

Estudio experimental de la cinemática fetal en un útero grávido artificial

Jairo Andrés Mantilla Villalobos

Ingeniero mecánico

Trabajo de Grado para Optar el título de Magister en ingeniería mecánica

Director

Diego Fernando Villegas Bermúdez

Doctor en ingeniería

Universidad Industrial de Santander
Facultad de ingenierías físicomecánicas
Escuela de ingeniería mecánica
Maestría en ingeniería mecánica
Bucaramanga

2025

Dedicatoria

Dedico este trabajo a toda mi familia, quienes fueron un apoyo constante en cada dificultad que se presentó.

A Juli, quien con su amor incondicional me acompañó en cada paso de esta tesis. Sin tu apoyo no hubiera sido posible.

Agradecimientos

A mi director Diego Villegas por su guía para la ejecución del proyecto.

A Juli por su invaluable ayuda en cada etapa del proyecto.

A mi familia.

A mis compañeros de posgrado, quienes ayudaron a mantener la calma en tiempos difíciles.

Al profesor Alberto Pertuz y al profesor Oscar Bohórquez por su confianza y asesoría.

A Cesar por compartir su conocimiento y su ayuda en el taller.

Tabla de Contenido

	Pág.
1. INTRODUCCIÓN.....	14
2. OBJETIVOS.....	23
2.1 Objetivo General.....	23
2.2 Objetivos Específicos.....	23
3. METODOLOGÍA.....	24
3.1 Definición de componentes.....	25
3.1.1 Modelo fetal.....	26
3.1.2 Modelo uterino.....	27
3.1.3 Líquido amniótico.....	37
3.2 Movimiento uterino en el tercer trimestre.....	37
3.3 Selección de la plataforma rotativa.....	42
3.4 Sistema de medición de ángulos.....	45
3.5 Emulación del movimiento.....	50
3.5.1 Controladores y motores paso a paso.....	52
3.5.2 Discretización del movimiento y generación de pulsos.....	57
3.6 Validación del movimiento pélvico.....	65
3.7 Montaje del sistema dinámico.....	66
3.8 Medición de la cinemática fetal.....	67
4. RESULTADOS.....	69
4.1 Desarrollo del modelo fetal.....	69

4.1.1 Dimensiones fetales durante la gestación	70
4.1.2 Peso fetal durante la gestación.....	72
4.1.3 Distribución de peso en el modelo fetal.....	74
4.1.4 Construcción del modelo fetal	83
4.2 Desarrollo del modelo uterino	84
4.2.1 Geometría uterina.....	85
4.2.2 Espesor uterino.....	89
4.2.3 Sustituto artificial para el tejido uterino.....	93
4.2.4 Construcción del modelo uterino	101
4.3 Sistema dinámico experimental	103
4.4 Validación del movimiento emulado por la plataforma rotativa	105
4.5 Cinemática fetal	108
4.5.1 Orientación de los ejes en el feto y en la plataforma.	108
4.5.2 Resultados de la cinemática fetal.....	109
5. ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	115
5.1 Importancia de este estudio.....	118
5.2 Limitaciones de este estudio	119
6. CONCLUSIONES.....	122
7. RECOMENDACIONES	124
8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	125
9. APÉNDICES	144

Lista de Tablas

Tabla 1	Parámetros espaciotemporales en el tercer trimestre de gestación.	39
Tabla 2	Especificaciones plataforma rotativa de control.	45
Tabla 3	Especificaciones del motor paso a paso bifásico 57CM23 de Leadshine.....	52
Tabla 4	Configuración común de parámetros para los controladores DM 556S.....	55
Tabla 5	Configuraciones de micro pasos utilizadas en el controlador DM556 S.	60
Tabla 6	Configuración de micro pasos y número de intervalos para cada eje.....	61
Tabla 7	Biometría fetal en la semana 34 de gestación.....	71
Tabla 8	Distribución de la masa en el modelo fetal, porcentajes.....	79
Tabla 9	Dimensiones de los pesos para el modelo fetal.	80
Tabla 10	Tabla comparativa para el centro de masa de las extremidades.	81
Tabla 11	Diámetros del modelo uterino.....	88
Tabla 12	Constantes ajustadas para Veronda-Westmann.	96

Lista de Figuras

Figura 1 Porcentaje de nacimientos según el tiempo de gestación, Colombia 2023.	15
Figura 2 Porcentaje de nacimientos según el peso en gramos al nacer, Colombia 2023.	16
Figura 3 Alcance general del proyecto.	21
Figura 4 Sistema dinámico experimental.	24
Figura 5 Etapas metodológicas del proyecto.	25
Figura 6 Etapas metodológicas para el desarrollo del modelo fetal.	26
Figura 7 Esquemático de la distribución de masas en el modelo fetal.	27
Figura 8 Etapas metodológicas para el desarrollo del modelo uterino.	28
Figura 9 Montaje para el vertimiento y curado de la silicona.	29
Figura 10 Silicona para la generación de probetas.	30
Figura 11 Moldes de tracción. a) Proceso de impresión, b) Moldes terminados.	30
Figura 12 Moldeo de probetas.	32
Figura 13 Ensayos de tracción.	33
Figura 14 Ensayo de compresión.	33
Figura 15 Ángulos de rotación de la pelvis.	38
Figura 16 Rotación sagital en la pelvis (tilt).	39
Figura 17 Rotación frontal en la pelvis (obliquity).	40
Figura 18 Rotación transversal en la pelvis (rotation).	40
Figura 19 Simplificación del sistema dinámico para el cálculo de torques en la plataforma.	43
Figura 20 Diseño del banco y montaje de la plataforma.	45
Figura 21 Esquema del filtro complementario utilizado para medir los ángulos de Euler.	49
Figura 22 Conexiones del MPU 6050 con Arduino MEGA 2560.	50

Figura 23 Posición inicial de la plataforma. a) Configuración 1, b) Configuración 2.....	51
Figura 24 Controlador digital DM556 S de Leadshine para los motores paso a paso.....	53
Figura 25 Configuración del controlador mediante bloques de interruptores.	54
Figura 26 Conexión tipo colector abierto entre el Arduino y el controlador DM556 S.	57
Figura 27 Señales de control de pulso y dirección.	58
Figura 28 Movimiento calculado de los motores según la configuración a emular.	62
Figura 29 Conexiones para el control de la plataforma y medición de los ángulos.	64
Figura 30 Montaje de la unidad de medición inercial para la validación del movimiento.....	65
Figura 31 Presentación fetal cefálica.	66
Figura 32 Dispositivos de acople.....	67
Figura 33 Edición de la geometría fetal.....	69
Figura 34 Comprobación gráfica de la biometría fetal.	72
Figura 35 Gráfica estándar para el peso del feto en función de la edad gestacional.	73
Figura 36 Procesamiento de los datos de Schneider, masa de las extremidades en niños.....	76
Figura 37 Masa del niño durante su desarrollo, OMS vs Sun (Sun & Jensen, 1994).....	77
Figura 38 Masa de los segmentos anatómicos en porcentaje de la masa total.	78
Figura 39 Representación gráfica de los centros de masa.	81
Figura 40 Renderizado de la distribución de peso en el modelo fetal.	82
Figura 41 Explosionado del feto, impresión y distribución de pesos.	83
Figura 42 Ensamblaje y acabado del modelo fetal.	84
Figura 43 Variables biométricas del útero. a) Corte sagital, b) Corte transversal.	86
Figura 44 Análisis de las mediciones de Louwagie para los diámetros intrauterinos.	87
Figura 45 Análisis de las mediciones de Louwagie para cuatro espesores uterinos.....	89

Figura 46 Procesamiento de datos de Ginsberg.....	90
Figura 47 Espesores del útero reportados por Degani.	91
Figura 48 Procesamiento de datos de Durnwald.	92
Figura 49 Prueba de diferencia de medias para el espesor en las paredes laterales del útero.	92
Figura 50 Resultados de los ensayos de tracción.....	94
Figura 51 Intervalos de confianza para el esfuerzo en diferentes niveles de deformación. ...	95
Figura 52 Resultados ensayos de compresión.	96
Figura 53 Ajuste del modelo de Veronda-Westmann.....	97
Figura 54 Comportamiento en tracción, silicona vs piel humana.....	98
Figura 55 Comparativa de la silicona vs tejido uterino.	99
Figura 56 Comparativa de parámetros de falla, esfuerzo y deformación últimos.	100
Figura 57 Edición del modelo uterino en Meshmixer.	101
Figura 58 Impresión del útero.....	102
Figura 59 Moldeo de la silicona en el útero.....	103
Figura 60 Montaje del modelo fetal en el modelo uterino.....	104
Figura 61 Montaje del sistema dinámico experimental.	105
Figura 62 Datos obtenidos para la validación del movimiento.	106
Figura 63 Gráficas comparativas de validación para el movimiento de la plataforma.....	107
Figura 64 Orientación de los ejes de la unidad de medición inercial en el modelo fetal.	108
Figura 65 Orientación inicial de los ejes fetales con respecto al S.C. pélvico.	109
Figura 66 Mediciones de la cinemática fetal para las dos configuraciones.....	111
Figura 67 S.C. fetal para comparar los resultados con el movimiento uterino.....	112
Figura 68 Comparativa entre el movimiento fetal y el movimiento pélvico.	114

Lista de Apéndices

Apéndice A Actuadores de la plataforma.	144
Apéndice B Rendimiento del motor 57CM23.....	145
Apéndice C Código Arduino para el control y operación de la plataforma (digital).	

Glosario

Aducción	Movimiento por el cual se acerca un miembro al plano medio que divide imaginariamente el cuerpo en dos partes simétricas.
Apgar	Examen clínico que se realiza a los recién nacidos para evaluar su vitalidad. La puntuación varía de 0 a 10.
Decúbito supino	Posición anatómica, acostado boca arriba.
Dieléctrico	No conductor de electricidad.
Diáfisis	Parte media de los huesos largos.
Fondo del útero	Parte superior del útero, es la zona más ancha y alta del útero.
Gestante	Mujer en estado de embarazo.
Grávido	Lleno de líquido.
Lordosis lumbar	Curvatura natural de la columna vertebral en la región lumbar.
Morbilidad	Presentación de una enfermedad o síntoma de una enfermedad.
Biometría	Mediciones realizadas para caracterizar la forma de una parte del cuerpo.
Planos anatómicos	Planos que dividen al cuerpo humano. Los tres principales son el plano sagital, el plano frontal y el plano transversal.
Presentación cefálica	Posición del feto en la que su cabeza está orientada hacia la parte baja del útero.
Región cervical	Parte de la columna vertebral que se encuentra en el cuello y está formada por siete vértebras
Tálamo	Región del cerebro que procesa la información sensorial.

Resumen

Las múltiples complicaciones en la salud de los prematuros constituyen la principal causa de mortalidad en niños menores de 5 años. Debido a su condición crítica, los prematuros requieren estancias hospitalarias prolongadas, lo que aumenta el riesgo de infecciones y afecta la salud mental de los padres, generando un alto costo para el sistema de salud y constituyendo un grave problema de salud pública. Para mitigar esta problemática, se ha pensado que la implementación de un dispositivo tipo cuna que emule las condiciones cinemáticas que experimenta el feto en el útero materno, lograría una mejoría en la recuperación del prematuro. Este trabajo consistió en la medición de la cinemática fetal inducida por la caminata suave de la madre, a través del desarrollo experimental de un sistema dinámico compuesto por una plataforma rotativa, el útero, el feto y el líquido amniótico. Las pruebas se realizaron para una presentación cefálica con orientación occipital anterior izquierda. Los resultados sugieren que el movimiento fetal sigue el mismo patrón que el movimiento pélvico, observándose una disminución del 23% en la amplitud del movimiento para la rotación sagital/transversal de la pelvis, mientras que para la rotación frontal/transversal de la pelvis no se documentó pérdida de amplitud. La presencia del líquido amniótico que actuó absorbiendo y disipando parte de la energía, y el posible deslizamiento del feto con respecto a las paredes uterinas serían los causantes de esta disminución de amplitud. La sincronización entre el movimiento pélvico y el movimiento fetal se explica por las restricciones espaciales en la cavidad intrauterina y por el peso fetal en el tercer trimestre de gestación.

Palabras clave: Nacimiento Prematuro, Cinemática fetal, Análisis de marcha, Líquido amniótico, Útero en gestación.

Abstract

The multiple health complications faced by pre-term infants are the leading cause of mortality in children under the age of 5. Due to their critical condition, preterm infants require prolonged hospitalization, which increases the risk of infection and affects the mental health of parents, resulting in high costs to the healthcare system and posing a serious public health issue. To mitigate this problem, the implementation of a crib-like device that mimics the kinematic conditions experienced by the fetus in the maternal uterus has been proposed to improve the recovery of preterm infants. This study focused on measuring the fetal kinematics induced by the mother's gentle walking through the experimental development of a dynamic system consisting of a rotating platform, the uterus, the fetus, and the amniotic fluid. The tests were performed for a cephalic presentation with left anterior occipital orientation. The results suggest that fetal movement follows the same pattern as pelvic movement, with a 23% decrease in the movement amplitude for sagittal/transverse pelvic rotation, while no amplitude loss was observed for frontal/transverse pelvic rotation. The presence of amniotic fluid, which absorbs and dissipates some of the energy, and the possible sliding of the fetus relative to the uterine walls are thought to be responsible for this reduction in amplitude. The spatial constraints within the uterine cavity and the increased fetal weight in the third trimester of pregnancy explain the synchronization between pelvic and fetal movements.

Keywords: Preterm Birth, Fetal Kinematics, Gait Analysis, Amniotic Fluid, Uterus in Gestation.

1. INTRODUCCIÓN

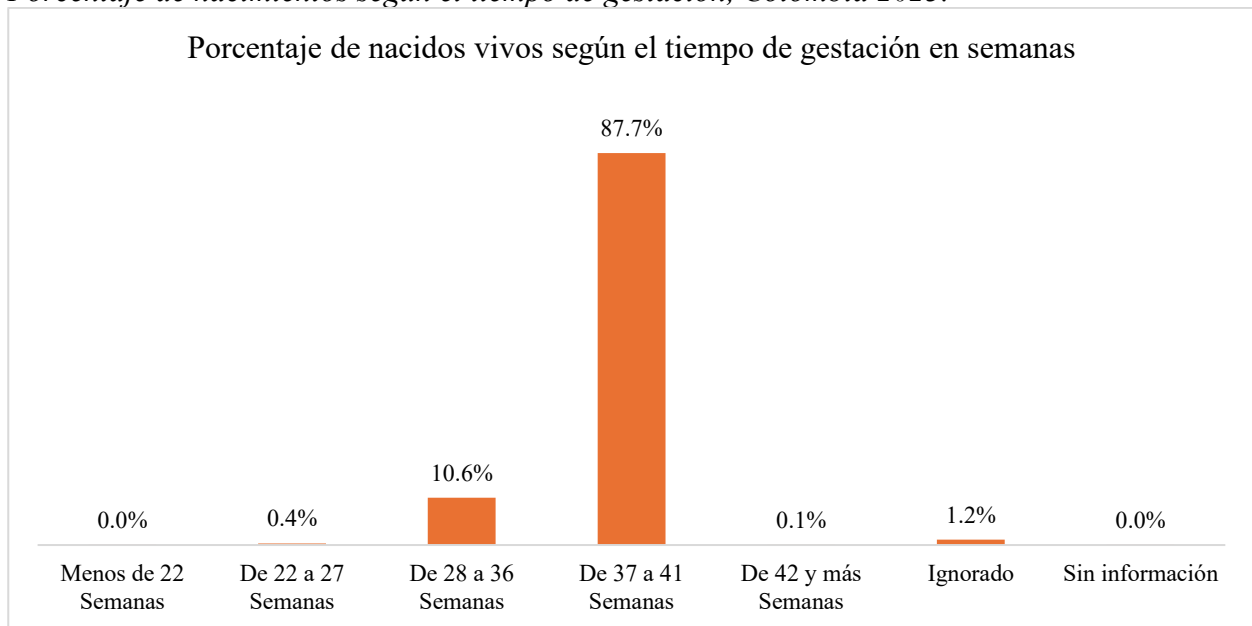
La organización mundial de la salud (OMS), en su último reporte del año 2020 ha estimado que nacen alrededor de 15 millones de niños prematuros al año (Ohuma et al., 2023), es decir, antes de que se cumplan 37 semanas de gestación, lo que representa una gran cantidad de neonatos en condiciones de alto riesgo debido a las complicaciones relacionadas con la prematuridad, siendo esta, la principal causa de defunción en niños menores de 5 años. La morbilidad en los prematuros contempla múltiples complicaciones que se relacionan con su desarrollo incompleto y con la dificultad de adaptarse a la vida extrauterina (Ariza, 2011), conformando un conjunto de afecciones graves, tales como: predisposición a las infecciones, déficit de surfactante (SDR), anemia, hipotermia, problemas neurológicos, motrices, gastrointestinales, entre otros. A pesar de que se cuenta con grandes avances médicos para solventar los problemas presentes en estos neonatos, se manifiestan muchas secuelas a corto y largo plazo que acompañan al paciente durante su niñez o incluso durante la totalidad de su vida (Karnati et al., 2020).

El estado crítico de los neonatos prematuros en las primeras semanas de vida representa una problemática de salud para la sociedad, puesto que esta población, en especial los prematuros extremos (nacidos antes de la semana 28 de gestación), ocupan más del 50% de las admisiones a las unidades de cuidado intensivo neonatal, con estancias hospitalarias prolongadas que dependen de múltiples factores, en particular, de la semana de gestación del neonato. Hoy en día se estima que el 33% de los ingresos globales a estas unidades están conformados por prematuros tardíos, porcentaje que aumenta en los muy prematuros (28 a 32 semanas) y es muy superior en los prematuros extremos (Furzán & Sánchez, 2009).

En Colombia, el Departamento Administrativo Nacional de Estadística (DANE) presenta los datos correspondientes a nacimientos en el año 2023 (DANE, 2023), con un total de 515.549. En ese año, Santander registró 22.404 nacimientos, lo que representa el 4,35 % del total nacional. Esta cifra ha posicionado al departamento como el quinto con la tasa más alta de prematuridad en la última década (Gerónimo Ortega, 2020). Con respecto a la edad gestacional, el porcentaje de nacimientos se muestra en la Figura 1.

Figura 1

Porcentaje de nacimientos según el tiempo de gestación, Colombia 2023.

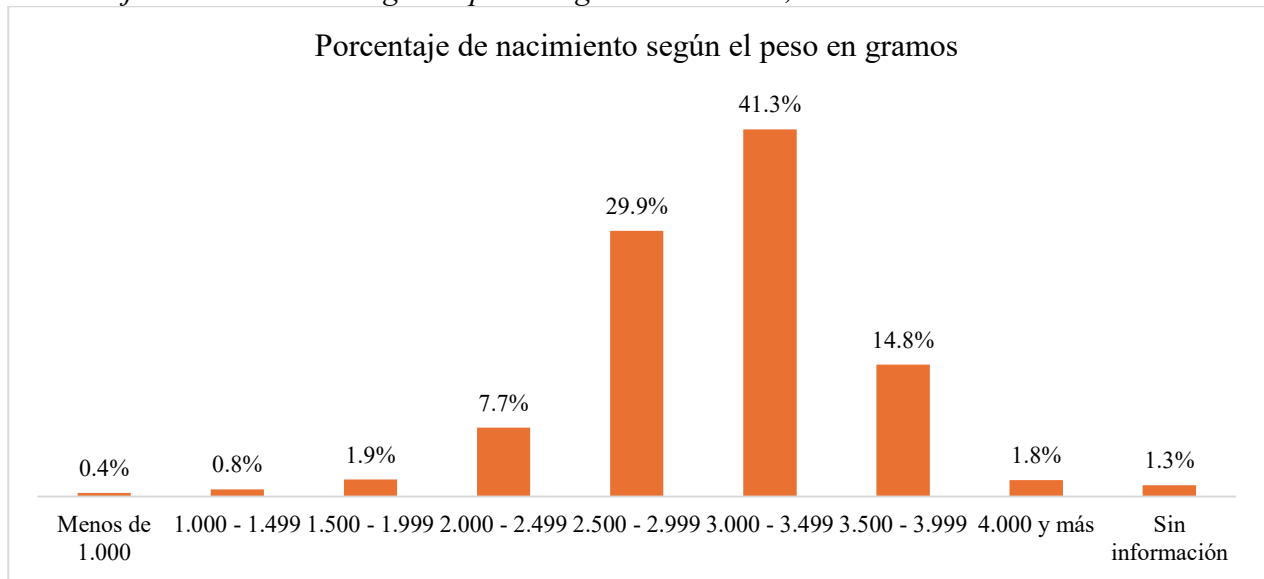


Nota: Tomado de (DANE, 2023).

De donde se observa que la tasa de prematuridad fue del 11% del total de nacimientos nacionales, porcentaje que se ha mantenido en la última década (Gerónimo Ortega, 2020) y que pone a más de 56.000 neonatos en condición de alto riesgo. Con respecto al peso al nacer se presentaron los porcentajes en la Figura 2.

Figura 2

Porcentaje de nacimientos según el peso en gramos al nacer, Colombia 2023.



Nota: Tomado de (DANE, 2023).

La prematuridad está estrechamente relacionada con el bajo peso al nacer. Se considera bajo peso cualquier nacimiento inferior a 2.500 gramos, independientemente de la edad gestacional, lo cual representó el 10,8% de los casos en 2023. Por otro lado, se clasifica como muy bajo peso al nacer cuando es inferior a 1.500 gramos, cifra que correspondió al 1,2% del total nacional. Castro-Delgado (Castro-Delgado et al., 2016) menciona que, aunque los recién nacidos de muy bajo peso al nacer representan entre el 1 y 1,5%, estos contribuyen significativamente a la mortalidad neonatal (50 a 70%) e infantil (25 a 40%). Un estudio realizado en la Clínica Reina Sofía en la ciudad de Bogotá (Juliao et al., 2010) ha encontrado que los principales factores relacionados con la mortalidad en neonatos prematuros son: un peso menor a 1.500 gramos y una puntuación APGAR menor a 7, a los cinco y diez minutos del nacimiento (García-Galavíz & Reyes-Gómez, 2007). En la misma investigación se dieron tasas de mortalidad del 62% para prematuros extremos, 14% para nacimientos entre la semana 28 y 32, y 1,9% para neonatos nacidos después de la semana 32. Lo que se tradujo en una mortalidad promedio de 8,3% en la totalidad de prematuros nacidos

vivos. Al extrapolar estos porcentajes de mortalidad al territorio nacional, teniendo en cuenta que la capacidad de atención al prematuro varía según el nivel de los centros de salud, se estima un aproximado de 4.707 muertes anuales debido a las complicaciones asociadas al nacimiento pretérmino, lo que equivale a unas 13 defunciones diarias. Santander se ve afectado por esta problemática, con alrededor de 205 defunciones anuales.

Para mejorar el pronóstico del prematuro, se requiere un adecuado manejo de sus complicaciones y de cuidados asistenciales especiales que ocasionan un alto costo en el área de la salud y en la sociedad en general (\$3.316.276/día para el 2024 en Colombia). Los tiempos de hospitalización son elevados y varían según las semanas de gestación al nacer, con un promedio de 15,42 +/- 13,76 días, esto, sin tener en cuenta los nacimientos prematuros extremos, en donde los tiempos de hospitalización en la unidad de cuidado intensivo neonatal (UCIN) pueden ir desde 69 días para 28 semanas de gestación, hasta 121 días para 24 semanas de gestación (Seaton et al., 2021). El nacimiento pretérmino también tiene repercusiones sociales en la familia del neonato, en especial en sus padres o personas a cargo (Dulguérian, 2012). Las patologías severas, el rompimiento del lazo madre-hijo, las largas estancias hospitalarias y la incertidumbre sobre su salud, suponen un estrés perjudicial para la salud emocional de los padres, el cual tiene repercusiones directas en la estabilidad familiar (Escartí et al., 2016). Se ha documentado que estos factores interfieren en la capacidad materna de respuesta a las interacciones con su hijo (Carvajal et al., 2014).

Tras el alumbramiento, el recién nacido prematuro enfrenta una serie de condiciones extrauterinas como la iluminación artificial en la UCIN, el ruido de los equipos, las bajas temperaturas y la gran cantidad de procedimientos a los que es sometido, que pueden oscilar entre 5 y 15 intervenciones diarias (Yates et al., 2014). Estas condiciones contribuyen a una

sintomatología de estrés e incomodidad en el neonato, que implican ciclos de sueño ineficientes y fácilmente interrumpidos (Yates et al., 2014), asimismo se traduce en variables de tensión, como: contracción muscular en el rostro (Collados-Gómez et al., 2011), cambios de coloración en la piel (Picciolini et al., 2014a) y la extensión exagerada de brazos y piernas. Estos síntomas dificultan el desarrollo del neonato, así como su alimentación, y aparecen con mayor frecuencia a medida que aumenta el tiempo de hospitalización en la unidad de cuidado intensivo, incluso se habla de consecuencias graves en lo que se conoce como síndrome de estrés postraumático en prematuros (Dulguérian, 2012).

Para mitigar las complicaciones que enfrentan los neonatos prematuros, favorecer su recuperación y reducir las consecuencias sociales, económicas y de salud pública asociadas con un nacimiento de esta naturaleza, se han llevado a cabo numerosas investigaciones. Estas respaldan la idea fundamental de que un bebé prematuro no está preparado para enfrentarse al entorno extrauterino. Por ello, se piensa que los estímulos sensoriales que simulen este ambiente podrían contribuir significativamente a su desarrollo y recuperación. A continuación, se destacan algunas de estas investigaciones junto con los beneficios observados en el tratamiento aplicado:

La exposición del neonato a estímulos maternos ha demostrado tener beneficios en su recuperación. El programa madre canguro (PMC) emplea a las madres como “incubadoras” a través del contacto piel a piel, como fuente principal de alimentación y estimulación para el bebé; promoviendo el fortalecimiento del vínculo madre-hijo en prematuros y neonatos de bajo peso al nacer (Evereklian & Posmontier, 2017). Kucukoglu et al. estudiaron los efectos del PMC en la ingesta de leche materna, peso y desarrollo del prematuro. El grupo que participó en el PMC presentó una media mayor de peso, con mayores tasas de ingesta de leche materna al compararlo con el grupo control (Kucukoglu et al., 2021). Evereklian coincide en que el PMC mejora la

ganancia significativa de peso (Evereklian & Posmontier, 2017). Collados et al. evaluaron variables representativas de estrés en el prematuro, encontrando disminución en la respiración irregular, bostezos, hipertensión, contracción muscular en el rostro y extensión exagerada de extremidades. También se evidenció un aumento en la saturación de oxígeno y una disminución en la frecuencia cardíaca (Collados-Gómez et al., 2011). Picciolini et al. exponen a un grupo de 71 prematuros con peso menor a 1.500 gramos a estímulos de voz materna, observando una disminución en el ritmo cardíaco, una coloración más estable en la piel, un mejor desempeño de la atención visual y en la calidad de los movimientos (Picciolini et al., 2014b). Williamson et al. realizaron un estudio con 117 enfermeras neonatales, de las cuales 73,3% reconocieron la importancia de incluir grabaciones de voz materna como terapia en prematuros extremos y durante procedimientos dolorosos (Williamson & McGrath, 2020). Por otro lado, la terapia de masajes y la estimulación sensorial ha probado ayudar al recién nacido. Wang et al. (Wang et al., 2013) concluyen que la terapia de masajes en el prematuro produce un aumento de 5,32 gramos/día en peso y reduce la estadía hospitalaria en 4,41 días. Field et al. también cuantifican la ganancia de peso en el prematuro, reduciendo el tiempo de hospitalización en un rango de 3 a 6 días (Field et al., 2010). Lu et al. (Lu et al., 2020) observan que los estímulos musculares con presión moderada ocasionan una ganancia de peso de 5,60 gramos/día en comparación con masajes de poca presión (caricias). Villamizar et al. afirman que la estimulación multisensorial muestra efectos significativos en lograr la alimentación vía oral, ganancia de peso y mejora en las habilidades alimenticias (Villamizar Carvajal et al., 2019).

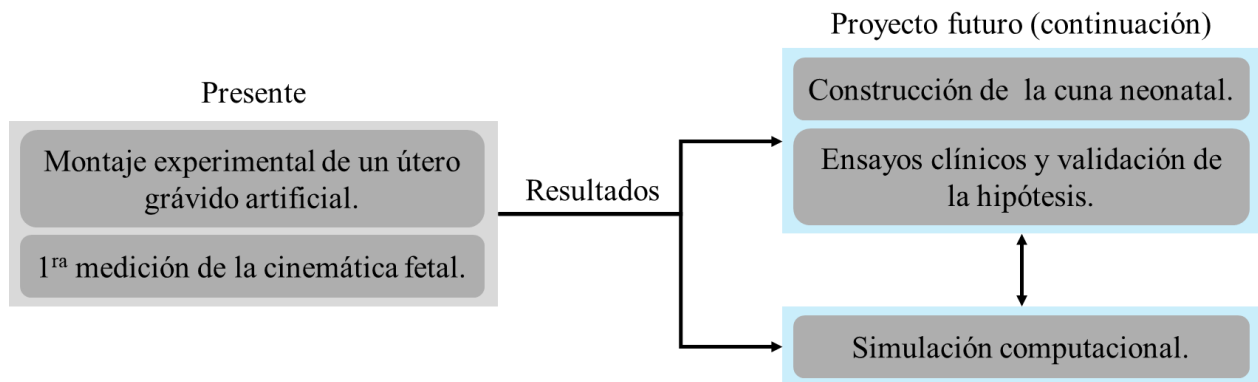
El posicionamiento del neonato prematuro también es un factor clave para su recuperación. Se ha investigado el uso de diversos dispositivos para mantener al bebé en una posición estática que simule la postura que tendría dentro del útero, caracterizada por la flexión de las extremidades

inferiores, los brazos flexionados y la generación de soporte en la parte superior del cuerpo. Madlinger et al. (Madlinger-Lewis et al., 2014) estudiaron los beneficios del *Dandle Roo* de Dandle Lion Medical (Danbury, USA), observando una disminución en la asimetría de los movimientos y en las respuestas motoras. Asimismo, otros dispositivos con características similares, como el *Snuggle Up* de Philips (Ámsterdam, Holanda) y el *Sleep Sack* de HALO (Minneapolis, USA), han mostrado resultados prometedores. Por su parte, Ferrari et al. (Ferrari et al., 2007) realizaron experimentos con prematuros en decúbito supino, adoptando una postura flexionada, con aducción en los hombros y codos, y flexión de cadera y rodilla. Esta terapia se asoció con una reducción de movimientos bruscos e involuntarios.

Los estudios mencionados anteriormente destacan una tendencia sobre cómo las estimulaciones sensoriales, el acercamiento del neonato a un entorno materno y la recreación de condiciones similares a las experimentadas por el feto en el útero contribuyen a su recuperación. Esto lleva a la formulación de la hipótesis general del proyecto: **“Si se estimula al prematuro mediante un dispositivo tipo cuna cuyo movimiento emule las condiciones cinemáticas que experimenta el feto en el útero materno, se logrará una mejoría en su recuperación”**.

Para avanzar en esta hipótesis, es fundamental estudiar la cinemática fetal, un movimiento aún desconocido y que es esencial para ser emulado por el dispositivo tipo cuna. En consecuencia, este trabajo propone el desarrollo experimental de un sistema dinámico compuesto por el útero, el feto y el líquido amniótico, y que permite medir el movimiento fetal inducido por la caminata suave de la madre durante el tercer trimestre. Con el desarrollo planteado se quiere contestar a la siguiente pregunta de investigación:

¿Cómo es la cinemática fetal inducida por el movimiento de caminata de la madre durante el tercer trimestre de gestación?

Figura 3*Alcance general del proyecto.*

Por lo dicho anteriormente, se puede ver a la presente investigación como una etapa necesaria en el desarrollo de un plan general, es decir, una vez conocida la cinemática fetal, se estipula la construcción de una cuna neonatal para ser implementada en la unidad de cuidados intensivos y así finalmente, proceder a la realización de pruebas clínicas que permitan validar la hipótesis general del proyecto (Figura 3). Las actividades de construcción de la cuna para los ensayos clínicos y la realización de las pruebas in situ, se encuentran por fuera del alcance de este proyecto, sin embargo, hacen parte de su justificación y pretenden el siguiente impacto:

Impacto en salud:

- Reducción de la mortalidad en neonatos prematuros, que actualmente ronda el 8,3%.
- Minimizar el riesgo de contagio de infecciones por menores tiempos de hospitalización.
- Reducción del estrés presentado por el prematuro en la UCIN.
- Mejor salud mental en los padres del prematuro.
- Disminución de las complicaciones a corto y largo plazo.

Impacto económico:

- Reducción del tiempo de hospitalización.
- Reducción del costo total por el tiempo de hospitalización en UCIN.

Impacto social:

- Fortalecimiento del vínculo padres-hijo.
- Estabilidad en el hogar.

La presente investigación tiene un notable impacto científico. El desarrollo del sistema dinámico planteado y el uso de tecnologías de vanguardia hacen que los resultados relacionados con la cinemática fetal, un área aún desconocida, sean de particular interés para la comunidad biomecánica.

2. Objetivos

2.1 Objetivo General

Determinar la cinemática fetal mediante el desarrollo de un montaje experimental de útero grávido artificial que emule el tercer trimestre de gestación.

2.2 Objetivos Específicos

Construir un modelo artificial de útero grávido que incluya el útero, el líquido amniótico y el feto en una gestación de 34 semanas.

Implementar una plataforma rotativa de control de dos grados de libertad que emule el movimiento pélvico de la madre durante caminata suave.

Establecer la posición del útero con respecto a la pelvis en una gestante mediante un montaje experimental del útero grávido artificial y la plataforma rotativa de control.

Caracterizar la cinemática fetal en los ángulos de rotación roll, pitch y yaw a partir de los datos obtenidos por medio de una unidad de medición inercial (IMU) implantada en el modelo de feto experimental.

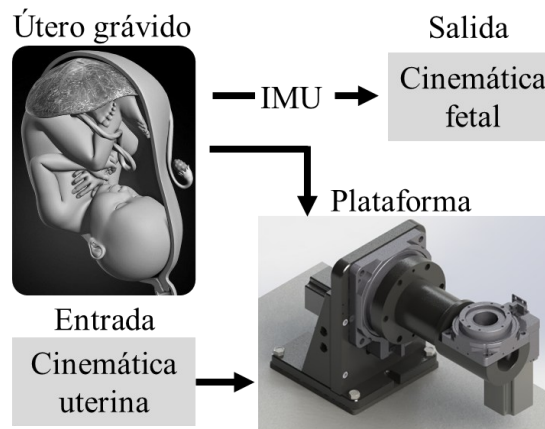
3. Metodología

Este proyecto se basó en el desarrollo de un sistema dinámico experimental, diseñado para medir la cinemática fetal durante el movimiento de caminata en gestantes para el tercer trimestre (Figura 4). El sistema dinámico incluye un modelo de útero grávido artificial, compuesto por el útero, el feto y el líquido amniótico, el cual se acopló a una plataforma rotativa de control.

Como parámetro de entrada, se utilizó la cinemática uterina, movimiento que fue emulado por la plataforma rotativa y que permitió medir la cinemática fetal a través de una unidad de medición inercial (IMU) insertada en el feto.

Figura 4

Sistema dinámico experimental.

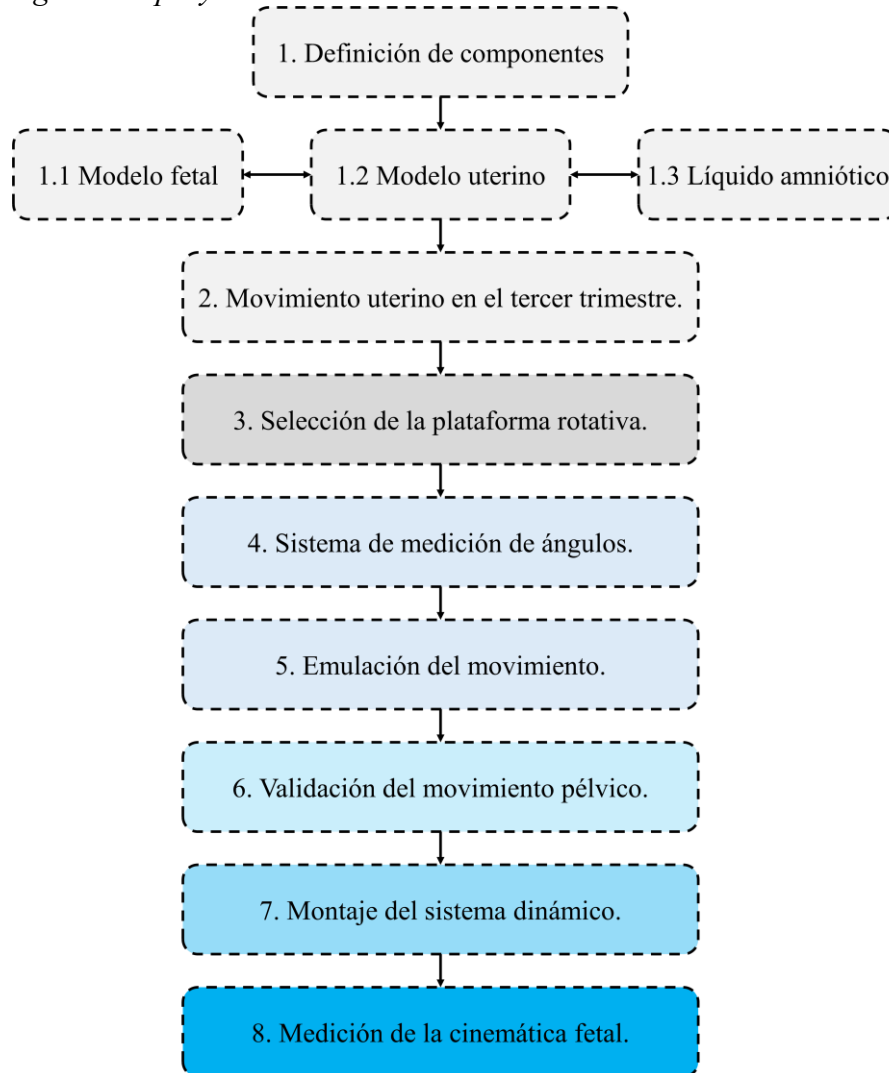


En la Figura 5 se despliegan las etapas del desarrollo metodológico que se siguieron para la concepción del sistema dinámico experimental y la medición de la cinemática fetal. Se empezó con la definición de componentes. Esta etapa hace referencia al desarrollo de los elementos anatómicos que componen al sistema dinámico: el modelo fetal, el modelo uterino y el líquido amniótico. Posteriormente se definió el movimiento uterino en el tercer trimestre, con lo cual se establecieron los requerimientos mecánicos para la selección de la plataforma rotativa. Una vez

adquirida la plataforma rotativa, se procedió al desarrollo de los algoritmos y los sistemas electrónicos que permitieron la emulación y validación del movimiento. Por último, se realizó el montaje y la ejecución de pruebas experimentales para la medición de la cinemática fetal.

Figura 5

Etapas metodológicas del proyecto.



A continuación, se presenta el desarrollo detallado de cada etapa metodológica.

3.1 Definición de componentes

Los tres elementos que conforman al útero grávido artificial fueron definidos para la mitad del tercer trimestre, es decir, para la semana 34 de gestación.

