minuto 120 después de la colocación de la sonda, muestra una ligera tendencia a disminuir tanto en el parámetro Lempel-Ziv como con la entropía muestral, y además se aprecia en los dos anchos de banda estudiados. Esto implica que a medida que se acerca el periodo activo de parto, la señal del EHG se muestra más ordenada. También es importante remarcar que los valores absolutos de estos parámetros son mayores en el ancho de banda FWB, es decir, la señal en el rango de Fast Wave High es más compleja y menos regular que cuando se analiza en el ancho de banda completo (BWB). Por otra parte, el grupo que no ha alcanzado PAP, no presenta ninguna evolución en el ancho de banda BWB, aunque si se puede apreciar una ligera tendencia a disminuir en el ancho de banda FWB, desde el minuto 90.

4.3.2. Respuesta electrofisiológica a la inducción mecánica utilizando una sonda Cook

El segundo escenario pretende analizar la respuesta de la actividad mioeléctrica uterina en el caso de las pacientes en las que se ha utilizado una sonda Cook. En esta agrupación, hay 8 registros tipo Cook en total, de los cuales 7 han alcanzado PAP y 1 no lo ha hecho. La Figura 16, muestra sobre una misma gráfica la evolución paramétrica de los respectivos grupos, mostrando en azul claro las pacientes que han alcanzado PAP y en azul oscuro las que no.

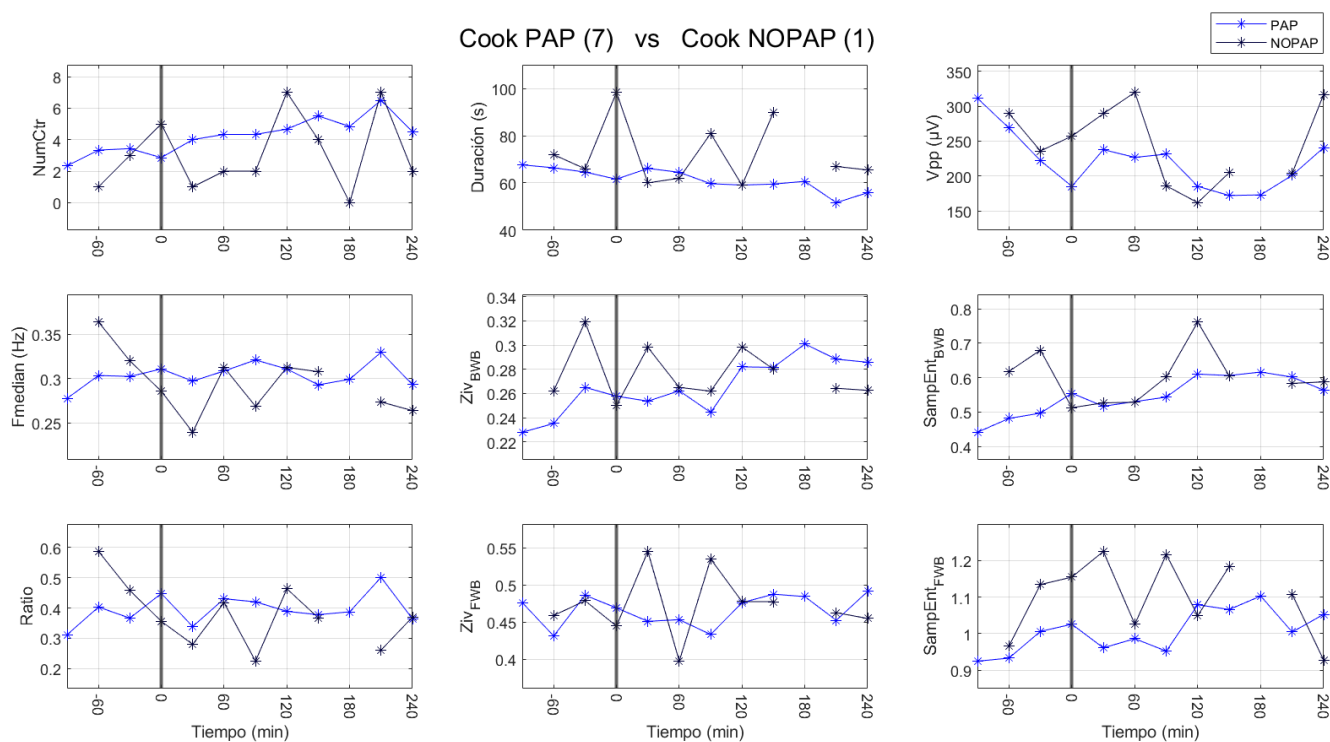


Figura 16. Evolución temporal de los parámetros de las pacientes inducidas mediante sonda Cook, comparando las que han alcanzado PAP (7 registros en azul claro) con la que no (1 registros en azul oscuro). En el minuto 180 tras la colocación de la sonda, no hay ninguna contracción analizable en el registro del grupo NO-PAP, por lo que no se ha podido extraer información útil en esa ventana.

En general, se puede apreciar como en el caso de la sonda Cook, la evolución de todos los parámetros de las pacientes que no han alcanzado PAP presentan una tendencia errática. De todos modos, al tratarse de una única paciente, se ha de confirmar ese resultado preliminar con una base de datos mayor.

