

Diseño de Cuna para Neonatos Prematuros Usando Biomimica del Movimiento Fetal

Victor David Diaz Rojas, Brayan Yesid Pardo Vargas

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingenieros Mecánicos

Director:

Diego Fernando Villegas Bermúdez,

PhD en Ingeniería Mecánica

Codirector:

Mayut Delgado Galeano

Msc en Enfermería

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Físico Mecánicas

Escuela de Ingeniería Mecánica

Bucaramanga

2019

Dedicatoria

Dedico esta tesis, con todo mi amor y cariño a mi madre Angela Rojas y a mi Padre Victor Diaz quienes fueron un gran pilar dentro de todo mi desarrollo como persona y profesional, también le dedico este proyecto a mi tía Jayken Rojas y a mi abuela Ana Oñate, un par de mujeres guerreras y fuertes que me apoyaron y me apoyan en muchas ocasiones.

Victor David Diaz Rojas.

Dedico este trabajo a Dios por darme la sabiduría la fuerza y la voluntad de continuar siempre con la cabeza en alto a pesar de las dificultades.

A mis padres Ana Vargas y Luis Pardo que sin su trabajo, dedicación y esfuerzo hubiese sido imposible lógralo.

Al amor de mi vida Ana Maria Florez por estar a mi lado en cada caída, triunfo y alegría durante toda mi carrera.

A cada miembro de mi familia por creer en mí y en mis capacidades.

A mis amigos y compañeros de colegio y universidad que en cada momento sacaron un sonrisa o alegría de mí, a pesar de situaciones adversas.

A los docentes que hicieron parte de mi formación académica y moral a quienes les estaré siempre agradecido por los conocimientos adquiridos.

Y, por último, a la Universidad Industrial de Santander por permitirme generar y recibir conocimiento de una manera extraordinaria.

Mil y mil Gracias.

Brayan Yesid Pardo Vargas

Agradecimientos

Le agradezco a Dios por permitirme realizar un proyecto con tan alto impacto social. A mi director Diego Villegas por encomendarnos tan importante proyecto de investigación y nuestra codirectora Mayut Delgado por su entusiasmo e ingenio para desarrollar e incentivar estas investigaciones. Gracias a mi madre Angela Rojas la persona que estuvo todo el tiempo apoyándome y dándome fuerzas para avanzar en esta investigación. Gracias a mi padre Victor Diaz por su gran aporte económico, emocional e incondicional y por ultimo gracias a Natalia Quintero mi actual novia una de las personas que siempre me alentó a seguir motivado en esta investigación.

Victor David Diaz Rojas

Tabla de Contenido

Introducción	18
1 Formulación del Problema	19
1.1 Identificación del problema	19
1.2 Justificación	20
2 Objetivos	22
2.1 Objetivo general.	22
2.2 Objetivos específicos.	22
3 Marco Teórico	23
3.1 Biomimica	23
3.2 Nacimiento prematuro y su clasificación	24
3.2.1 Complicaciones de salud de los nacidos prematuros.	25
3.2.2 Prematuro moderado a tardío.	26
3.3 Anatomía de los órganos presentes en el embarazo	26
3.3.1 El útero.	27
3.3.2 Medios de sostén del útero.	28
3.3.3 Pelvis.	30
3.3.4 Suelo pélvico	32
3.4 Software	34
3.4.1 OpenSim.	34
3.4.2 SolidWorks: Flow Simulation.	34
4 Proceso de diseño.	35
4.1 Prefase A	36

4.2	Fase A	38
4.2.1	Despliegue de la función de calidad	39
5	Modelo Óseo Muscular	42
5.1	Inserción de la pelvis femenina	43
5.2	Inserción del útero	44
5.3	Incorporación de músculos y modificación de parámetros musculares	45
5.3.1	Puntos de inserción muscular.	46
5.3.2	Parámetros musculares.	47
6	Simulación de Movimiento Uterino	49
6.1	Análisis realizados en OpenSim	50
6.1.1	Análisis cinemático.	51
6.1.2	Optimización estática.	52
6.2	Resultados y análisis	53
6.2.1	Validación simulación de movimiento.	54
7	Modelo Uterino	55
8	Simulación De Fluido	57
8.1	Simulación fluido intrauterino	58
8.2	Resultados	63
9	Alternativas de diseño	64
9.1	Cuna con mecanismos de engranajes.	65
9.2	Cuna con mecanismo manivela, biela y corredera (MCA).	66
9.3	Cuna portable con mecanismo de levas.	67
9.4	Análisis de alternativas	68