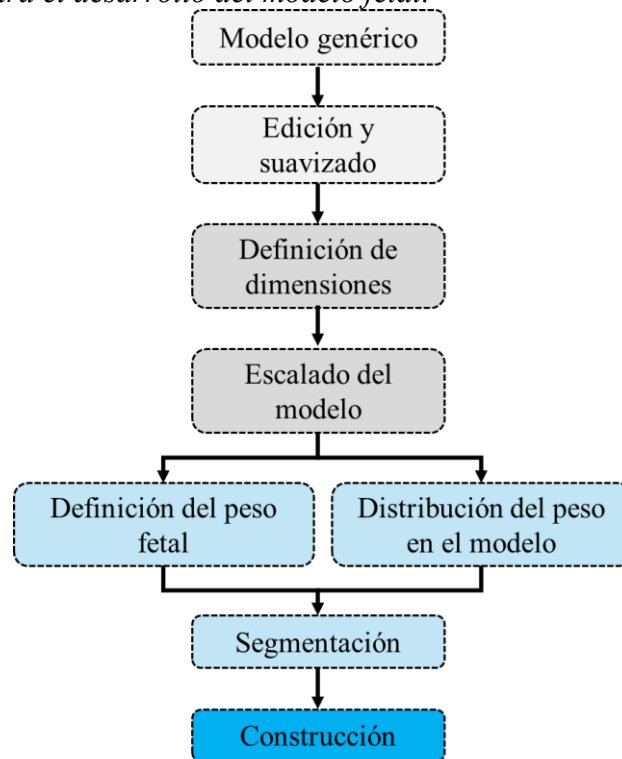
3.1.1 Modelo fetal

Es importante destacar que se construyó un modelo fetal rígido, sin movimiento en sus extremidades. Esta simplificación fue adoptada para evitar considerar el movimiento independiente del feto, enfocándose únicamente en estudiar el movimiento inducido por la madre. En la Figura 6 se presentan las etapas correspondientes al desarrollo del modelo fetal.

El desarrollo comenzó con un modelo 3D genérico, verificando que sus proporciones anatómicas fueran coherentes con las correspondientes a la semana 34 de gestación. Este fue editado y suavizado para adoptar una posición fetal.

Figura 6

Etapas metodológicas para el desarrollo del modelo fetal.



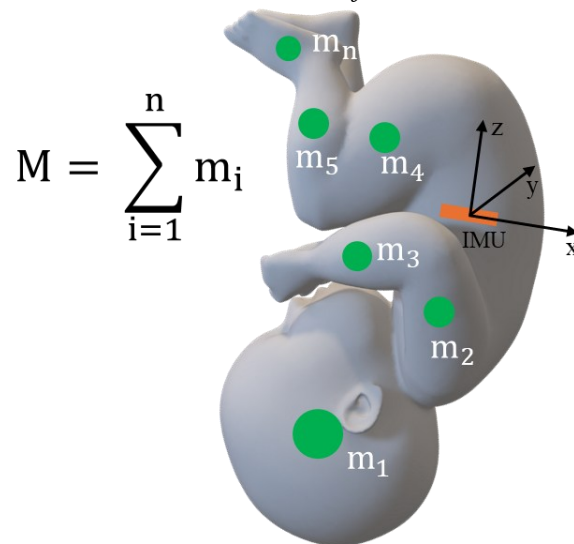
Posteriormente, se definieron las dimensiones fetales a partir del análisis de parámetros biométricos reportados en la literatura, lo que permitió escalar su geometría. Una vez escalado, se

llevó a cabo un análisis bibliográfico adicional para establecer la masa del feto y su distribución en el cuerpo.

El modelo tridimensional fue segmentado y modificado para incluir cavidades destinadas a insertar pesos en los centros de masa de las diferentes secciones anatómicas, esto, con el objetivo de replicar un momento de inercia similar al real. Además, se incluyó una cavidad a nivel abdominal para alojar el sensor inercial con el cual se midieron los ángulos de rotación (Figura 7).

Figura 7

Esquemático de la distribución de masas en el modelo fetal.



El modelo fue fabricado mediante manufactura aditiva, empleada para la impresión en *PETG* de todas las secciones anatómicas, mientras que las masas distribuidas se elaboraron en acero inoxidable utilizando técnicas de mecanizado convencional. Finalmente se realizó el ensamble con pegamento y tornillería inoxidable.

3.1.2 Modelo uterino

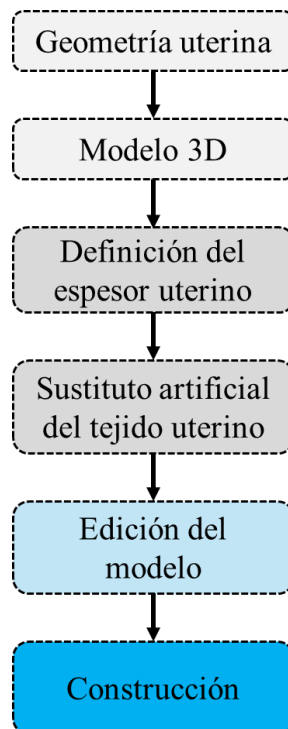
Se propuso un modelo compuesto por dos estructuras: una capa exterior rígida y un recubrimiento interior flexible a base de silicona, diseñado para recrear las propiedades mecánicas del tejido uterino. Esta simplificación se adoptó en lugar de un útero completamente flexible, con

el fin de evitar el colapso de la estructura una vez que se insertara el modelo fetal y se vertiera el líquido amniótico. En la Figura 8 se presentan las etapas metodológicas para el desarrollo del modelo uterino.

Se partió de un análisis bibliográfico que permitió definir la geometría uterina caracterizada por 3 diámetros anatómicos: el diámetro inferior – superior, el diámetro anteroposterior y el diámetro transversal. Con estas medidas se escaló un modelo paramétrico de útero 3D basado en los estudios de Louwagie (Louwagie et al., 2021; Louwagie, Russell, et al., 2024).

Figura 8

Etapas metodológicas para el desarrollo del modelo uterino.

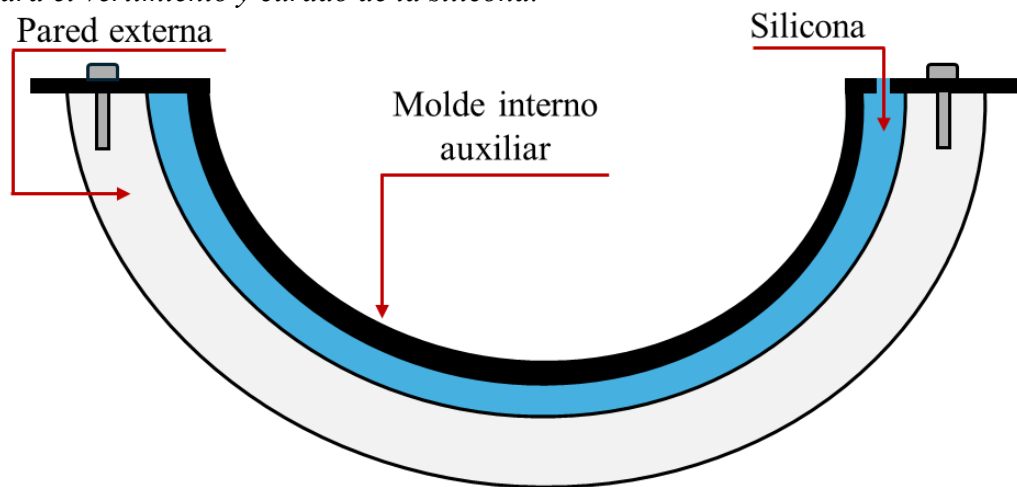


Posteriormente, se llevó a cabo una revisión de estudios previos sobre el espesor de las paredes inferior, superior, anterior, izquierda y derecha del útero durante de la gestación. Con base en este análisis, se definió un espesor para el sustituto artificial utilizado como recubrimiento interno del modelo.

Con el espesor uterino definido, se editó el modelo 3D para generar 4 estructuras: dos moldes externos que actuaron como las paredes externas del útero final y dos moldes internos auxiliares para el vertido y curado de la silicona. Finalmente, se construyó el modelo uterino, proceso que incluyó la impresión de los moldes y el montaje representado en la Figura 9. Tras el curado de la silicona, los moldes auxiliares fueron retirados.

Figura 9

Montaje para el vertimiento y curado de la silicona.



A continuación, se presenta la metodología para el desarrollo del sustituto mecánico para el tejido uterino.

3.1.2.1 Sustituto artificial para el tejido uterino.

En esta etapa se trabajó la caracterización mecánica de una silicona de moldeo para evaluar su adecuación como sustituto de tejido biológico, con un enfoque particular en la piel y el útero en gestación. El desarrollo metodológico contempló la generación de probetas, la ejecución de ensayos mecánicos, el análisis de resultados y el ajuste de un modelo hiperelástico.

3.1.2.1.1 Generación de probetas.

La silicona de moldeo NicPro Silicone-Rubber con dureza Shore 30A, en cumplimiento con las normas ASTM D4236 y EN71 para su manipulación no tóxica, fue seleccionada como posible

sustituto mecánico del tejido uterino (Figura 10). Esta selección se realizó con base en los buenos resultados obtenidos por Chanda et al., quienes estudiaron la variación de las concentraciones de base polimérica y agente de curado para replicar el comportamiento mecánico de la piel en la región posterior del tronco (Chanda, 2018). Además, las siliconas se destacan como uno de los materiales más adecuados para esta aplicación debido a su estabilidad y durabilidad en medios acuosos (Dabrowska et al., 2016).

Figura 10

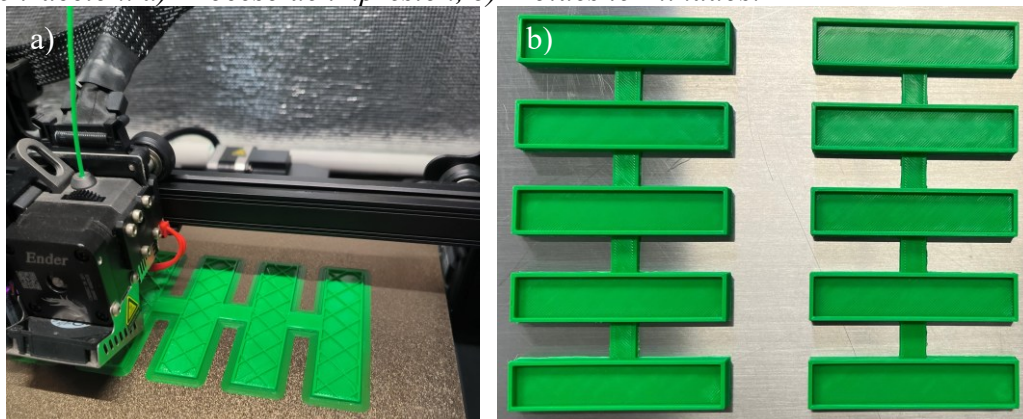
Silicona para la generación de probetas.



Se definieron dos tipos de probetas para los ensayos mecánicos: una probeta rectangular, con dimensiones de 16 mm × 80 mm × 3 mm, destinada a los ensayos de tracción, y una probeta cilíndrica, con un diámetro de 28,6 mm y una altura de 12,8 mm, diseñada para los ensayos de compresión, siguiendo los lineamientos de la norma ASTM D575-91 (ASTM, 2024).

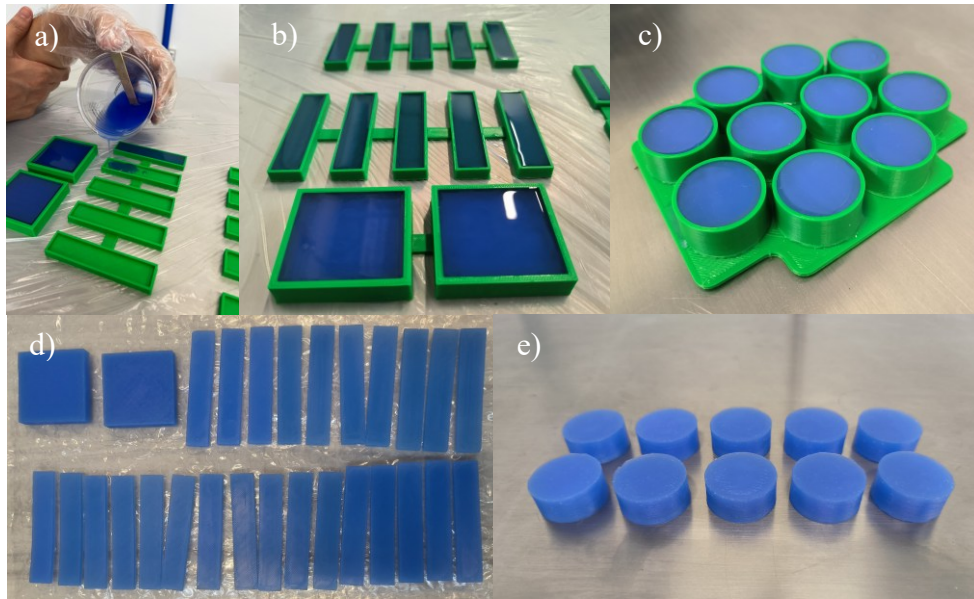
Figura 11

Moldes de tracción. a) Proceso de impresión, b) Moldes terminados.



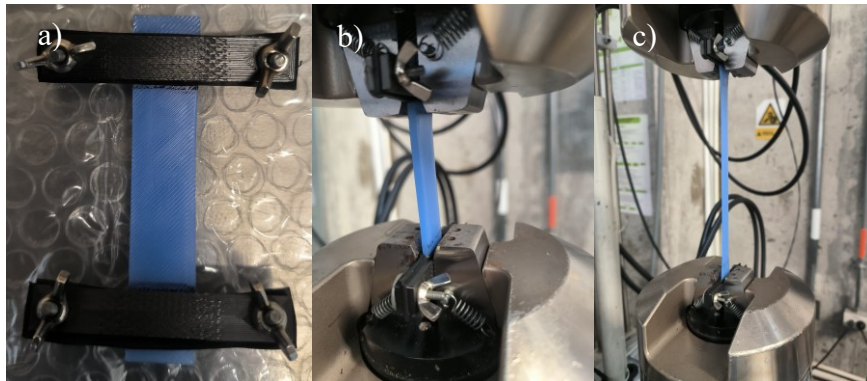
Se generaron 2 tipos de moldes, uno para las probetas de tracción y otro para las probetas de compresión, que permitieron el proceso de fundido. Los moldes se obtuvieron mediante manufactura aditiva utilizando modelado por deposición fundida (FDM) con una impresora comercial Ender 3S1pro de la compañía Creality (Shenzhen, China). Para el proceso de segmentación y preparación de la impresión se utilizó el software Ultimaker CURA 5.6.0 (Utrecht, Holanda). El material de impresión fue ácido poli láctico flexible (PLA+) de la empresa AtaraxiaArt, el cual se escogió pensando en facilitar el proceso de desmolde. En la Figura 11 se muestra el proceso de impresión (Figura 11a) y los moldes para la obtención de las probetas de tracción (Figura 11b), cada uno de estos permitió fundir 5 probetas independientes.

Para el proceso de fundido, se mezclaron partes iguales de base polimérica y agente de curado en un recipiente calibrado. La mezcla fue vertida después de enfriar los moldes a una temperatura de 5 °C durante 30 minutos, con el objetivo de ralentizar el proceso de curado y permitir la liberación de burbujas generadas durante el mezclado. El curado se llevó a cabo a temperatura ambiente (25°C) y tuvo una duración aproximada de 5 horas. En la Figura 12 se ilustra el proceso de vertido, así como las probetas obtenidas al finalizar el moldeo.

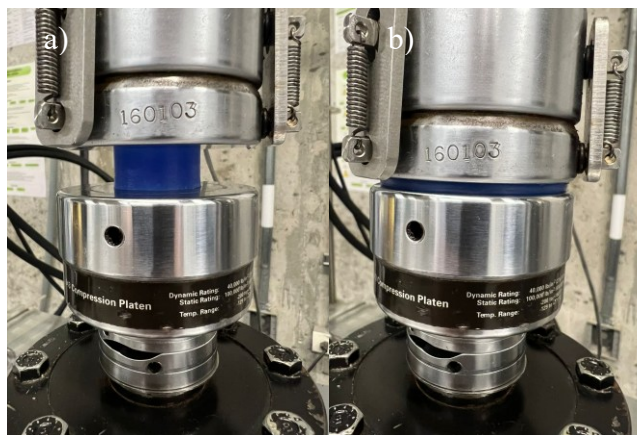
Figura 12*Moldeo de probetas.*

3.1.2.1.2 Ensayos mecánicos

Los ensayos mecánicos se basaron en la norma ASTM D575 (ASTM, 2024). Se probaron cinco velocidades de deformación en las pruebas de tracción, cada una con un tamaño muestral de 5 probetas para un total de 25 muestras. Las velocidades de deformación trabajadas son típicas en ensayos experimentales de tejido biológico (Bisplinghoff et al., 2012; Chanda, 2018; Ní Annaidh et al., 2012; Ottenio et al., 2015; Pearsall & Roberts, 1978), estas fueron: 0,5, 0,72, 3,6, 24 y 90 min^{-1} . El ensayo se planteó de esta manera con el objetivo de verificar si el material ensayado tenía un comportamiento viscoelástico dependiente de la velocidad de carga. Las probetas ensayadas en tracción se sujetaron en sus extremos mediante la adaptación de un dispositivo de goma que evitó el deslizamiento de la probeta durante la prueba, la longitud libre entre mordazas fue de 50 mm. En la Figura 13 se muestra el dispositivo adaptado para la sujeción y algunas fotografías del ensayo.

Figura 13*Ensayos de tracción.**Nota: a) Dispositivo de sujeción, b) Montaje inicial, c) Ensayo en marcha.*

Para la realización de los ensayos, se utilizó la máquina de ensayos universal MTS Bionix LandMark370 (Minnesota, USA), controlando la velocidad del actuador hidráulico. Considerando la longitud libre entre mordazas y las velocidades de deformación previamente definidas, se aplicaron velocidades en el cilindro de 25, 36, 180, 1200 y 4.500 mm/min. En cuanto a los ensayos de compresión, se testearon 10 probetas con una velocidad de deformación de $0,5 \text{ min}^{-1}$, misma empleada en la única referencia encontrada donde se prueba tejido uterino a compresión (Pearsall & Roberts, 1978). La Figura 14 muestra algunas fotografías del ensayo de compresión.

Figura 14*Ensayo de compresión.**Nota: a) Montaje inicial, b) Ensayo en marcha.*

3.1.2.1.3 *Procesamiento de datos*

Durante los ensayos realizados se midieron dos variables: el desplazamiento del cilindro hidráulico y el valor de la fuerza aplicada sobre la probeta, ambas registradas a una frecuencia de 10 Hz. Con estas variables se procedió a calcular el esfuerzo y la deformación unitaria ingenieril, para posteriormente calcular el esfuerzo y la deformación unitaria real dados por las Ecuaciones (1) y (2):

$$\sigma_{\text{real}} = \sigma_{\text{ing}}(1 + \varepsilon_{\text{ing}}) \quad (1)$$

$$\varepsilon_{\text{real}} = \ln(1 + \varepsilon_{\text{ing}}) \quad (2)$$

En donde σ_{real} es el esfuerzo real, σ_{ing} es el esfuerzo ingenieril dado por F/A_0 , ε_{ing} es la deformación unitaria ingenieril dada por $(l_i - l_0)/l_0$ y $\varepsilon_{\text{real}}$ es la deformación unitaria real en el elemento.

Con los valores de deformación unitaria real se calculó el alargamiento real λ en la dirección de aplicación de la carga dado por la Ecuación (3):

$$\lambda = 1 + \varepsilon_{\text{real}} \quad (3)$$

Se ajustaron regresiones polinómicas de séptimo orden a las gráficas de esfuerzo real versus deformación real, obteniendo un total de 25 regresiones en tracción y 10 regresiones en compresión. Estas regresiones fueron seleccionadas por presentar los mayores coeficientes de determinación, con valores de $R^2 > 0,98$. Este enfoque permitió comparar estadísticamente las diferencias en los valores de esfuerzo para cada velocidad de deformación ensayada. La estimación de los intervalos de confianza para la media poblacional se realizó asumiendo una distribución normal de los datos, dada por la Ecuación (4):

$$IC_{1-\alpha} = \left[\bar{x} - t_{\alpha/2} \frac{S}{\sqrt{n}} \leq \mu \leq \bar{x} + t_{\alpha/2} \frac{S}{\sqrt{n}} \right] \quad (4)$$

En donde $IC_{1-\alpha}$ hace referencia al intervalo de confianza, α es el nivel de significancia de la estimación, \bar{x} es la media muestral, S es la desviación estándar muestral, n es el tamaño de la muestra y $t_{\alpha/2}$ es el estadístico para la distribución t student con $n - 1$ grados de libertad. Pruebas tipo t de student para diferencias de medias con un valor de significación del 5% ($\alpha = 0,05$) fueron computadas en los datos donde el cruce de los intervalos de confianza podría representar diferencias significativas.

3.1.2.1.4 Modelo hiperelástico

El comportamiento unificado a tracción para la silicona ensayada fue ajustado al modelo hiperelástico de Veronda-Westmann (Veronda & Westmann, 1970), el cual se ha trabajado con anterioridad en el modelado no lineal de siliconas, geles y tejido blando (músculos, cartílago, tendones, etc.) (Chanda et al., 2016; Marckmann et al., 2006). Este modelo propone una relación para la energía de deformación W en términos de los invariantes del tensor de Cauchy-Green, los cuales a su vez son función de los alargamientos principales (Lohr et al., 2022), estableciendo las Ecuaciones (5 - 8).

$$W = c_1 [e^{c_2(I_1-3)} - 1] - \frac{c_1 c_2}{2} (I_2 - 3) \quad (5)$$

$$I_1 = \sum_{i=1}^3 \lambda_i^2 \quad (6)$$

$$I_2 = \sum_{i,j=1}^3 \lambda_i^2 \lambda_j^2 \quad (7)$$

$$I_3 = \prod_{i=1}^3 \lambda_i^2 \quad (8)$$

En donde W es la función de densidad de energía de deformación de Veronda-Westmann, I_i son los invariantes del tensor de Cauchy-Green, λ_i son los alargamientos principales y c_1, c_2 son constantes del material. Obsérvese que para un cuerpo incompresible sometido a carga axial en la dirección 1, los invariantes del tensor de Cauchy-Green se resuelven (Treloar, 1973):

$$I_1 = \lambda_1^2 + 2\lambda_1^{-1} \quad (9)$$

$$I_2 = \lambda_1^{-2} + 2\lambda \quad (10)$$

$$I_3 = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1 \quad (11)$$

Los esfuerzos principales de Cauchy para un elemento sometido a carga axial se calcularon mediante la Ecuación (12) propuesta por Martins (Martins et al., 2006), lo que resulta en la Ecuación (13) de Veronda-Westmann para ensayos de tracción/compresión:

$$\sigma_1 = \lambda_1 \frac{\partial W}{\partial \lambda_1} - \lambda_3 \frac{\partial W}{\partial \lambda_3}, \quad \sigma_2 = \sigma_3 = 0 \quad (12)$$

$$\sigma_1 = 2 \left(\lambda_1^2 - \frac{1}{\lambda_1} \right) c_1 c_2 \left(e^{c_2(I_1-3)} - \frac{1}{2\lambda_1} \right) \quad (13)$$

Con los datos de esfuerzo real vs alargamiento real de la silicona, calculados utilizando las Ecuaciones (1) y (3), respectivamente, fue ajustada la Ecuación (13) mediante el método de mínimo cuadrados utilizando la librería de optimización de MATLAB R2023b (Natick, Massachusetts). Se obtuvieron las constantes c_1, c_2 y estas fueron comparadas con referencias experimentales para otra silicona con características de dureza similar.

Adicionalmente, se realizó una comparación entre el comportamiento a tracción y a compresión de la silicona con respecto a referencias experimentales para la piel y el tejido uterino.

3.1.3 Líquido amniótico

En esta etapa se definió un sustituto para ser utilizado como líquido amniótico en el sistema dinámico. Este fluido es esencial para el crecimiento y desarrollo fetal, ya que protege al feto de traumas mecánicos y contribuye a mantener un ambiente estéril dentro del útero. Además, el espacio que genera permite el movimiento fetal, favoreciendo el desarrollo adecuado de los pulmones y las extremidades del neonato (Jha et al., 2023). El volumen de líquido amniótico varía a lo largo de la gestación, aumentando progresivamente entre las 10 y las 30 semanas. Después de la semana 30, este aumento se desacelera, manteniéndose relativamente constante hasta las semanas 36 a 38, cuando comienza a disminuir (Beall et al., 2007). Brace (Brace & Wolf, 1989) y Beall et al. coinciden en que el mayor volumen de líquido amniótico se alcanza en la semana 34 de gestación con un valor promedio de 847 ml (Beall et al., 2007). El aumento de volumen amniótico va acompañado de una disminución en su viscosidad Rosati et al. (Rosati et al., 1991), alcanzando aproximadamente 1,02 cP en la semana 34, un valor muy cercano a la viscosidad dinámica del agua. Esta similitud coincide con la concentración de agua en el líquido amniótico, la cual se encuentra entre un 98-99% (Auriault et al., 2016a). Por esta razón, se optó por utilizar agua como sustituto del líquido amniótico en el sistema dinámico.

3.2 Movimiento uterino en el tercer trimestre

El movimiento uterino para el tercer trimestre de gestación fue tomado como el mismo movimiento pélvico durante la caminata de la madre. Esta igualdad, aunque representa una simplificación en el modelo, está respaldada por los hallazgos de Wu et al., quienes documentan que las mujeres gestantes sincronizan la rotación pélvica con la rotación torácica (Wu et al., 2004). Por otro lado, a medida que el útero crece en la gestación, desplaza otros órganos abdominales y entra en contacto con la pared abdominal anterior y con la región sacrolumbar de la columna, lo

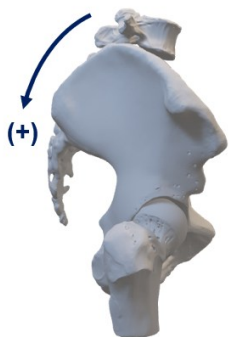
que limita su movimiento dentro de la cavidad abdominal (Rupp et al., 2001). El ligamento ancho, el ligamento útero sacro y el ligamento redondo también contribuyen a restringir el movimiento del útero, al fijar la región cervical de este órgano a la pared pélvica (Donaldson et al., 2021).

Estudios previos reportan la cinemática y cinética del tren inferior durante la caminata suave en mujeres gestantes (Aguiar et al., 2014; Branco et al., 2013, 2015; Forczek et al., 2020; Foti et al., 2000). En sus investigaciones, se documentaron los rangos de movimiento de las articulaciones en función del porcentaje del ciclo de caminata, así como algunos parámetros espaciotemporales relevantes para la presente investigación. Estos resultados fueron obtenidos mediante un análisis de movimiento tridimensional, utilizando marcadores reflectivos ubicados en las protuberancias óseas. Para la pelvis, se emplearon marcadores en las espinas ilíacas anterosuperiores y posterosuperiores que ayudaron a medir su rotación en los tres planos anatómicos. Estas rotaciones se definieron para el polígono formado por los marcadores reflectivos que, en su posición neutral, se encuentra paralelo al suelo (Figura 15).

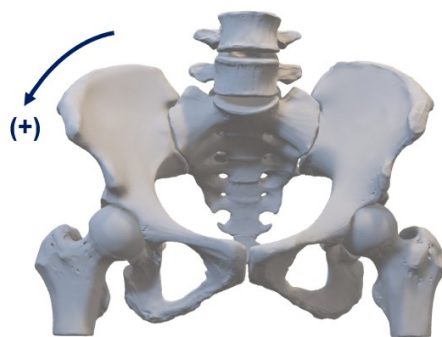
Figura 15

Ángulos de rotación de la pelvis.

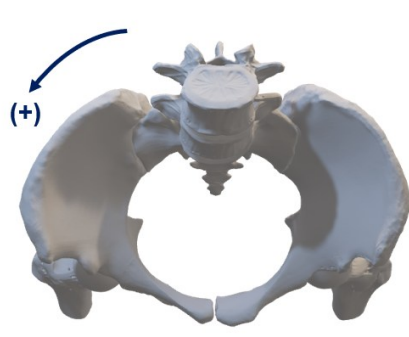
Rotación sagital (tilt)



Rotación frontal (obliquity)



Rotación transversal (rotation)



Los parámetros espacio temporales de interés para el tercer trimestre de gestación, con los cuales se definió el ciclo de caminata se muestran en la Tabla 1.

Tabla 1*Parámetros espaciotemporales en el tercer trimestre de gestación.*

Parámetro	Media \pm SD
Velocidad media (m/s)	1,154 \pm 0,165
Tiempo de ciclo (s)	1,089 \pm 0,076
Tiempo de la fase de apoyo (s)	0,656 \pm 0,053
Tiempo de la fase de vuelo (s)	0,434 \pm 0,028

Nota: Tomado de (Branco et al., 2015).

El movimiento que se recreó con la plataforma, correspondiente a la cinemática pélvica caracterizada por 3 ángulos de rotación en los planos sagital, frontal y transversal (Lewis et al., 2017), se presenta en las Figuras 16, 17 y 18.

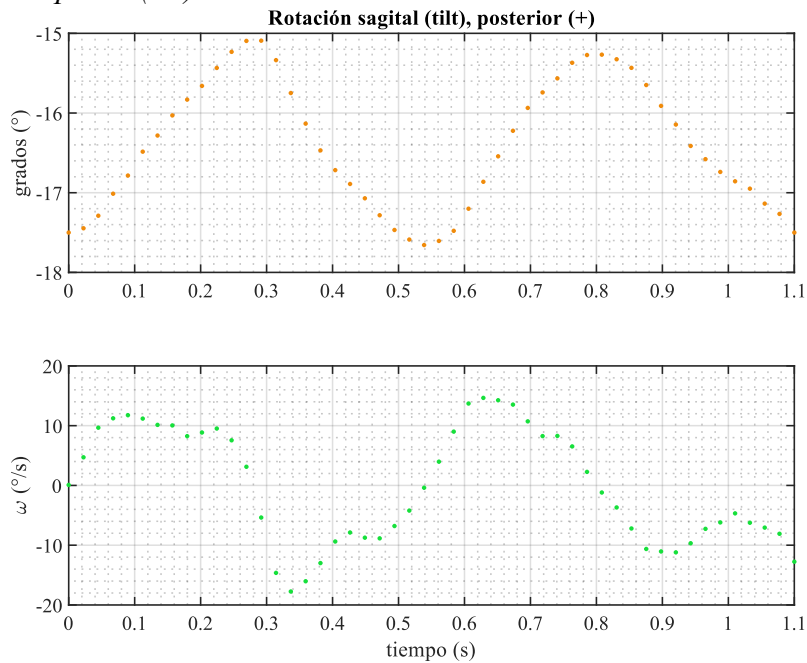
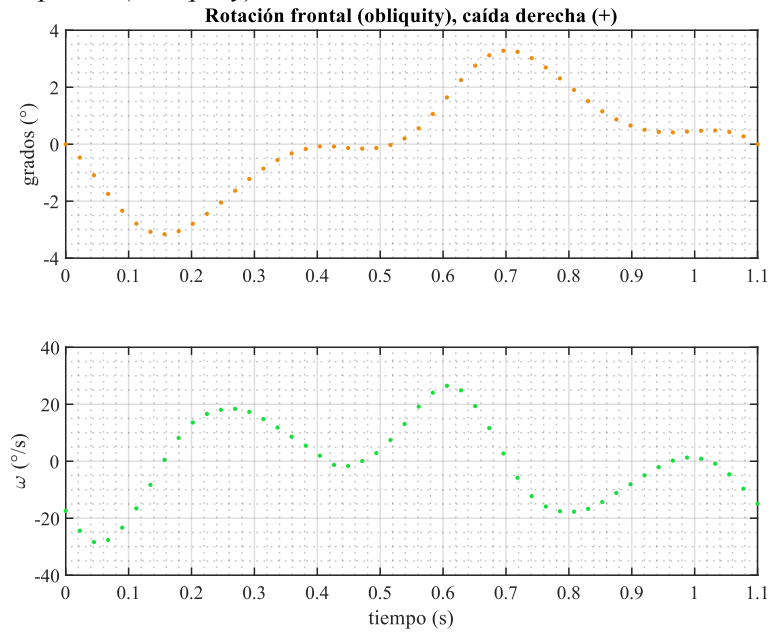
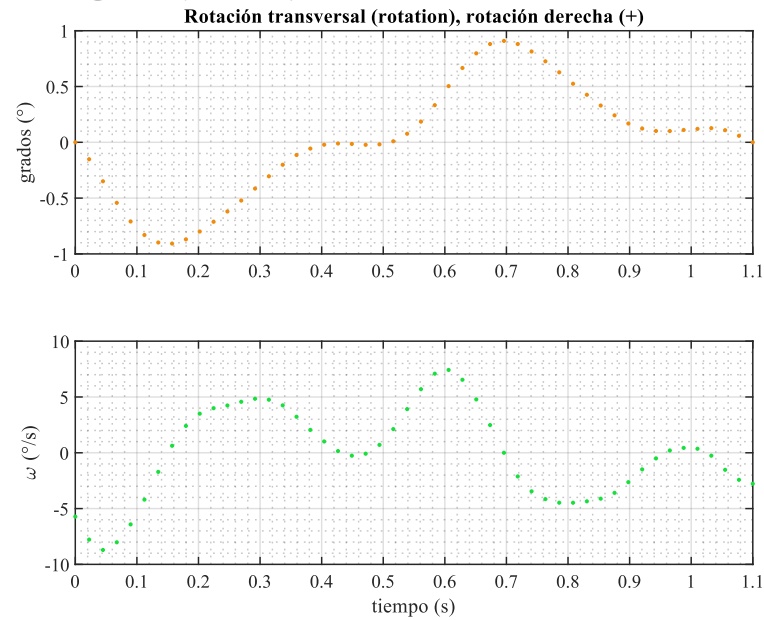
Figura 16*Rotación sagital en la pelvis (tilt).**Nota: Tomado de (Branco et al., 2015).*

Figura 17
 Rotación frontal en la pelvis (obliquity).



Nota: Tomado de (Branco et al., 2015).

Figura 18
 Rotación transversal en la pelvis (rotation).



Nota: Tomado de (Branco et al., 2015).

Las gráficas se ajustaron a un tiempo de ciclo de 1,1 segundos, lo que permitió estimar las velocidades y las aceleraciones angulares en cada uno de los ejes de rotación. Estos parámetros resultaron importantes en el dimensionamiento y selección de la plataforma rotativa. El movimiento tiene una velocidad angular máxima de $29,14 \text{ }^\circ/\text{s} \approx 30^\circ/\text{s}$, mientras que la aceleración angular máxima alcanza un valor de aproximadamente 8 rad/s^2 .

El movimiento descrito anteriormente corresponde a un ciclo de caminata suave para el tercer trimestre de gestación definido desde el golpe de talón del pie derecho hasta el siguiente golpe de talón del mismo pie. Esta discriminación por trimestre es crucial, ya que los múltiples cambios anatómicos y biomecánicos que ocurren a lo largo del embarazo pueden influir significativamente en la marcha de la madre.

Foti et al. (Foti et al., 2000), quien estudió la marcha en mujeres gestante durante la segunda mitad del tercer trimestre y en el período posparto, reportó que, si bien la cinemática no se ve alterada, si hubo un aumento en los parámetros cinéticos, incluyendo una mayor demanda para los abductores y extensores de cadera. Además, documentó un incremento promedio de 4 grados en la rotación anterior de la pelvis en comparación con un grupo de control no gestante, lo cual se asocia con el aumento típico en la lordosis lumbar para mantener una postura erguida (Conder et al., 2019).

Por otro lado, Branco (Branco et al., 2013) encontró que la longitud de los pasos disminuye conforme avanzan los trimestres, mientras que el tiempo de doble apoyo incrementa, lo que se asocia con la búsqueda de mayor estabilidad durante la marcha. En estudios posteriores, Branco (Branco et al., 2015) corroboró un aumento de 5 grados en la inclinación anterior de la pelvis, señalando que este incremento ocurre entre el primer y el segundo trimestre y se mantiene estable durante el tercero. Este cambio parece concordar con las modificaciones morfológicas del segundo

trimestre, cuando se produce un aumento en el volumen abdominal y una ganancia aproximada del 40% del peso total del feto, acompañado de una disminución en la capacidad de los músculos elevadores del ano para generar fuerza.

Asimismo, Gilleard (Gilleard, 2013) observó un aumento en el ancho del paso y una disminución en su longitud, estrategias comunes para mejorar la estabilidad al incrementar la base de sustentación (Abedzadehzavareh & Catena, 2025). También se evidenció una tendencia a la reducción del rango de movimiento de la pelvis y la región toraco-lumbar en el plano transversal.

3.3 Selección de la plataforma rotativa

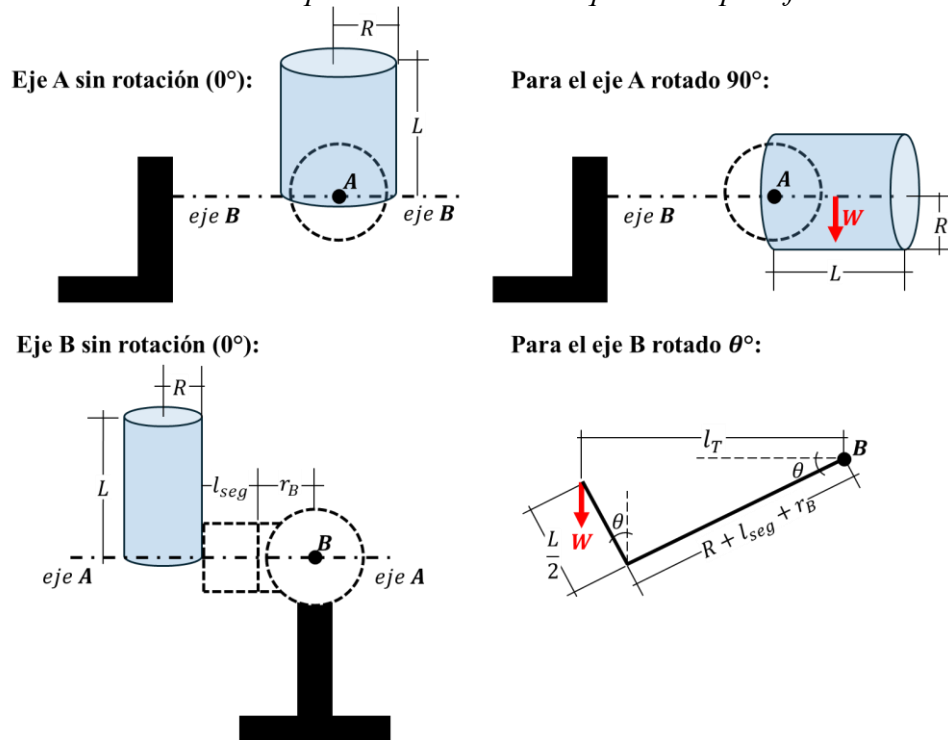
La selección de la plataforma rotativa de control se basó en los siguientes requerimientos, establecidos a partir del movimiento pélvico:

- Dos grados de libertad, que corresponden a las dos rotaciones perpendiculares en los planos sagital y frontal.
- Rangos de movimiento en las rotaciones iguales o superiores a ± 90 grados.
- Velocidad angular máxima igual o superior a 30 grados por segundo.
- Capacidad de carga estática igual o superior a 15 kg.

El cálculo de los torques requeridos se realizó mediante una aproximación del montaje, considerando el sistema útero-feto-líquido amniótico como un cilindro con una masa de 7 kg, un diámetro de 250 mm y una altura de 280 mm. La disposición del montaje se diseñó de forma que exigiera al máximo la plataforma en términos de torque, lo que resultó en la configuración mostrada en la Figura 19.

Figura 19

Simplificación del sistema dinámico para el cálculo de torques en la plataforma.



El torque requerido en cada eje se calculó como un torque de carga más un torque inercial. El torque máximo de carga del eje A se tiene analizando la posición cuando se rota 90°, obteniendo:

$$T_{Ac} = W \cdot \frac{L}{2} = \frac{(7)(9,81)(0,28)}{2} = \mathbf{9,61 \text{ Nm}} \quad (14)$$

Para el montaje del cilindro en el eje B, se consideró un desfase dado por la suma de un parámetro geométrico de la plataforma $r_B = 55,5 \text{ mm}$ más una longitud de montaje l_{seg} de 50 mm.