En el caso del número de contracciones, el grupo de pacientes que ha alcanzado PAP presenta una evolución creciente, pasando de presentar una media de 2,33 en el momento de colocación de la sonda a una media de 4,5 contracciones después de 4 horas de inducción. Además, se puede observar como a partir del minuto 120 el crecimiento del parámetro es más pronunciado. Sin embargo, la paciente que no ha alcanzado PAP no muestra ninguna evolución clara, pues el número de contracciones aumenta y disminuye de una ventana a otra sin ningún criterio.

Con respecto a la duración de las contracciones, también se puede observar una ligera tendencia a disminuir en el caso del grupo PAP, tal y como ocurría en el grupo de pacientes inducidas con Foley. Esta tendencia es, sin embargo, muy suave, disminuyendo en media tan sólo 11,84 segundos desde el inicio de la monitorización. Para el caso del grupo NOPAP, tal y como se ha observado en general, no hay ninguna evolución paramétrica.

Por otra parte, la amplitud de las contracciones de las pacientes que han alcanzado periodo activo de parto no presenta una tendencia a aumentar tan clara como ha sucedido en las pacientes inducidas con Foley. Resulta curioso la tendencia decreciente de la amplitud antes de la colocación de la sonda Cook. El aumento de la amplitud desde el minuto 30 al 90 podría ser debido a la reacción del cuerpo a colocación del doble balón y no tanto a la liberación de la prostaglandina local que se genera en la inducción mecánica. Se cree que la liberación de la prostaglandina local sucede a partir del minuto 210 en el que se observa un aumento gradual de la amplitud. En el caso del registro que no ha alcanzado periodo activo de parto, vuelve a presentarse una ausencia en la evolución de los parámetros.

Los parámetros espectrales no presentan ninguna evolución notable ni en el grupo PAP ni en el grupo NOPAP. En el primer caso, tanto la frecuencia mediana de las contracciones como el ratio de las energías, se mantiene relativamente constante durante todo el registro, sin cambios bruscos en los valores. De nuevo, esto podría ser debido a que la inducción mecánica es un proceso relativamente lento (el tiempo promedio en alcanzar PAP en el caso de la sonda Cook es de 26,91 h), y en las primeras 4 horas no se han producido todavía el desplazamiento del contenido espectral hacia altas frecuencias.

Con respecto a los parámetros no-lineales, en la paciente que no ha alcanzado periodo activo de parto no se observa ninguna evolución, ni en el ancho de banda BWB ni en el ancho de banda FWB. Sin embargo, en el caso de las pacientes PAP, la entropía muestral y el Ziv en el ancho de banda completo sí que presentan una ligera tendencia creciente desde el inicio de la monitorización, aunque esto indica cada vez más desorden en el registro. Por otra parte, en el ancho de banda FWB, no se presenta ninguna evolución destacable, aunque sí se aprecia un ligero aumento de los parámetros a partir de los 90 minutos tras la colocación de la sonda.

4.3.3. Comparativa de la respuesta electrofisiológica a la inducción mecánica exitosa ante el uso de una sonda Foley con respecto al uso de una sonda Cook

Para finalizar el estudio, se ha decidido comparar el efecto de la sonda tipo Foley con el efecto de la sonda tipo Cook. Para ello, se van a comparar los grupos que han finalizado en una inducción de parto exitosa. En la Figura 17 se puede observar esta comparativa, representando en rojo el grupo que ha utilizado sonda Foley y en azul el grupo que ha utilizado sonda Cook.