DISEÑO DE CUNA PARA NEONATOS PREMATUROS.	9
10 FASE B	69
10.1 Diseño cuna neonatal	70
10.1.1 Caracterización de movimiento.	70
10.1.2 Cambio de origen del movimiento.	71
10.1.3 Suavizado de movimiento angular.	72
10.2 Optimización del diseño seleccionado.	73
10.2.1 Longitudes preliminares MCA.	74
10.2.2 Calculo cinemático de MCA.	76
10.2.3 Dinámica de MCA.	78
10.2.4 Análisis de carga critica.	80
10.2.5 Tamaño de cada elemento del equipo.	84
10.2.6 Selección de elementos estructurales	88
10.2.7 Diseño y selección de componentes adicionales.	89
10.2.8 Diseño CAD del equipo.	92
11 Costo de materiales e insumos	94
12 Conclusiones	95
Referencias Bibliograficas	96

Lista de Figuras

Figura 1. Conceptos de la Biomimética.....	233
Figura 2. Clasificación de bebés prematuros según la OMS.	244
Figura 3. Porcentaje de complicaciones de los prematuros según edad gestacional.	255
Figura 4. Posición, composición del útero.....	¡Error! Marcador no definido.8
Figura 5. Ligamentos (ancho, cardinal).	299
Figura 6. Ligamento redondo y útero-sacro.....	299
Figura 7. Pelvis femenina, vista inferior.	31
Figura 8. Vista sección media sagital, posición natural de la pelvis.....	31
Figura 9. Vista superior diafragma pélvico femenino.	322
Figura 10. NASA ESMD Capstone Design Process.....	355
Figura 11. Prefase A Design Process.	366
Figura 12. Fase A Design Process.	398
Figura 13. Ponderación de criterios.	399
Figura 14. Pelvis femenina formato .STL.....	444
Figura 15. Posición del útero en OpenSim.	455
Figura 16. Modelo óseo muscular femenino.....	477
Figura 17. Diagrama de flujo simulación de movimiento.	50
Figura 18. Gráfica de movimiento pélvico tilt.....	522

Figura 19. Grafica de resultado rotación tilt a) absoluta b) relativa.	544
Figura 20. Movimiento de validación L4-L5.....	555
Figura 21. Dimensiones de un feto humano según biometría fetal.....	566
Figura 22. Volumen de líquido amniótico según la edad gestacional.	588
Figura 23. Entradas y salidas de líquido amniótico.	599
Figura 24. Areas de entrada del liquido amniotico.	¡Error! Marcador no definido.2
Figura 25. Areas de salida del liquido Amniotico..	¡Error! Marcador no definido.2
Figura 26. Diagrama de presión uterina.....	633
Figura 27. Puntos de presión fluido – solido.	644
<i>Figura 28. Diseño preliminar cuna con mecanismo de engranajes.</i>	654
Figura 29. Diseño preliminar cuna con mecanismo MCA.	665
Figura 30. Diseño preliminar cuna con mecanismo de levas.....	677
Figura 31. Acercamiento del mecanismo de levas.....	677
Figura 32. Fase B.	69
Figura 33. Ecuaciones método de diferenciación de alta exactitud.	700
Figura 34. Grafica de desplazamiento angular del mecanismo.	711
Figura 35. Graficas de a) Desplazamiento b) Velocidad c) aceleración d) confort angular del mecanismo suavizadas.	722
Figura 36. Diagrama de flujo metodología de optimización de diseño.	733

Figura 37. Diagramas flectores críticos de: a) Barra 0A b) Estructura soporte de la cama c) Estructura transversal de la cama.....	811
Figura 38. Motor pasó a paso.....	911
Figura 39. Modelo CAD cuna neonatal para prematuros (CNP) ensamblada. a) ensamble completo b) ensamble con seccion.	933
Figura 40. Sub-ensamble CNP02 “soporte cama”.....	933
Figura 41. Sub-ensamble CNP01 “estructura principal y cubierta.	933