Para este eje se calculó el torque de carga en función de un ángulo de rotación θ :

$$T_{Bc} = W \left[(R + l_{seg} + r_B) \cos\theta + \frac{L}{2} \sin\theta \right] \quad (15)$$

Se maximizó el torque, lo que permitió calcular:

$$\theta_{\max} = \tan^{-1} \left(\frac{L/2}{(R + l_{seg} + r_B)} \right) = 31,27^\circ \quad (16)$$

$$T_{Bc} = (68,67)[(0,2305) \cos(31,27) + (0,14) \sin(31,27)] = \mathbf{18,52 Nm} \quad (17)$$

Teniendo en cuenta la aceleración angular máxima de 8 rad/s^2 para el movimiento pélvico, restó calcular los momento de inercia en cada uno de los ejes:

$$I_{AA} = \frac{1}{4}MR^2 + \frac{1}{3}ML^2 = \frac{1}{4}(7)(0,125)^2 + \frac{1}{3}(7)(0,28)^2 = 0,2103 \text{ kgm}^2 \quad (18)$$

$$I_{BB} = \frac{1}{4}MR^2 + \frac{1}{3}ML^2 + Md^2 = 0,2103 + (7)(0,2305)^2 = 0,5822 \text{ kgm}^2 \quad (19)$$

Por lo tanto, los torque requeridos en cada eje:

$$T_A = 9,61 + 0,2103(8) = \mathbf{11,3 Nm} \quad (20)$$

$$T_B = 18,52 + 0,5822(8) = \mathbf{23,2 Nm} \quad (21)$$

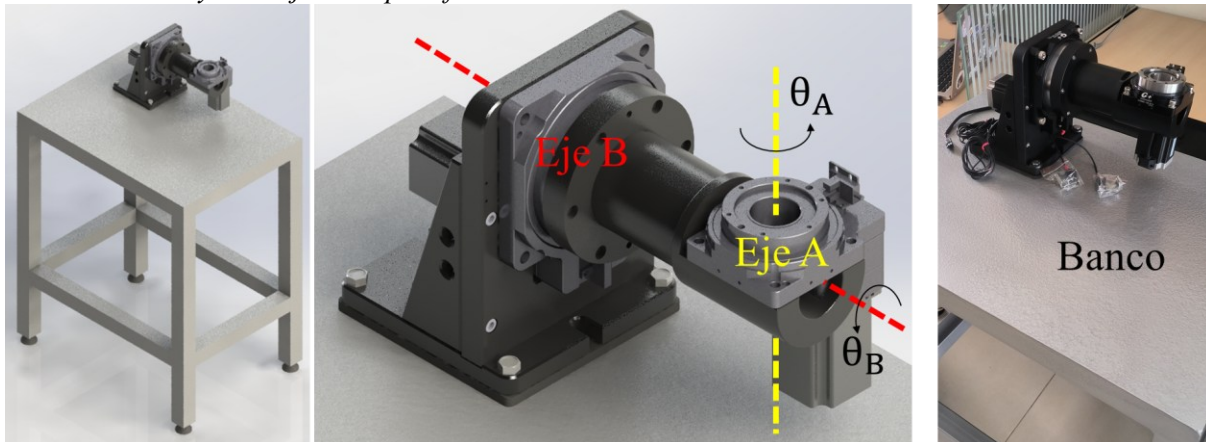
Con estos requerimientos se analizaron diferentes alternativas comerciales, entre las cuales destacan el HEXAPOD de Quanser Electronics (Markham, Canadá), la plataforma Stewart Pro de Acrome (Istanbul, Turkey), el HEX300–230HL de AeroTech (Pittsburgh, USA), la plataforma HEGOA de Symétrie (Bouillargues, Francia), la plataforma AU400-ER-02 de OES (Los Ángeles, USA) y la gama de plataformas GMR de Gigager (Guangdong, China). Sin embargo, el factor económico jugó un rol decisivo en la selección, limitando el mercado a las plataformas GMR de Gigager.

Con los requerimientos y limitaciones mencionadas anteriormente, se seleccionó la plataforma GMR 130-190-OS-OS de Gigager, conformada por un actuador rotativo GSN85-10K-ST4 en el eje A y un actuador GSN130-18K-ST4 en el eje B (ver Apéndice A), cuyas especificaciones más importantes se despliegan en la Tabla 2.

Tabla 2*Especificaciones plataforma rotativa de control.*

Parámetro	Eje A	Eje B
Actuador	GSN85-10K-ST4	GSN130-18K-ST4
Motor	57CM23	57CM23
Rango de rotación	360°	±180°
Velocidad máxima	180°/s	90°/s
Torque nominal	16 Nm	28 Nm
Torque máximo de arranque	25 Nm	40 Nm
Reductor de velocidad	1:10	1:18

Adicionalmente, se diseñó y construyó un banco para el montaje de la plataforma y el sistema dinámico. En la Figura 20 se muestra el diseño del banco y el montaje de la plataforma.

Figura 20*Diseño del banco y montaje de la plataforma.*

3.4 Sistema de medición de ángulos

Para la medición de los ángulos de rotación se utilizó una unidad de medición inercial MPU 6050 de 6 ejes, compuesta por un acelerómetro de 3 ejes, un giroscopio de 3 ejes y un procesador de movimiento digital (DMP). Este sensor se comunica mediante protocolo I²C con el microcontrolador, lo que permite una comunicación de alta frecuencia (400 kHz) con solo 2

cables, una línea SCL por donde se sincroniza la transferencia de datos según la velocidad de reloj y una línea SDA por donde se transmiten los valores medidos.

El sensor cuenta con diferentes rangos de medición ajustables. Debido a la naturaleza del movimiento estudiado se trabajó con los rangos más bajos posibles, esto es, en la aceleración un rango de ± 2 g y en el giroscopio un rango en la velocidad angular de ± 250 grados/s. Ambas salidas con una resolución de 16 bits.

La unidad de medición inercial permite calcular dos valores para los ángulos de Euler, uno con el acelerómetro y otro con el giroscopio. El acelerómetro, como su nombre lo indica, mide la aceleración en los tres ejes coordenados XYZ. De manera que, si se trabaja con una posición inicial totalmente horizontal en donde el eje Z está dirigido en el sentido de la aceleración gravitacional, el vector aceleración en unidades g puede escribirse de la forma:

$$\mathbf{a} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (22)$$

Ahora bien, la definición de los ángulos de Euler implica 3 rotaciones realizadas en el siguiente orden:

- Una rotación de θ_z grados alrededor del eje Z (*yaw*).
- Una rotación de θ_y grados alrededor del eje Y (*pitch*).
- Una rotación de θ_x grados alrededor del eje X (*roll*).

Para un vector aceleración \mathbf{a}^* medido en cualquier instante de tiempo en el sistema coordenado móvil, la aceleración \mathbf{a} en el sistema coordenado inercial (inicial) puede escribirse en función de las matrices fundamentales de rotación:

$$\mathbf{a} = \mathbf{R}_Z(\theta_Z) \cdot \mathbf{R}_Y(\theta_Y) \cdot \mathbf{R}_X(\theta_X) \cdot \mathbf{a}^* \quad (23)$$

Siendo de interés obtener el vector de aceleración \mathbf{a}^* en cualquier instante como función de los ángulos de Euler, se realizan las operaciones vectoriales de manera que la expresión (24) indica:

$$\mathbf{a}^* = \mathbf{R}_X^{-1}(\theta_X) \cdot \mathbf{R}_Y^{-1}(\theta_Y) \cdot \mathbf{R}_Z^{-1}(\theta_Z) \cdot \mathbf{a} \quad (24)$$

Considerando que las matrices de rotación \mathbf{R} son ortogonales, en donde $\mathbf{R}\mathbf{R}^T = \mathbf{I}$ y $\mathbf{R}^T\mathbf{R} = \mathbf{I}$, se puede asegurar que la inversa de la matriz de rotación es la misma transpuesta $\mathbf{R}^T = \mathbf{R}^{-1}$, obteniendo que:

$$\mathbf{a}^* = \mathbf{R}_X^T(\theta_X) \cdot \mathbf{R}_Y^T(\theta_Y) \cdot \mathbf{R}_Z^T(\theta_Z) \cdot \mathbf{a} \quad (25)$$

Utilizando la condición inicial del sensor dada por la Ecuación (22), se obtiene:

$$\mathbf{a}^* = \begin{bmatrix} a_X \\ a_Y \\ a_Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\sin(\theta_Y) \\ \cos(\theta_Y)\sin(\theta_X) \\ \cos(\theta_X)\cos(\theta_Y) \end{bmatrix} \quad (26)$$

Es importante mencionar que a través del vector de aceleración \mathbf{a}^* se pueden despejar los ángulos eulerianos para las rotaciones alrededor del eje X (*roll*) y alrededor del eje Y (*pitch*), sin embargo, no se puede determinar la rotación alrededor del eje Z (*yaw*).

Las ecuaciones que permiten calcular los ángulos a través del acelerómetro son:

$$\theta_X = \tan^{-1}\left(\frac{a_Y}{a_Z}\right) \quad (27)$$

$$\theta_Y = \tan^{-1}\left(\frac{-a_X}{\sqrt{a_Y^2 + a_Z^2}}\right) \quad (28)$$

A pesar de que el acelerómetro permite medir de manera precisa los ángulos, este es muy sensible al ruido externo, especialmente a las vibraciones y los movimientos traslacionales, produciendo que las mediciones presenten fluctuación de gran amplitud alrededor del valor verdadero (Pérez, 2015).

Por otro lado, el giroscopio mide la velocidad angular ω en cada uno de los 3 ejes, lo que permite encontrar los tres ángulos de rotación al integrar este parámetro:

$$\theta_{(t+\Delta t)} = \int_t^{t+\Delta t} \omega dt = \theta_t + \omega \Delta t \quad (29)$$

En donde $\theta_{(t+\Delta t)}$ hace referencia al ángulo de rotación después de un tiempo Δt y θ_t hace referencia al ángulo de rotación del intervalo de integración inmediatamente anterior. Este enfoque depende del ángulo de inclinación inicial, el cual se definió como cero en el inicio de cada movimiento. A pesar de que solo basta con integrar de manera discreta las velocidades angulares para calcular los ángulos, los errores en la medición se acumulan a medida que se integran, lo que traduce un error incremental con el tiempo y una desviación en la estimación con respecto al ángulo real.

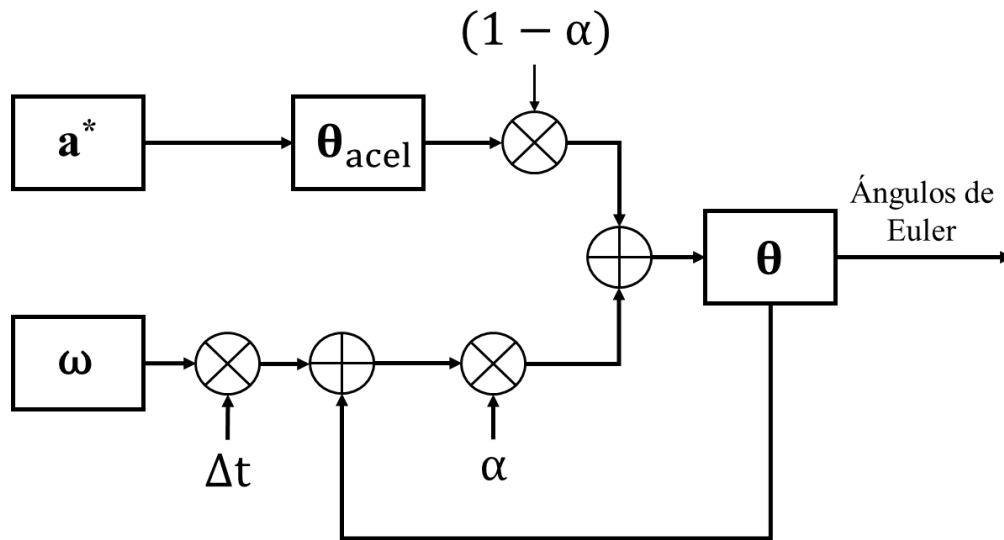
Para mitigar los defectos presentes tanto en el acelerómetro como en el giroscopio, se han propuesto variedad de algoritmos y filtros, entre los cuales destacan el filtro de Kalman, el filtro de Madgwick, el filtro de Mahony y el filtro complementario (McGinnis et al., 2014). Aunque los tres primeros filtros mencionados son altamente utilizados en aplicaciones de alta precisión con errores medios de 0,283 grados en tiempos de cómputo de alrededor de 2 ms, el filtro complementario representa una gran ventaja para aplicaciones donde se requiera poco uso de memoria y un procesamiento más rápido ($< 0,65$ ms) con errores medios de 0,3 grados (Islam et al., 2017). Es por esta razón que se decidió utilizar un filtro complementario para el cálculo de los ángulos de rotación.

En la Figura 21 se muestra el esquema del filtro complementario implementado para estimar los ángulos de rotación con los datos provenientes de la unidad de medición inercial. En el lado izquierdo se tienen las entradas al filtro, que son los parámetros medidos por el acelerómetro y el

giroscopio. Con la aceleración se calculan los ángulos de *roll* y *pitch* haciendo uso de las Ecuaciones (27) y (28). Por otro lado, las velocidades angulares provenientes del giroscopio se multiplican por un diferencial de tiempo para obtener las variaciones angulares en cada eje, que, sumadas con los ángulos de la evaluación anterior, arrojan una estimación para los tres ejes (29). La estimación de los ángulos del giroscopio es posteriormente multiplicada por un factor de peso α , mientras que la estimación de los ángulos del acelerómetro es multiplicada por su factor complementario, es decir, por $(1 - \alpha)$. Finalmente son sumadas las dos ponderaciones para obtener los ángulos de rotación, los cuales son retroalimentados por el giroscopio en la siguiente integración.

Figura 21

Esquema del filtro complementario utilizado para medir los ángulos de Euler.



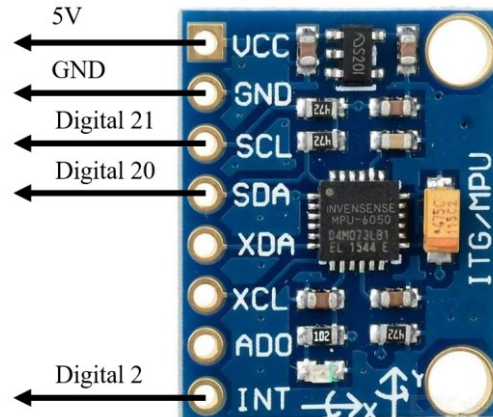
El filtro complementario es presentado por la siguiente Ecuación (30).

$$\theta_n = \alpha (\theta_{n-1} + \omega \Delta t) + (1 - \alpha) \theta_{acele} \quad (30)$$

En donde θ_n es el ángulo medido en el instante n , θ_{n-1} es el ángulo medido en el incremento inmediatamente anterior, ω es la velocidad angular medida por el giroscopio, θ_{acele} es el ángulo estimado por el acelerómetro y α es el peso de ponderación en el filtro complementario.

Para la lectura de datos provenientes del MPU 6050 se utilizó un Arduino MEGA 2560, con las conexiones que se muestran en la Figura 22.

Figura 22
Conexiones del MPU 6050 con Arduino MEGA 2560.



3.5 Emulación del movimiento

El movimiento pélvico caracterizado por los tres ángulos de rotaciones en los planos anatómicos y presentado en las Figuras 16, 17 y 18, fue emulado por la plataforma rotativa de control. Esto se fundamenta en la simplificación mencionada anteriormente, en donde se decidió implementar un sistema dinámico con una unión rígida entre el útero y la pelvis.

Dado que la plataforma cuenta con dos grados de libertad de rotación y el movimiento pélvico se caracteriza por tres rotaciones, se decidió emular el movimiento en dos configuraciones independientes descritas a continuación.

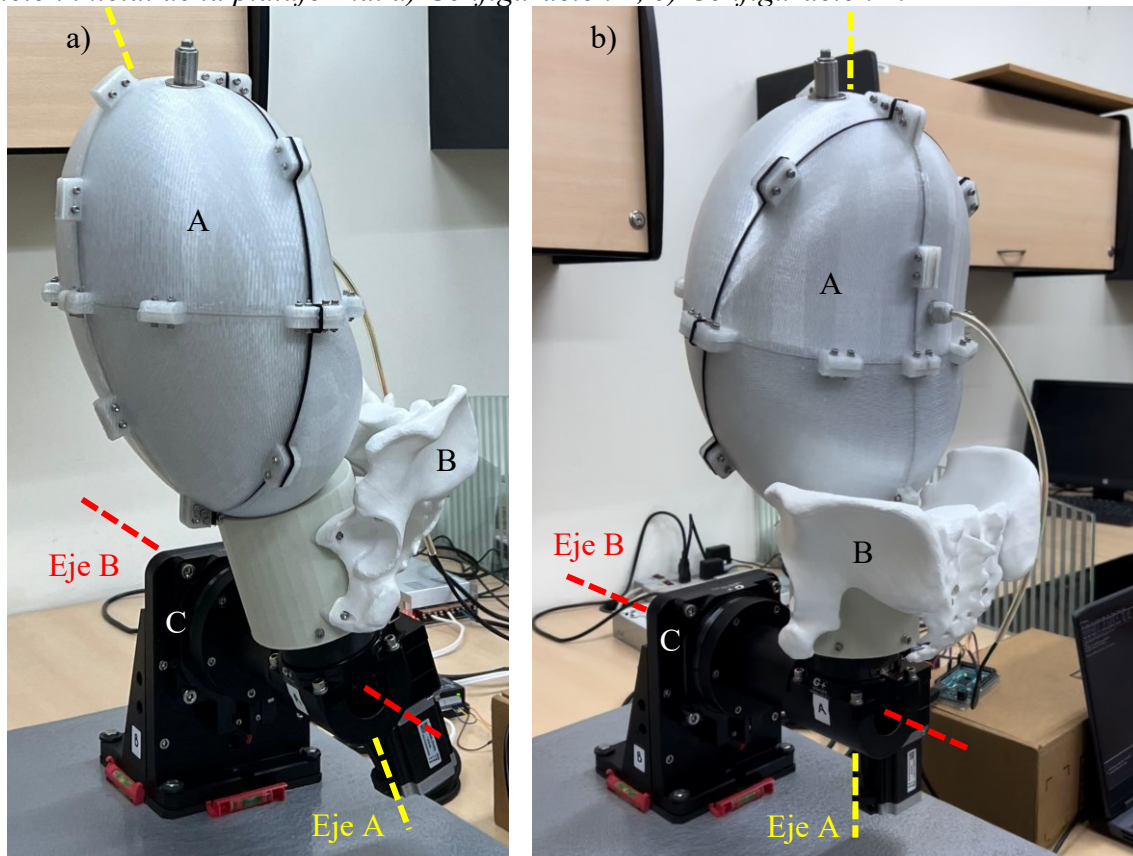
- Configuración 1: Se emuló la rotación pélvica en el plano transversal con el eje A (*pelvis rotation*) y la rotación pélvica en el plano sagital con el eje B (*pelvis tilt*).
- Configuración 2: Se emuló la rotación pélvica en el plano transversal con el eje A (*pelvis rotation*) y la rotación pélvica en el plano frontal con el eje B (*pelvis obliquity*).

Es importante mencionar la posición inicial de la plataforma según el movimiento que se emuló. En la configuración 1, el eje A se utilizó para emular la rotación transversal y el eje B se utilizó para emular la rotación sagital. La Figura 23a muestra la posición inicial para la configuración 1, con el eje B rotado 17,5 grados en dirección anterior.

En la configuración 2, fue necesario hacer una rotación pélvica de 90 grados en sentido horario alrededor del eje A, esto para lograr emular la rotación frontal con el eje B. Esta nueva configuración se tomó como la posición inicial 2 y se muestra en la Figura 23b. La posición inicial de la plataforma se controló a través dos pulsadores, los cuales también sirvieron para seleccionar el movimiento a emular.

Figura 23

Posición inicial de la plataforma. a) Configuración 1, b) Configuración 2.



Nota: A: Modelo uterino, B: Modelo pélvico, C: Plataforma rotativa.

3.5.1 Controladores y motores paso a paso

La plataforma rotativa de control cuenta con dos motores paso a paso 57CM23 de dos fases fabricados por Leadshine (Shenzhen, China). Las especificaciones de interés para el motor 57CM23 se presentan en la Tabla 3.

Tabla 3

Especificaciones del motor paso a paso bifásico 57CM23 de Leadshine.

Parámetro	Valor
Ángulo del paso (°)	1,8
Corriente / fase (A)	5
Torque de sostenimiento (Nm)	2,3
Voltaje de alimentación (VDC)	24 – 48

La elección de motores paso a paso para la plataforma se basó en poder controlar la posición angular del rotor con alta precisión y de manera sencilla. El control para los motores paso a paso se hace a través de la generación de pulsos con frecuencia variable. Cada pulso recibido por el motor implica una rotación igual a un paso, de manera que, si se controla la frecuencia del pulso, se controla la velocidad y la posición del eje. El motor 57CM23 tiene 200 pasos, lo que se traduce en un avance de $1,8^\circ$ por cada pulso recibido, no obstante, la plataforma rotativa tiene reductores de velocidad en cada uno de los ejes. El eje A tiene una reducción de 1:10 y el eje B tiene una reducción de 1:18, lo que implica para el eje A una relación de 2.000 pulsos/revolución y para el eje B una relación de 3.600 pulsos/revolución.

Figura 24

Controlador digital DM556 S de Leadshine para los motores paso a paso.



Nota: El controlador está compuesto por dos bloques de pulsadores (SW1-8 y SW9-16), la conexión del motor (A+, A-, B+, B-), la conexión de la fuente de alimentación (VCC, GND) y la conexión de la señal de control (PUL, DIR).

Para cada motor se implementó un controlador digital de micro pasos DM556 S (ver Figura 24) de Leadshine (Shenzhen, China). Esta tarjeta funciona como pre actuador, permitiendo el acople entre la fuente de alimentación, el motor y el microcontrolador, además, acondiciona la señal proveniente del microcontrolador de 5V – 10 mA a la señal de control directa al motor de 48 V hasta 5,6 A. A continuación, se listan las especificaciones de mayor interés del controlador DM556.

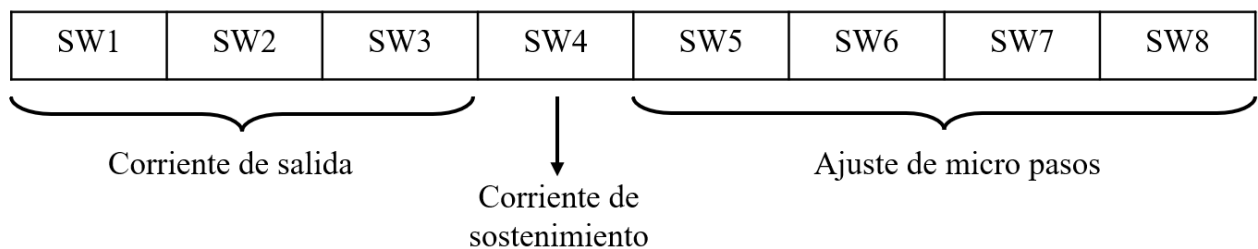
- Controles tipo paso/dirección o CW/CCW para motores de 2 y 4 fases.
- Voltaje de entrada de 20 a 50 VDC.
- Frecuencia máxima de pulso de 200 kHz.
- 16 configuraciones de micro paso de 200 a 25.600 pulsos/revolución.
- Corriente máxima de salida de 5,6 A.

La configuración del controlador se realizó por medio de dos bloques de interruptores localizados en sus costados (Figura 25). El primer bloque conformado por los interruptores SW1 – SW8 permite configurar la máxima corriente de salida por fase del motor (SW1 – SW3), la corriente de sostenimiento (SW4) y la configuración de micro pasos (SW5 – SW8). Por otro lado, el segundo bloque de interruptores SW9 a SW16 permite ajustar el filtrado de la señal de control para suavizar el movimiento de la plataforma (SW9 – SW10), la sintonización o *tunning* (SW11), la alarma de falla (SW12), el rizo de activación creciente o decreciente (SW13), el modo de control por pulso/dirección o doble pulso CW/CCW (SW14), el bloqueo del eje (SW15) y la rutina de testeo del motor (SW16).

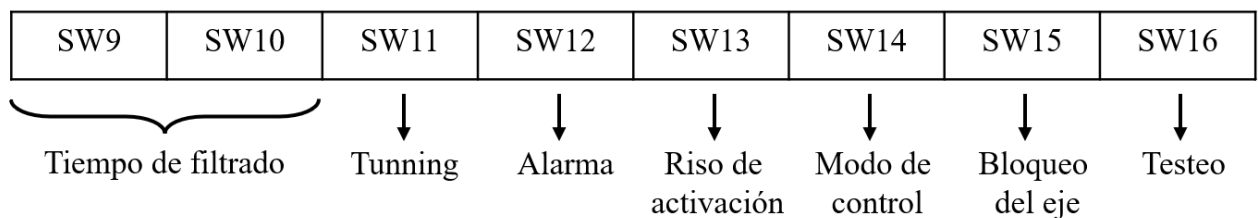
Figura 25

Configuración del controlador mediante bloques de interruptores.

Bloque 1:



Bloque 2:



En la Tabla 4 se presenta la configuración común de parámetros que se utilizó en los controladores para los motores. En esta configuración no se presenta el ajuste por micro pasos, ya que como se explicará posteriormente, este depende del eje a controlar.

Tabla 4*Configuración común de parámetros para los controladores DM 556S.*

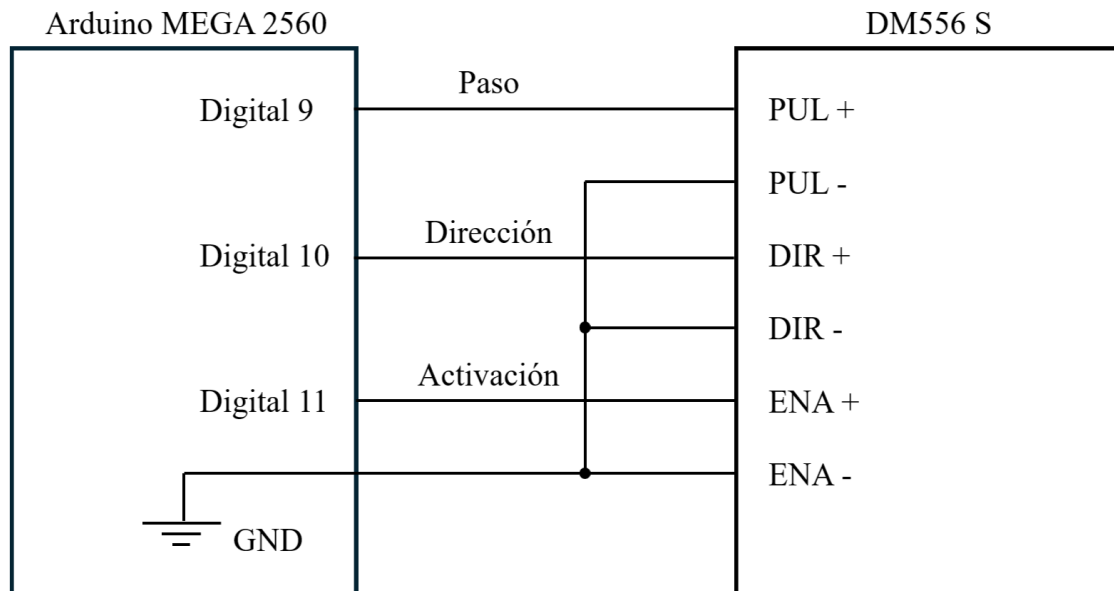
Interruptor	Estado	Descripción
SW1		
SW2	Alto (on)	Máxima corriente de salida por fase de 5,6 A. Se seleccionó para maximizar el torque y prevenir el sobrecalentamiento del motor.
SW3		
SW4	Alto (on)	La corriente de sostenimiento se mantuvo en 100% con el motor en reposo, para evitar el desplome del sistema debido al torque de carga.
SW9		
SW10	Bajo (off)	Se estableció un tiempo de filtrado de 25 ms (máximo) para suavizar el movimiento en los cambios de dirección y aceleración.
SW11	Bajo (off)	Se activa la sintonización automática del controlador, especial para motores del mismo fabricante.
SW12	Bajo (off)	Configuración de fábrica con la alarma desactivada.
SW13	Bajo (off)	Se configuró el rizo de activación como creciente, esto es, la tarjeta detecta un pulso cada vez que hay un cambio en la señal del microcontrolador de bajo 0V a alto 5V.
SW14	Bajo (off)	Se implementó el modo de control tipo pulso/dirección. Una señal controla el avance del motor y otra señal independiente controla la dirección de giro.
SW15	Bajo (off)	No se implementó el bloqueo del eje del motor.
SW16	Bajo (off)	Se mantiene en bajo para operación normal, solo se activa para realizar una rutina estándar de prueba a los motores.

Para la alimentación de los controladores se utilizaron dos fuentes reguladas de corriente continua (DC) de 48 V/10 A. Esta selección se realizó con el objetivo de maximizar el rendimiento del motor en términos de torque. El motor 57CM23 tiene una corriente de fase de 5 A y al tener dos fases, la capacidad de la fuente debe ser como mínimo de 10 A. En cuanto al voltaje de alimentación, se seleccionó el máximo permisible de 48V, al generar mayores torques a bajas velocidades en contraste con otros voltajes como 24 y 36 V (Apéndice B).

Como se mencionó anteriormente, se utilizó el modo de control tipo pulso/dirección para comandar los motores paso a paso. Las señales de control se generaron desde un Arduino MEGA 2560 para cada motor, el cual se conectó mediante la configuración tipo colector abierto al controlador DM556 S (Figura 26). Se seleccionó la configuración tipo colector abierto debido a su compatibilidad con Arduino. Las salidas digitales del Arduino funcionan como interruptores los cuales envían una señal de 5V cuando están activas y una señal de 0 V cuando están en un nivel bajo, en otras palabras, están configuradas también como colector abierto. Esto permitió conectar directamente las salidas digitales a los puertos de control de la tarjeta DM556 S, facilitando el montaje del sistema. El control de avance del motor se realizó variando el tiempo del pulso de la señal enviada por el puerto digital número 9 y el control de dirección se realizó variando el estado del pin digital número 10. El pin digital 11 se utilizó para activar o desactivar el motor, no obstante, esta conexión es opcional.

Figura 26

Conexión tipo colector abierto entre el Arduino y el controlador DM556 S.



3.5.2 Discretización del movimiento y generación de pulsos

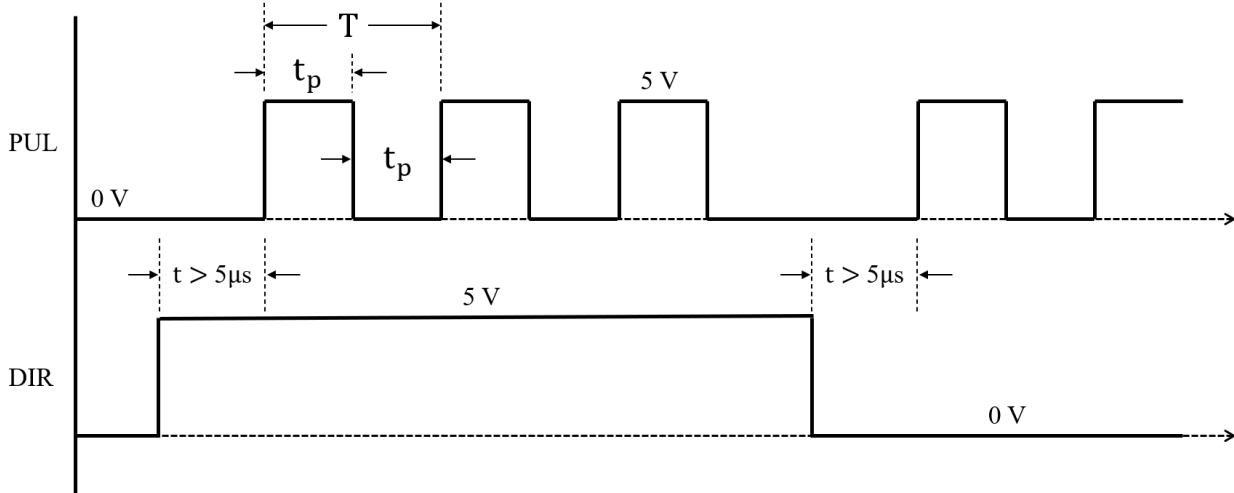
Las dos señales de comando generadas por el Arduino Mega, llamadas pulso y dirección, deben satisfacer algunos requerimientos para el funcionamiento del controlador:

- Una frecuencia máxima de 200 kHz. Esto es, un ancho del pulso de mínimo 2,5 μ s.
- La señal en nivel alto debe estar en el rango de 4,5 a 5 V y en nivel bajo de 0 a 0,5 V.
- El comando de dirección debe llegar por lo menos 5 μ s antes del comando de pulso, esto para garantizar el giro del eje en la dirección correcta.
- Se recomienda un ciclo de trabajo de 50%, es decir, el ancho del pulso en estado alto es igual al ancho del pulso en estado bajo.

La Figura 27 representa un esquemático de la secuencia de las señales de control. La señal de dirección controla el sentido de giro, en estado bajo la rotación es positiva en sentido antihorario. Una vez se define la dirección, la señal de pulso controla la velocidad del eje en función del tiempo del pulso t_p . Conociendo el avance angular del motor por cada pulso recibido y modificando la

frecuencia de la señal (pulsos/s), se controla la velocidad angular del eje. Al implementar un ciclo de trabajo del 50 % el periodo T se define como el doble del tiempo del pulso $T = 2t_p$.

Figura 27
Señales de control de pulso y dirección.



El eje A tiene una relación de 2.000 pulsos/revolución en ausencia de micro pasos, si se quiere calcular la relación de avance del eje A:

$$2.000 \left(\frac{\text{pulsos}}{\text{rev}} \right) \cdot \frac{1 \text{ rev}}{360^\circ} = \frac{50}{9} \left(\frac{\text{pulsos}}{\text{grado}} \right) \quad (31)$$

$$\text{avance}_A = \frac{9}{50} \left(\frac{\text{grados}}{\text{pulso}} \right) \quad (32)$$

Si se multiplica el avance de A por la frecuencia del pulso f_A en pulsos/s, se obtiene la velocidad de rotación en el eje del motor:

$$V_A = \frac{9}{50} f_A \left(\frac{\text{grados}}{\text{s}} \right) \quad (33)$$

La frecuencia se puede escribir en términos del tiempo del pulso t_A en microsegundos como:

$$f_A = \frac{1 \times 10^6}{2t_A} \left(\frac{\text{pulsos}}{\text{s}} \right) \quad (34)$$

Por lo tanto, la velocidad del eje A:

$$V_A = \frac{9 \times 10^6}{100 t_A} \left(\frac{\text{grados}}{\text{s}} \right) \quad (35)$$

Y el tiempo del pulso:

$$t_A = \frac{9 \times 10^6}{100 V_A} (\mu\text{s}) \quad (36)$$

Si se realiza el mismo procedimiento para el eje B, el cual tiene una relación de 3.600 pulsos/revolución en ausencia de micro pasos:

$$t_B = \frac{1 \times 10^6}{20 V_B} (\mu\text{s}) \quad (37)$$

Las Ecuaciones (36) y (37) permiten calcular el tiempo que debe durar cada pulso para satisfacer una velocidad específica en el eje de los motores, no obstante, estas expresiones deben modificarse con un nuevo parámetro M que representa los micro pasos configurados en el controlador y que multiplica al número de pulsos/revolución del motor, obteniendo:

$$t_A = \frac{9 \times 10^6}{100 M_A V_A} (\mu\text{s}) \quad (38)$$

$$t_B = \frac{1 \times 10^6}{20 M_B V_B} (\mu\text{s}) \quad (39)$$

El controlador DM556 S permite la configuración de micro pasos desde 200 hasta 25.600 pulsos/revolución, lo que significa que el avance del motor no siempre es de 1,8 grados por cada pulso (200 pulsos/revolución), sino que se pueden obtener avances menores en forma de fracciones de este valor. A modo de ejemplo, si se implementa un micro paso de 2, el motor requiere de 400 pulsos/revolución, en otras palabras, tiene un avance de 0,9 grados/pulso y si se utiliza un micro paso de 3, el avance es de 0,45 grados/pulso, esto, sin considerar los reductores de velocidad en los ejes. En la Tabla 5 se presentan algunas configuraciones de micro pasos permitidas por el controlador. Esta configuración de micro pasos debe ser definida y ajustada de

manera manual para cada motor mediante los interruptores ya mencionados (SW5 – SW8), por lo tanto, se mantiene inalterada durante el movimiento.

Tabla 5

Configuraciones de micro pasos utilizadas en el controlador DM556 S.

Micro pasos	M	Pulsos/revolución	Relación de avance (grados/pulso)
1	1	200	1,8
2	2	400	0,9
3	4	800	0,45
4	5	1.000	0,36

Si bien el uso de micro pasos disminuye la relación de avance del motor, aumentando la exactitud con la que se puede emular un movimiento, este enfoque puede afectar drásticamente el torque ejercido. El uso de micro pasos en motores paso a paso disminuye el torque debido a una reducción en la corriente máxima aplicada a cada bobina en comparación con el funcionamiento con pasos completos (Lyshevski, 2014). Debido a este fenómeno, se debe tener especial precaución con el uso de micro pasos. En el procedimiento desarrollado, se utilizaron el máximo de micro pasos que representaran una exactitud aceptable en el movimiento, pensando en mitigar la reducción del torque.