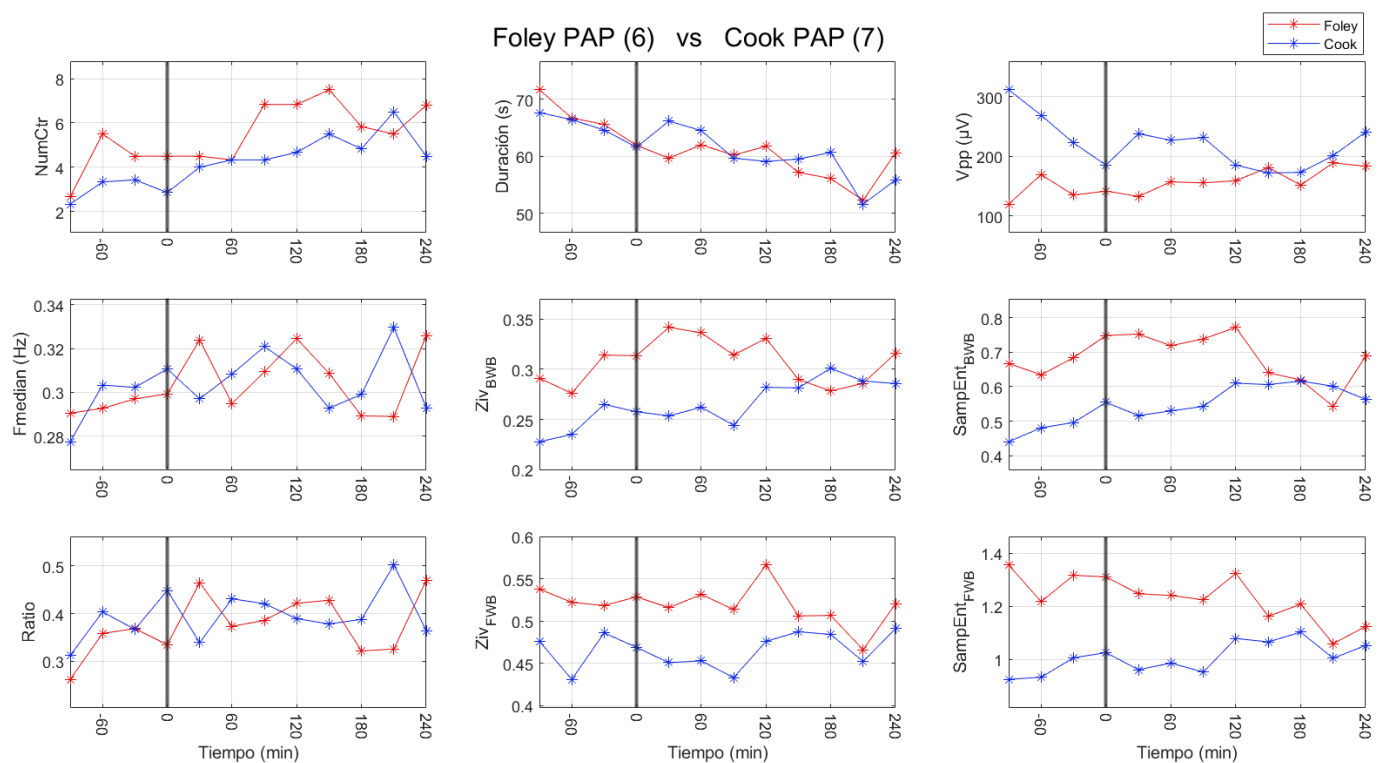


Figura 17. Evolución temporal de los parámetros obtenidos en el EHG de las pacientes que han alcanzado periodo activo de parto, comparando las que han sido inducidas mediante una sonda Foley (6 registros en rojo) con las que han sido inducidas mediante una sonda Cook (7 registros en azul).

En el momento de colocación de la sonda, el número de contracción es menor en las pacientes inducidas con Cook, lo cual podría estar relacionado con un índice de Bishop más desfavorable en ese grupo. El número de contracciones aumenta de forma más gradual en el caso de la sonda Cook, mientras que en la sonda Foley no empieza a crecer hasta que ha pasado una hora desde la colocación de la sonda. Sin embargo, a partir del minuto 180 tras la colocación de la sonda, el grupo Foley experimenta un descenso en el número de contracciones mientras que en el caso del grupo Cook se presenta un aumento de este parámetro más brusco.

Con respecto a la duración de las contracciones, la evolución es muy similar en ambas sondas.

En la amplitud de las contracciones es donde más diferencia se presenta. La sonda Foley provoca un aumento muy gradual de la amplitud, mientras que la sonda Cook, a priori, provoca un aumento brusco

del minuto 30 al minuto 90. Sin embargo, tal y como se ha mencionado en el apartado anterior, a partir del minuto 210 la amplitud empieza a aumentar de forma más rápida.

Analizando la evolución de los parámetros temporales, parece que la sonda Foley actúa de forma más progresiva que la sonda Cook. Sin embargo, tras un periodo de tiempo desde la colocación de la sonda, la de tipo Cook empieza a actuar de forma más rápida, alcanzando más o menos los mismos resultados que la sonda Foley.

La evolución de los parámetros espectrales no muestra especial diferencia, ni en el caso de la frecuencia mediana ni en el caso del ratio. Los valores de la frecuencia mediana se mantienen entre los 0,28 y 0,33 Hz en ambos casos, oscilando entre dichos valores sin presentar ninguna tendencia. Lo mismo ocurre con el ratio, que tanto la sonda Foley como la Cook presenta oscilaciones entre los valores 0,26 y 0,5 sin llegar a presentar una evolución.

Finalmente, los parámetros complejos son los que más difieren. Independientemente del ancho de banda, los parámetros asociados a la sonda Foley empiezan a decrecer de forma muy lenta, acentuándose este descenso a partir del minuto 120. Sin embargo, en el caso de la sonda Cook tanto el Lempel-Ziv como la entropía muestral en el ancho de banda completo tienden a aumentar progresivamente. En cambio, éstos no presentan ninguna tendencia clara en el rango de Fast Wave High.

5. CONCLUSIONES

Los resultados preliminares sugieren que tanto una mayor edad maternal, como un peor índice de Bishop antes de la inducción son factores de riesgo del fracaso de inducción.

Asimismo, independientemente de la sonda utilizada para la inducción, se ha observado un aumento y una disminución progresiva del número y duración de las contracciones respectivamente en las pacientes que alcanzaron PAP. La amplitud de las contracciones presenta una tendencia creciente, aunque en el caso de la sonda Cook, se ha observado un aumento brusco al inicio de la inducción que no corresponde a la liberación de la prostaglandina local generada por la inducción. Independientemente de la sonda, no se ha observado el desplazamiento del contenido espectral de la señal hacia altas frecuencias. Por otro lado, los parámetros no-lineales presentan tendencias controvertidas. En cambio, en las pacientes que no alcanzaron PAP presentan tendencias erráticas en los parámetros de EHG excepto en el número de contracciones.

Estos resultados preliminares sugieren que el EHG podría utilizarse como referente objetivo para predecir el éxito de la inducción mecánica, considerando dicho éxito como el alcance de periodo activo de parto.

6. LIMITACIONES Y LÍNEAS FUTURAS

La incertidumbre sobre la predicción del éxito de inducción al parto es un problema actual, y los resultados expuestos en este trabajo pueden ser una herramienta de ayuda para encontrar la solución.