Lista de Tablas

Tabla 1. Propiedades principales de los músculos del suelo pélvico.....	33
Tabla 2. Criterios del usuario.....	37
Tabla 3. Criterios del diseñador.	37
Tabla 4. Tabla de relacionamiento.....	40
Tabla 5. Tabla de selección.....	41
Tabla 6. Criterios más importantes.	42
Tabla 7. Coordenadas de los músculos del suelo pélvico y músculos abdominales.....	46
Tabla 8. Parámetros musculares corregidos.....	49
Tabla 9. Parámetros biometría fetal.	56
Tabla 10. Valores de los parámetros de biometría fetal.....	57
Tabla 11. Volúmenes de líquido amniótico según vía de transferencia	60
Tabla 12. Presión medio fluido – solido.	64
Tabla 13. Evaluación de alternativas	68
Tabla 14. Cálculos de dimensiones preliminares del mecanismo.....	75
Tabla 15. Longitud de las barras del MCA.....	76
Tabla 16. Calculo cinemático de MCA.....	77
Tabla 17. Propiedades geométricas de los elementos del sistema.	78
Tabla 18. Calculo dinámica de cuerpos rígidos..	79

Tabla 19. Análisis de sección crítica de las barras y la estructura.	82
Tabla 20. Valores máximos y mínimos de las cargas.	83
Tabla 21. Calculo de esfuerzos medios y alternos.	85
Tabla 22. Calculo de medidas geométricas según criterio de fatiga.	87
Tabla 22. Perfiles y dimensiones normalizadas de cada componente.	88
Tabla 24. Cálculo de criterios de selección motor pasó a paso.	90
Tabla 25. Costos aproximados de materiales e insumos.	94

Lista de Apéndices

**(Ver apéndices adjuntos en el CD y pueden visualizarlos en la Base de Datos de la
Biblioteca UIS)**

Apéndice A. Modelo óseo muscular en formato .osim.

Apéndice B. Movimiento pélvico de la mujer en estado de gestación.

Apéndice C. Configuración de análisis de movimiento en formato .xslt

Apéndice D. Archivos requeridos para el análisis de movimiento en sus respectivos formatos

Apéndice E. Tablas de resultados de la simulación de movimiento.

Apéndice F. Modelo uterino.

Apéndice G. Resultados de la simulación de fluido intrauterino.

Apéndice H. Resultados cinemáticos del mecanismo cuadrilátero articulado.

Apéndice I. Resultados dinámicos del mecanismo cuadrilátero articulado.

Apéndice J. Diseño de elementos en formato de cálculo .EES.

Apéndice K. Componentes de la cuna neonatal en formato CAD de solidworks.

Apéndice L. Planos de la cuna neonatal en formato PDF y CAD.

Apéndice M. Catálogo de perfiles estructurales de aceros industriales

Resumen

Título: diseño de cuna para neonatos prematuros usando biomimica del movimiento fetal*

Autores: Victor David Diaz Rojas, Brayan Yesid Pardo Vargas**

Palabras Clave: Movimiento fetal, Cuna para prematuros, neonatos prematuros.

Descripción:

Las condiciones especiales de los neonatos prematuros y su gran vulnerabilidad en ocasiones especiales no le permite tener contacto con sus padres en el programa madre canguro, por lo tanto se ve afectado el vínculo madre e hijo durante los primeros días. Con objetivo de apoyar la relación madre e hijo se decidió diseñar un equipo que cuenta con condiciones de movimiento aproximadas a las del útero materno, dándole al neonato esa sensación conocida del vientre. Por otra parte, la estimulación sensorial temprana ha demostrado grandes avances en el desarrollo de prematuros.

El movimiento uterino es calculado mediante un análisis de movimiento con el software OpenSim, en donde se construyó un modelo óseo muscular que cuenta con los parámetros musculares y condiciones de una madre embarazada en la semana 34 de gestación. Adicionalmente se adiciono el movimiento pélvico de la marcha materna, las cargas y los actuadores necesarios por el sistema de OpenSim. Los resultados obtenidos fueron analizados y ajustados para de esta forma diseñar el mecanismo que emule este movimiento.