Con el objetivo de generar los vectores necesarios para el control de la plataforma, el movimiento pélvico conocido se discretizó en un número de intervalos N_{int} . De manera que el tiempo de cada intervalo t_{int} se puede calcular de la forma:

$$t_{int} = \frac{1,1}{N_{int}} \cdot 1 \times 10^6 \text{ (}\mu\text{s)} \quad (40)$$

Para cada uno de esos intervalos se calculó la velocidad angular del motor. Posteriormente, con las Ecuaciones (38) y (39) se calcularon los tiempos de pulso t_p y el número de pulsos necesarios, utilizando la siguiente expresión:

$$\mathbf{N}_{\text{pulsos}} = \left\lceil \frac{t_{\text{int}}}{2t_p} \right\rceil \quad (41)$$

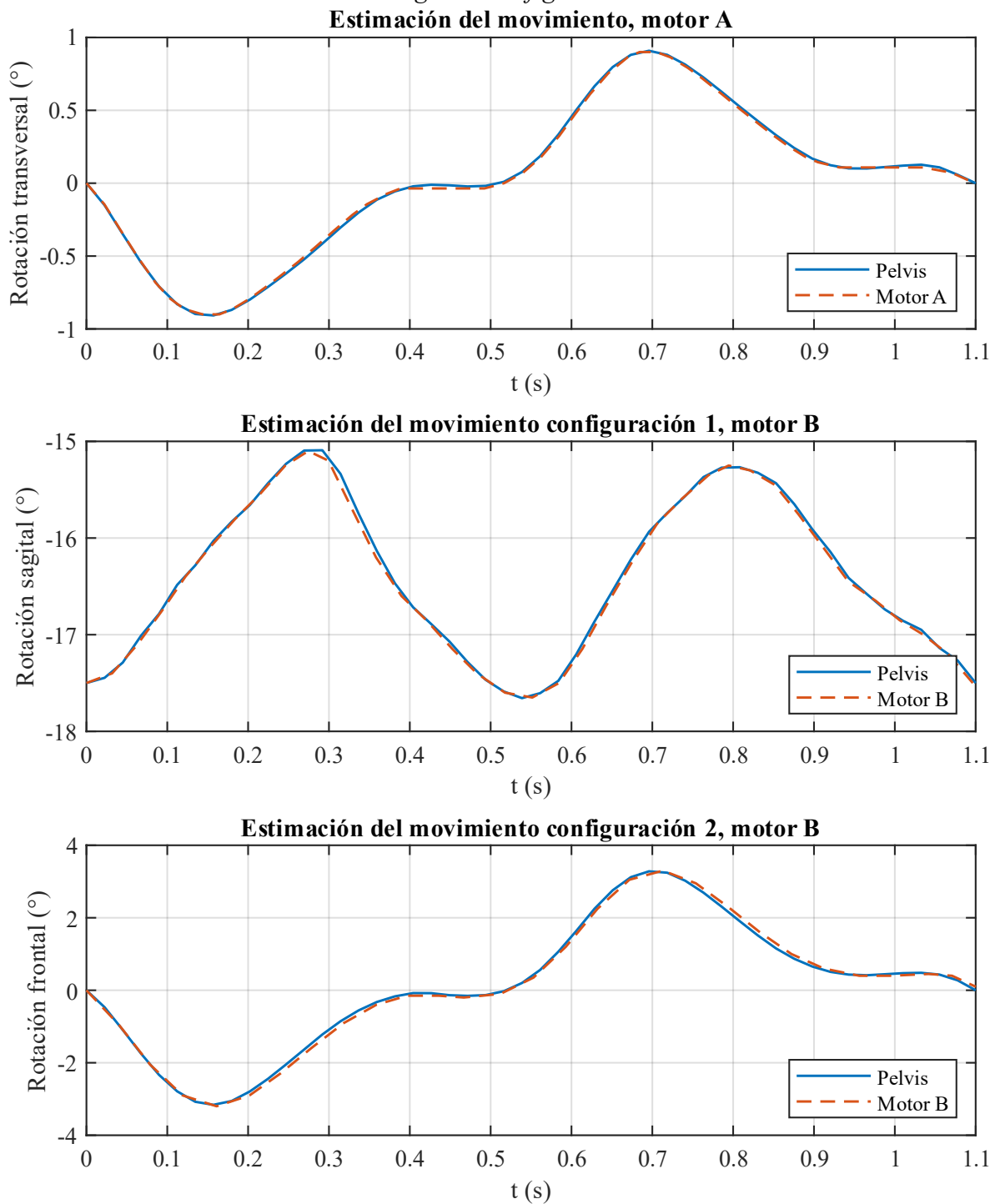
Obsérvese que el vector de número de pulsos $\mathbf{N}_{\text{pulsos}}$ depende de la parte entera del cociente entre el tiempo del intervalo y el periodo del pulso ($2t_p$). Cuando la velocidad angular es lo suficientemente baja, el periodo del pulso puede ser mayor al tiempo del intervalo, lo que representa cero pulsos, en otras palabras, el motor se queda estático durante ese intervalo. Por otra parte, el vector de dirección **dir** solo tiene en cuenta el signo de la velocidad angular, siendo 0 para rotaciones en sentido antihorario y 1 para rotaciones horario. Este procedimiento se ejecutó de manera iterativa variando el número de intervalos y la configuración de micro pasos en el controlador de cada motor. Para cada eje se tomó la configuración de micro pasos más baja que representara una exactitud aceptable en el movimiento, verificando el seguimiento de trayectoria y el tiempo de duración del ciclo. Los resultados de este proceso se muestran en la Tabla 6.

Tabla 6

Configuración de micro pasos y número de intervalos para cada eje.

Configuración de prueba	Eje	Configuración de micro pasos M	Número de intervalos N_{int}
C1	A (transversal)	M = 5 (1.000 pulsos/revolución)	53
	B (sagital)	M = 2 (400 pulsos/revolución)	36
C2	A (transversal)	M = 5 (1.000 pulsos/revolución)	53
	B (Frontal)	M = 2 (400 pulsos/revolución)	28

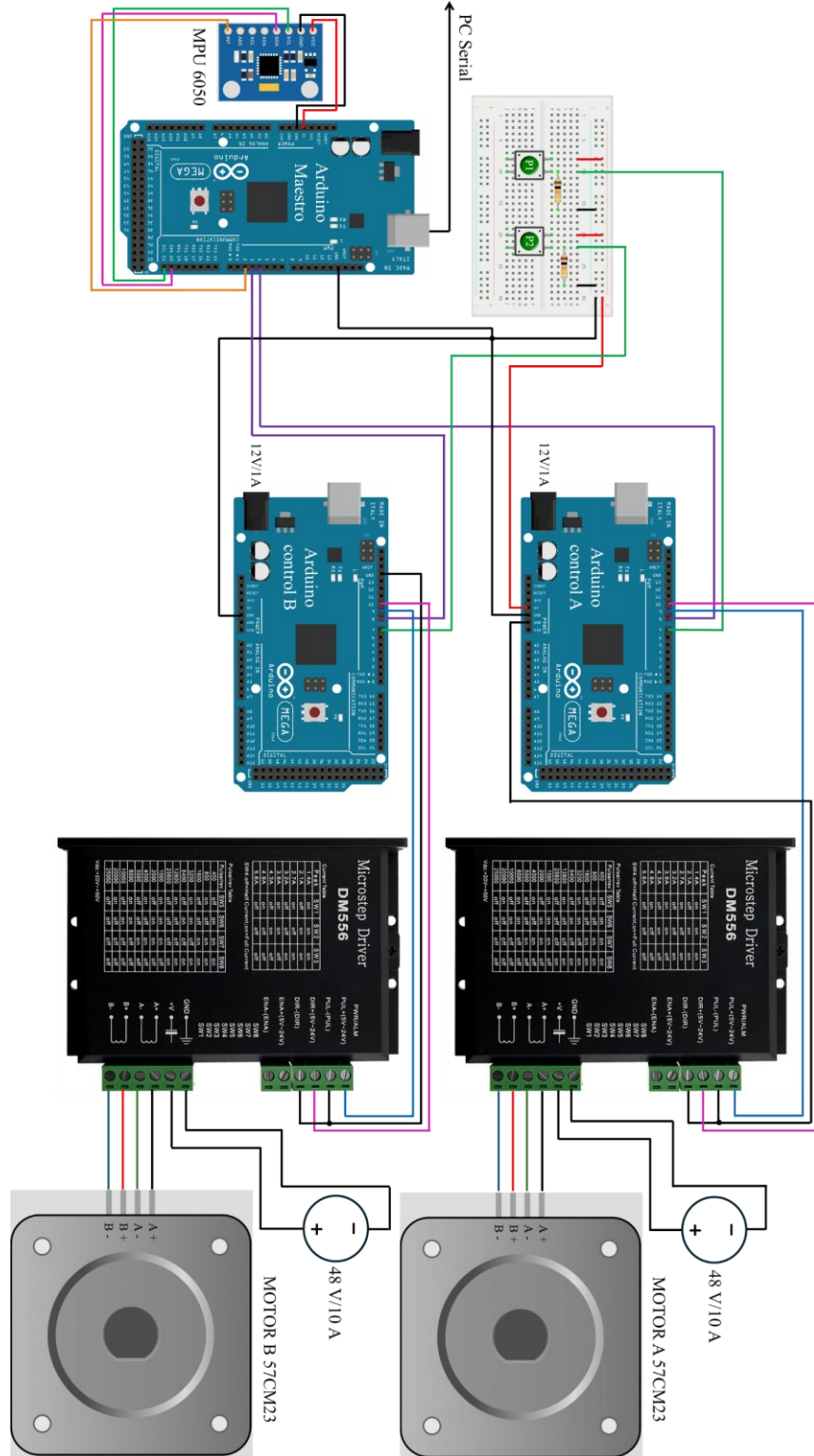
En las Figura 28 se presenta la comparativa entre el movimiento uterino y el movimiento calculado de los motores en cada uno de los ejes utilizando las configuraciones de la Tabla 6.

Figura 28*Movimiento calculado de los motores según la configuración a emular.*

Una vez definidos los micro pasos y el número de intervalos para cada motor, se generaron los tres vectores de movimiento: el vector de número de pulsos N_{pulsos} , el vector del tiempo del pulso t_p y el vector de dirección **dir**. Estos tres vectores fueron implementados en código C++ de Arduino IDE, con el cual se generaron los pulsos para cada motor de la plataforma (ver Apéndice C). Además de la generación de pulsos, el código anexado incluye las operaciones para el funcionamiento con la conexión general del sistema (Figura 29) y permite la comunicación entre los 3 Arduinos implementados, esto es, entre el Arduino maestro y los dos Arduinos de control.

Obsérvese la Figura 29, el Arduino maestro se encuentra conectado a la unidad de medición inercial, a la computadora a través del puerto serial y a los dos Arduinos de control de los motores. Este Arduino se encarga de procesar los datos provenientes de la IMU y los exporta a la computadora, además, permite una comunicación bidireccional con el usuario, así pues, cuando se decide empezar las pruebas, se envían señales a los otros Arduinos para que el movimiento de los ejes y los datos de la IMU estén sincronizados. Por su parte, los dos Arduinos de control se encuentran conectados al Arduino maestro, a las tarjetas DM556 S y a los pulsadores P1 y P2. Antes de iniciar las pruebas, se configura cuál de los dos movimientos se quiere ejecutar en la plataforma haciendo uso de los pulsadores. Una vez se oprime alguno de estos, el eje correspondiente al pulsador adopta la posición inicial de la prueba seleccionada. Finalmente, los controladores DM556 S son alimentados con las fuentes de 48V/10A y estos reciben la señal de control de los Arduinos para accionar los motores paso a paso.

Figura 29
 Conexiones para el control de la plataforma y medición de los ángulos.

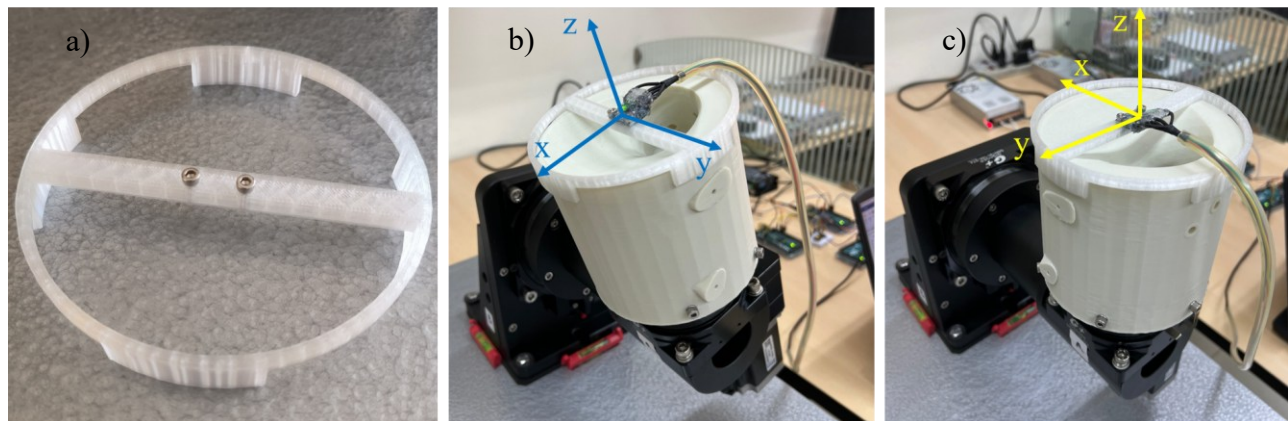


3.6 Validación del movimiento pélvico

Para la validación del movimiento emulado se diseñó un dispositivo impreso en 3D que sirvió para garantizar la unión rígida entre la unidad de medición inercial y la plataforma rotativa. Una vez realizado el montaje de la IMU, la plataforma se llevó a la posición inicial según la prueba a ejecutar (Figura 30). Obsérvese la orientación de los ejes coordenados. Para la configuración 1 el eje coordenado Y está orientado en el sentido de la rotación sagital (eje B), el eje coordenado Z está orientado en sentido de la rotación transversal (eje A) y el eje X está orientado en sentido de la rotación frontal, dirección donde no se espera medir movimiento. Respecto a la configuración 2, el eje X se encuentra orientado en sentido de la rotación frontal (eje B), el eje Z sigue orientado en sentido de la rotación transversal (eje A) y el eje Y se encuentra orientado en sentido de la rotación sagital, eje donde no se espera medir movimiento.

Figura 30

Montaje de la unidad de medición inercial para la validación del movimiento.



Nota: a) Dispositivo de sujeción, b) Configuración 1, c) Configuración 2.

Se corrieron 20 pruebas aleatorizadas de cada configuración, en cada una de estas la plataforma realizó 10 ciclos de movimiento pélvico. En total, se obtuvieron 200 ciclos de movimiento para cada eje en cada configuración y un aproximado de 132.000 datos, utilizando una frecuencia de

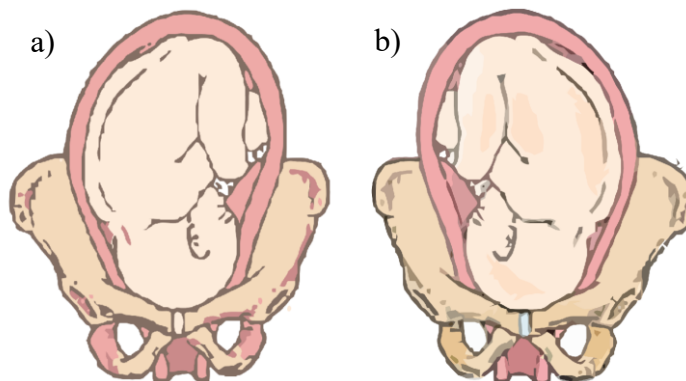
muestreo de 100 Hz. Los datos del monitor serial fueron exportados en formato de texto mediante el software libre CoolTerm, para después ser procesados y analizados en MATLAB R2023b.

3.7 Montaje del sistema dinámico

El montaje del sistema dinámico consistió en la unión de todos los sistemas desarrollados anteriormente para la ejecución de las pruebas de movimiento fetal. Inicialmente se realizó el ensamblaje entre el modelo uterino y el modelo fetal.

La posición fetal dentro del útero es un parámetro sensible para la ejecución de las pruebas. Por esta razón, durante el montaje se garantizó que el modelo fetal tuviera una orientación occipital anterior, con una presentación cefálica, que ocurre en el 96% de los embarazos (Ferreira et al., 2015a). En otras palabras, con la cabeza dirigida hacia la parte inferior del útero y el rostro orientado hacia la columna vertebral de la madre. Se escogió esta orientación al ser la posición más común y deseada del feto para el tercer trimestre (Fox & Chapman, 2006a). No obstante, esta presentación se puede presentar en dos variantes, con una orientación occipital derecha o con una orientación occipital izquierda (ver Figura 31), está última se da en el 66% de los nacimientos vaginales y se ha documentado que es independiente del posicionamiento de la madre (Matsuo et al., 2007).

Figura 31
Presentación fetal cefálica.

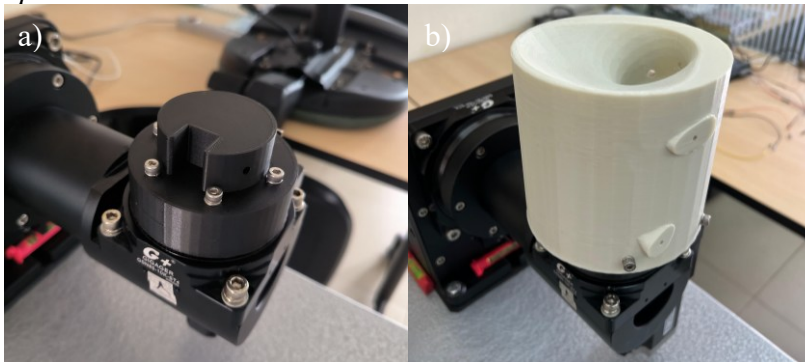


Nota: a) Occipital anterior derecha, b) Occipital anterior izquierda.

Una vez ensamblado el modelo fetal con el modelo uterino, se siguió con el montaje de estos dos en la plataforma rotativa. Para esto, se necesitó diseñar e imprimir dos dispositivos de acople: un primer dispositivo en fibra de carbono para la brida de la plataforma y un segundo dispositivo en PETG para el acople entre el primero y el modelo uterino (Figura 32).

Figura 32

Dispositivos de acople.



Nota: a) Dispositivo de acople 1, b) Dispositivo de acople 2.

Finalmente, se efectuó la puesta en marcha de los sistemas electrónicos y el llenado del modelo uterino con agua.

3.8 Medición de la cinemática fetal

En esta etapa se realizó la medición de la cinemática fetal caracterizada por tres ángulos de rotación obtenidos a través de la unidad de medición inercial implantada en el feto. A continuación, se describe el procedimiento para la ejecución de las pruebas:

Antes de iniciar las pruebas experimentales, se prestó especial atención a la orientación del modelo fetal dentro del útero. Se verificó que el feto estuviera siempre en una posición occipital anterior izquierda. Una vez confirmada la orientación fetal, se desplazó la plataforma rotativa a su posición inicial de acuerdo con la prueba a realizar (Figura 23). Este movimiento se ejecutó a una velocidad baja de $10^\circ/\text{s}$ para evitar alterar la posición fetal. Con los sistemas electrónicos

conectados, se procedió a calibrar la orientación de la IMU, estableciendo la posición actual como el punto cero en cada uno de los ejes. Finalmente, se envió una señal de inicio desde el Arduino maestro, lo que permitió sincronizar el movimiento pélvico de la plataforma con el proceso de captura de datos.

Se llevaron a cabo 21 pruebas aleatorizadas para cada configuración. En cada una de ellas, la plataforma completó un total de 10 ciclos de movimiento pélvico. Esto resultó en un total de 210 ciclos de movimiento por eje en cada configuración y aproximadamente 138.600 datos registrados, tomados a una frecuencia de muestreo de 100 Hz.

Finalmente se realizó el análisis de resultados a través de su comparativa con el movimiento pélvico.

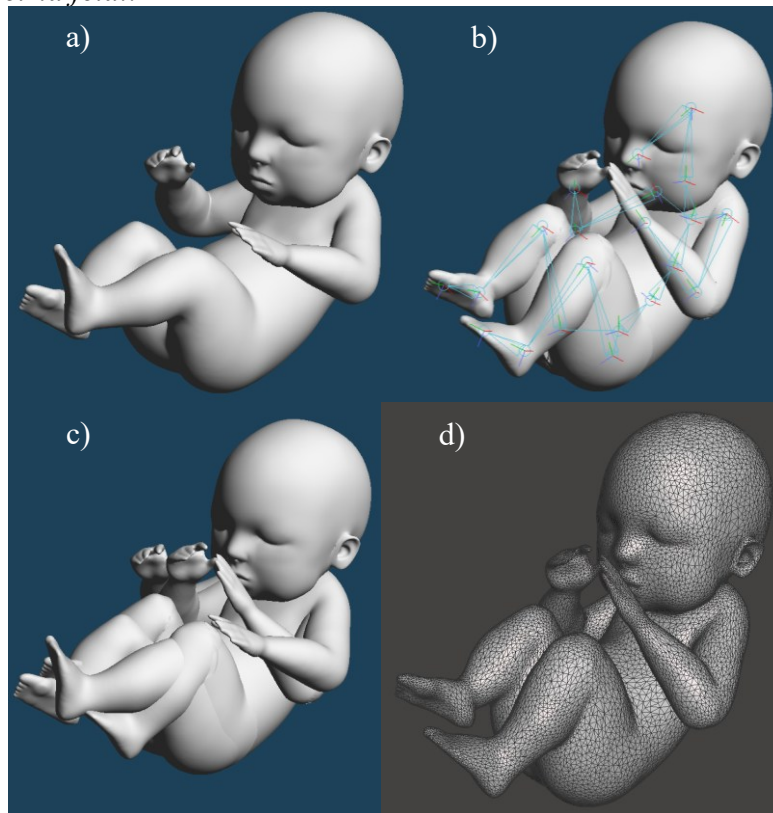
4. Resultados

4.1 Desarrollo del modelo fetal

Se partió de un modelo tridimensional genérico disponible del repositorio libre Sketchfab. Tras verificar sus proporciones, se realizó una edición del modelo en formato OBJ a través del software Metasequoia 4 para llevarlo a una posición fetal, caracterizada por la aducción de hombros, la flexión de los codos, la cadera y las rodillas (Figura 33). La edición consistió en la importación del modelo, la definición de un esqueleto digital, la delimitación de los rangos articulares y el movimiento de articulaciones.

Figura 33

Edición de la geometría fetal.



Nota: a) Modelo base, b) Asignación del esqueleto digital, c) Superposición de la geometría base con la geometría modificada, d) Modelo final suavizado con Meshmixer.

Posterior a la edición, se exportó el modelo al software Autodesk Meshmixer (San Francisco, USA) para suavizar las distorsiones generadas al modificar la malla. En la Figura 33d se muestra el resultado final de esta etapa.

4.1.1 Dimensiones fetales durante la gestación

La medición de la biometría fetal mediante ultrasonido constituye una herramienta fundamental en la práctica obstétrica contemporánea, ya que permite un seguimiento detallado del desarrollo fetal y facilita la detección temprana de patologías (O’Gorman & Salomon, 2018). Dentro de los parámetros biométricos medidos destacan tres variables por su precisión y facilidad de registro:

- **Diámetro biparietal (BPD):** Se define como la distancia entre los dos huesos parietales del cráneo fetal. Debe obtenerse mediante una vista transversal de la cabeza a nivel del tálamo.
- **Circunferencia cefálica (CC):** Se define como el perímetro de la cabeza del feto, la sección anatómica es la misma que para el diámetro biparietal. Puede obtenerse utilizando una elipse o derivarse a partir del diámetro occipitofrontal (DOF) a partir de la ecuación $CC = \pi (BPD + DOF) / 2$. En donde DOF hace referencia al diámetro occipital frontal.
- **Longitud femoral (LF):** Se define como la longitud del eje más largo de la diáfisis femoral.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha establecido estándares de referencia para estas medidas a través de gráficas con percentiles basadas en la edad gestacional (Kiserud et al., 2017). Otros autores han cuantificado las variaciones en los estándares biométricos para diferentes poblaciones: Briceño documentó estos datos para la población de Cali, Colombia (Briceño et al., 2013), Vallejo los reportó para Bogotá (Vallejo et al., 2024), Neufeld para Guatemala (Neufeld et al., 2004), y Schluter para Australia (Schluter et al., 2004). Sin embargo, no se observaron diferencias claras entre los estándares de la OMS y los datos reportados por estos autores para sus respectivas poblaciones, ver Tabla 7.

Tabla 7*Biometría fetal en la semana 34 de gestación.*

Parámetro (mm)	OMS	Briceño	Vallejo	Neufeld	Schluter	Loughna
Diámetro biparietal	85,0	85,0	84,4	83,5	85,0	n/a
Circunferencia cefálica	309,0	307,0	298,5	304,8	311,0	312,0
Longitud femoral	65,0	65,0	65,3	66,1	63,0	65,0
Circunferencia abdominal	298,0	296,0	281,7	305,3	302,0	288,4

Nota: Los valores mostrados en la tabla corresponden a la media de cada parámetro.

Además, se han desarrollado numerosos modelos para predecir la biometría en función de la edad gestacional (O’Gorman & Salomon, 2018). Recientemente, se han creado algoritmos avanzados que permiten la medición automática del perímetro cefálico a partir de imágenes de ultrasonido (van den Heuvel et al., 2018).

Se utilizaron las Ecuaciones (42) propuestas por Loughna (Loughna et al., 2009) para estimar la biometría fetal en la semana 34 de gestación ($EG = 34$), obteniendo valores de 312 mm para la circunferencia cefálica, 65 mm para la longitud femoral, 288,4 mm para la circunferencia abdominal y, se tomó un valor medio de 85 mm para el diámetro biparietal.

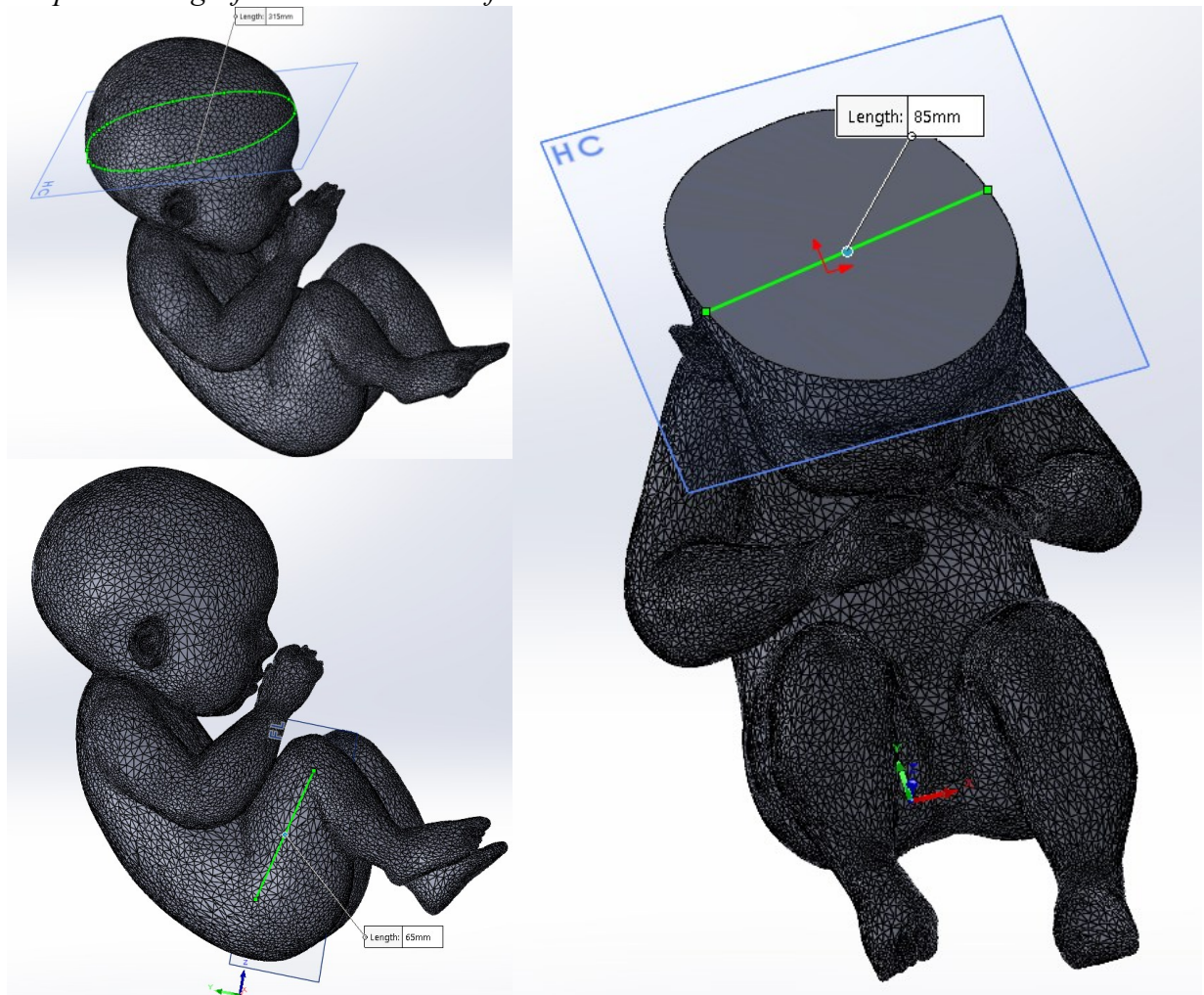
$$CC = -109,7 + 15,16 EG - 0,002388EG^3$$

$$LF = -32,43 + 3,416EG - 0,0004791EG^3 \quad (42)$$

$$CA = -85,84 + 11,92EG - 0,0007902EG^3$$

Con estos valores objetivo se escaló el modelo tridimensional en Meshmixer para después exportarlo al software SolidWorks, en donde se realizaron las operaciones pertinentes para la inclusión de la cavidad del sensor inercial y la distribución de pesos. En la Figura 34 se muestra la comprobación gráfica de las dimensiones fetales después del escalado.

Figura 34
Comprobación gráfica de la biometría fetal.



4.1.2 Peso fetal durante la gestación

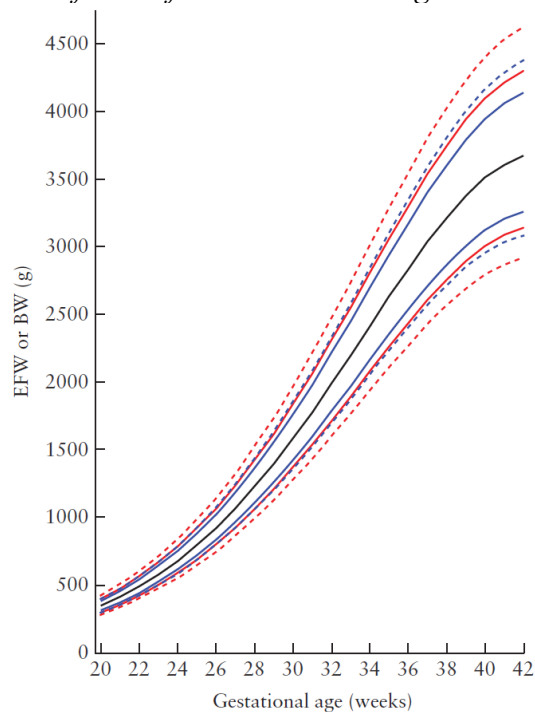
La estimación del peso fetal es uno de los principales parámetros utilizados para evaluar el desarrollo saludable de un neonato. Esto ha motivado una gran cantidad de investigaciones enfocadas en analizar cómo aumenta el peso fetal en función de la edad gestacional. Algunos autores, como Alexander (Alexander et al., 1985) y Zhang (Zhang & Bowes, 1995), han documentado la influencia de factores como la raza y el género en el peso al nacer, reportando diferencias de hasta 270 gramos a favor de la población blanca en comparación con la comunidad

afrodescendiente. Asimismo, se han observado aumentos promedio de 150 gramos en recién nacidos de sexo masculino respecto al sexo femenino.

Por otro lado, diversas investigaciones han comparado las curvas de ganancia de peso según la nacionalidad de los padres. Entre estos, Nicolaides lo documentó en el Reino Unido (Nicolaides et al., 2018), Pedreira en Brasil (Pedreira et al., 2011), Dollberg en Israel (Dollberg et al., 2005) y Vallejo en Colombia (Vallejo et al., 2024). A pesar de las pequeñas diferencias observadas entre regiones, se ha concluido que es posible establecer un patrón global para el peso del neonato en función de la edad gestacional. Esta conclusión es respaldada por Romero (Romero & Tarca, 2018), quienes analizaron los estándares de la Organización Mundial de la Salud (OMS), el Consorcio Internacional de Crecimiento Fetal y Neonatal (InterGrowth) y la Institución de Salud Infantil y Desarrollo Humano (NICHD), entre otros.

Figura 35

Gráfica estándar para el peso del feto en función de la edad gestacional.



Nota: La línea negra corresponde a la media. Tomado de Nicolaides (Nicolaides et al., 2018).

Se estableció una masa objetivo de 2.500 gramos para el modelo fetal, esta corresponde al estándar para la semana 34 de gestación sin discriminar género, raza o nacionalidad (Romero & Tarca, 2018). A continuación, se presenta el procedimiento para la distribución de esta masa en el modelo implementado.

4.1.3 Distribución de peso en el modelo fetal

Desde el nacimiento hasta la etapa adulta, el peso de las distintas partes del cuerpo, así como las proporciones entre las extremidades y el tronco experimentan cambios significativos. Diferentes autores han reportado estos cambios durante el desarrollo del niño. Erdmann (Erdmann, 2019) establece que la cabeza es la parte del cuerpo que mayores cambios de proporción experimenta, mencionando que para un niño de 3 años la cabeza constituye un 17% del peso corporal, decreciendo al 11% para un niño de 10 años y finalmente alcanzando solo un 5% en la etapa adulta. La proporción entre la longitud de las extremidades también varía con la edad, para niños recién nacidos se conoce que la estatura es cerca de 4 veces la longitud de la cabeza, mientras que para adultos la longitud corporal corresponde aproximadamente a 8 cabezas (Muftić et al., 2003).

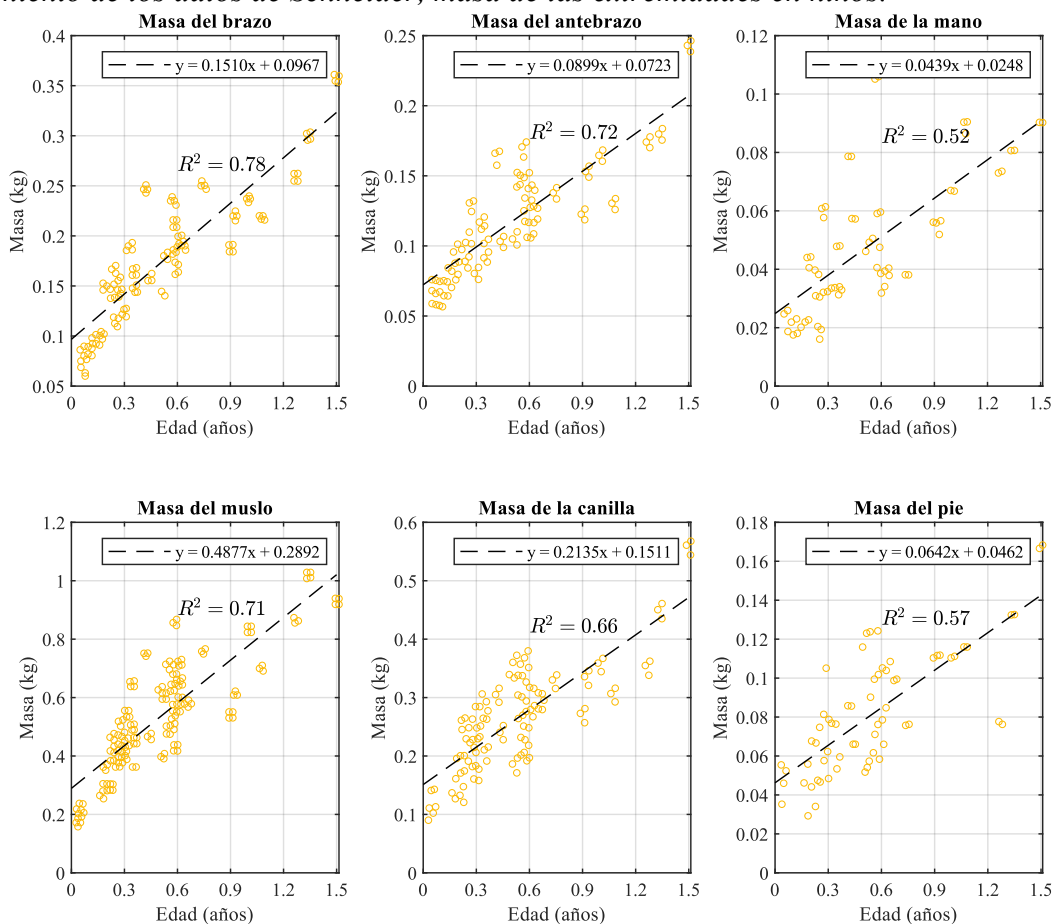
Para el modelo fetal, es necesario conocer cuantitativamente la distribución de masa y el centro de masa de las diferentes partes del cuerpo durante la gestación. No obstante, no se han documentado investigaciones que aborden esta temática, por lo que se ha recurrido a los datos disponibles para el periodo de infancia temprana, es decir, desde el nacimiento hasta los 3 años. Wells (Wells et al., 2002) presenta los datos del centro de masa del brazo, el antebrazo, el muslo y la canilla para 163 infantes, 93 hombres y 75 mujeres en el rango de 0,1 a 18 meses. Afirma que el centro de masa se desplaza hacia el extremo proximal durante el crecimiento. Por otro lado,

Schneider (Schneider & Zernicke, 1992) trabajó con niños desde las 2,1 semanas a los 1,5 años y presenta la posición del centro de masa de las extremidades, reportando que este parámetro no varió significativamente en el rango estudiado. También establece la masa del brazo, el antebrazo, la mano, el muslo, la pierna o canilla y el pie, ajustando ecuaciones de regresión lineal multivariable. Sun (Sun & Jensen, 1994) trabajó con 27 niños de 2 a 9 meses (9 a 63 semanas) y reporta ecuaciones polinómicas para la longitud de las extremidades y el peso de las partes del cuerpo, divididas en la cabeza, el cuello, el tronco superior (tórax), el tronco inferior (cavidad abdominal), los brazos, los antebrazos, las manos, los muslos, las canillas y los pies.

Los datos de masa presentados por Schneider (Schneider & Zernicke, 1992) fueron sometidos a regresiones lineales para ver su dependencia con respecto a la edad del niño, ver Figura 36. Al analizar la pendiente de los modelos obtenidos, se evidencia una concordancia con el desarrollo cefalocaudal y el crecimiento proximal distal, también se observa una dispersión grande de los datos con coeficiente de determinación R^2 inferiores a 0,8.

Figura 36

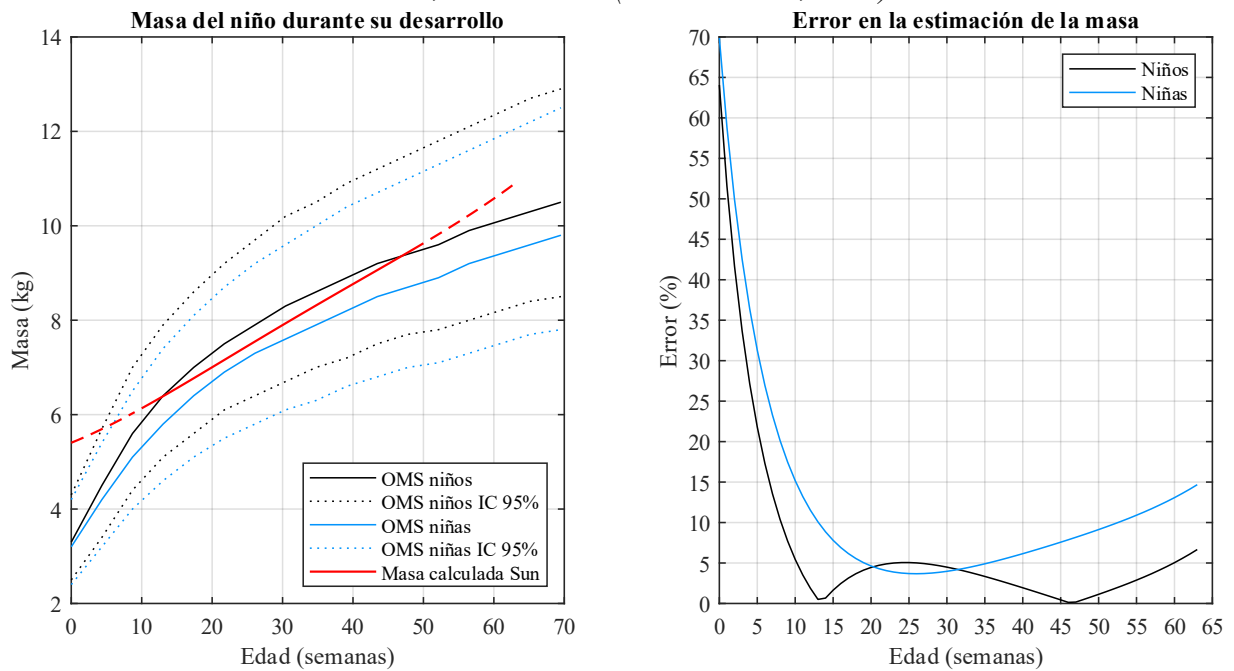
Procesamiento de los datos de Schneider, masa de las extremidades en niños.



Las regresiones polinómicas presentadas por Sun (Sun & Jensen, 1994) se utilizaron para estimar el peso de los diferentes segmentos anatómicos y el peso total del bebé como la suma de los pesos individuales. Estas regresiones se evaluaron en el rango de 0 a 63 semanas. El peso total estimado fue comparado con los valores referenciales establecidos por la organización mundial de la salud para el 2024 (World Health Organization, 2024) en la Figura 37. Se observa un buen ajuste de la masa con respecto a los datos referenciales de la OMS, específicamente en el rango de 9 a 63 semanas con errores porcentuales inferiores al 15%. El modelo de Sun, ajustado para las semanas 9 a 63, no se adapta a la ganancia exponencial de peso en las primeras semanas postparto, esto principalmente debido a que las regresiones presentadas son en su mayoría lineales.