Una limitación importante de este proyecto es la cantidad de tiempo y recursos que se han necesitado para obtener los resultados. La segmentación manual de las contracciones es un trabajo costoso por lo que no se puede utilizar como predictor pues se obtendrían los resultados después de que la paciente finalice el parto. Por tanto, el futuro de esta aplicación está enfocado a obtener los resultados en menor tiempo, lo que implica una forma de segmentación automática.

Los resultados de este proyecto empiezan a evaluarse tras dos horas de inducción mecánica más una hora y media de señal basal. Se podría acotar un tiempo de monitorización que incluya estos periodos, por ejemplo, de una hora de basal más cuatro horas de inducción, obteniendo 5 horas de registro en total. Una vez obtenida la señal, se enfocaría el proyecto al procesado, segmentación y parametrización automática y en pocos minutos. En la mayoría de los casos estudiados, el alcance de periodo activo de parto se ha dado 25 horas más tarde desde el inicio del registro. Utilizando este nuevo enfoque, se podrían obtener los resultados de la inducción con 20 horas de antelación, dando tiempo a los clínicos para decidir o no la interrupción de la inducción y evitando los efectos de alargar una inducción que va a resultar fallida.

Por otra parte, la principal limitación del estudio para obtener resultados concluyentes ha sido el uso de una base de datos tan pequeña. 16 registros no han sido suficientes para aportar resultados estadísticos, sobre todo al hacer la división en grupos ya que hemos obtenido grupos en los que únicamente ha habido una paciente. Además, tampoco se ha podido distinguir entre finalización del parto vaginal o mediante cesárea por el mismo motivo. Sin embargo, en el equipo de investigación dónde se ha realizado el presente trabajo, se está trabajando en el aumento de la base de datos y la obtención de resultados estadísticos.

7. BIBLIOGRAFÍA

- [1] A. . Fallis, "Sistema Reprodutor Femenino: Anatomía.," *Col.legi Oficial Infermeres i Infermers de Barcelona. Infermera Virtual.*, vol. 53, no. 9. pp. 1689–1699, 2013.
- [2] A. M. Castillo Cañadas, "Anatomía y fisiología del aparato reproductor femenino y de la mama," *Complejo Hospitalario Universitario de Albacete*, no. Seminario. pp. 1–14, 2011.
- [3] J. Escalante-Gaytán, C. G. Esquivel-Arizmendi, C. I. Ledesma-Ramírez, A. C. Pliego-Carrillo, M. T. García-González, and J. J. Reyes-Lagos, "Usefulness of the electrohysterography in the clinical field as a technique for uterine monitoring: A literature review," *Ginecol. Obstet. Mex.*, vol. 87, no. 1, pp. 46–59, 2019.
- [4] K. Cardona, J. Saiz, J. M. de Loma, G. Puerto, and C. Suárez, "Modelado y simulación de la actividad eléctrica de células ventriculares," *Rev. Fac. Ing.*, no. 46, pp. 80–89, 2008.
- [5] F. G. Cunningham, K. J. Leveno, S. L. Bloom, J. C. Hauth, D. J. Rouse, and C. Y. Spong, *Williams OBSTETRICIA*. 2011.
- [6] Jorge Andrés Carvajal Cabrera and M. I. B. Cosmelli, *Manual De Obstetricia Y Ginecologia*, vol. 58, no. 8. 2019.
- [7] E. Osse, "Ginecología y Obstetricia. Fisiología del motor y canal blando.," *Facultad de Medicina, Universidad de Chile. Síntesis, biblioteca digital dinámica para estudiantes y profesionales de la salud.*, 2010. [Online]. Available: <https://sintesis.med.uchile.cl/index.php/respecialidades/r-ginecologia-y-obstetricia?id=1631>. [Accessed: 24-Jun-2020].
- [8] J. Alberola Rubio, "Estudio electrofisiológico del útero humano durante el embarazo a partir de registros no invasivos del electrohisterograma," 2016.
- [9] A. Felipe Machancoses *et al.*, "Sistema de predicción del éxito de la inducción farmacológica basado en electrohisterografía," pp. 1–4.
- [10] C. Schnapp S., E. Sepúlveda S., and J. A. Robert S., "Cesarean section.," *Surg. Gynecol. Obstet.*, vol. 6, no. 5, pp. 616–620, 2014.
- [11] SEGO (Sociedad Española de Ginecología y Obstetricia), "Inducción del parto," *Progresos Obstet. y Ginecol.*, vol. 58, no. 1, pp. 54–64, 2016.
- [12] A. M. Marconi, "Recent advances in the induction of labor," *F1000Research*, vol. 8, p. 1829, 2019.
- [13] D. Leduc *et al.*, "Induction of Labour," *J. Obstet. Gynaecol. Canada*, vol. 35, no. 9, pp. 840–857, 2013.
- [14] M. William Grobman, "Cervical ripening and induction of labor in women with a prior cesarean delivery && Techniques for ripening the unfavorable cervix prior to induction." p. 29.
- [15] J. Aragon-Hernández *et al.*, "Protocolo clínico para inducción del trabajo del parto," *Ginecol Obs. Mex*, vol. 85, no. 5, pp. 314–324, 2017.
- [16] G. Benitez-Guerra and N. Medina Meléan, "Uso de prostaglandinas en obstetricia," *Revista de la Facultad de Medicina*, 2006. [Online]. Available: http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0798-04692006000100011. [Accessed: 25-Jun-2020].