El diseño del equipo se desarrolló en dos partes. Primero se seleccionó y diseñó a detalle el mecanismo, como segunda parte el diseño de la estructura y la selección de los elementos principales como el motor y el arnés de seguridad del neonato. El diseño cuenta con medidas especiales para ser utilizado en el interior de una incubadora neonatal, por otro lado tiene componentes para ser utilizado como un dispositivo independiente.

* Trabajo de Grado.

** Facultad de ingeniería físico mecánicas. Director Ing. Diego Fernando Villegas Bermúdez. Codirector Mayut Delgado Galeano.

Abstract

Title: diseño de cuna para neonatos prematuros usando biomimica del movimiento fetal*

Authors: Victor David Diaz Rojas, Brayan Yesid Pardo Vargas**

Key Words: Movimiento fetal, Cuna para prematuros, neonatos prematuros.

Description:

The unique conditions of premature infants and their significant vulnerability on special occasions does not allow them to have contact with their parents in the kangaroo mother program. Therefore the mother and child bond is affected during the first few days. In order to support the mother and child relationship, it was decided to design a team that has conditions of movement approximated to those of the mother's womb, giving the newborn that familiar feeling of the belly. On the other hand, early sensory stimulation has shown significant advances in the development of premature babies.

The uterine movement is calculated by a movement analysis with the OpenSim software, where a muscular bone model was built that has the muscular parameters and conditions of a pregnant mother at week 34 of gestation. Additionally, the pelvic movement of the maternal gait, the loads, and the actuators required by the OpenSim system was added. The results obtained were analyzed and adjusted to design the mechanism that emulates this movement.

The design of the team was developed in two stages. First, the mechanism was selected and designed in detail. Second, the design of the structure and the main elements selection were carried out, such as the engine and the safety harness. The design has special measures to be used inside a neonatal incubator; on the other hand, it has components to be used as an independent device.

* Bachelor Thesis.

** Facultad de Ingeniería Físico Mecánicas. Director Ing. Diego Fernando Villegas Bermúdez. Codirector Mayut Delgado Galeano.

Introducción

La tasa de natalidad de neonatos prematuros cada año es más de 15 millones de niños en el mundo (OMS, 2018), los cuales requieren de cuidados y tratamientos especiales debido a las complicaciones de la prematuridad, siendo esta la principal causa de defunción en los niños menores de 5 años. En Colombia los nacimientos prematuros son alrededor de un 20% de la totalidad, además, de este porcentaje el 1,6% corresponde a la ciudad de Bucaramanga y su área metropolitana (DANE, 2017).

Un embarazo humano completo dura 40 semanas; se considera nacimiento prematuro todo parto que se produce antes de completarse la semana 37 de gestación; a su vez dependiendo del peso y de la edad gestacional a la cual nace determinado neonato, los nacimientos prematuros pueden clasificarse en diversas categorías; a los neonatos nacidos antes de las 28 semanas de gestación se les denomina prematuros extremos, entre las 28 y 32 semanas de gestación muy prematuros y de ahí en adelante prematuros tardíos; independientemente de la categoría los neonatos prematuros sufren de diversas complicaciones como hipotermia, hipoglucemia, morbilidad respiratoria, apnea, hiperbilirrubinemia y dificultades de alimentación, que hacen que su desarrollo normal sea más lento y complicado (JAIN S, 2006).

Sin embargo el mecer el neonato lo lleva a un estado de relajación como si estuviese en el vientre de su madre permitiendo que el cuerpo se alimente mejor, crezca y evolucione rápido al tratamiento que se le esté administrando (ALICE H. EDELMAN, 2000). Con el propósito de apoyar la evolución normal del bebe prematuro se realizó, un estudio de la cinemática del movimiento fetal humano, que consiste en determinar los movimientos que experimenta el feto y

las deformaciones de los componentes que lo rodean durante una caminata suave de la madre en la semana 34 del estado de gestación.

Una vez obtenidos los movimientos fetales, se diseñó un prototipo de mecanismo que emula el movimiento fetal estudiado; la creación del mecanismo implicó tres pasos principales: adaptación de los movimientos del feto a un sistema mecánico, la generación del diseño mecánico de sus componentes y su respectiva evaluación. Finalmente, se diseñaron los elementos adicionales del equipo para garantizar los cuidados y la comodidad del prematuro.