Figura 37

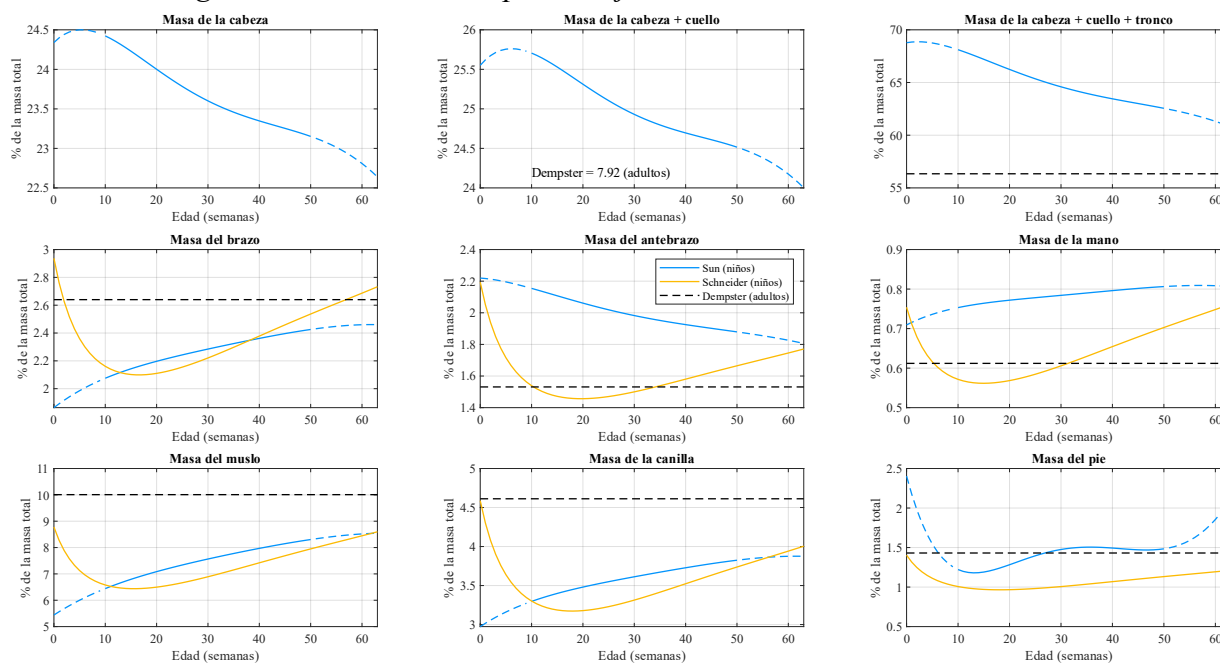
Masa del niño durante su desarrollo, OMS vs Sun (Sun & Jensen, 1994).



Adicionalmente, este mismo modelo se empleó para computar los porcentajes de masa de cada segmento anatómico, estos valores se compararon con los porcentajes estimados a través de las regresiones lineales ajustadas a los datos de Schneider (tomando el peso total de la OMS) y con los porcentajes presentados por Dempster (Dempster & Gaughran, 1967), quienes experimentaron con cadáveres humanos en etapa adulta de género masculino (Figura 38). Inicialmente se observa el fenómeno documentado por Erdmann (Erdmann, 2019) en donde el peso en porcentaje de la cabeza va disminuyendo con el desarrollo. La cabeza y el cuello constituyen entre si un porcentaje cercano al 25,5 % del peso corporal en niños de 10 semanas y este disminuye hasta un 24,5 % para las 50 semanas. La tendencia descendente de este porcentaje justifica el valor reportado por Dempster del 7,92 % para la cabeza y el cuello en adultos.

Figura 38

Masa de los segmentos anatómicos en porcentaje de la masa total.



Para el peso de la cabeza, el cuello y el tronco, vistos como un solo elemento, se evidencia la misma tendencia descendente desde un 68% para las 10 semanas hasta un 63% para las 50 semanas. Se esperaría que este porcentaje siguiera descendiendo hasta un valor constante de 56% en la etapa adulta, lo cual corresponde a una ganancia importante en la masa del tronco.

En general, las predicciones realizadas por Sun (Sun & Jensen, 1994) son acertadas al documentar el aumento en el porcentaje de masa de los brazos, los muslos y las canillas. Por su parte, los porcentajes para los antebrazos, las manos y los pies son cercanos entre las tres referencias. En el modelo fetal se utilizaron los porcentajes de masa presentados en la Tabla 8. Estos porcentajes se calcularon con el modelo de Sun para la semana 10 postparto, siendo esta la semana más temprana donde se obtuvieron datos congruentes con la masa fetal total de la OMS.

Tabla 8*Distribución de la masa en el modelo fetal, porcentajes.*

Parte / extremidad	Porcentaje de masa (%)	Dempster	Masa (g)
Cabeza	24,43	7,93	610,75
Cuello	1,28		32,00
Tórax (<i>upper trunk</i>)	18,57	50,45	464,25
Abdomen (<i>lower trunk</i>)	23,84		596,00
Brazo (c/u)	2,08	2,64	52,00
Antebrazo (c/u)	2,15	1,51	53,75
Mano (c/u)	0,75	0,61	18,75
Muslo (c/u)	6,44	10,01	161,00
Canilla (c/u)	3,30	4,61	82,5
Pie (c/u)	1,22	1,43	30,50
Total	100	100	2.500

La masa total de 2.500 gramos que debe tener el modelo fetal se divide en los pesos de las extremidades y en la impresión de su geometría. El modelo fetal utilizado tiene un volumen total de $V_{\text{feto}} = 1.517.686 \text{ mm}^3$, este fue segmentado con 30% de relleno y 2 capas de pared, lo que permitió calcular una masa necesaria de filamento de aproximadamente 695 g y una densidad aparente de la impresión para el PETG de $\rho_{\text{petg}} = 4,5792 \times 10^{-4} \text{ g/mm}^3$. Para los pesos del modelo se decidió utilizar acero inoxidable AISI 304 con el objetivo de evitar corrosión y se tomó una densidad constante para el acero de 7.800 kg/m^3 ($0,0078 \text{ g/mm}^3$).

$$m_{\text{feto}} = \rho_{\text{acero}} V_{\text{acero}} + \rho_{\text{petg}} (V_{\text{feto}} - V_{\text{acero}}) \quad (43)$$

La Ecuación (43) permitió calcular un volumen total de acero de $V_{\text{acero}} = 2,4584 \times 10^5 \text{ mm}^3$, con este valor se encontraron los volúmenes particulares de acero para cada segmento anatómico utilizando los porcentajes de la Tabla 8. El dimensionamiento de las pesas se realizó con base en su sección transversal y se presenta en la Tabla 9.

Tabla 9*Dimensiones de los pesos para el modelo fetal.*

Parte / extremidad	Cantidad	Descripción	Dimensiones (mm)
Cabeza + cuello	1	Barra circular (2")	50,8 × 31,18
Tórax	1	Barra circular (1,5")	38,1 × 40,05
Abdomen	1	Barra circular (1,5")	38,1 × 51,40
Brazo (c/u)	1	Barra circular (5/8")	15,875 × 25,77
Antebrazo (c/u)	1	Barra cuadrada (1/2")	12,7 × 12,7 × 32,84
Mano (c/u)	1	Platina	12,7 × 7 × 20,83
Muslo (c/u)	1	Barra circular (1")	25,4 × 31,26
Canilla (c/u)	1	Barra circular (5/8")	15,875 × 40,95
	1		14 × 4 × 26
Pie derecho*	1	Platina	12 × 3 × 21
	1		12 × 3 × 13
	1		14 × 4 × 26
Pie izquierdo*	1	Platina	12 × 3 × 26
	1		12 × 3 × 11

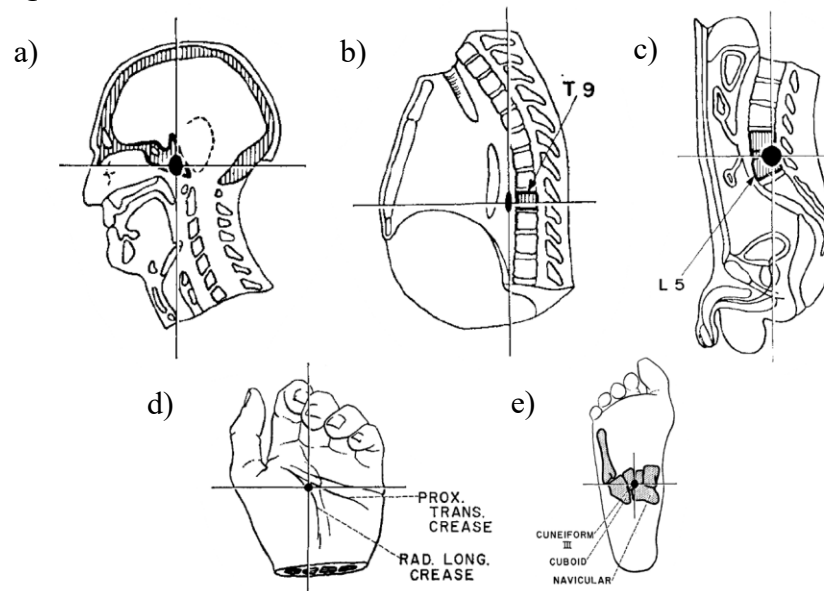
*Nota: *Los pesos de los pies fueron dimensionados según las restricciones de tamaño para cada uno.*

Con respecto al centro de masa, en la Tabla 10 se muestra la comparativa de tres referencias para las extremidades. Contrario a Schneider (Schneider & Zernicke, 1992) que establece valores constantes para el centro de masa, Wells (Wells et al., 2002) reporta un desplazamiento de este parámetro hacia el extremo proximal durante el desarrollo temprano del niño. Obsérvese que los datos suministrados por Dempster para adultos son menores a los valores para niños, sin embargo, tienen magnitudes similares con diferencias máximas del 10%, lo que indicaría pequeños cambios en el centro de masa para todo el crecimiento. De acuerdo con esto, los diferentes pesos implementados en el brazo, el antebrazo, el muslo y la canilla del modelo fetal fueron insertados en aproximadamente la mitad de su longitud.

Tabla 10*Tabla comparativa para el centro de masa de las extremidades.*

Parte / extremidad	Centro de masa en porcentaje (%) de la longitud del segmento			
	Schneider	Dempster	Wells	
			Recién nacido	18 meses
Brazo	44,28 ± 1,39	43,74 ± 3,03	52,50	52,46
Antebrazo	45,41 ± 0,78	42,93 ± 2,13	48,83	48,48
Mano	44,95 ± 9,03	n/a	n/a	n/a
Muslo	48,59 ± 1,69	42,78 ± 2,05	48,17	40,69
Canilla	43,77 ± 0,86	42,64 ± 2,32	n/a	n/a
Pie	34,69 ± 2,74	n/a	n/a	n/a

Para el centro de masa de los segmentos corporales con geometrías complejas (cabeza, tórax, abdomen, manos y pies), se tomaron como referencia los esquemas presentados por Dempster, obtenidos a través de métodos de suspensión y balanceo (Figura 39). Con ayuda de estas representaciones se ubicaron los pesos en el modelo fetal.

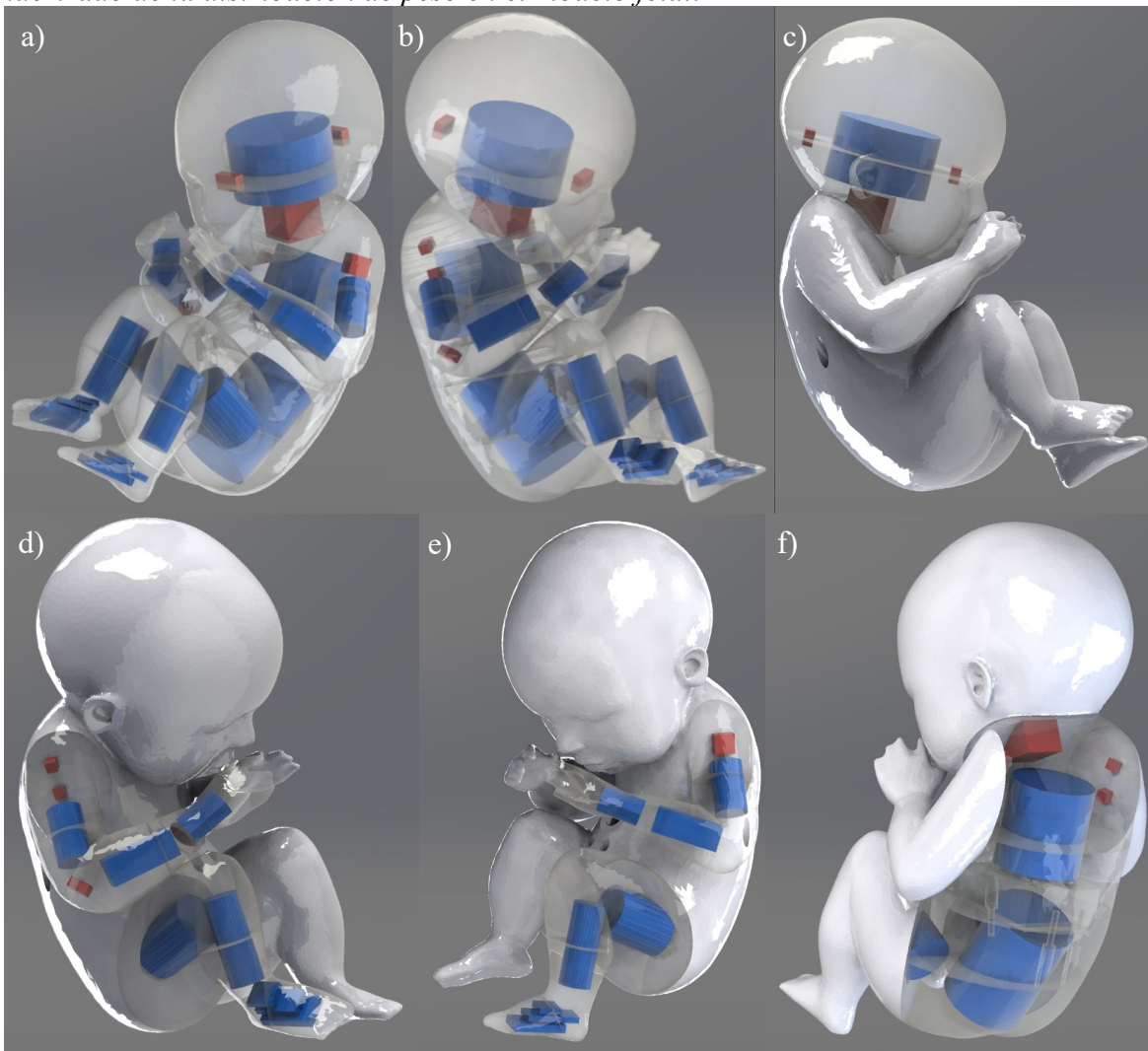
Figura 39*Representación gráfica de los centros de masa.*

Nota: a) cabeza y cuello, b) Tórax, c) Abdomen, d) Mano, e) Pie. Tomado de Dempster (Dempster & Gaughran, 1967).

La Figura 40 presenta el renderizado del modelo fetal con la distribución de los pesos de acero inoxidable que se utilizó para su construcción. Los elementos en color azul son los pesos y los elementos de color rojo corresponden a cuñas que se emplearon para evitar el deslizamiento al juntar las diferentes partes.

Figura 40

Renderizado de la distribución de peso en el modelo fetal.



Nota: a) y b) Distribución total, c) Cabeza, d) Extremidades derechas, e) Extremidades izquierdas, f) Tórax y abdomen.

4.1.4 Construcción del modelo fetal

La construcción del modelo fetal contempló 4 fases, la impresión 3D del modelo en PETG, el maquinado de los pesos, el ensamble y el acabado. El modelo fetal fue modificado para modelar las cavidades de los pesos y la IMU. En total se dividió en 24 partes para su ensamblaje: la cabeza superior e inferior, el tórax, la cavidad de la IMU, el abdomen, la cadera, los hombros, los brazos, los antebrazos proximales, los antebrazos distales, las manos, los muslos, las pantorrillas proximales, las pantorrillas distales y los pies. En la Figura 41 se muestra el explosionado de las piezas impresas y la distribución real de pesos ya maquinados.

Figura 41

Explosionado del feto, impresión y distribución de pesos.



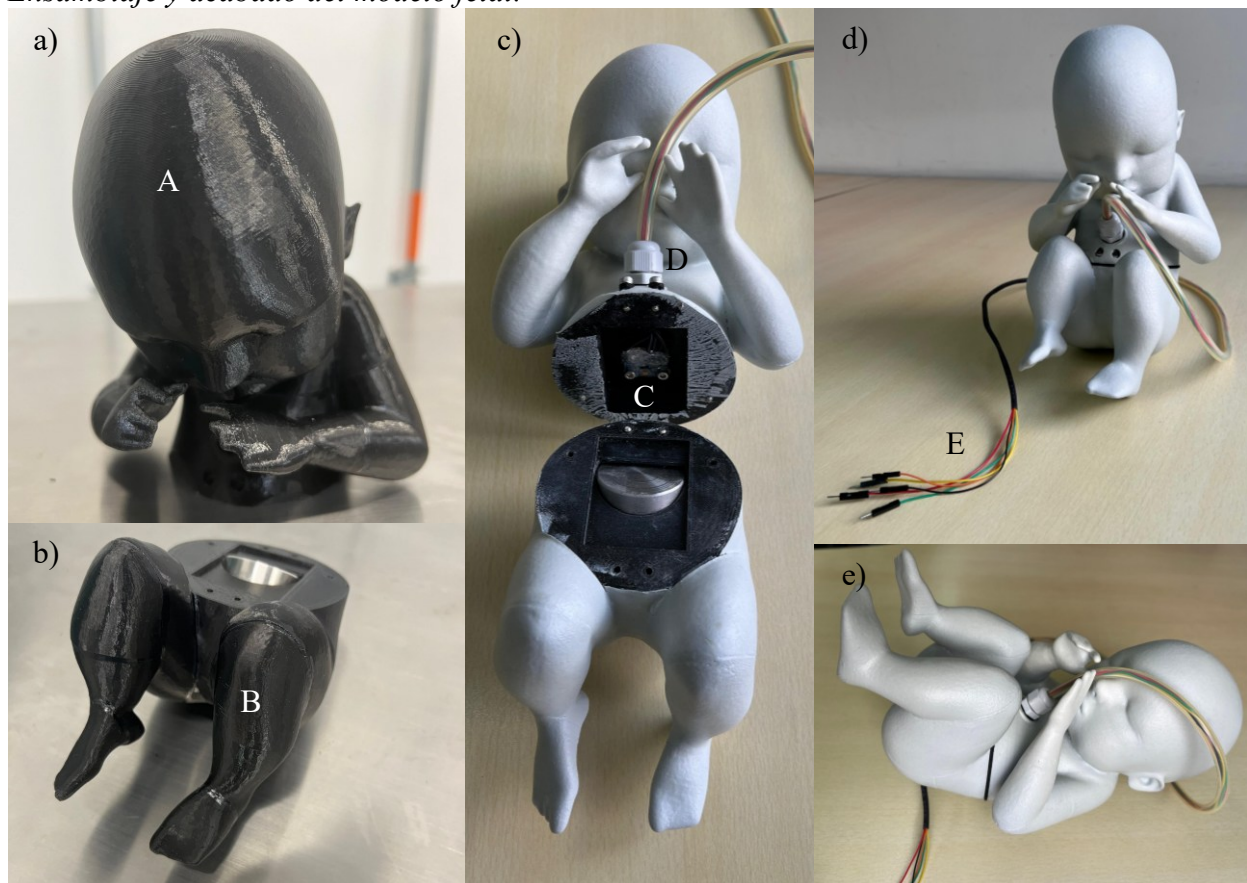
Las diferentes partes fueron unidas utilizando pegamento a base de Ciano acrilato para obtener dos mitades del feto, la mitad superior y la mitad inferior (Figura 42a). A las dos mitades se les realizó un proceso de acabado que consistió en lijado, pintura y sellado (Figura 42c). Para sellar la superficie se utilizó el aerosol impermeabilizante LeakSeal de Rust-Oleum (Illinois, USA).

Posterior al acabado, fue insertada la unidad de medición inercial. Esta se recubrió con una resina epoxi dieléctrica para proteger los circuitos electrónicos de la humedad y fue unida al

modelo fetal a través de tornillería inoxidable. Finalmente, el modelo fue ensamblado colocando un sello de neopreno entre las dos mitades. Obsérvese que el cableado de la unidad de medición inercial se encapsuló dentro de una maguera flexible que permitió extraerlo del modelo fetal y del modelo uterino a través de un prensa estopa, evitando el contacto con el agua. El peso final del modelo fetal fue de 2.567 gramos.

Figura 42

Ensamblaje y acabado del modelo fetal.



Nota: A: Mitad superior, B: Mitad inferior, C: IMU, D: Prensa estopa, E: Cableado IMU.

4.2 Desarrollo del modelo uterino

El útero experimenta cambios extraordinarios durante la gestación, adaptándose para albergar al feto en crecimiento (Clark–Patterson et al., 2022). Los tejidos que lo conforman, con un comportamiento altamente dinámico, se remodelan y estiran de manera progresiva para alojar al

feto en desarrollo. Durante el desarrollo fetal su peso aumenta más de 30 veces, mientras que su volumen se expande hasta más de 2.000 veces (Hyttén & Cheyne, 1969; MORRIONE & SEIFTER, 1962). Anatómicamente, el útero comienza con una forma de pera, que gradualmente se vuelve más esférica en las primeras etapas de gestación, y hacia el final adquiere una morfología más alargada o elipsoidal, lo que le permite alojar al feto y adaptarse a sus dimensiones (de Almeida et al., 2024). Después del parto, estos mismos tejidos desempeñan un papel crucial al contraerse rápidamente, no solo para recuperar el tamaño y la forma original del útero, sino también para prevenir hemorragias postparto y facilitar la involución (Mulic-Lutvica et al., 2001).

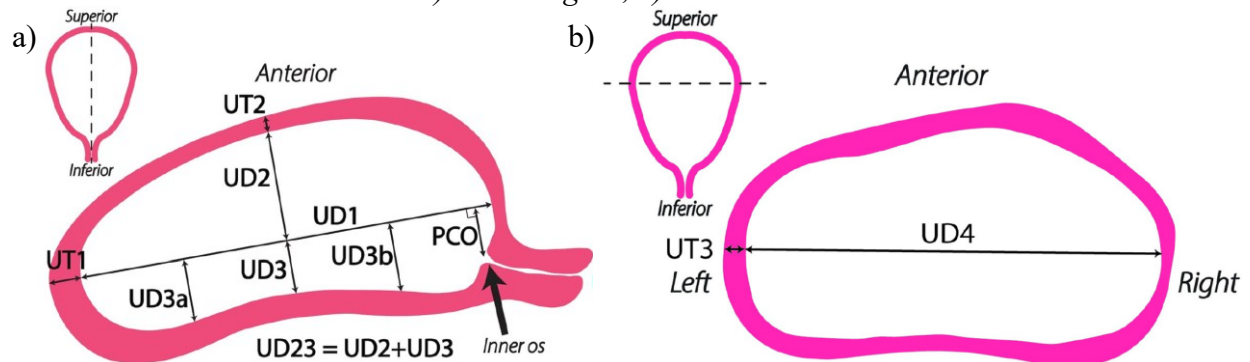
A continuación, se presenta el desarrollo y construcción de un útero artificial promedio para la semana 34 de gestación.

4.2.1 Geometría uterina

La definición de la geometría uterina se basó en los estudios realizados por Louwagie (Louwagie et al., 2021; Louwagie, Russell, et al., 2024), quienes llevaron a cabo un análisis sistemático de las dimensiones uterinas. Este análisis incluyó el desarrollo de un modelo paramétrico en SolidWorks para generar geometrías tridimensionales, basadas en 15 variables medidas por ultrasonido en cuatro revisiones periódicas, realizadas a 30 mujeres gestantes. El desarrollo paramétrico fue previamente validado con modelos de resonancia magnética (Louwagie, Rajasekharan, et al., 2024).

Figura 43

Variables biométricas del útero. a) Corte sagital, b) Corte transversal.



Nota: Tomado de (Louwagie et al., 2021).

De las 15 variables documentadas en la referencia, se tomaron los 3 diámetros principales para dimensionar la forma general del útero (ver Figura 43):

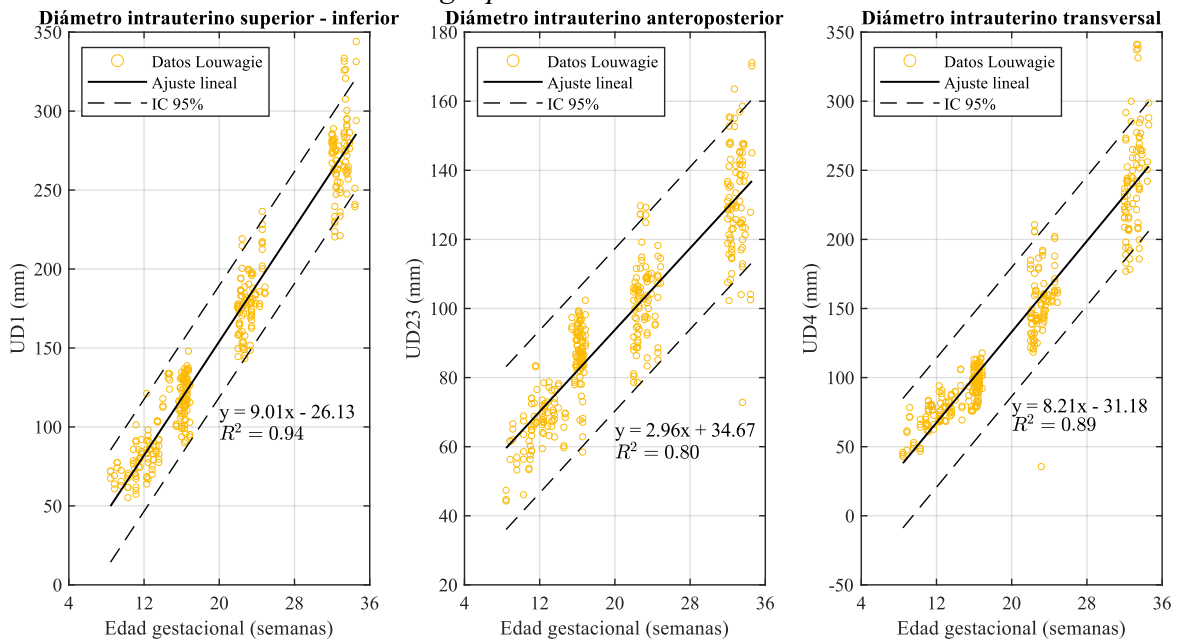
- Diámetro intrauterino superior – inferior (UD1): Se define como la longitud máxima desde el fondo hasta la región inferior del útero.
- Diámetro intrauterino anteroposterior (UD23): Medido en un corte sagital desde el punto medio del diámetro superior – inferior.
- Diámetro intrauterino transversal (UD4): Diámetro máximo desde la pared derecha hasta la pared izquierda del útero, medido en un corte transversal.

Las mediciones biométricas y los modelos uterinos de Louwagie están disponibles en el repositorio institucional de la Universidad de Columbia (<https://doi.org/10.7916/d8-g3bz-yj53>).

En la Figura 44 se presentan las gráficas de los diámetros intrauterinos presentados por Louwagie en función de la edad gestacional para una posición de pie. Esta postura fue seleccionada al ser la posición adoptada al caminar, además, según lo documentado, en posición supina el útero se estrecha en la dirección anteroposterior y se ensancha en la dirección transversal, cambiando sus dimensiones (Louwagie et al., 2021).

Figura 44

Análisis de las mediciones de Louwagie para los diámetros intrauterinos.



Nota: Los intervalos de confianza fueron calculados asumiendo una distribución normal.

Es importante señalar que no se documentó la posición fetal dentro del útero al momento de las mediciones, lo que podría explicar la alta dispersión en los datos, especialmente para el segundo y tercer trimestre, cuando no hay mucho espacio entre el útero y el feto (Lai et al., 2016). A pesar de esta limitación, se utilizaron los ajustes lineales presentados en las gráficas de la Figura 44 para estimar los diámetros intrauterinos promedio del modelo artificial. Como resultado, se determinó un diámetro interior-superior de 280 mm, un diámetro anteroposterior de 135 mm y un diámetro transversal de 248 mm. Estos valores están en concordancia con los reportados por Gillespie (GILLESPIE, 1950), quien estimó un diámetro transversal de 284 mm y una relación entre el diámetro inferior – superior y el diámetro anteroposterior de 1,93: 1.

Con los diámetros estimados se calcularon dos factores de forma, el primero fue el cociente $A = 2,07$ entre el diámetro inferior – superior y el diámetro anteroposterior, y el segundo fue el cociente $B = 1,13$ entre el diámetro inferior – superior y el diámetro transversal. Con base en los

factores A y B, se realizó un proceso de filtrado y selección entre los 90 modelos 3D (3 especialistas y 30 pacientes) disponibles para las semanas 32 a 34 de gestación presentados por Louwagie (Louwagie, Russell, et al., 2024). Inicialmente, se descartaron los modelos cuyas geometrías presentaron grandes diferencias con respecto a los factores A y B. Posteriormente, se priorizaron aquellos modelos cuyos errores porcentuales en los diámetros fueron más bajos, verificando además que el modelo fetal pudiera alojarse adecuadamente en su interior. El cálculo de los errores porcentuales se realizó tras aplicar un escalado uniforme a cada modelo, es decir, manteniendo sus proporciones originales.

Este proceso permitió determinar que, el modelo más adecuado para representar un útero gestante promedio en la semana 34 fue el correspondiente al paciente 25, al cual se le aplicó una escala de 1,1: 1 y cuyas dimensiones se detallan en la Tabla 11.

Tabla 11

Diámetros del modelo uterino.

Parámetro	Media (mm)	IC 95%	Modelo (mm)	Error (%)
UD1	280	245 - 315	294,50	5,18
UD23	135	112 - 158	142	5,19
UD4	248	202 - 294	228,50	7,86

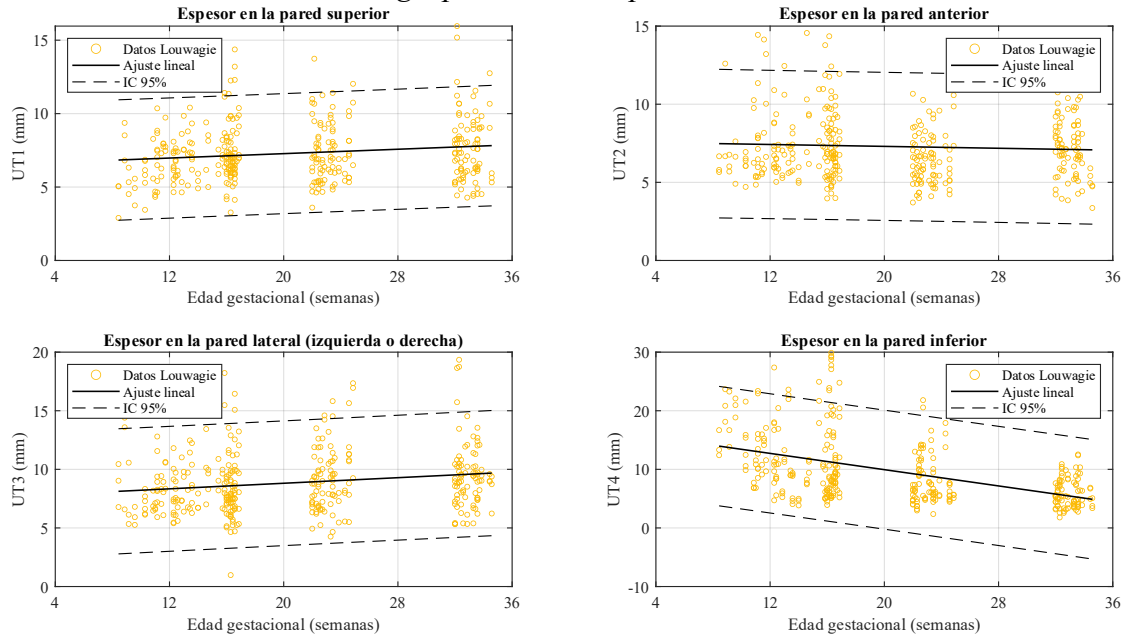
En la Tabla 11 se muestra que los errores porcentuales de los tres diámetros son inferiores al 8% con respecto a la media estimada. No obstante, todos los diámetros del modelo se encuentran dentro de los intervalos de confianza al 95%.

Por otro lado, se analizaron los datos correspondientes a cuatro espesores uterinos medidos por el mismo autor: el espesor de la pared superior (UT1), el espesor de la pared anterior (UT2), el espesor de la pared lateral (UT3) y el espesor de la pared inferior (UT4). Se ajustaron modelos de regresión lineal y se calcularon los intervalos de confianza al 95%. Los resultados mostrados en

la Figura 45 indican que, para esta muestra, no se observaron diferencias significativas en el espesor uterino con respecto a la edad gestacional, excepto en la región inferior del útero, que mostró una tendencia decreciente.

Figura 45

Análisis de las mediciones de Louwagie para cuatro espesores uterinos.



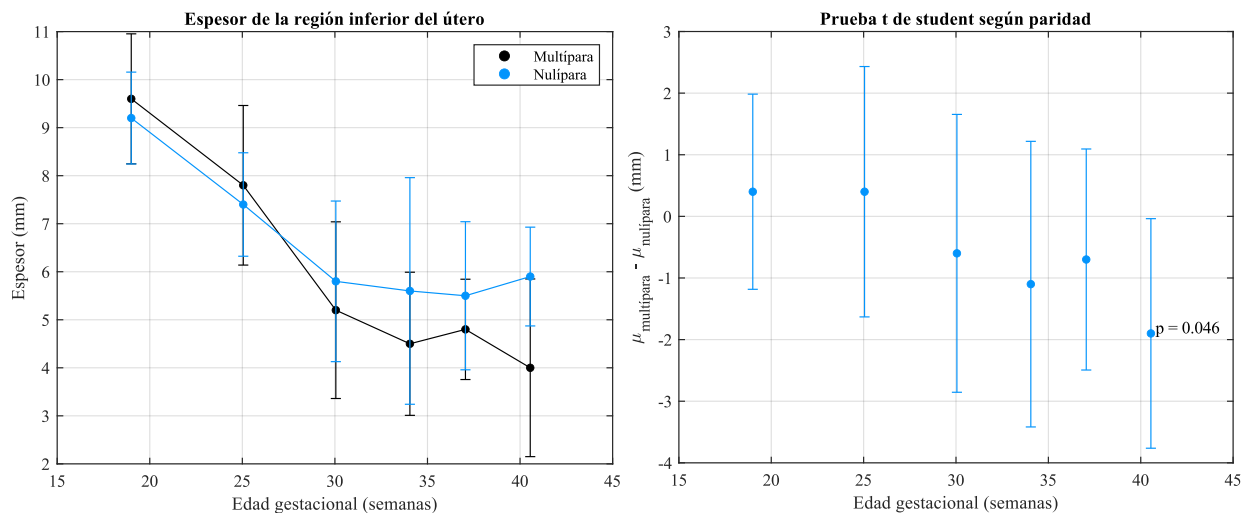
Nota: Los intervalos de confianza fueron calculados asumiendo una distribución normal.

4.2.2 Espesor uterino

Numerosos estudios han investigado la relación entre el espesor uterino y la edad gestacional, lo que ha permitido analizar el riesgo de ruptura uterina (Jastrow et al., 2016), predecir complicaciones obstétricas (Huang et al., 2021) y planificar modelos numéricos (Irannejad Parizi et al., 2020). Fukuda (Fukuda et al., 2016) encontró una correlación inversa entre el espesor de la región inferior del útero y la edad gestacional. En su investigación, reportó espesores promedio de 5,1 mm en la semana 20, 3,6 mm en la semana 30 y 2,3 mm a las 40 semanas. Ginsberg (Ginsberg et al., 2013) también evidenció una relación inversa entre el espesor de la pared inferior del útero y la edad gestacional. En la Figura 46 se muestra el procesamiento de los datos reportados por

Ginsberg, en el cual se utilizaron las desviaciones estándar y los tamaños muestrales de la referencia, para calcular los intervalos de confianza y realizar pruebas t de Student para comparar los espesores entre mujeres nulíparas y multíparas. Al observar las gráficas, es evidente la disminución significativa del espesor uterino durante el desarrollo fetal para los dos grupos analizados, con espesores ligeramente inferiores para mujeres multíparas. Cuando se compararon los espesores de estos dos grupos, solo se encontró una diferencia significativa en mujeres a término, con un valor de significancia de $p = 0,046$.

Figura 46
Procesamiento de datos de Ginsberg.

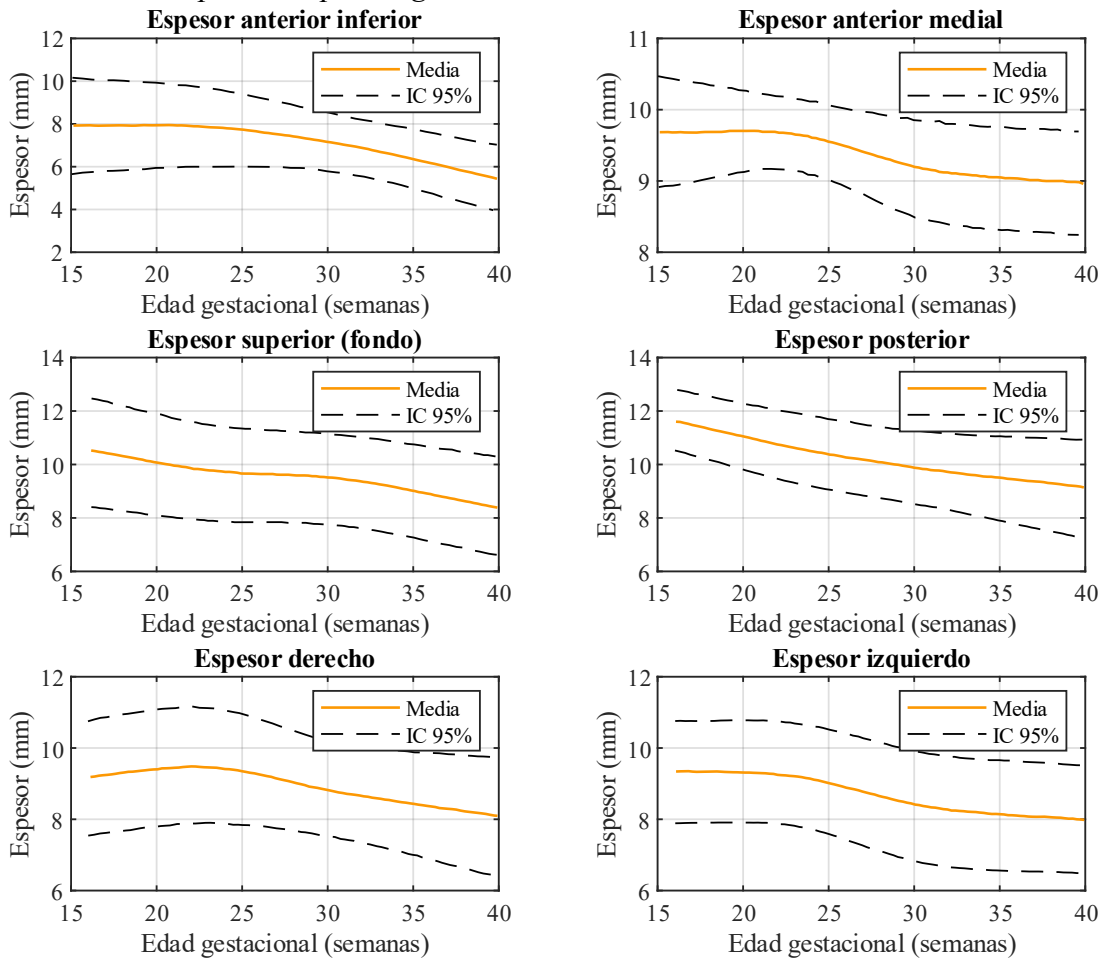


Nota: Datos tomados de (Ginsberg et al., 2013).