- [17] A. Liu, J. Lv, Y. Hu, J. Lang, L. Ma, and W. Chen, "Efficacy and safety of intravaginal misoprostol versus intracervical dinoprostone for labor induction at term: A systematic review and meta-analysis," *Journal of Obstetrics and Gynaecology Research*, vol. 40, no. 4. Blackwell Publishing, pp. 897–906, 2014.
- [18] G. J. Hofmeyr, A. M. Gülmezoglu, and C. Pileggi, "Vaginal misoprostol for cervical ripening and induction of labour," *Cochrane Libr. Cocharne Database Syst. Rev.*, no. 10, pp. 282–283, 2013.
- [19] S. C. Austin, L. Sanchez-Ramos, and C. D. Adair, "Labor induction with intravaginal misoprostol compared with the dinoprostone vaginal insert: a systematic review and metaanalysis," *Am. J. Obstet. Gynecol.*, vol. 202, no. 6, pp. 624.e1-624.e9, Jun. 2010.
- [20] X. Liu *et al.*, "Double- versus single-balloon catheters for labour induction and cervical ripening: A meta-analysis," *BMC Pregnancy Childbirth*, vol. 19, no. 1, pp. 1–13, 2019.
- [21] E. Mei-Dan, A. Walfisch, S. Suarez-Easton, and M. Hallak, "Comparison of two mechanical devices for cervical ripening: A prospective quasi-randomized trial," *J. Matern. Neonatal Med.*, vol. 25, no. 6, pp. 723–727, 2012.
- [22] C. E. Pennell, J. J. Henderson, M. J. O'Neill, S. McCleery, D. A. Doherty, and J. E. Dickinson, "Induction of labour in nulliparous women with an unfavourable cervix: A randomised controlled trial comparing double and single balloon catheters and PGE2 gel," *BJOG An Int. J. Obstet. Gynaecol.*, vol. 116, no. 11, pp. 1443–1452, 2009.
- [23] R. Salim, N. Zafran, Z. Nachum, G. Garmi, N. Kraiem, and E. Shalev, "Single-balloon compared with double-balloon catheters for induction of labor: A randomized controlled trial," *Obstet. Gynecol.*, vol. 118, no. 1, pp. 79–86, 2011.
- [24] J. R. Sada, "Preinducción de parto con método mecánico (balón de Cook) en gestantes con cesárea anterior: modelo predictivo para parto vaginal / Julia Ruiz Sada," 2019.
- [25] D. L. Cerrillos Gonzales, "Estrategias para la maduración cervical," *Congreso Nacional de la Sección Medicina Perinatal*, 2016. [Online]. Available: <https://slideplayer.es/slide/12504035/>. [Accessed: 11-Jun-2020].
- [26] G. Demirezen, B. Aslan Çetin, B. Aydoğan Mathyk, N. Köroğlu, and G. Yildirim, "Efficiency of the Foley catheter versus the double balloon catheter during the induction of second trimester pregnancy terminations: a randomized controlled trial," *Arch. Gynecol. Obstet.*, vol. 298, no. 5, pp. 881–887, 2018.
- [27] Y. Xing, N. Li, Q. Ji, L. Hong, X. Wang, and B. Xing, "Double-balloon catheter compared with single-balloon catheter for induction of labor with a scarred uterus," *Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.*, vol. 243, pp. 139–143, 2019.
- [28] W. A. Grobman, "Defining failed induction of Labor," *Physiol. Behav.*, vol. 176, no. 3, pp. 139–148, 2019.
- [29] L. Monique. and R. Dwight, "What Is A Failed Labor Induction?," *Clinical Obstetrics and Gynecology*, vol. 49, no. 3. pp. 585–593, 2006.
- [30] P. G. Claudio Vera, J. Susana Barba, W. Jorge Bordeu, and C. Jorge Carvajal, "Using a simplified Bishop score to predict vaginal delivery (1)," *Rev. Chil. Obstet. Ginecol.*, vol. 76, no. 3, pp. 207–210, 2011.
- [31] C. Esteve Matanza, E. Miró Sotelo, and J. Laïlla Vicens, "41 - Maduración cervical e inducción del parto," pp. 1–13, 2018.