1 Formulación del Problema

1.1 Identificación del problema

La Unidad de Cuidados Intensivos Neonatales (UCIN) del Hospital Universitario de Bucaramanga, cuida de los bebés nacidos antes de las 37 semanas de gestación es decir neonatos prematuros. La mayoría de ellos están bajos de peso y/o les falta desarrollarse para ser autosuficientes, algunos presentan problemas de respiración, son sensibles al ambiente externo o tienen alteraciones del sistema nervioso central.

Dichos bebés prematuros, requieren cuidados especiales como, un ambiente controlado (temperatura y humedad), monitoreo en la incubadora, administración adicional de oxígeno, alimentación y en algunos casos vitaminas, esto pensando en el adecuado desarrollo que le hace falta al neonato para alcanzar un estado saludable y autosuficiente. En Santander el 12% de los

neonatos prematuros nacidos antes de la semana 28 fallecen según el DANE, a causa de no desarrollarse, o por enfermedades transmitidas por la madre.

Se necesita ayudar al bebe prematuro, a vivir en un estado de tranquilidad similar al que tenía en el vientre de la madre, buscando que el prematuro se alimente y desarrolle de una manera más eficiente adicional ayudar a que los medicamentos presenten un efecto más rápido según(Chapman, 1979).

1.2 Justificación

Conociendo que en el mundo nacen 15 millones de niños prematuros por año según la OMS (Organización Mundial de la Salud), los cuales requieren de cuidados y tratamientos especiales debido a las complicaciones de la prematuridad, siendo esta la principal causa de defunción en los niños menores de 5 años, provocando en el 2013 cerca de un millón de muertes y los bebes que sobreviven tiene complicaciones a nivel pulmonar, cardiaco, visual y neurológico.

Colombia está ubicado en el tercer puesto a nivel mundial con la mayor tasa de mortalidad por complicaciones de nacimientos prematuros según la UNICEF (United Nations Children's Fund) que constituyen el 12% de la totalidad de los partos.

En Santander son alrededor de 5.943 neonatos prematuros de los cuales 697 fallecen debido a su condición al nacer o enfermedades relacionadas con su madre, esto en el 2014 según el DANE (Departamento Administrativo Nacional de Estadística).

El mecer el neonato lo lleva a un estado de relajación como si estuviese en el vientre de su madre permitiendo que el cuerpo se alimente mejor, crezca y evolucione más rápido al tratamiento que se le esté administrando, concluido por (Edelman, Ph, Kraemer, & Ph, 1982). La

experiencia del personal médico y (Martinez Rojas, 2010)de enfermería que trabajan con neonatos prematuros en la ciudad de Bucaramanga les ha mostrado que un bebe arrullado tiene un desarrollo normal más rápido.

Tomando como base lo anterior, se realizará un diseño de una cuna que imite el movimiento del feto de tal manera que permita mejorar la condición del neonato prematuro y su pronta recuperación.

En Colombia debido a los diferentes tipos de complicaciones que padecen los bebes prematuros hace que los costos de hospitalización y cuidados sea unas quince veces mayor a los costos que generaría la hospitalización de un nacido a término, se han adelantado algunas investigaciones que han llegado a estimar los costos totales por día en cuidados hospitalarios, estos varían entre \$ 216.933 y \$2.028.166 según las complicaciones del bebe y conceptos como estancia, honorarios, medicamentos, laboratorio etc.; de este costo total por día el 60 % corresponde a la hospitalización; con el fin de mitigar o disminuir dichos costos a través de un desarrollo neonatal normal más completo y que reduzca el tiempo de hospitalización se plantea el diseño de la cuna basado en la biomimica del movimiento fetal (Rojas et al., 2013).

La Universidad Industrial de Santander, dentro de su misión expresa la formación de profesionales orientados a trabajar en ambientes interdisciplinarios, con el propósito de construir una sociedad desarrollada y multicultural. Este proyecto permitirá fortalecer el trabajo multidisciplinario entre la Escuela de Ingeniería Mecánica y la Escuela de Enfermería de la UIS.