Por su parte, Degani (Degani et al., 1998), al igual que Fukula y Ginsberg, identificó una tendencia lineal descendente en el espesor del segmento inferior durante el último trimestre de gestación. Sin embargo, no se observó una variación significativa en el espesor de las regiones anterior, superior, posterior, izquierda y derecha a lo largo de los tres trimestres (Figura 47). Además, al analizar la gráfica, no se evidencian diferencias en el espesor uterino entre los segmentos izquierdo y derecho.

Figura 47

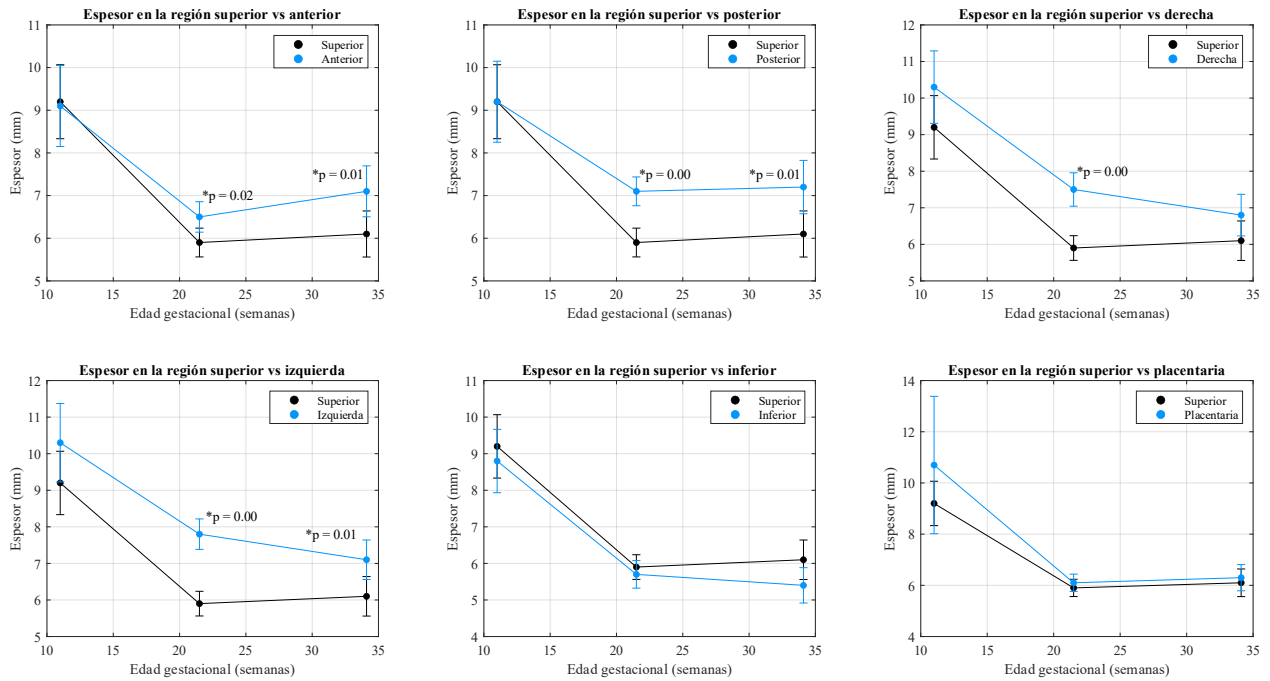
Espesores del útero reportados por Degani.



Nota: Datos tomados de (Degani et al., 1998).

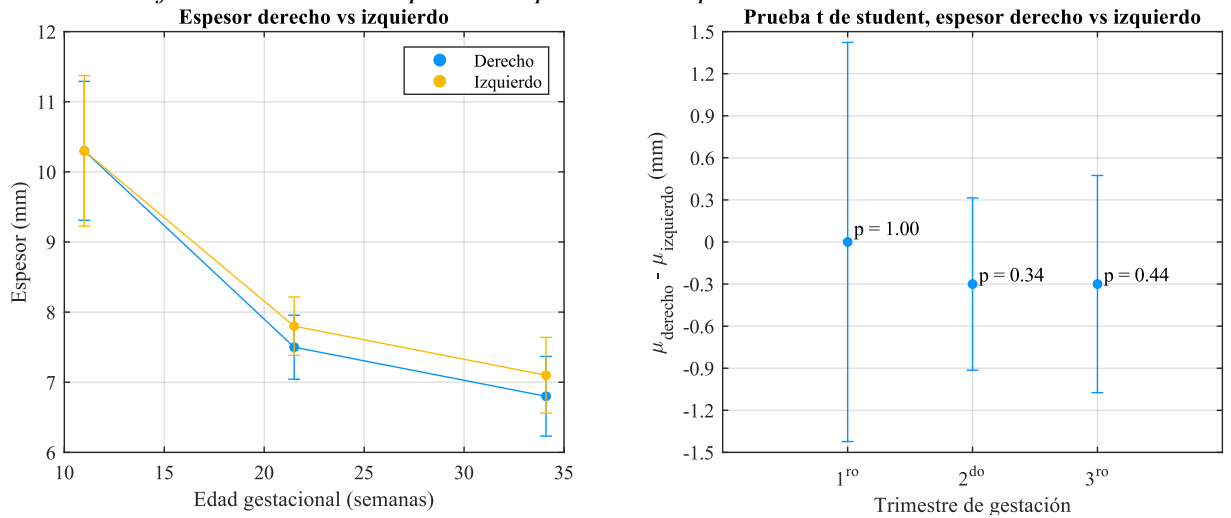
A diferencia de Degani, Durnwald (Durnwald & Mercer, 2008) encontró un decremento del espesor en todas las regiones uterinas, con la mayor disminución entre el primer y segundo trimestre. Al estimar los intervalos de confianza se encontraron algunas diferencias significativas entre la región superior y las demás paredes del útero. Obsérvese las gráficas mostradas en la Figura 48, en donde los puntos señalados con asterisco (*) tienen una significancia menor a 0,05.

Figura 48
Procesamiento de datos de Durnwald.



Los espesores derecho e izquierdo también fueron sometidos a la prueba t de diferencia de medias (Figura 49). Al igual que Degani, no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas.

Figura 49
Prueba de diferencia de medias para el espesor en las paredes laterales del útero.



Con base en los análisis realizados, es evidente que la región inferior del útero experimenta grandes cambios de espesor durante la gestación. Sin embargo, no existe un consenso sobre la disminución del espesor en las demás regiones uterinas. Mientras algunos autores documentan variaciones significativas entre el primer y el segundo trimestre, otros han observado espesores constantes. Debido a este desacuerdo, se implementó un espesor constante de 7 mm en el modelo artificial, siguiendo un enfoque similar al adoptado por Parizi (Irannejad Parizi et al., 2020).

4.2.3 Sustituto artificial para el tejido uterino

Pocos estudios han caracterizado el tejido uterino de manera experimental. Conrad (Conrad et al., 1966; Conrad & Kuhn, 1967) evaluaron las propiedades del útero extrayendo muestras por histerectomía en cesáreas, incluyendo 105 muestras de mujeres no gestantes y 65 muestras de mujeres gestantes. Manoogian et al. (Bisplinghoff et al., 2012) encontraron las propiedades a tracción del segmento inferior del útero de seis donantes, con un total de 19 muestras obtenidas por cesárea. Pearsall et al. (Pearsall & Roberts, 1978) caracterizaron el útero a tracción y compresión en mujeres nulíparas y multíparas, evaluando muestras de la región anterosuperior del útero y del fundus. Estos datos fueron la referencia de comparación con el material ensayado.

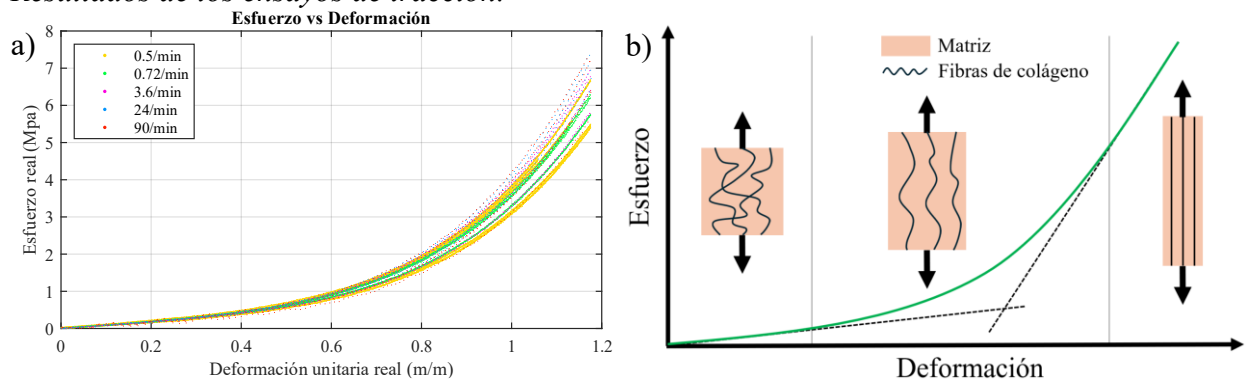
4.2.3.1 Ensayos de tracción.

La Figura 50a muestra el comportamiento a tracción para la silicona a diferentes velocidades de deformación. Ninguna de las probetas ensayadas presentó fractura y todas retornaron a su longitud inicial una vez retirada la carga. Se observó un comportamiento hiperelástico no lineal, cuya forma está en concordancia con el comportamiento teórico experimental debido a la orientación de las fibras de colágeno presentes en el tejido (Figura 50b) (Baah-Dwomoh et al., 2016). Para bajas deformaciones las fibras de colágeno se encuentran enredadas y entrelazadas, razón por la cual estas no aportan rigidez al tejido, lo que representa un módulo elástico pequeño

asociado a las propiedades mecánicas de la elastina. Por otro lado, a medida que aumenta la deformación, tanto las fibras de colágeno como de elastina se orientan en la dirección de aplicación de la carga y estas se estiran, ofreciendo mayor resistencia a la deformación y evidenciando un módulo elástico elevado (Fenton et al., 2020). El rango de operación habitual para tejido biológico suele llegar hasta la segunda región (Benítez & Montáns, 2017).

Figura 50

Resultados de los ensayos de tracción.



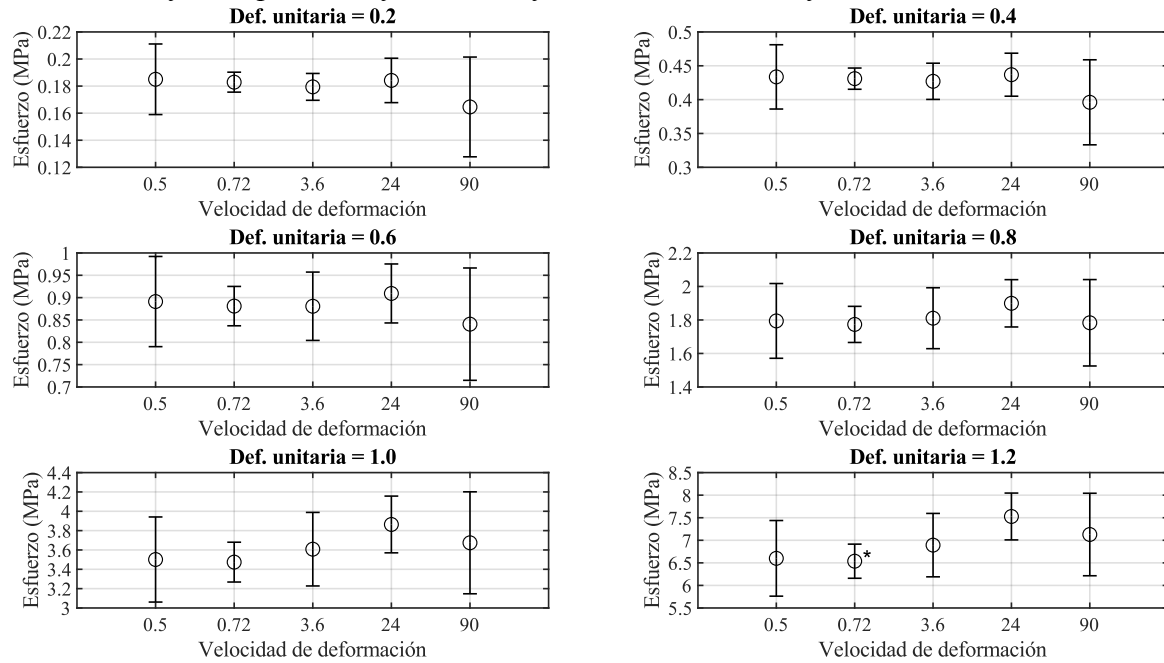
Nota: a) Gráfica de esfuerzo real vs deformación unitaria real, b) Comportamiento típico del tejido blando sometido a cargas de tracción.

Para verificar la dependencia de la silicona con respecto a las velocidades de deformación ensayadas, se decidió evaluar los intervalos de confianza para el esfuerzo en diferentes niveles de deformación (Figura 51). Obsérvese que los intervalos de confianza del esfuerzo para cada velocidad de deformación se entrecruzan, a excepción de los intervalos de confianza para 0,72 min^{-1} y 24 min^{-1} en la última gráfica, correspondiente a una deformación unitaria real de $\epsilon_{\text{real}} = 1,2$. Para estos valores, la prueba t student para diferencia de medias arrojó un valor $p < 0,05$, no obstante, al ser el único par de medias con diferencias y teniendo en cuenta que no es un comportamiento recurrente entre velocidades de deformación consecutivas, se infiere que pudo deberse a una probeta defectuosa o que esta sufrió deslizamiento en las sujeciones para ese nivel de deformación. Con base en los resultados, es evidente que el comportamiento de la silicona en

tracción no es dependiente de la velocidad de deformación en el rango ensayado, lo que concuerda con los resultados obtenidos por Chanda (Chanda, 2018).

Figura 51

Intervalos de confianza para el esfuerzo en diferentes niveles de deformación.



Nota: El símbolo representa un valor $p < 0,05$.*

Se ajustaron regresiones polinómicas de séptimo orden para cada corrida experimental. Con las 25 regresiones individuales se ajustó una única regresión polinómica $R^2 = 0,98$ para modelar el comportamiento unificado a tracción de la silicona, la Ecuación (44) presenta el polinomio obtenido.

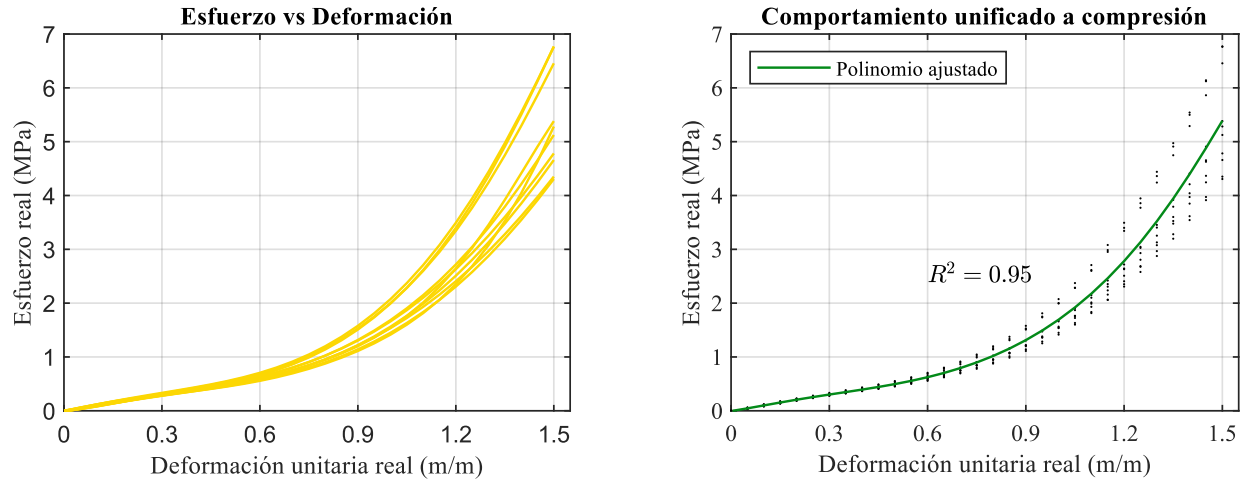
$$\sigma_t = 0.4087\varepsilon^7 - 0.2260\varepsilon^6 - 1.3906\varepsilon^5 + 5.6146\varepsilon^4 - 2.5531\varepsilon^3 + 1.0577\varepsilon^2 + 0.7051\varepsilon + 0 \quad (44)$$

4.2.3.2 Ensayos de compresión.

En cuanto a los ensayos de compresión, la Figura 52 muestra los resultados para las 10 probetas ensayadas. Nótese que existe una amplia variabilidad en los datos de compresión, especialmente para deformaciones unitarias superiores a 0,6. Este comportamiento sugiere aumentar el tamaño

muestral para obtener una estimación más confiable, no obstante, se entiende que las probetas fueron comprimidas hasta menos de un 20% de su altura original (ver Figura 14).

Figura 52
Resultados ensayos de compresión.



Se ajustó un polinomio general de séptimo orden para los ensayos de compresión, el procedimiento fue análogo al descrito anteriormente para los ensayos de tracción, aclarando que solo se ajustaron 10 polinomios individuales, uno para cada corrida experimental. La Ecuación (45) presenta el polinomio ajustado con $R^2 = 0,95$:

$$\sigma_c = -2.0601\epsilon^7 + 10.3821\epsilon^6 - 21.1624\epsilon^5 + 22.5455\epsilon^4 - 11.0100\epsilon^3 + 2.0707\epsilon^2 + 0.9321\epsilon + 0 \quad (45)$$

4.2.3.3 Ajuste del modelo hiperelástico.

La Tabla 12 expone las constantes ajustadas para Veronda-Westmann y su comparación con los resultados de Chanda (Chanda, 2018) en una silicona con la misma dureza (shore 30A) de Smooth-On (Macungie, Pennsylvania), también mezclada en partes iguales.

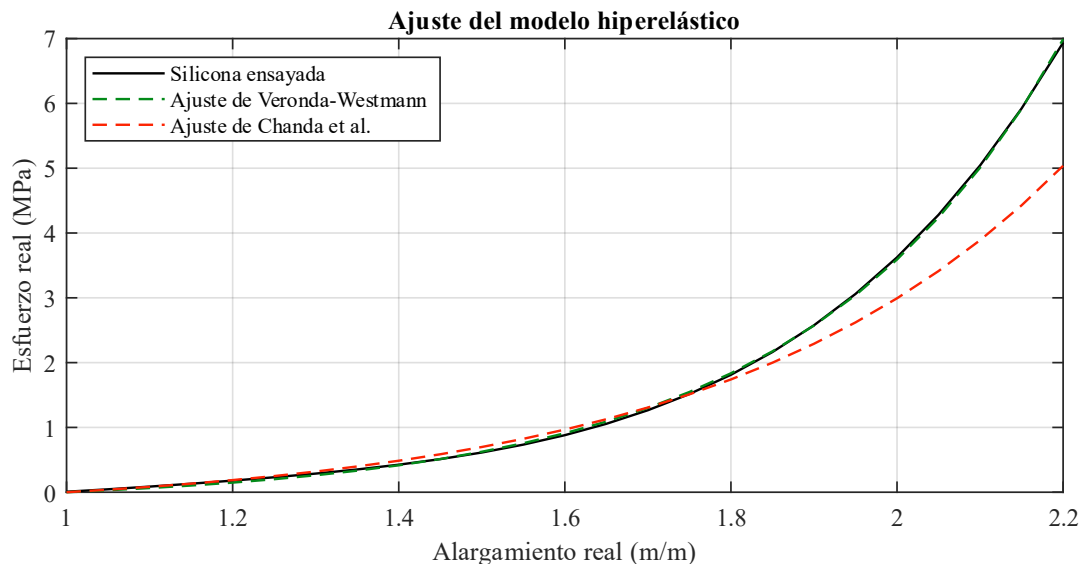
Tabla 12
Constantes ajustadas para Veronda-Westmann.

Parámetro	Silicona	Chanda (Chanda, 2018)
c_1	0.3521	0.7370
c_2	0.5403	0.3380

Se graficó el esfuerzo real vs alargamiento real para la silicona en tracción con el ajuste obtenido a través del modelo hiperelástico (Figura 53). En la misma gráfica se trazó el modelo de Veronda-Westmann con las constantes ajustadas por Chanda (Chanda, 2018) presentadas en Tabla 12. Se evidenció que el modelo propuesto por Chanda et al. solo se ajusta a los datos experimentales hasta un alargamiento de 1,7, comportamiento que se atribuye a que en ese estudio solo se caracterizó el material hasta un alargamiento de 1,5, mismo rango en el que se ajustó su modelo, mientras que, en la presente investigación se estiró la silicona hasta un alargamiento máximo de 2,2, permitiendo obtener un ajuste satisfactorio en un rango más amplio de trabajo. Obsérvese las curvas en color negro y verde.

Figura 53

Ajuste del modelo de Veronda-Westmann.



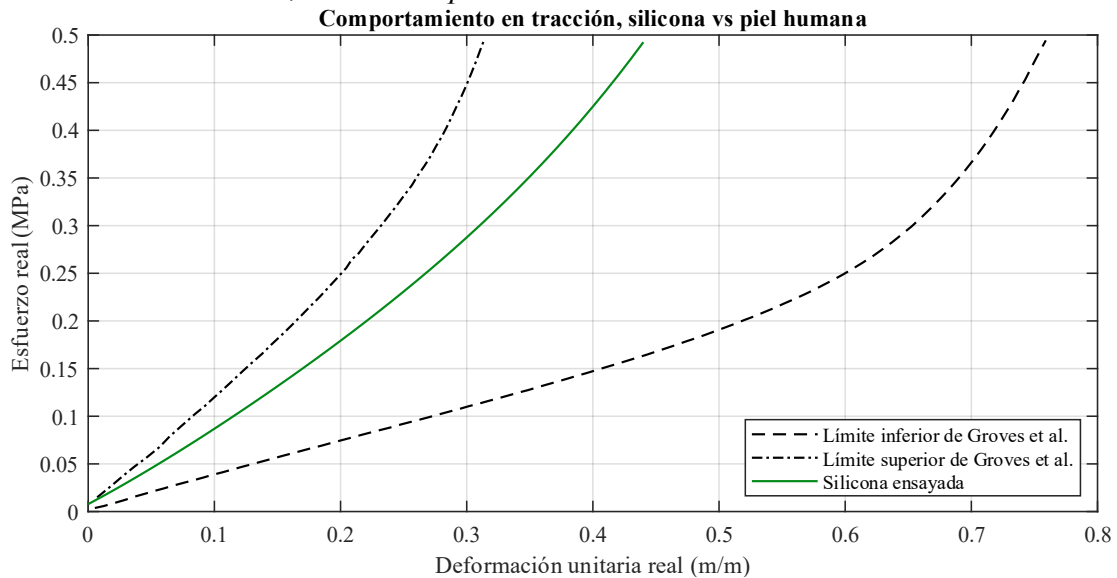
4.2.3.4 Comparativa con tejido biológico.

El comportamiento de la silicona a cargas de tracción se comparó con los datos presentados por Groves et al. para piel humana (Groves et al., 2013). El estudio citado realizó ensayos de tracción uniaxial a una velocidad de 25mm/min en 8 muestras cilíndricas obtenidas por

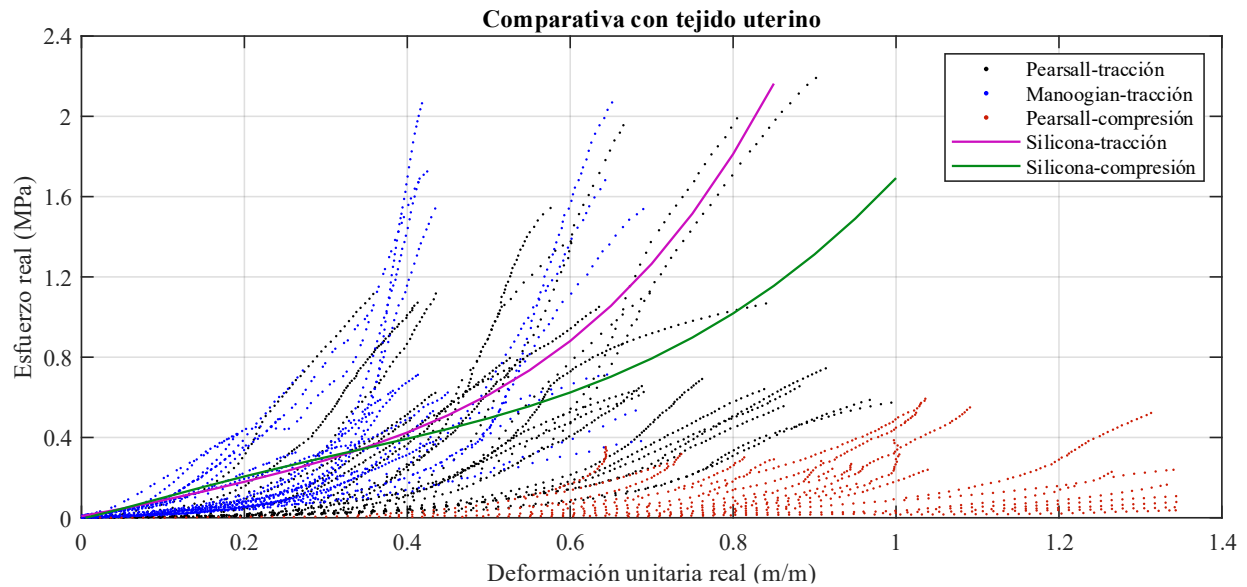
mastectomía, misma velocidad que se implementó en la silicona. Se graficaron los límites inferior y superior de Groves et al. (Groves et al., 2013) con los valores de la silicona ensayada (Figura 54). El comportamiento a tracción de la silicona se encuentra dentro de los límites para la piel en la región mamaria del cuerpo, mostrando una rigidez elevada que conlleva a que su respuesta este cerca del límite superior. Debe aclararse que la comparación se realizó hasta valores de esfuerzo de 0,5 Mpa.

Figura 54

Comportamiento en tracción, silicona vs piel humana.



La respuesta de la silicona antes cargas de tracción y compresión se comparó con referencias experimentales para tejido uterino en mujeres gestantes (Figura 55). Obsérvese el ajuste satisfactorio del comportamiento en tracción de la silicona con respecto los datos reportados por Pearsall (Pearsall & Roberts, 1978) y Manoogian (Bisplinghoff et al., 2012), lo que postula a la silicona como un sustituto potencial del tejido uterino para ser implementado en montajes experimentales artificiales.

Figura 55*Comparativa de la silicona vs tejido uterino.*

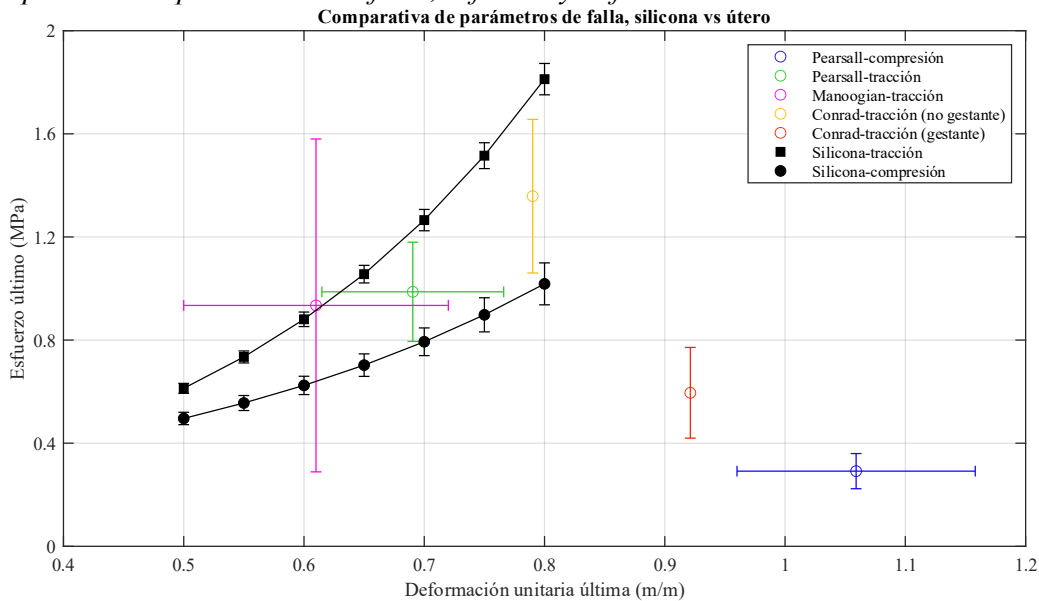
Con respecto a la respuesta uterina en compresión, se evidencia una mayor elasticidad, con menor rígenes en comparación al comportamiento en tracción. Pearsall (Pearsall & Roberts, 1978) explica este fenómeno a través de la organización de la red de colágeno en el miometrio. Si bien las fibras de colágeno pueden alinearse y estirarse en tracción, esto no ocurre en cargas compresivas. Es también importante mencionar algunos aspectos que dificultan la comparación de la silicona con la respuesta compresiva del tejido biológico y que sugieren la realización de nuevas pruebas experimentales confinadas. Durante el muestreo de probetas en el estudio referencial ocurrió una relajación del tejido al momento del corte, además, las pruebas se realizaron de manera no confinada, lo que produjo una pérdida de humedad y forma durante la compresión.

Finalmente, se contrastó el esfuerzo y deformación últimos de referencias experimentales de tejido uterino con las curvas de tracción y compresión para la silicona. La estimación de los intervalos de confianza al 95% se ejecutó siempre que los datos presentados por las referencias lo

permitieran. En la Figura 56 se evidencia que el comportamiento a tracción de la silicona se encuentra dentro de los intervalos de confianza, razón por la cual este sustituto podría emular los esfuerzos y las deformaciones en la falla. Los parámetros de falla para compresión siguen estando alejados al resultado obtenido en la silicona.

Figura 56

Comparativa de parámetros de falla, esfuerzo y deformación últimos.



En síntesis, se realizó la caracterización mecánica a tracción y a compresión de una silicona de moldeo para utilizarla como posible sustituto mecánico de tejido biológico. Se ensayaron diferentes velocidades de deformación, no obstante, no se encontró dependencia con este parámetro en el rango evaluado. El comportamiento obtenido en tracción se asemeja al de la piel humana en la región mamaria y al tejido uterino tanto en mujeres gestantes como no gestantes.

Aunque se conoce que el comportamiento a compresión de tejido blando es menos rígido que a tracción, considerando la carencia de investigaciones en tejido uterino bajo carga compresivas, se identifica la necesidad de cuantificar sus propiedades a compresión a través de ensayos mecánicos confinados con tamaños muestrales que permitan tener baja incertidumbre y que su vez

sirvan para realizar comparaciones reales con materiales para su emulación. El ajuste de modelos hiperelásticos al comportamiento mecánico del sustituto artificial resulta importante para simulaciones numéricas (Irannejad Parizi et al., 2020) e investigaciones experimentales en gestantes (Auriault et al., 2016b).

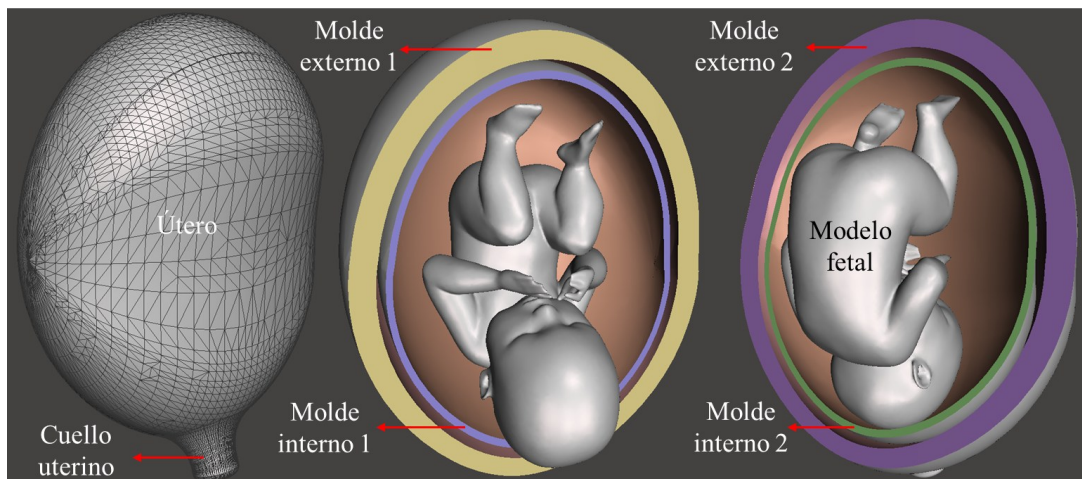
Se decidió emplear este material como recubrimiento interior del modelo. Aunque se reconoce que la silicona podría generar una respuesta menos elástica durante una colisión, en comparación con la respuesta esperada por el útero, la única referencia de tejido uterino a compresión no es concluyente, mientras que, el comportamiento a tracción si fue validado.

4.2.4 Construcción del modelo uterino

Se inició con la edición del modelo obtenido previamente en la fase “4.2.1 Geometría uterina” utilizando el software libre Meshmixer. En este proceso, el modelo fue escalado y dividido en cuatro moldes independientes: dos moldes exteriores, que actuaron como las paredes externas del útero final, y dos moldes interiores removibles, usados para la fundición de la silicona. En la Figura 57 se muestra el modelo uterino implementado junto con la generación de los moldes. La separación entre los moldes internos y externos corresponde a los 7 mm ocupados por la silicona.

Figura 57

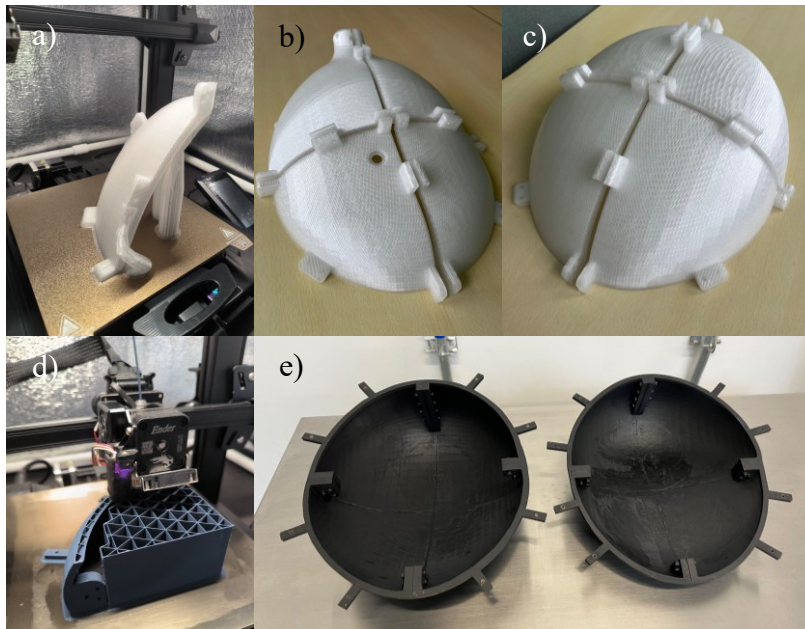
Edición del modelo uterino en Meshmixer.



Cada mitad se exportó al software SolidWorks, donde se fraccionó en cuatro partes debido a las restricciones volumétricas de la impresora 3D. Además, se modelaron elementos adicionales para facilitar la sujeción y el ensamblaje del modelo. La Figura 58 ilustra el proceso de impresión del útero. Los moldes exteriores se imprimieron en polietileno tereftalato glicol (PETG) para lograr una buena estabilidad en medios acuosos, mientras que las carcassas interiores, que solo se utilizaron para la fundición de la silicona, se imprimieron en ácido poli láctico (PLA).

Figura 58

Impresión del útero.

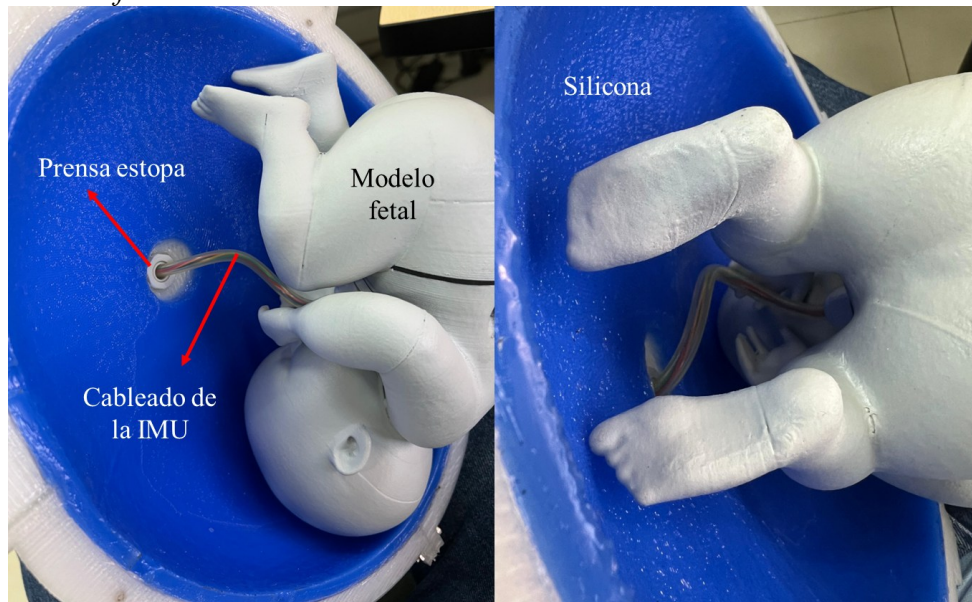


Nota: a) Impresión de la carcass exterior, d) Impresión de la carcass interior.

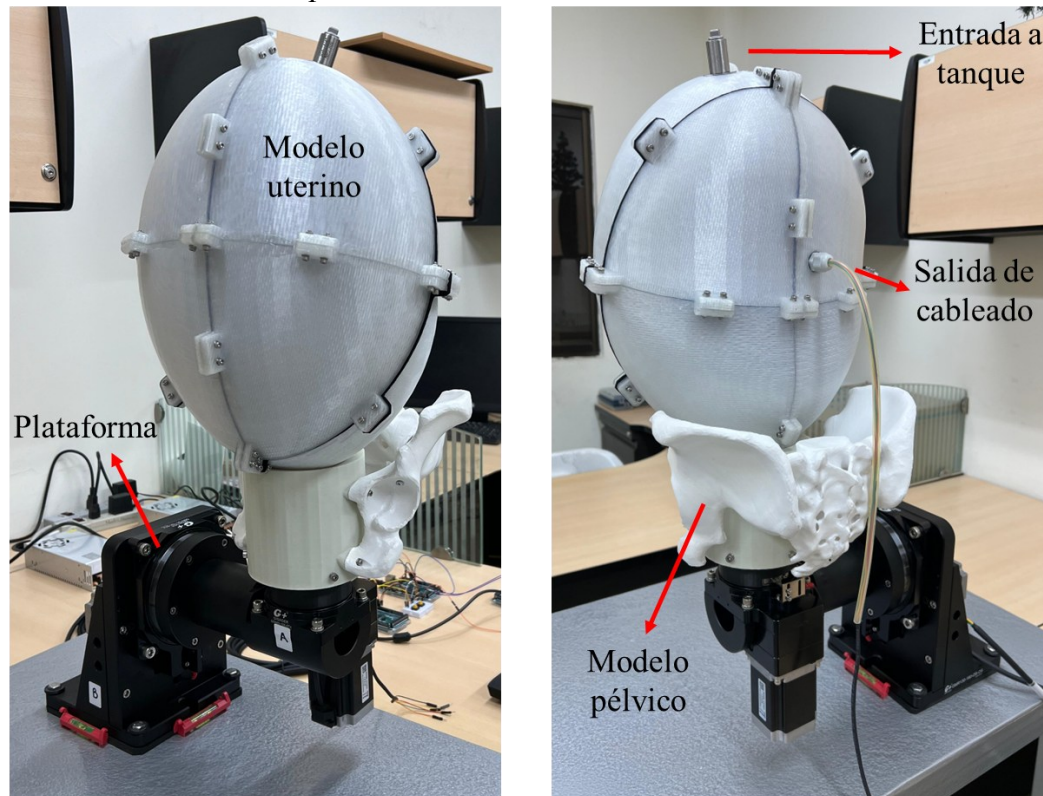
Posteriormente, los moldes exteriores fueron nivelados y ensamblados con los moldes interiores para el vertimiento de la silicona. Este proceso dio como resultado un modelo rígido recubierto en su interior con silicona flexible (Figura 59).