- [32] R. E. Garfield and W. L. Maner, "Physiology and electrical activity of uterine contractions," *Semin. Cell Dev. Biol.*, vol. 18, no. 3, pp. 289–295, 2007.
- [33] A. Medrano Llop, "Estudio de la respuesta electrofisiológica uterina a fármacos para la maduración e inducción del parto," 2017.
- [34] C. Benalcazar-Parra *et al.*, "Electrohysterographic characterization of the uterine myoelectrical response to labor induction drugs," *Med. Eng. Phys.*, vol. 56, pp. 27–35, 2018.
- [35] H. Maul, W. L. Maner, G. Olson, G. R. Saade, and R. E. Garfield, "Non-invasive transabdominal uterine electromyography correlates with the strength of intrauterine pressure and is predictive of labor and delivery," *J. Matern. Neonatal Med.*, vol. 15, no. 5, pp. 297–301, May 2004.
- [36] J. Terrien, C. Marque, and B. Karlsson, "Spectral characterization of human EHG frequency components based on the extraction and reconstruction of the ridges in the scalogram," in *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2007, vol. 2007, pp. 1872–1875.
- [37] J. Terrien, C. Marque, J. Gondry, T. Steingrimsdottir, and B. Karlsson, "Uterine electromyogram database and processing function interface: An open standard analysis platform for electrohysterogram signals," *Comput. Biol. Med.*, vol. 40, no. 2, pp. 223–230, Feb. 2010.
- [38] D. Schlembach, W. L. Maner, R. E. Garfield, and H. Maul, "Monitoring the progress of pregnancy and labor using electromyography," *Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.*, vol. 144, no. SUPPL 1, 2009.
- [39] C. Benalcazar-Parra *et al.*, "Comparison of labour induction with misoprostol and dinoprostone and characterization of uterine response based on electrohysterogram," *J. Matern. Neonatal Med.*, vol. 32, no. 10, pp. 1586–1594, 2019.
- [40] C. Benalcazar Parra *et al.*, "Feasibility of labor induction success prediction based on uterine myoelectric activity spectral analysis," in *BIO SIGNALS 2018 - 11th International Conference on Bio-Inspired Systems and Signal Processing, Proceedings; Part of 11th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies, BIOSTEC 2018*, 2018, vol. 4, pp. 70–77.
- [41] C. Benalcazar-Parra *et al.*, "Prediction of Labor Induction Success from the Uterine Electrohysterogram," *J. Sensors*, vol. 2019, 2019.
- [42] "Número de cesáreas practicadas en España y datos y estadísticas sobre partos," *epData*, 2019. [Online]. Available: <https://www.epdata.es/datos/partos-madrid-barcelona-valencia-sevillas-otras-ciudades-datos-estadisticas/490>. [Accessed: 13-Jun-2020].
- [43] A. Recio Alcaide, "La atención al parto en España: Cifras para reflexionar sobre un problema," *Dilemata*, no. 18, pp. 13–26, 2015.
- [44] A. Hernández Martínez, A. I. Pascual Pedreño, A. B. Baño Garnés, M. D. R. María Jiménez, and M. M. Alarcón, "Diferencias en el número de cesáreas en los partos que comienzan espontáneamente y en los inducidos," *Rev. Esp. Salud Pública*, vol. 88, no. 3, pp. 383–393, 2014.
- [45] Y. Y. Lin, "Trabajo de final de grado en Ingeniería Electrónica y Automática Industrial. Curso académico 2017-2018 :," 2018.
- [46] J. Garcia-Casado, Y. Ye-Lin, G. Prats-Boluda, J. Mas-Cabo, J. Alberola-Rubio, and A. Perales, "Electrohysterography in the diagnosis of preterm birth: A review," *Physiol. Meas.*, vol. 39, no. 2, 2018.

- [47] G. Fele-Žorž, G. Kavšek, Ž. Novak-Antolič, and F. Jager, "A comparison of various linear and non-linear signal processing techniques to separate uterine EMG records of term and pre-term delivery groups," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 46, no. 9, pp. 911–922, 2008.
- [48] A. M. Picó, E. C. Roldan, and D. C. Frau, "Complejidad Lempel-Ziv : robustez frente a spikes y pérdida de muestras en registros EEG," no. 5, pp. 2–5, 2014.
- [49] A. Diaz-Martinez *et al.*, "A comparative study of vaginal labor and caesarean section postpartum uterine myoelectrical activity," *Sensors (Switzerland)*, vol. 20, no. 11, pp. 1–14, 2020.

PRESUPUESTO

PRESUPUESTO GENÉRICO

La realización y documentación de un proyecto como el presente trabajo de fin de grado, conlleva el uso de materiales y otros factores descritos en el Capítulo 3 del documento Memoria (Materiales y Métodos) que deben considerarse para la realización del presupuesto del proyecto.

Para la realización del documento Presupuesto se han tenido en cuenta tres presupuestos parciales, el material hardware, el material software y la mano de obra utilizados.

Presupuesto Parcial nº1: Material Hardware

Orden	Ud. Descripción	Medición (uds)	Precio (€/ud)	Factor amort.	Importe (€)
3.1.1. Protocolo de registro	Módulo de grabación	1	356,16	6,36	2266,47
	Electrodos desechables EHG (Ag/AgCl: 3M2560)	72	27,95 (50 uds)	-	55,90
	Cable electrodos	4	15,72 (5 uds)	19,09	300,11
3.2. Procesado de la señal 3.3. Análisis de la señal y parametrización	Ordenador con procesador i5	1	683,73	7,27	4972,58
Total Material Hardware					7595,06

Tabla 8. Presupuesto parcial nº1: Material Hardware

El factor de amortización se ha calculado teniendo en cuenta que los registros de las señales EHG se han llevado a cabo durante 7 meses (de mayo de 2019 a febrero de 2020 sin contar agosto, septiembre y enero) y se ha utilizado el ordenador durante 80 días. Además, los años de vida útil de los materiales son de 15 años para el módulo de grabación y 5 para el ordenador y para los cables. Los electrodos son desechables por lo que no tienen factor de amortización.

Presupuesto Parcial nº2: Material Software

Orden	Ud. Descripción	Medición (uds)	Precio (€/ud)	Importe (€)
3. Materiales y Métodos	Licencia LabVIEW NXG	1	406	406
	Licencia Matlab R2019b	1	800	800
	Licencia Office 365	1	202,80	202,80
Total Material Software				1408,80

Tabla 9. Presupuesto parcial nº2: Material Software.