Figura 59*Moldeo de la silicona en el útero.***4.3 Sistema dinámico experimental**

El sistema dinámico experimental, compuesto por el modelo fetal, el modelo uterino, el líquido amniótico, la plataforma rotativa de control y el sistema de medición de ángulos, fue puesto en marcha siguiendo la secuencia descrita a continuación. Con la unidad de medición inercial insertada dentro del feto, se procedió con el ensamble entre modelo fetal y el modelo uterino. Para esto, se insertó el cableado proveniente de la IMU a través del prensa estopa ubicado en el orificio de salida del útero, teniendo especial precaución de dejar suficiente longitud de manguera para no afectar su movimiento (Figura 60).

Figura 60*Montaje del modelo fetal en el modelo uterino.*

Las dos mitades del útero fueron ensambladas utilizando uniones pernadas y un empaque de neopreno para evitar las fugas de líquido. Este conjunto fue montado sobre la plataforma con la ayuda de los dispositivos de acople descritos en la metodología. Al modelo uterino se le instaló una entrada a tanque, lugar por donde se ejecutó el llenado y el vaciado del agua. La Figura 61 muestra el sistema dinámico ensamblado. Obsérvese que se implementó un modelo pélvico en el sistema a manera de referencia para el montaje y la visualización del movimiento de marcha (NIH, 2021).

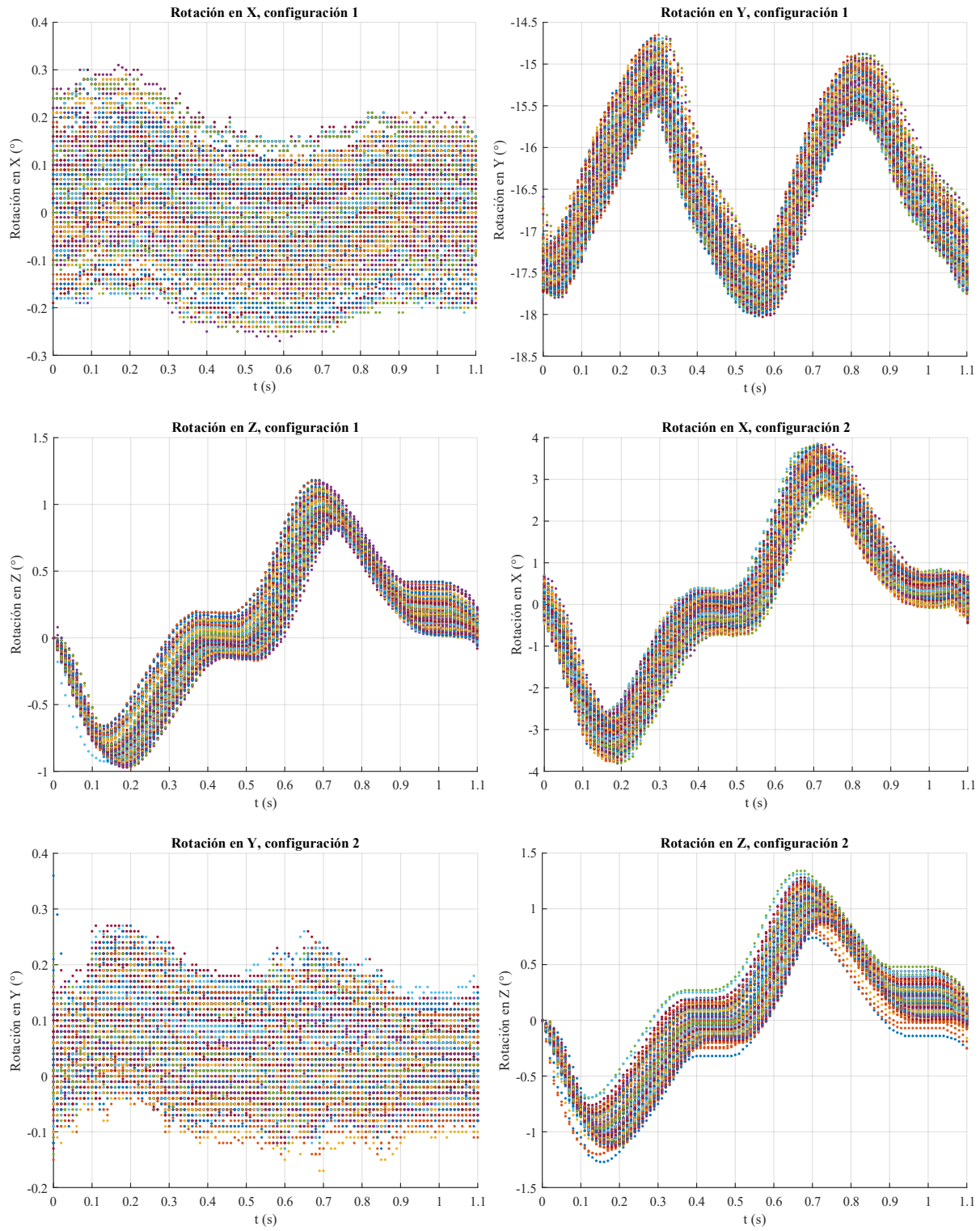
Figura 61*Montaje del sistema dinámico experimental.*

Por último, el cableado proveniente de la IMU se conectó al Arduino maestro encargado de comandar el movimiento, leer y exportar los datos de la cinemática fetal.

4.4 Validación del movimiento emulado por la plataforma rotativa

En la Figura 62 se muestran los datos obtenidos de todas las pruebas ejecutadas después de ser procesados e interpolados desde 0 a 1,1 segundos con incrementos de 0,01 s. Resulta importante destacar el comportamiento obtenido en el eje X para la configuración 1 y en el eje Y para la configuración 2, estos dos ejes no están midiendo ningún movimiento, dado que los grados de libertad de la plataforma están alineados con los otros dos ejes del sistema coordinado (Figura 30) y, en consecuencia, se puede afirmar que estos datos solo representan un ruido en la unidad de medición inercial de $\pm 0.2^\circ$.

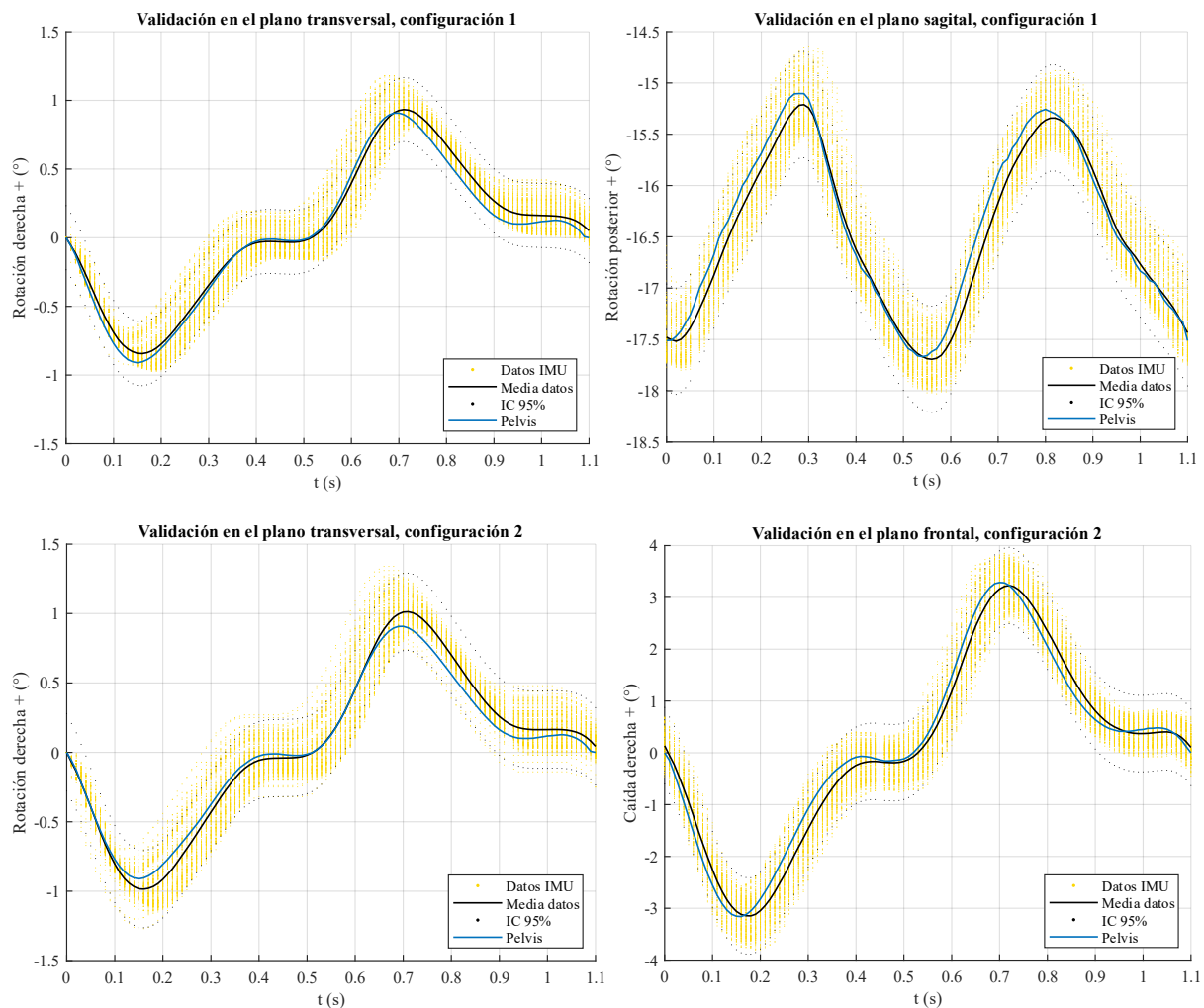
Figura 62
Datos obtenidos para la validación del movimiento.



Descartando las mediciones nulas en el eje X para la configuración 1 y en el eje Y para la configuración 2, los datos fueron comparados con el movimiento pélvico para su validación. Se calculó la media de los datos para cada valor de tiempo interpolado y se computaron los intervalos de confianza al 95% asumiendo una distribución normal. Los resultados se muestran en la Figura 63. Además de observar un ajuste satisfactorio, se calcularon las desviaciones angulares promedio entre el movimiento pélvico y las mediciones, estas desviaciones fueron de 0.05° para el plano transversal, 0.11° para el plano sagital y 0.19° para el plano frontal.

Figura 63

Gráficas comparativas de validación para el movimiento de la plataforma.



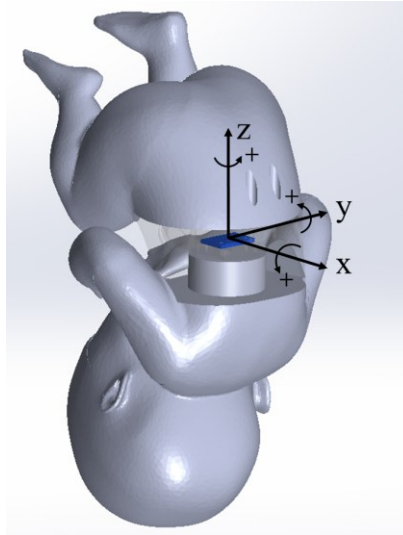
4.5 Cinemática fetal

4.5.1 Orientación de los ejes en el feto y en la plataforma.

La unidad de medición inercial se colocó a la altura del ombligo del modelo fetal, en un plano transversal al tronco, con el objetivo de caracterizar su rotación en tres ejes perpendiculares. En la Figura 64 se ilustra la orientación de los ejes de la unidad de medición inercial en el feto: el eje X mide la rotación en el plano frontal, el eje Y mide la rotación en el plano sagital y el eje Z mide la rotación en el plano transversal.

Figura 64

Orientación de los ejes de la unidad de medición inercial en el modelo fetal.

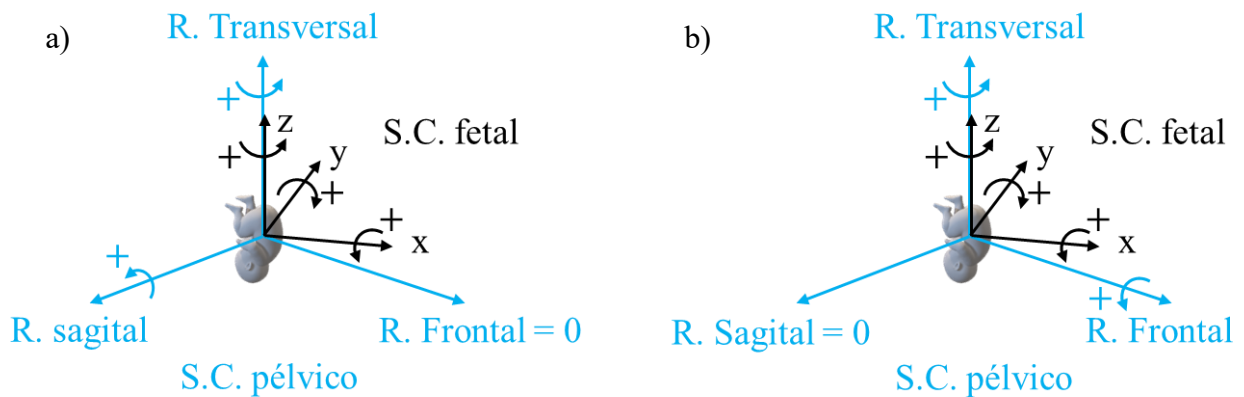


Es fundamental analizar la orientación inicial de los ejes del feto con respecto a los ejes de la plataforma, ya que los resultados obtenidos y la interpretación de sus signos dependen directamente de esta relación. La figura 65 muestra la orientación inicial de los ejes fetales con respecto al sistema coordenadas pélvico (plataforma), asumiendo que el eje transversal de la pelvis es colineal con el eje Z del feto.

La orientación occipital anterior izquierda del feto implica, en principio, una ligera rotación transversal (positiva en Z), lo que afecta directamente la posición inicial de los ejes X e Y del modelo fetal con respecto a los ejes de la plataforma. Como resultado, en la configuración 1, el eje Y del feto no es colineal con la rotación sagital de la pelvis, mientras que en la configuración 2, el eje X no es colineal con la rotación frontal de la pelvis. Si esta pequeña rotación en Z no existiera, la orientación de los ejes del feto coincidiría con la configuración utilizada durante la validación del movimiento de la plataforma (ver Figura 30).

Figura 65

Orientación inicial de los ejes fetales con respecto al S.C. pélvico.



Nota: a) Configuración 1, b) Configuración 2.

4.5.2 Resultados de la cinemática fetal

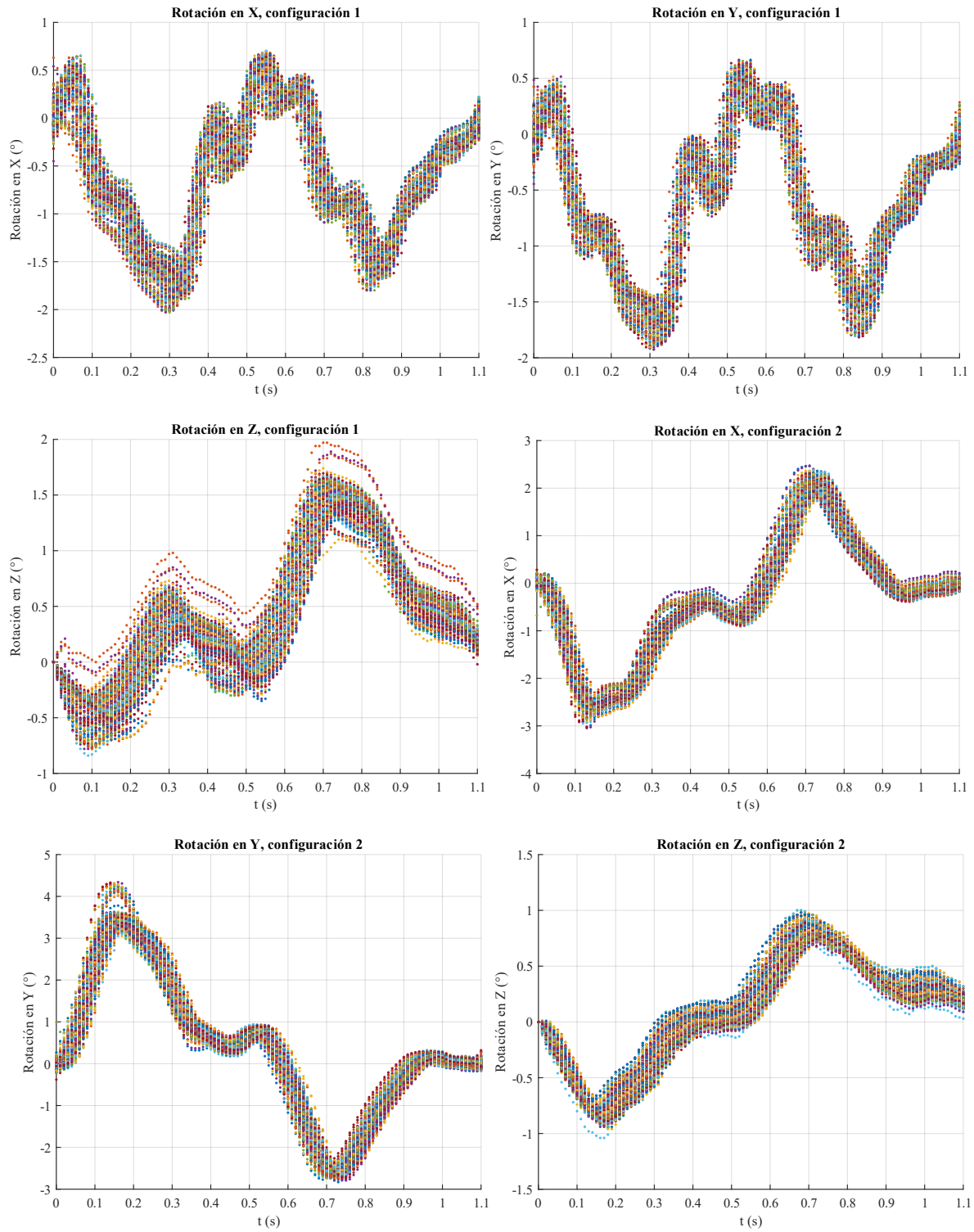
La Figura 66 presenta los datos medidos en todas las pruebas realizadas, una vez procesados e interpolados en un intervalo temporal desde 0 hasta 1,1 segundos, con incrementos de 0,01 segundos. Obsérvese la relación existente entre los datos obtenidos y la orientación inicial de los ejes fetales con respecto al sistema coordinado de la pelvis. En la configuración 1 (rotación pélvica sagital - transversal), una rotación sagital positiva de la pelvis se traduce en una rotación negativa en los ejes X e Y del feto. Por otro lado, en la configuración 2 (rotación pélvica frontal –

transversal), una rotación frontal positiva de la pelvis se refleja como una rotación positiva en el eje X y una rotación negativa en el eje Y del feto.

En los ejes X e Y de la configuración 1 se observaron algunas desviaciones en el movimiento, vistas como cambios bruscos de pendiente, en los tiempos 0,1, 0,3, 0,4, 0,5, 0,6 y 0,7 segundos. Estas desviaciones coincidieron con los cambios de dirección en la rotación transversal de la pelvis y el feto, lo que sugiere una posible influencia de este movimiento sobre los ejes perpendiculares X e Y o, la presencia de colisiones. Sin embargo, dicha influencia no parece ser significativa, probablemente debido a las restricciones de movimiento impuestas por la estructura del útero.

Figura 66

Mediciones de la cinemática fetal para las dos configuraciones.

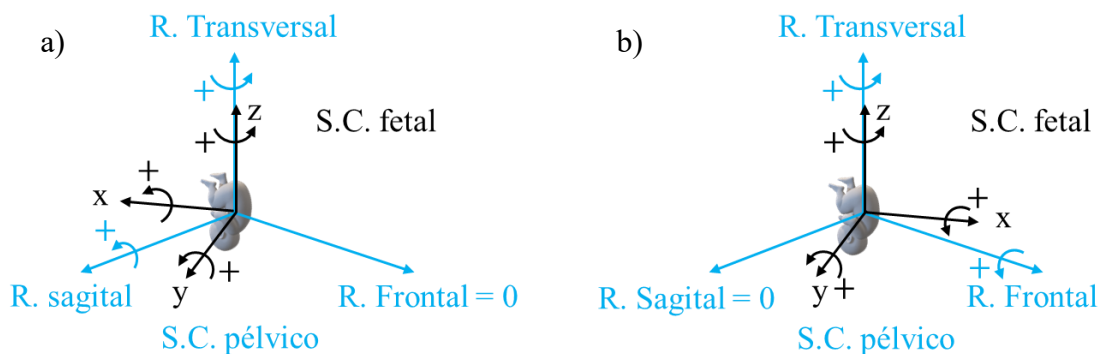


Las gráficas presentadas anteriormente están definidas para la posición inicial del feto, lo que implica que todas comienzan desde cero. Para comparar el movimiento fetal con el movimiento pélvico, es necesario ajustar los resultados obtenidos de la siguiente manera, lo cual sería equivalente al sistema de ejes mostrado en la Figura 67:

- La rotación en Z para la configuración 1 y 2 permanece inalterada y se comparó con la rotación transversal de la pelvis.
- Se invirtió el signo para la rotación en X e Y de la configuración 1, además se sumó la condición inicial de -17,5 grados para comparar el movimiento con la rotación sagital de la pelvis.
- La rotación en X para la configuración 2 permanece inalterada y se comparó con la rotación frontal de pelvis.
- Se invirtió el signo para la rotación en Y de la configuración 2 y se comparó con la rotación frontal de la pelvis.

Figura 67

S.C. fetal para comparar los resultados con el movimiento uterino.



Nota: a) Configuración 1, b) Configuración 2.

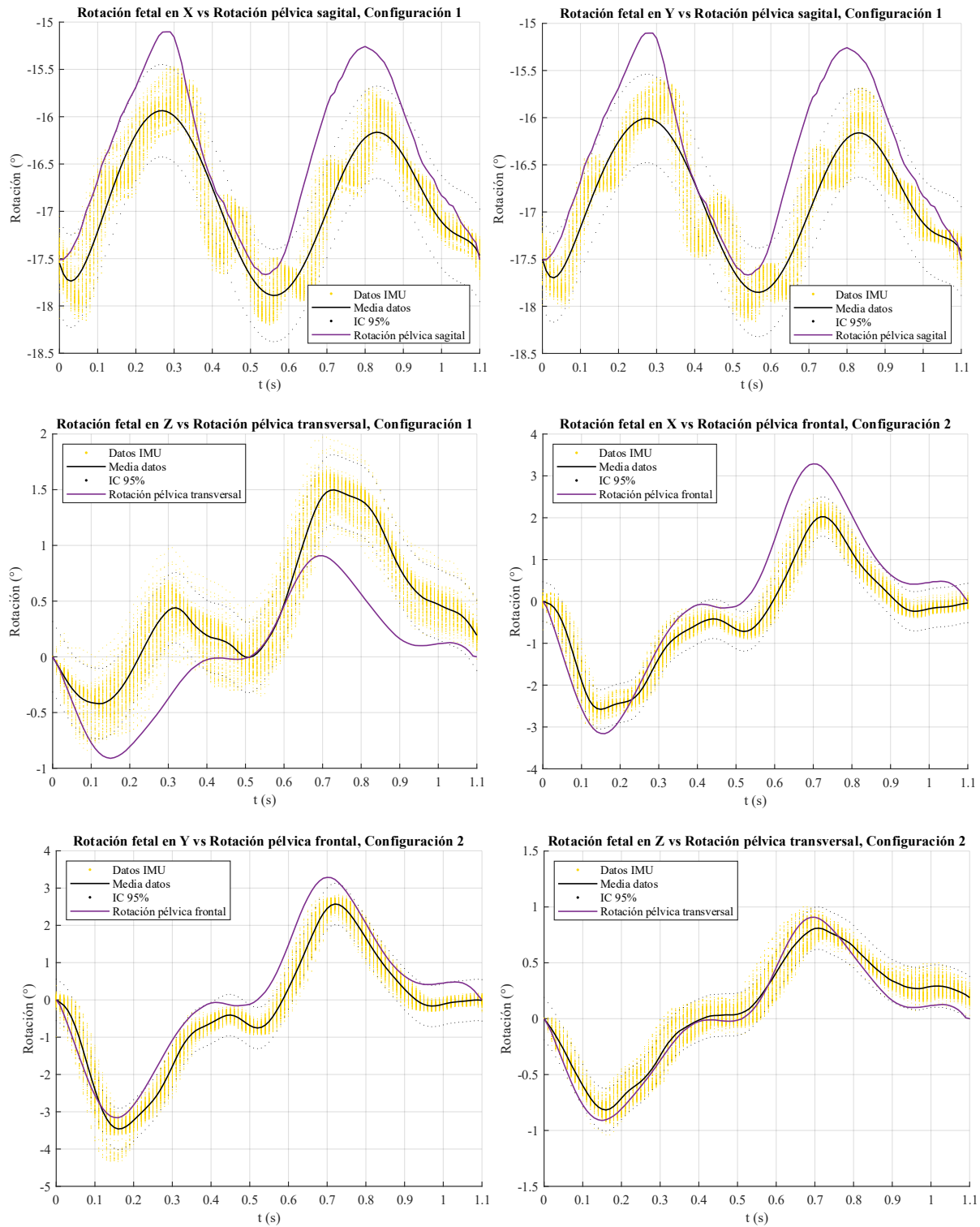
Se calculó la media de los datos para cada valor de tiempo interpolado y se computaron los intervalos de confianza al 95% asumiendo una distribución normal. En la Figura 68 se muestran los movimientos fetales y pélvicos superpuestos.

En la configuración 1, la rotación fetal en Z siguió el patrón de la rotación pélvica transversal, no obstante, se apreció una asimetría en la amplitud, con una reducción en sentido horario (negativo) y un aumento en sentido antihorario (positivo) en relación con el movimiento pélvico. Este comportamiento podría deberse a la posición inicial del feto en la región inferior izquierda del útero, donde dispone de mayor espacio para rotar en sentido horario, lo que pudo favorecer un deslizamiento del feto en relación con las paredes uterinas, facilitado por la presencia del líquido amniótico. En contraste, el movimiento en sentido antihorario se encontró más restringido debido al contacto con la región inferior anterior izquierda del útero. Este contacto representó una transferencia más eficiente del movimiento. Por otro lado, en los ejes X e Y de rotación fetal, se midió el efecto del movimiento pélvico sagital. Las gráficas mostraron el mismo patrón del movimiento pélvico, aunque con una reducción en la amplitud del 23%, lo que podría evidenciar el efecto amortiguador del líquido amniótico, que actuó absorbiendo y disipando parte de la energía.

En la configuración 2, a diferencia de la configuración 1, no se observó una disminución en la amplitud de la rotación fetal en Z con respecto al movimiento pélvico transversal. Asimismo, en los ejes X e Y del feto, no se presentó una reducción significativa de amplitud en comparación con el movimiento pélvico frontal. Incluso, el movimiento pélvico permaneció dentro de los intervalos de confianza, lo que sugiere que, en esta configuración, el feto se desplazó de manera coherente con el útero, comportándose como un sistema acoplado. Este resultado indica que, a pesar del espacio intrauterino y la presencia de líquido amniótico, la transferencia de movimiento fue más directa.

Figura 68

Comparativa entre el movimiento fetal y el movimiento pélvico.



5. Análisis de resultados

En el desarrollo del modelo fetal, se evidenció que la distribución de masa en niños difiere significativamente de la reportada en adultos. En los niños, la cabeza y el cuello constituyen el 25.5% de la masa corporal, en comparación con el 7.9% registrado en adultos. Esto indica que, a lo largo del desarrollo, el porcentaje de masa en estas regiones disminuye progresivamente, mientras que la región del tronco incrementa su proporción, pasando del 42.4% en recién nacidos al 50.4% en adultos. Además, el centro de masa de las extremidades en niños se encuentra, en promedio, un 10% más alejado del extremo proximal en comparación con la población adulta. Por otro lado, se reconoce la necesidad de realizar un estudio antropométrico en fetos durante la gestación. Si se conoce la evolución de las dimensiones, las proporciones másicas y los centros de masa de las extremidades del feto a través de la gestación, se pueden construir modelos de mayor precisión.

El análisis estadístico realizado para el desarrollo del modelo uterino permitió establecer que la región inferior del útero experimenta una notable reducción de espesor durante la gestación, pasando de 8 mm en la semana 20 a 4 mm en la semana 40. Sin embargo, no hay consenso respecto a las variaciones de espesor en otras regiones del útero. Mientras algunos estudios reportan cambios significativos de hasta 3 mm entre el primer y el segundo trimestre, otros indican que el espesor permanece constante para toda la gestación. Como era de esperarse, al realizar la prueba de diferencia de medias para el espesor uterino en los segmentos izquierdo y derecho, no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas con valores de significancia $p > 0,05$.

En el desarrollo del sustituto mecánico para el tejido uterino, se realizó la caracterización mecánica a tracción y a compresión de una silicona de moldeo. No se encontró dependencia con respecto a la velocidad de deformación en el rango evaluado. El comportamiento obtenido en tracción se asemeja al de la piel humana en la región mamaria y al del tejido uterino tanto en mujeres gestantes como no gestantes. En cuanto a su respuesta en compresión, la silicona mostró una rigidez mayor que la del tejido uterino. No obstante, debido a la falta de investigaciones experimentales sobre el comportamiento del tejido uterino bajo cargas compresivas, se identifica la necesidad de realizar ensayos confinados con tamaños muestrales adecuados que permitan establecer comparaciones reales con materiales para su emulación.

En general, la rotación fetal sigue un patrón consistente con el movimiento pélvico, mostrando una amplitud ligeramente mayor en la Configuración 2 (rotación pélvica frontal/transversal) con respecto a la configuración 1 (rotación pélvica sagital/transversal). El análisis del movimiento, junto con la baja dispersión de los datos, sugiere que el feto no experimentó cambios significativos en su orientación con respecto al útero, es decir, se mantuvo en una orientación occipital anterior izquierda durante el desarrollo de los experimentos. Esta afirmación se respalda al considerar la flotabilidad del modelo. Con una masa de 2567 gramos y un volumen total de 1518 cm³, la fuerza de flotación calculada $F = 14.9$ N, es significativamente menor al peso del modelo $W = 25.18$ N, lo que limitó su capacidad de movimiento y lo mantuvo en contacto con la pared inferior izquierda del útero. Cuando existe contacto sólido entre el útero y el feto, la transferencia de energía mecánica se realiza de forma directa, generando un movimiento sincronizado entre ambos.

La sincronización del movimiento fetal con el movimiento pélvico se explica claramente por las restricciones espaciales en la cavidad intrauterina durante el tercer trimestre, hecho que se ha documentado en estudios previos. Suzuki (Suzuki & Yamamuro, 1985) explica la evolución del

movimiento fetal a lo largo del periodo gestacional. A las 12 semanas de gestación, el feto comienza a mover sus extremidades al estar separado de la pared interna del útero. Entre las semanas 13 y 20, su tamaño aún es lo suficientemente pequeño como para moverse libremente sin restricción. Sin embargo, entre las semanas 21 y 31, los movimientos fetales comienzan a ser más limitados debido al aumento del tamaño fetal, lo que lleva a que las articulaciones de la cadera y las rodillas se mantengan predominantemente en flexión. En este periodo, aunque la fuerza de los movimientos aumenta, los cambios en la presentación fetal son menos frecuentes en comparación con las etapas previas. Finalmente, después de la semana 32, como es el caso, el tamaño del feto dificulta la extensión completa de las extremidades, ocasionando que los cambios de posición y presentación ocurran con menor frecuencia. Ferreira (Ferreira et al., 2015b) señaló que entre las semanas 22 y 36 de gestación, la prevalencia de la presentación cefálica aumentó de un 47% a un 94%, y destacó que es poco probable que ocurra un cambio espontáneo en la presentación fetal después de la semana 36. Por su parte, Fox (Fox & Chapman, 2006b) reportó que solo el 0.75% de los casos con presentación cefálica entre las semanas 28 y 30 cambiaron a una presentación podálica durante el tercer trimestre.

Estas evidencias reafirman la hipótesis de que el modelo fetal no cambio su posición de manera significativa durante el desarrollo de los experimentos y, por el contrario, se piensa que existió un contacto permanente entre las dos estructuras, especialmente en la configuración 2 de rotación pélvica frontal-transversal. Además, es importante señalar que el sistema dinámico no tuvo en cuenta la placenta, una estructura que limita aún más el movimiento fetal. Para la semana 34, la placenta ocupa un volumen promedio de 750 cm³ dentro de la cavidad uterina (Peterson et al., 2022) y se encuentra principalmente en la región anteroposterior o superior del útero (Fidan et al., 2017; REID, 1953).

El análisis previamente expuesto respalda la idea de que no se observarían grandes variaciones en los resultados para otras posiciones del feto dentro del útero. En otras palabras, el movimiento fetal permanecería sincronizado con el movimiento pélvico debido a las restricciones de espacio, incluso si el feto adoptara una posición inicial diferente, como una orientación occipital anterior derecha, occipital posterior izquierda, u otras.

5.1 Importancia de este estudio

Hasta la fecha, las investigaciones sobre sistemas de útero grávido que consideran el feto y el líquido amniótico se han centrado principalmente en estudiar la distribución de esfuerzos en el feto, así como el desprendimiento placentario en el contexto de choques automovilísticos. Acar (Acar et al., 2014; Acar & Meric, 2017), Irannejad (Irannejad Parizi et al., 2021) y Auriault (Auriault et al., 2016c) lo han realizado de manera computacional, mientras que Moss (Moss et al., 2001) y Rupp (Rupp et al., 2001) lo han trabajado desarrollando modelos experimentales para el tercer trimestre. Otros autores se han enfocado en estudiar el nacimiento (Boissonnat & Geiger, 2002; Frémondrière et al., 2022). Entre estos destaca el trabajo de Lehn et al. (Lehn et al., 2016), quienes desarrollaron un modelo experimental para cuantificar la influencia de las propiedades del líquido amniótico en la fuerza necesaria para el parto, no obstante, el sistema implementado, compuesto por un esferoide ovalado rígido a manera de feto y una capsula esférica flexible a modo de útero, no es fiel a la geometría y dimensiones reales reportadas por ultrasonido.

Después de una revisión exhaustiva de la literatura, se infiere que los resultados presentados en esta investigación para la cinemática fetal son pioneros en el área del análisis de marcha en mujeres gestantes. El sistema dinámico desarrollado representa el primer acercamiento experimental documentado para la medición de este movimiento.

Los modelos experimentales de feto y útero fueron validados en sus forma, dimensiones y distribución de masa con estudios previos experimentales. Además, se buscó que la respuesta mecánica del montaje fuera similar al útero en gestación, para esto, se realizó la distribución de masa en el modelo fetal y se recubrió el modelo uterino con una silicona que emuló la respuesta a tracción del tejido biológico. Este enfoque otorga veracidad a los resultados presentados.

En cuanto a su aplicabilidad, conocer la cinemática fetal sirve como base para iniciar el diseño del dispositivo tipo cuna para ser implementado en los ensayos clínicos. Además, se puede pensar en la respuesta del modelo a un trote suave o una carrera, así como para el análisis de movimiento durante el choque de automóviles.

5.2 Limitaciones de este estudio

El sistema dinámico desarrollado en el presente proyecto, constituido por el útero, el feto y el líquido amniótico, está dimensionado exclusivamente para la semana 34 de gestación. Resulta importante hacer esta discriminación por los cambios presentes en el sistema gestacional a través del tiempo. Con respecto al útero, su relación entre diámetros, así como su forma en general puede variar significativamente de semana a semana, especialmente entre el primer y el segundo trimestre (GILLESPIE, 1950). El feto es quien mayores cambios experimenta, desde el primer trimestre cuando se forman los órganos vitales y las estructuras anatómicas, hasta el segundo y tercer trimestre donde sufre aumentos constantes en su peso y dimensiones. Por otro lado, el líquido amniótico también presenta grandes cambios durante la gestación, con un comportamiento creciente en su volumen y un decremento en la viscosidad (Rosati et al., 1991).

Resulta importante enfatizar en las simplificaciones realizadas:

- El útero se trabajó como una estructura exterior rígida con un recubrimiento interior flexible. Existe una limitación en este enfoque si se quiere implementar el modelo en aplicaciones donde se esperan grandes deformaciones en la pared uterina.
- Las dimensiones de diámetro superior – inferior, diámetro anteroposterior y diámetro transversal con las cuales se desarrolló el modelo uterino, corresponden específicamente a la semana 34 de gestación.
- Se simplificó el tejido uterino como un material isotrópico con el cual se validó el comportamiento a tracción de la silicona utilizada, no obstante, se conoce que el tejido uterino no es isotrópico y sus propiedades mecánicas pueden variar según la orientación de la carga (Manoogian, 2008).
- Se trabajó un modelo fetal totalmente rígido, con ausencia de movimiento en sus extremidades. No se consideró el movimiento independiente del feto, el cual puede ocurrir de manera esporádica y podría representar una variación en su cinemática.
- La masa de 2.500 gramos y las dimensiones de perímetro cefálico, diámetro biparietal y longitud femoral, establecidas para el modelo fetal, corresponden específicamente para la semana 34 de gestación. Si se quisiera implementar el sistema para un periodo diferente, debe escalarse.
- La distribución de masa implementada en el modelo fetal fue definida para la semana 10 postparto. Se entiende que esta distribución puede ser muy diferente para los dos primeros trimestres de gestación, aunque no se ha documentado.
- El centro de masa de la cabeza, el tórax, el abdomen, las manos y los pies, fue definido según (Dempster & Gaughran, 1967) para adultos. Se entiende que este parámetro puede variar para el feto.

- Se utilizó agua como sustituto del líquido amniótico. La similitud entre la viscosidad del agua y la viscosidad del líquido amniótico solo se da para el rango entre la semana 32 y 36 de gestación. Si se quiere implementar el sistema para un periodo anterior, debe utilizarse un fluido de mayor viscosidad, por el contrario, si se quiere estudiar la gestación a término, debe implementarse un fluido de menor viscosidad.
- La plataforma rotativa implementada no permitió emular el movimiento pélvico en los 3 ejes de rotación independientes, solo se logró emular el movimiento pélvico en dos configuraciones para dos ejes simultáneos.

6. Conclusiones

Se desarrolló un sistema dinámico experimental para la semana 34 de gestación compuesto por el útero, el feto y el líquido amniótico. Para esto se adoptaron varias simplificaciones como la rigidez del feto, la rigidez del cascaron exterior del útero y la igualdad entre el movimiento pélvico y el movimiento uterino. No obstante, los modelos fueron validados en su forma, sus dimensiones y su distribución de masa con estudios previos experimentales.