Presupuesto Parcial nº3: Mano de Obra

Orden	Ud. Descripción	Medición (uds)	Precio (€/ud)	Importe (€)
3.1.1. Protocolo de registro	Ingeniero Biomédico Titulado	90 h (5h/registro)	40	3600
	Médico (Ginecólogo)	18 h (1h/registro)	50	900
3.2. Procesado de la señal	Titulado Superior	150 h	50	7500
	Titulado Superior	150 h	50	7500
3.3. Análisis de la señal y parametrización	Ingeniero Biomédico Titulado	200 h	40	8000
	Ingeniero Biomédico Junior	400 h	20	8000
Total Mano de Obra				35500,00

Tabla 10. Presupuesto parcial nº3: Mano de Obra

Presupuesto Total

Presupuesto parcial	Importe (€)
Material Hardware	7595,06
Material Software	1408,80
Mano de obra	35500,00
Total	44503,86

Tabla 11. Presupuesto total.

Asciende el presupuesto de ejecución por contrata a la expresada cantidad de CUARENTA Y CUATRO MIL QUINIENTOS TRES EUROS CON OCHENTA Y SEIS CÉNTIMOS.

ANEXOS

ANEXO I: BASE DE DATOS OBSTÉTRICOS

[Base de datos obstétricos](#)

ANEXO II: FLUJOGRAMA DE CÓDIGOS

Función Principal

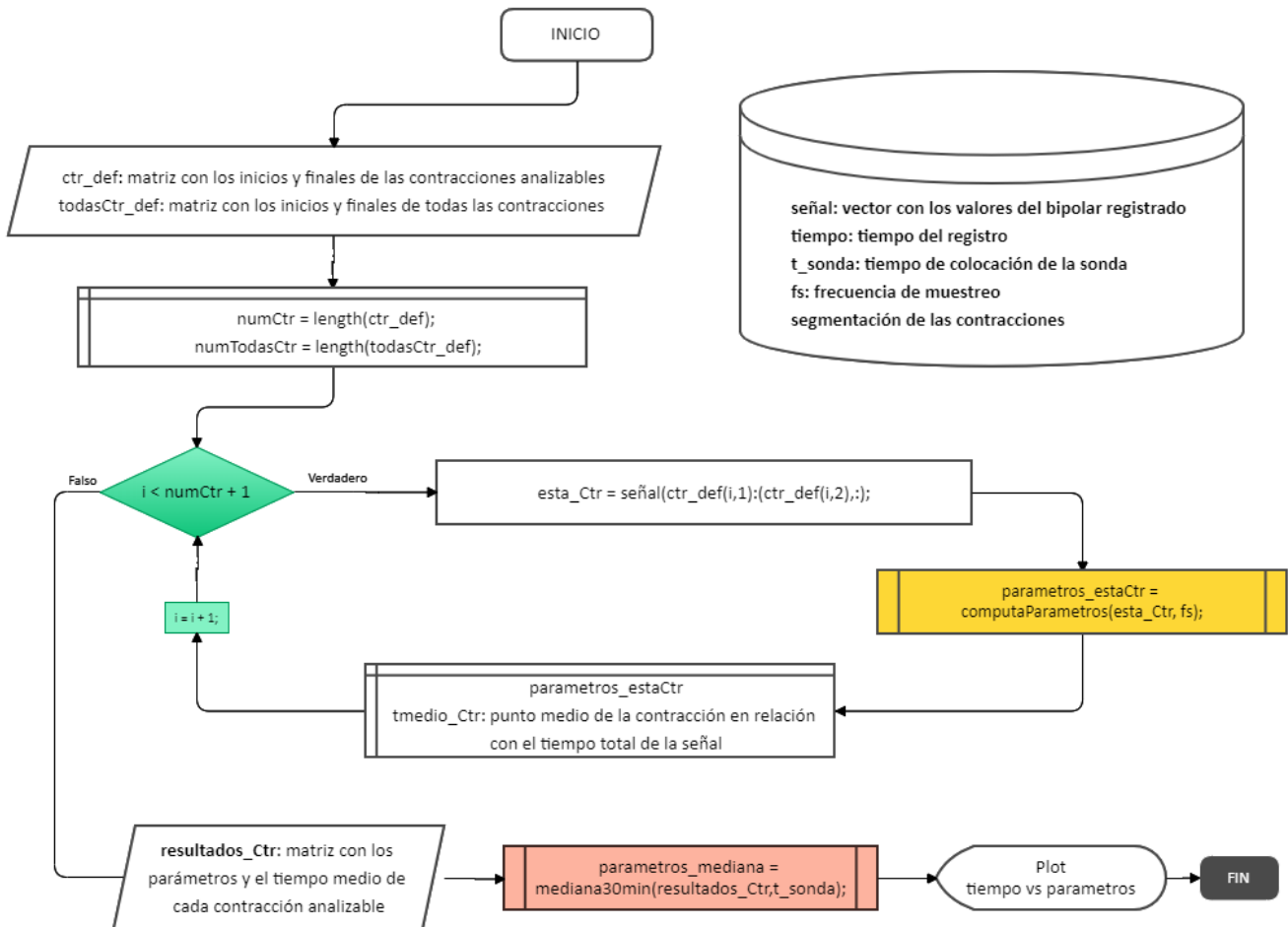


Figura 18. Flujoograma del código de la función principal.