Se implementó una plataforma rotativa de control de dos grados de libertad para la emulación del movimiento pélvico de una gestante en el tercer trimestre. El algoritmo de control pulso/dirección y la implementación de micro pasos en los motores, permitieron emular este movimiento con gran precisión, con desviaciones angulares promedio de 0.05° para el plano transversal, 0.11° para el plano sagital y 0.19° para el plano frontal.

Se midió la cinemática fetal, caracterizada por tres ángulos de rotación, uno en cada plano anatómico. Los resultados sugieren que el movimiento fetal sigue el mismo patrón que el movimiento pélvico, observándose una disminución del 23% en la amplitud del movimiento para la rotación sagital/transversal de la pelvis, mientras que para la rotación frontal/transversal de la pelvis no se observó pérdida de amplitud. La presencia del líquido amniótico que actuó absorbiendo y disipando parte de la energía, y el posible deslizamiento del feto con respecto a las paredes uterinas serían los causantes de esta disminución de amplitud.

La sincronización entre el movimiento pélvico y el movimiento fetal se explica claramente por las restricciones espaciales en la cavidad intrauterina durante el tercer trimestre, las cuales limitan los cambios en la presentación fetal. Además, el peso del feto juega un rol importante en el

movimiento, ya que esta condición ayudó a que se mantuviera en contacto con las paredes uterinas durante la ejecución de las pruebas.

7. Recomendaciones

Se recomienda validar a través de simulación computacional la cinemática obtenida en el presente proyecto, específicamente los rangos de movimiento en cada eje de rotación. También sería pertinente medir la cinemática fetal implementando un útero completamente flexible, de esta manera se podría tener más variación entre los dos movimientos. De igual manera la inclusión de un modelo fetal flexible o articulado, con rango de libertad en sus extremidades, podría cambiar los resultados obtenidos. Por otro lado, se puede pensar en realizar un montaje experimental para el segundo trimestre de gestación, en donde el feto tiene más libertad de movimiento sin tantas restricciones de espacio impuestas por la cavidad intrauterina. No obstante, este montaje implicaría experimentar con un sustituto de líquido amniótico diferente de mayor viscosidad de hasta 1,5 cP.

Resulta importante validar el supuesto de que el líquido amniótico actuó absorbiendo y disipando parte de la energía, lo que influyó en la disminución de la amplitud del movimiento fetal por su deslizamiento con respecto a las paredes uterinas.

Finalmente se recomienda replicar los estudios en una plataforma con tres grados de libertad, que permita validar la sincronización entre los dos movimiento estudiados. Así como experimentar con otras presentaciones fetales podálicas y transversales.

8. Referencias Bibliográficas

- Abedzadehzavareh, Z., & Catena, R. D. (2025). The role of waddling gait in balance control during pregnancy. *Gait & Posture*, *116*, 16–21. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2024.11.015>
- Acar, B. S., & Meric, M. (2017). The effect of placenta location on the safety of pregnant driver and her fetus. *International Journal of Crashworthiness*, *22*(2), 163–168. <https://doi.org/10.1080/13588265.2016.1243609>
- Acar, B. S., Moustafa, M., Esat, V., & Acar, M. (2014). Pregnant occupant model including a fetus for vehicle safety investigations. *ASME 2014 12th Biennial Conference on Engineering Systems Design and Analysis, ESDA 2014, 1*. <https://doi.org/10.1115/ESDA2014-20513>
- Aguiar, L., Santos-Rocha, R., Branco, M., Vieira, F., & Veloso, A. (2014). Biomechanical model for kinetic and kinematic description of gait during second trimester of pregnancy to study the effects of biomechanical load on the musculoskeletal system. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, *14*(1). <https://doi.org/10.1142/S0219519414500043>
- Alexander, G. R., Tompkins, M. E., Altekruise, J. M., & Hornung, C. A. (1985). Racial differences in the relation of birth weight and gestational age to neonatal mortality. *Public Health Reports*, *100*(5), 539. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC1425069/>
- Ariza, A. (2011). *Morbimortalidad neonatal de los pretérminos de la unidad de cuidados intensivos de la Fundación Santafé de Bogotá*. Universidad del Rosario.
- ASTM. (2024). *Test Methods for Rubber Properties in Compression*. <https://doi.org/10.1520/D0575-91R24>

- Auriault, F., Thollon, L., & Behr, M. (2016a). Development of a Gravid Uterus Model for the Study of Road Accidents Involving Pregnant Women. *Journal of Biomechanical Engineering*, 138(1). <https://doi.org/10.1115/1.4032055>
- Auriault, F., Thollon, L., & Behr, M. (2016b). Development of a Gravid Uterus Model for the Study of Road Accidents Involving Pregnant Women. *Journal of Biomechanical Engineering*, 138(1). <https://doi.org/10.1115/1.4032055>
- Auriault, F., Thollon, L., & Behr, M. (2016c). Development of a Gravid Uterus Model for the Study of Road Accidents Involving Pregnant Women. *Journal of Biomechanical Engineering*, 138(1). <https://doi.org/10.1115/1.4032055>
- Baah-Dwomoh, A., McGuire, J., Tan, T., & De Vita, R. (2016). Mechanical Properties of Female Reproductive Organs and Supporting Connective Tissues: A Review of the Current State of Knowledge. *Applied Mechanics Reviews*, 68(6). <https://doi.org/10.1115/1.4034442/370054>
- Beall, M. H., van den Wijngaard, J. P. H. M., van Gemert, M. J. C., & Ross, M. G. (2007). Amniotic Fluid Water Dynamics. *Placenta*, 28(8–9), 816–823. <https://doi.org/10.1016/J.PLACENTA.2006.11.009>
- Benítez, J. M., & Montáns, F. J. (2017). The mechanical behavior of skin: Structures and models for the finite element analysis. *Computers & Structures*, 190, 75–107. <https://doi.org/10.1016/J.COMPSTRUC.2017.05.003>
- Bisplinghoff, J. A., Kemper, A. R., & Duma, S. M. (2012). Dynamic material properties of the pregnant human uterus. *Journal of Biomechanics*, 45(9), 1724–1727. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2012.04.001>
- Boissonnat, J.-D., & Geiger, B. (2002). 3D simulation of delivery. 416–419. <https://doi.org/10.1109/VISUAL.1993.398903>

- Brace, R. A., & Wolf, E. J. (1989). Normal amniotic fluid volume changes throughout pregnancy. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 161(2), 382–388. [https://doi.org/10.1016/0002-9378\(89\)90527-9](https://doi.org/10.1016/0002-9378(89)90527-9)
- Branco, M., Santos-Rocha, R., Aguiar, L., Vieira, F., & Veloso, A. (2013). Kinematic analysis of gait in the second and third trimesters of pregnancy. *Journal of Pregnancy*, 2013. <https://doi.org/10.1155/2013/718095>
- Branco, M., Santos-Rocha, R., Vieira, F., Aguiar, L., & Veloso, A. P. (2015). Three-Dimensional Kinetic Adaptations of Gait throughout Pregnancy and Postpartum. *Scientifica*, 2015, 580374. <https://doi.org/10.1155/2015/580374>
- Briceño, F., Restrepo, H., Paredes, R., & Cifuentes, R. (2013). Fetal size charts for a population from Cali, Colombia: sonographic measurements of biparietal diameter, head circumference, abdominal circumference, and femur length. *Journal of Ultrasound in Medicine : Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 32(7), 1215–1225. <https://doi.org/10.7863/ULTRA.32.7.1215>
- Carvajal, B. V., Porras, C. V., & Nieves, E. R. (2014). Madres descubriendo el amor incondicional en el proceso adaptativo de hospitalización de su bebé prematuro. *Revista Cuidarte*, 5(2), 782–791. <https://doi.org/10.15649/CUIDARTE.V5I2.93>
- Castro-Delgado, Ó. E., Salas-Delgado, Í., Acosta-Argoty, F. A., Delgado-Noguera, M., & Calvache, J. A. (2016). Muy bajo y extremo bajo peso al nacer. *Pediatría*, 49(1), 23–30. <https://doi.org/10.1016/J.RCPE.2016.02.002>
- Chanda, A. (2018). Biomechanical Modeling of Human Skin Tissue Surrogates. *Biomimetics*, 3(3). <https://doi.org/10.3390/BIOMIMETICS3030018>

- Chanda, A., Unnikrishnan, V., Flynn, Z., & Lackey, K. (2016). Experimental study on tissue phantoms to understand the effect of injury and suturing on human skin mechanical properties. *Http://Dx.Doi.Org/10.1177/0954411916679438*, 231(1), 80–91. <https://doi.org/10.1177/0954411916679438>
- Clark–Patterson, G., Domingo, M., & Miller, K. S. (2022). Biomechanics of pregnancy and vaginal delivery. *Current Opinion in Biomedical Engineering*, 22, 100386. <https://doi.org/10.1016/J.COBME.2022.100386>
- Collados-Gómez, L., Aragonés-Corral, B., Contreras-Olivares, I., García-Feced, E., & Vila-Piqueras, M. E. (2011). Impacto del cuidado canguro en el estrés del neonato prematuro. *Enfermería Clínica*, 21(2), 69–74. <https://doi.org/10.1016/J.ENFCLI.2010.12.002>
- Conder, R., Zamani, R., & Akrami, M. (2019). The Biomechanics of Pregnancy: A Systematic Review. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 4(4). <https://doi.org/10.3390/JFMK4040072>
- Conrad, J. T., Johnson, W. L., Kuhn, W. K., & Hunter, C. A. (1966). Passive stretch relationships in human uterine muscle. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 96(8), 1055–1059. [https://doi.org/10.1016/0002-9378\(66\)90513-8](https://doi.org/10.1016/0002-9378(66)90513-8)
- Conrad, J. T., & Kuhn, W. (1967). The active length-tension relationship in human uterine muscle. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 97(2), 154–160. [https://doi.org/10.1016/0002-9378\(67\)90535-2](https://doi.org/10.1016/0002-9378(67)90535-2)
- Dabrowska, A. K., Rotaru, G. M., Derler, S., Spano, F., Camenzind, M., Annaheim, S., Stämpfli, R., Schmid, M., & Rossi, R. M. (2016). Materials used to simulate physical properties of human skin. *Skin Research and Technology*, 22(1), 3–14. <https://doi.org/10.1111/SRT.12235>

- DANE. (2023). *DANE - Nacimientos 2023*. <https://www.dane.gov.co/index.php/estadisticas-por-tema/salud/nacimientos-y-defunciones/nacimientos/nacimientos-2023>
- de Almeida, P. R., de Oliveira, I. A. C., Campos, J. de O., Rocha, B. M., & Bastos, F. de S. (2024). Modeling of the biomechanical behavior and growth of the human uterus during pregnancy. *Journal of Biomechanics*, *174*, 112268. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2024.112268>
- Degani, S., Leibovitz, Z., Shapiro, I., Gonen, R., & Ohel, G. (1998). Myometrial thickness in pregnancy: longitudinal sonographic study. *Journal of Ultrasound in Medicine : Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, *17*(10), 661–665. <https://doi.org/10.7863/JUM.1998.17.10.661>
- Dempster, W. T., & Gaughran, G. R. L. (1967). Properties of body segments based on size and weight. *American Journal of Anatomy*, *120*(1), 33–54. <https://doi.org/10.1002/AJA.1001200104>
- Dollberg, S., Haklai, Z., Mimouni, F., Gorfein, I., & Gordon, E. (2005). Birth weight standards in the live-born population in Israel. *The Israel Medical Association Journal : IMAJ*.
- Donaldson, K., Huntington, A., & De Vita, R. (2021). Mechanics of Uterosacral Ligaments: Current Knowledge, Existing Gaps, and Future Directions. *Annals of Biomedical Engineering*, *49*(8), 1788–1804. <https://doi.org/10.1007/S10439-021-02755-6>
- Dulguérian, M.-R. (2012). Experiencia emocional de los padres de niños nacidos prematuros y aspectos psicológicos. *EMC - Pediatría*, *47*(3), 1–6. [https://doi.org/10.1016/S1245-1789\(12\)62751-6](https://doi.org/10.1016/S1245-1789(12)62751-6)
- Durnwald, C. P., & Mercer, B. M. (2008). Myometrial thickness according to uterine site, gestational age and prior cesarean delivery. *The Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine : The Official Journal of the European Association of Perinatal Medicine, the*

Federation of Asia and Oceania Perinatal Societies, the International Society of Perinatal Obstetricians, 21(4), 247–250. <https://doi.org/10.1080/14767050801926709>

Erdmann, W. S. (2019). Geometry and Inertia of the Human Body. *Acta Physica Polonica. A*, 135(5), 961–964. <https://doi.org/10.12693/APHYSPOLA.135.961>

Escartí, A., Boronat, N., Llopis, R., Torres, R., & Vento, M. (2016). Estudio piloto sobre el estrés y la resiliencia familiar en recién nacidos prematuros. *Anales de Pediatría*, 84(1), 3–9. <https://doi.org/10.1016/J.ANPEDI.2015.03.001>

Evereklian, M., & Posmontier, B. (2017). The Impact of Kangaroo Care on Premature Infant Weight Gain. *Journal of Pediatric Nursing*, 34, e10–e16. <https://doi.org/10.1016/J.PEDN.2017.02.006>

Fenton, L. A., Horsfall, I., & Carr, D. J. (2020). Skin and skin simulants. *Australian Journal of Forensic Sciences*, 52(1), 96–106. <https://doi.org/10.1080/00450618.2018.1450896>

Ferrari, F., Bertocelli, N., Gallo, C., Roversi, M. F., Guerra, M. P., Ranzi, A., & Hadders-Algra, M. (2007). Posture and movement in healthy preterm infants in supine position in and outside the nest. *Archives of Disease in Childhood: Fetal and Neonatal Edition*, 92(5). <https://doi.org/10.1136/adc.2006.101154>

Ferreira, J. C. P., Borowski, D., Czuba, B., Cnota, W., Wloch, A., Sodowski, K., Wielgos, M., & Wegrzyn, P. (2015a). The evolution of fetal presentation during pregnancy: a retrospective, descriptive cross-sectional study. *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica*, 94(6), 660–663. <https://doi.org/10.1111/AOGS.12626>

Ferreira, J. C. P., Borowski, D., Czuba, B., Cnota, W., Wloch, A., Sodowski, K., Wielgos, M., & Wegrzyn, P. (2015b). The evolution of fetal presentation during pregnancy: a retrospective,

descriptive cross-sectional study. *Acta Obstetricia et Gynecologica Scandinavica*, 94(6), 660–663. <https://doi.org/10.1111/AOGS.12626>

Fidan, U., Ulubay, M., Bodur, S., Ferdi Kinci, M., Emre Karaşahin, K., & Cemal Yenen, M. (2017). The effect of anatomical placental location on the third stage of labor. *Clinical Anatomy (New York, N.Y.)*, 30(4), 508–511. <https://doi.org/10.1002/CA.22868>

Field, T., Diego, M., & Hernandez-Reif, M. (2010). Preterm Infant Massage Therapy Research: A Review. *Infant Behavior & Development*, 33(2), 115. <https://doi.org/10.1016/J.INFBEH.2009.12.004>

Forczek, W., Ivanenko, Y., Salamaga, M., Sylos-Labini, F., Frączek, B., Masłoń, A., Curyło, M., & Suder, A. (2020). Pelvic movements during walking throughout gestation - the relationship between morphology and kinematic parameters. *Clinical Biomechanics*, 71, 146–151. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2019.11.001>

Foti, T., Davids, J. R., & Bagley, A. (2000). A biomechanical analysis of gait during pregnancy. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 82(5), 625–632. <https://doi.org/10.2106/00004623-200005000-00003>

Fox, A. J. S., & Chapman, M. G. (2006a). Longitudinal ultrasound assessment of fetal presentation: a review of 1010 consecutive cases. *The Australian & New Zealand Journal of Obstetrics & Gynaecology*, 46(4), 341–344. <https://doi.org/10.1111/J.1479-828X.2006.00603.X>

Fox, A. J. S., & Chapman, M. G. (2006b). Longitudinal ultrasound assessment of fetal presentation: a review of 1010 consecutive cases. *The Australian & New Zealand Journal of Obstetrics & Gynaecology*, 46(4), 341–344. <https://doi.org/10.1111/J.1479-828X.2006.00603.X>

- Frémondrière, P., Thollon, L., Marchal, F., Fornai, C., Webb, N. M., & Haeusler, M. (2022). Dynamic finite-element simulations reveal early origin of complex human birth pattern. *Communications Biology* 2022 5:1, 5(1), 1–10. <https://doi.org/10.1038/s42003-022-03321-z>
- Fukuda, M., Fukuda, K., Shimizu, T., & Bujold, E. (2016). Ultrasound Assessment of Lower Uterine Segment Thickness During Pregnancy, Labour, and the Postpartum Period. *Journal of Obstetrics and Gynaecology Canada : JOGC = Journal d'obstetrique et Gynecologie Du Canada : JOGC*, 38(2), 134–140. <https://doi.org/10.1016/J.JOGC.2015.12.009>
- Furzán, J. A., & Sánchez, H. L. (2009). Recién nacido prematuro tardío: incidencia y morbilidad neonatal precoz. *Arch. Venez. Pueric. Pediatr*, 59–67. <https://doi.org/10.1590/S0004-06492009000200005>
- García-Galavíz, J. L., & Reyes-Gómez, U. (2007). Dra. Virginia Apgar (1909 - 1974). Una mujer ejemplar. *Acta Pediátrica de México*.
- Gerónimo Ortega, N. R. (2020). El parto pretérmino desde los registros del nacido vivo en Colombia, período 2008 - 2017. *Revista Médica de Risaralda*, 26(2), 138–147. <https://doi.org/10.22517/25395203.22091>
- Gilleard, W. L. (2013). Trunk motion and gait characteristics of pregnant women when walking: report of a longitudinal study with a control group. *BMC Pregnancy and Childbirth*, 13. <https://doi.org/10.1186/1471-2393-13-71>
- GILLESPIE, E. C. (1950). Principles of Uterine Growth in Pregnancy. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 59(5), 949–959. [https://doi.org/10.1016/S0002-9378\(16\)39157-](https://doi.org/10.1016/S0002-9378(16)39157-)

- Ginsberg, Y., Goldstein, I., Lowenstein, L., & Weiner, Z. (2013). Measurements of the lower uterine segment during gestation. *Journal of Clinical Ultrasound : JCU*, *41*(4), 214–217. <https://doi.org/10.1002/JCU.22023>
- Groves, R. B., Coulman, S. A., Birchall, J. C., & Evans, S. L. (2013). An anisotropic, hyperelastic model for skin: Experimental measurements, finite element modelling and identification of parameters for human and murine skin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *18*, 167–180. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2012.10.021>
- Huang, J., Lin, J., Xia, L., Tian, L., Xu, D., Liu, P., Zhu, J., & Wu, Q. (2021). Decreased Endometrial Thickness Is Associated With Higher Risk of Neonatal Complications in Women With Polycystic Ovary Syndrome. *Frontiers in Endocrinology*, *12*. <https://doi.org/10.3389/FENDO.2021.766601>
- Hyttén, F. E., & Cheyne, G. A. (1969). The size and composition of the human pregnant uterus. *The Journal of Obstetrics and Gynaecology of the British Commonwealth*, *76*(5), 400–403. <https://doi.org/10.1111/J.1471-0528.1969.TB05854.X>
- Irannejad Parizi, M., Ahmadian, M. T., & Mohammadi, H. (2020). Rigid-bar loading on pregnant uterus and development of pregnant abdominal response corridor based on finite element biomechanical model. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, *36*(1), e3284. <https://doi.org/10.1002/CNM.3284>
- Irannejad Parizi, M., Ahmadian, M. T., & Mohammadi, H. (2021). Interaction analysis of a pregnant female uterus and fetus in a vehicle passing a speed bump. *Journal of Biomechanics*, *118*. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2021.110257>

- Islam, T., Islam, M. S., Shajid-Ul-Mahmud, M., & Hossam-E-Haider, M. (2017). Comparison of complementary and Kalman filter based data fusion for attitude heading reference system. *AIP Conference Proceedings*, 1919(1). <https://doi.org/10.1063/1.5018520/797426>
- Jastrow, N., Demers, S., Chaillet, N., Girard, M., Gauthier, R. J., Pasquier, J. C., Abdous, B., Vachon-Marceau, C., Marcoux, S., Irion, O., Brassard, N., Boulvain, M., & Bujold, E. (2016). Lower uterine segment thickness to prevent uterine rupture and adverse perinatal outcomes: a multicenter prospective study. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 215(5), 604.e1-604.e6. <https://doi.org/10.1016/J.AJOG.2016.06.018>
- Jha, P., Raghu, P., Kennedy, A. M., Sugi, M., Morgan, T. A., Feldstein, V., Pöder, L., & Penna, R. (2023). Assessment of Amniotic Fluid Volume in Pregnancy. *Radiographics*, 43(6). <https://doi.org/10.1148/RG.220146/ASSET/IMAGES/LARGE/RG.220146.FIG23.JPEG>
- Juliao, J., Archila, M., San Diego, M., & Gaitán, H. (2010). Morbimortalidad de los prematuros en la unidad de cuidado intensivo neonatal, de la clínica reina Sofía, Bogotá, Colombia. 2001-2006. *Rev.Medica.Sanitas*, 13(1), 18–25.
- Karnati, S., Kollikonda, S., & Abu-Shaweesh, J. (2020). Late preterm infants – Changing trends and continuing challenges. *International Journal of Pediatrics and Adolescent Medicine*, 7(1), 36–44. <https://doi.org/10.1016/J.IJPAM.2020.02.006>
- Kiserud, T., Piaggio, G., Carroli, G., Widmer, M., Carvalho, J., Neerup Jensen, L., Giordano, D., Cecatti, J. G., Abdel Aleem, H., Talegawkar, S. A., Benachi, A., Diemert, A., Tshefu Kitoto, A., Thinkhamrop, J., Lumbiganon, P., Tabor, A., Kriplani, A., Gonzalez Perez, R., Hecher, K., ... Platt, L. D. (2017). The World Health Organization Fetal Growth Charts: A Multinational Longitudinal Study of Ultrasound Biometric Measurements and Estimated Fetal Weight. *PLoS Medicine*, 14(1). <https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PMED.1002220>

- Kucukoglu, S., Yilmaz Kurt, F., Aytekin Ozdemir, A., & Ozcan, Z. (2021). The Effect of Kangaroo Care on Breastfeeding and Development in Preterm Neonates. *Journal of Pediatric Nursing*, *60*, e31–e38. <https://doi.org/10.1016/J.PEDN.2021.02.019>
- Lai, J., Nowlan, N. C., Vaidyanathan, R., Shaw, C. J., & Lees, C. C. (2016). Fetal movements as a predictor of health. *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica*, *95*(9), 968–975. <https://doi.org/10.1111/AOGS.12944>
- Lehn, A. M., Baumer, A., & Leftwich, M. C. (2016). An experimental approach to a simplified model of human birth. *Journal of Biomechanics*, *49*(11), 2313–2317. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2015.11.046>
- Lewis, C. L., Laudicina, N. M., Khuu, A., & Loverro, K. L. (2017). The Human Pelvis: Variation in structure and function during gait. *Anatomical Record (Hoboken, N.J. : 2007)*, *300*(4), 633. <https://doi.org/10.1002/AR.23552>
- Lohr, M. J., Sugerman, G. P., Kakaletsis, S., Lejeune, E., & Rausch, M. K. (2022). An introduction to the Ogden model in biomechanics: benefits, implementation tools and limitations. *Philosophical Transactions of the Royal Society A*, *380*(2234). <https://doi.org/10.1098/RSTA.2021.0365>
- Loughna, P., Chitty, L., Evans, T., & Chudleigh, T. (2009). Fetal size and dating: Charts recommended for clinical obstetric practice. *Ultrasound*, *17*(3), 160–166. https://doi.org/10.1179/174313409X448543/ASSET/174313409X448543.FP.PNG_V03
- Louwagie, E. M., Carlson, L., Over, V., Mao, L., Fang, S., Westervelt, A., Vink, J., Hall, T., Feltovich, H., & Myers, K. (2021). Longitudinal ultrasonic dimensions and parametric solid models of the gravid uterus and cervix. *PLOS ONE*, *16*(1), e0242118. <https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0242118>

- Louwagie, E. M., Rajasekharan, D., Feder, A., Fang, S., Nhan-Chang, C. L., Mourad, M., & Myers, K. M. (2024). Parametric Solid Models of the At-Term Uterus From Magnetic Resonance Images. *Journal of Biomechanical Engineering*, 146(7). <https://doi.org/10.1115/1.4065109>
- Louwagie, E. M., Russell, S. R., Hairston, J. C., Nottman, C., Nhan-Chang, C.-L., Fuchs, K., Gyamfi-Bannerman, C., Booker, W., Andrikopoulou, M., Friedman, A. M., Zork, N., Wapner, R., Vink, J., Mourad, M., Feltovich, H. M., House, M. D., & Myers, K. M. (2024). The biomechanical evolution of the uterus and cervix and fetal growth in human pregnancy. *Npj Women's Health* 2024 2:1, 2(1), 1–9. <https://doi.org/10.1038/s44294-024-00038-8>
- Lu, L. C., Lan, S. H., Hsieh, Y. P., Lin, L. Y., Chen, J. C., & Lan, S. J. (2020). Massage therapy for weight gain in preterm neonates: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Complementary Therapies in Clinical Practice*, 39. <https://doi.org/10.1016/J.CTCP.2020.101168>
- Lyshevski, S. E. (2014). Microstepping and high-performance control of permanent-magnet stepper motors. *Energy Conversion and Management*, 85, 245–253. <https://doi.org/10.1016/J.ENCONMAN.2014.05.078>
- Madlinger-Lewis, L., Reynolds, L., Zarem, C., Crapnell, T., Inder, T., & Pineda, R. (2014). The effects of alternative positioning on preterm infants in the neonatal intensive care unit: a randomized clinical trial. *Research in Developmental Disabilities*, 35(2), 490–497. <https://doi.org/10.1016/J.RIDD.2013.11.019>
- Manoogian, S. (2008). *Protecting the pregnant occupant: dynamic material properties of uterus and placenta*. Virginia Polytechnic Institute and State University.

- Marckmann, G., Verron, E., Marckmann, G., & Verron, E. (2006). Comparison of hyperelastic models for rubber-like materials. *Rubber Chemistry and Technology*, 79(5), 835–858. <https://doi.org/10.5254/1.3547969>
- Martins, P. A. L. S., Jorge, R. M. N., & Ferreira, A. J. M. (2006). A Comparative Study of Several Material Models for Prediction of Hyperelastic Properties: Application to Silicone-Rubber and Soft Tissues. *Strain*, 42(3), 135–147. <https://doi.org/10.1111/J.1475-1305.2006.00257.X>
- Matsuo, K., Shimoya, K., Ushioda, N., & Kimura, T. (2007). Maternal positioning and fetal positioning in utero. *The Journal of Obstetrics and Gynaecology Research*, 33(3), 279–282. <https://doi.org/10.1111/J.1447-0756.2007.00524.X>
- McGinnis, R. S., Cain, S. M., Davidson, S. P., Vitali, R. V., McLean, S. G., & Perkins, N. C. (2014). Validation of complementary filter based IMU data fusion for tracking torso angle and rifle orientation. *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Proceedings (IMECE)*, 3. <https://doi.org/10.1115/IMECE201436909>
- MORRIONE, T. G., & SEIFTER, S. (1962). Alteration in the collagen content of the human uterus during pregnancy and post partum involution. *The Journal of Experimental Medicine*, 115(2), 357–365. <https://doi.org/10.1084/JEM.115.2.357>
- Moss, S., Zhou, J., Pearlman, M. D., Rupp, J. D., Schneider, L. W., Klinich, K. D., Institute, U. of Michigan. T. R., & School, U. of Michigan. M. (2001). *Design, Development, and Testing of a New Pregnant Abdomen for the Hybrid III Small Female Crash Test Dummy. Project D.7.* <https://doi.org/10.21949/1503647>
- Muftić, O., Jurum –Kipke, J., Milčić, D., & Novak, M. (2003). Anthropodynamical status of the children since their born up to the age of two years. *4th International Congress of Croatian Society of Mechanics.*

- Mulic-Lutvica, A., Bekuretsion, M., Bakos, O., & Axelsson, O. (2001). Ultrasonic evaluation of the uterus and uterine cavity after normal, vaginal delivery. *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology: The Official Journal of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 18(5), 491–498. <https://doi.org/10.1046/J.0960-7692.2001.00561.X>
- Neufeld, L. M., Haas, J. D., Grajeda, R., & Martorell, R. (2004). Ultrasound measurement of fetal size in rural Guatemala. *International Journal of Gynecology and Obstetrics*, 84(3), 220–228. [https://doi.org/10.1016/S0020-7292\(03\)00335-7](https://doi.org/10.1016/S0020-7292(03)00335-7)
- Ní Annaidh, A., Bruyère, K., Destrade, M., Gilchrist, M. D., & Otténio, M. (2012). Characterization of the anisotropic mechanical properties of excised human skin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 5(1), 139–148. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2011.08.016>
- Nicolaidis, K. H., Wright, D., Syngelaki, A., Wright, A., & Akolekar, R. (2018). Fetal Medicine Foundation fetal and neonatal population weight charts. *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology: The Official Journal of the International Society of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 52(1), 44–51. <https://doi.org/10.1002/UOG.19073>
- NIH. (2021). *NIH 3D - 3D Models of the Female Pelvis with L4, L5 Vertebrae and Proximal Femur*. <https://3d.nih.gov/entries/3dpx-015843>
- O’Gorman, N., & Salomon, L. J. (2018). Fetal biometry to assess the size and growth of the fetus. *Best Practice & Research Clinical Obstetrics & Gynaecology*, 49, 3–15. <https://doi.org/10.1016/J.BPOBGYN.2018.02.005>
- Ohuma, E. O., Moller, A. B., Bradley, E., Chakwera, S., Hussain-Alkhateeb, L., Lewin, A., Okwaraji, Y. B., Mahanani, W. R., Johansson, E. W., Lavin, T., Fernandez, D. E., Domínguez, G. G., de Costa, A., Cresswell, J. A., Krasevec, J., Lawn, J. E., Blencowe, H.,

- Requejo, J., & Moran, A. C. (2023). National, regional, and global estimates of preterm birth in 2020, with trends from 2010: a systematic analysis. *Lancet (London, England)*, *402*(10409), 1261–1271. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(23\)00878-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(23)00878-4)
- Ottenio, M., Tran, D., Ní Annaidh, A., Gilchrist, M. D., & Bruyère, K. (2015). Strain rate and anisotropy effects on the tensile failure characteristics of human skin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *41*, 241–250. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2014.10.006>
- Pearsall, G. W., & Roberts, V. L. (1978). Passive mechanical properties of uterine muscle (myometrium) tested in vitro. *Journal of Biomechanics*, *11*(4), 167–176. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(78\)90009-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(78)90009-X)
- Pedreira, C. E., Pinto, F. A., Pereira, S. P., & Costa, E. S. (2011). Birth weight patterns by gestational age in Brazil. *Anais Da Academia Brasileira de Ciencias*, *83*(2), 619–625. <https://doi.org/10.1590/S0001-37652011005000008>
- Pérez, P. (2015). *Un método de calibración de sensores inerciales*. Universitas Almeriensis.
- Peterson, H. F., Eskild, A., Sommerfelt, S., Gjesdal, K., Borthne, A. S., Mørkrid, L., & Hillestad, V. (2022). Percentiles of intrauterine placental volume and placental volume relative to fetal volume: A prospective magnetic resonance imaging study. *Placenta*, *121*, 40–45. <https://doi.org/10.1016/J.PLACENTA.2022.02.023>
- Picciolini, O., Porro, M., Meazza, A., Gianni, M. L., Rivoli, C., Lucco, G., Barretta, F., Bonzini, M., & Mosca, F. (2014a). Early exposure to maternal voice: Effects on preterm infants development. *Early Human Development*, *90*(6), 287–292. <https://doi.org/10.1016/j.earlhumdev.2014.03.003>

- Picciolini, O., Porro, M., Meazza, A., Gianni, M. L., Rivoli, C., Lucco, G., Barretta, F., Bonzini, M., & Mosca, F. (2014b). Early exposure to maternal voice: effects on preterm infants development. *Early Human Development*, *90*(6), 287–292. <https://doi.org/10.1016/J.EARLHUMDEV.2014.03.003>
- REID, F. (1953). V. The Radiological Localisation of the Placenta. *British Journal of Radiology*, *26*(308), 406–412. <https://doi.org/10.1259/0007-1285-26-308-406>
- Romero, R., & Tarca, A. L. (2018). Fetal size standards to diagnose a small- or a large-for-gestational-age fetus. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, *218*(2S), S605–S607. <https://doi.org/10.1016/J.AJOG.2017.12.217>
- Rosati, P., Pola, P., Riccardi, P., Flore, R., Tondi, P., & Bellati, U. (1991). The use of amniotic fluid viscosity measurements to establish fetal lung maturity. *International Journal of Gynecology & Obstetrics*, *35*(4), 351–355. [https://doi.org/10.1016/0020-7292\(91\)90672-R](https://doi.org/10.1016/0020-7292(91)90672-R)
- Rupp, J. D., Klinich, K. D., Moss, S., Zhou, J., Pearlman, M. D., & Schneider, L. W. (2001). Development and Testing of a Prototype Pregnant Abdomen for the Small-Female Hybrid III ATD. *Stapp Car Crash Journal*, *45*(November). <https://doi.org/10.4271/2001-22-0003>
- Schluter, P. J., Pritchard, G., & Gill, M. A. (2004). Ultrasonic fetal size measurements in Brisbane, Australia. *Australasian Radiology*, *48*(4), 480–486. <https://doi.org/10.1111/J.1440-1673.2004.01384.X>
- Schneider, K., & Zernicke, R. F. (1992). Mass, center of mass, and moment of inertia estimates for infant limb segments. *Journal of Biomechanics*, *25*(2), 145–148. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90271-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90271-2)
- Seaton, S. E., Draper, E. S., Adams, M., Kusuda, S., Håkansson, S., Helenius, K., Reichman, B., Lehtonen, L., Bassler, D., Lee, S. K., Vento, M., Darlow, B. A., Rusconi, F., Beltempo, M.,

- Isayama, T., Lui, K., Norman, M., Yang, J., Shah, P. S., ... Narayanan, S. (2021). Variations in Neonatal Length of Stay of Babies Born Extremely Preterm: An International Comparison Between iNeo Networks. *The Journal of Pediatrics*, 233, 26-32.e6. <https://doi.org/10.1016/J.JPEDS.2021.02.015>
- Sun, H., & Jensen, R. (1994). Body segment growth during infancy. *Journal of Biomechanics*, 27(3), 265–275. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90003-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90003-5)
- Suzuki, S., & Yamamuro, T. (1985). Fetal movement and fetal presentation. *Early Human Development*, 11(3–4), 255–263. [https://doi.org/10.1016/0378-3782\(85\)90079-9](https://doi.org/10.1016/0378-3782(85)90079-9)
- Treloar, L. R. G. (1973). The elasticity and related properties of rubbers. *Reports on Progress in Physics*, 36(7), 755. <https://doi.org/10.1088/0034-4885/36/7/001>
- Vallejo, G. M., Uriel Calvo, M., Hoz-Valle, J. D. la, & Carolina Romero, X. (2024). Fetal growth in Bogotá, Colombia: a comparison with international and latin american curves. *Revista Brasileira de Saúde Materno Infantil*, 24, e20230326. <https://doi.org/10.1590/1806-9304202400000326-EN>
- van den Heuvel, T. L. A., de Bruijn, D., de Korte, C. L., & van Ginneken, B. (2018). Automated measurement of fetal head circumference using 2D ultrasound images. *PLOS ONE*, 13(8), e0200412. <https://doi.org/10.1371/JOURNAL.PONE.0200412>
- Veronda, D. R., & Westmann, R. A. (1970). Mechanical characterization of skin—Finite deformations. *Journal of Biomechanics*, 3(1), 111–124. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(70\)90055-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(70)90055-2)
- Villamizar Carvajal, B., Durán De Villalobos, M. M., Vargas Porras, C., & Hernández Hincapié, H. G. (2019). Efecto de la estimulación multisensorial en el patrón alimenticio en prematuros.

Index Enferm, 18–22. http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1132-12962019000100004&lng=es&nrm=iso&tlng=es

Wang, L., He, J. L., & Zhang, X. H. (2013). The efficacy of massage on preterm infants: a meta-analysis. *American Journal of Perinatology*, 30(9), 731–738. <https://doi.org/10.1055/S-0032-1332801>

Wells, J., Hyler-Both, D., Danley, T., & Wallace, G. (2002). Biomechanics of growth and development in the healthy human infant: a pilot study. *Journal of Osteopathic Medicine*, 102(6), 313–319. <https://doi.org/10.7556/JAOA.2002.102.6.313>

Williamson, S., & McGrath, J. M. (2020). Neonatal Nurses' Self-reported Practices, Knowledge, and Attitudes Toward Use of Maternal Voice for Preterm Infants. *Advances in Neonatal Care : Official Journal of the National Association of Neonatal Nurses*, 20(5), 415–422. <https://doi.org/10.1097/ANC.0000000000000715>

World Health Organization. (2024). *Weight for age*. <https://www.who.int/tools/child-growth-standards/standards/weight-for-age>

Wu, W., Meijer, O. G., Lamoth, C. J. C., Uegaki, K., Van Dieën, J. H., Wuisman, P. I. J. M., De Vries, J. I. P., & Beek, P. J. (2004). Gait coordination in pregnancy: transverse pelvic and thoracic rotations and their relative phase. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(5), 480–488. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2004.02.003>

Yates, C. C., Mitchell, A. J., Booth, M. Y., Williams, D. K., Lowe, L. M., & Hall, R. W. (2014). The effects of massage therapy to induce sleep in infants born preterm. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 26(4), 405–410. <https://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000081>

Zhang, J., & Bowes, W. A. (1995). Birth-weight-for-gestational-age patterns by race, sex, and parity in the United States population. *Obstetrics and Gynecology*, 86(2), 200–208.
[https://doi.org/10.1016/0029-7844\(95\)00142-E](https://doi.org/10.1016/0029-7844(95)00142-E)

9. Apéndices

Apéndice A

Actuadores de la plataforma.

Especificaciones para el actuador rotativo GSN85.

Parameter	Model												
	GSN85		GSN85Z				GSN85M						
Bearing of Rotary table	cross roller bearing												
Gear Ratio	i	5	10	10	15	20	30	15	20	25	35	50	
Permissible Torque	N.m	20	16	20	20	16	16	20	20	20	20	20	
Allow Table Speed	rpm	200											
Repeatability	arc-sec	≤ 10						≤ 15					
Allow Moment of inertia	N.m	10											
Positioning Accuracy	arc-min	≤ 1											
Allowable Axial Load	N	500											
Table Flatness	mm	≤ 0.01											
Table Concentricity	mm	≤ 0.01											
Ingress Protection	IP	40											
Weight	kg	1.4		2.6									

Especificaciones para el actuador rotativo GSN130.

Parameters		Model						
		GSN130		GSN130Z		GSN130M		
Bearing of Rotary Table		Cross Roller Bearing						
Gear Ratio	i	10	18	20	30	30	40	50
Allowable Torque	N.m	40	28	40				
Allowable Table Speed	rpm	200	150 OS: 50/CS: 120	200				
Repeatability	arc-sec	≤ 10				≤ 15		
Allowable Moment of Inertia	N.m	50						
Positioning Accuracy	arc-min	≤ 1						
Allowable Axial Load	N	2000						
Table Flatness	mm	≤ 0.01						
Table Concentricity	mm	≤ 0.01						
Ingress Protection	IP	40						
Weight	kg	2.5 OS: 3.1/CS: 3.3		3.8				

Apéndice B

Rendimiento del motor 57CM23.

Torque vs velocidad para el motor 57CM23 según la tensión de alimentación.