Función ComputaParámetros

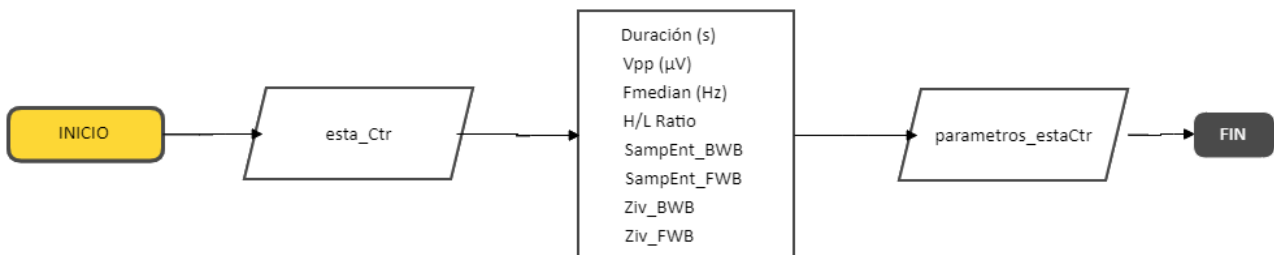


Figura 19. Flujoograma del código de la función CalculaParametros.

Función Mediana30min

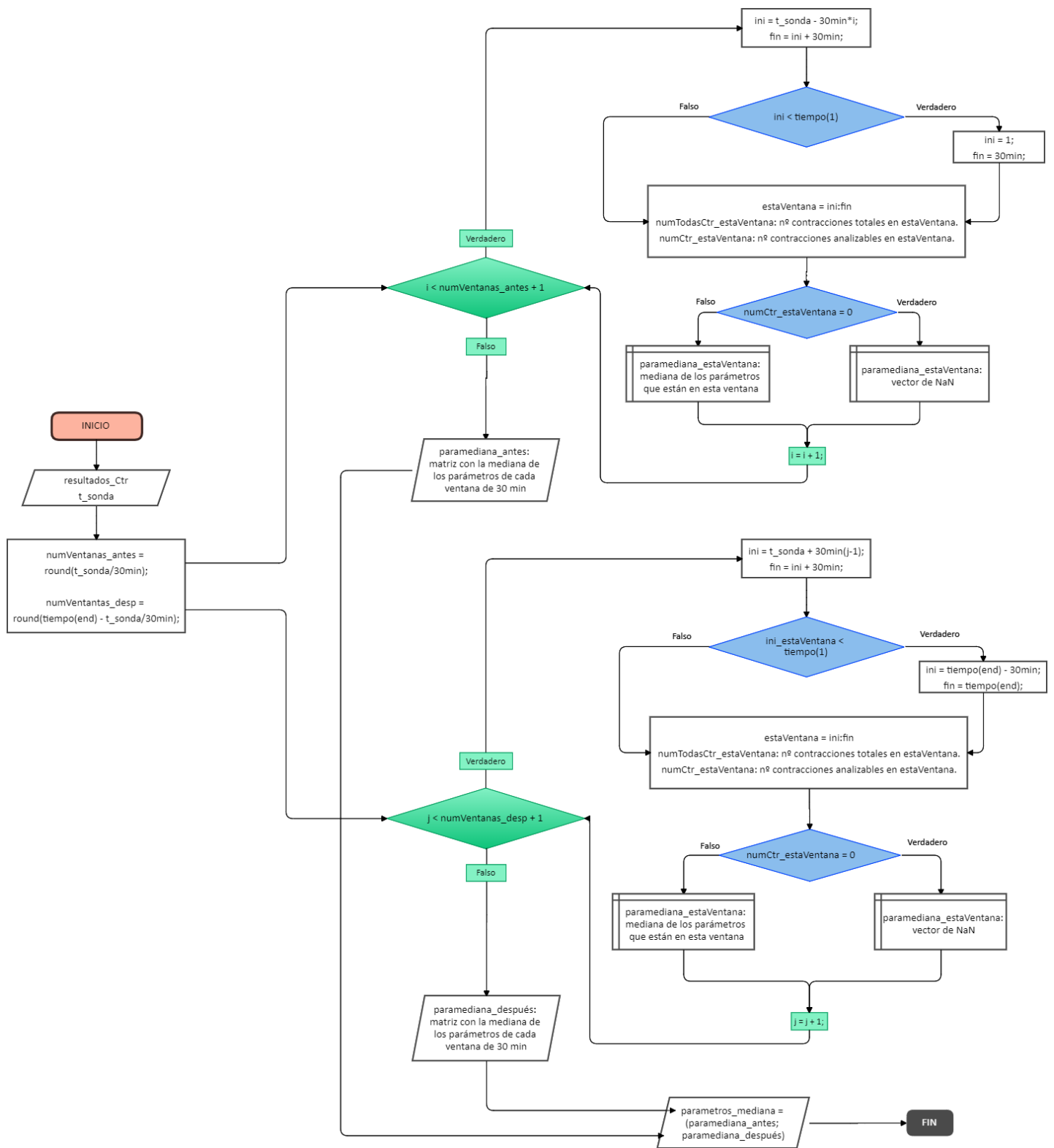


Figura 20. Flujograma del código de la función Mediana30min