2 Objetivos

2.1 Objetivo general.

Diseñar un prototipo funcional de una cuna para neonatos prematuros mediante la biomímica de la cinemática del feto dentro del vientre de la madre como producto de una caminata suave.

2.2 Objetivos específicos.

Realizar un estudio del movimiento, mediante una aproximación cinemática, para un bebe dentro del vientre materno en la semana de gestación 34 a 37.

Diseñar una cuna ergonómica para neonatos prematuros usando los requerimientos necesarios para ser utilizado en una Unidad de Cuidados Intensivos (UCI).

Determinación de la presión intrauterina de la madre por medio de una simulación de fluido amniótico, con la herramienta Flow Simulation de Solidwork.

3 Marco Teórico

En este capítulo se presentan los conceptos que ayudaran a la comprensión general del proyecto, para ello se divide en siete (8) partes, las dos primeras encaminadas al concepto de la biomimética y prematuridad, las restantes enfocadas a la descripción anatómica, geométrica y comportamiento mecánico, de los diferentes componentes que intervienen en el desarrollo del modelo, además los software especializados para el desarrollo de la investigación.

3.1 Biomimica

La biomimica es una disciplina dedicada al estudio de los modelos sistemas o procesos naturales con el propósito de encontrar soluciones prácticas e innovadoras que satisfagan necesidades humanas, esta disciplina se fundamenta en una serie de conceptos como se muestra en la Figura 1.

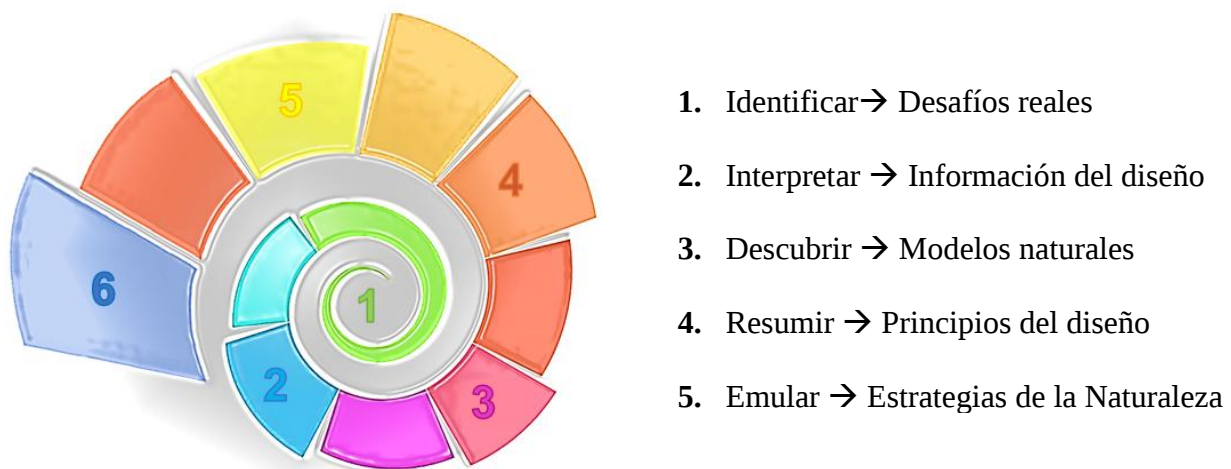


Figura 1. Conceptos de la Biomimética.

El estudio de los diferentes mecanismos del cuerpo humano permite diseñar diferentes dispositivos (médicos, rehabilitación, aplicaciones industriales) que permiten satisfacer diferentes necesidades, en este caso estudiar el movimiento del feto durante una caminata suave para la elaboración de un mecanismo que emule dicho movimiento.

3.2 Nacimiento prematuro y su clasificación

Según la OMS (organización mundial de la salud) un embarazo humano completo dura 40 semanas. Se considera nacimiento prematuro o pre-término todo parto que se produce antes de completarse la semana 37 de gestación; a su vez dependiendo del peso y de la edad gestacional a la cual nace determinado neonato los nacimientos prematuros pueden clasificarse en diversas categorías; estas categorías según edad gestacional se pueden observar en la Figura 2.

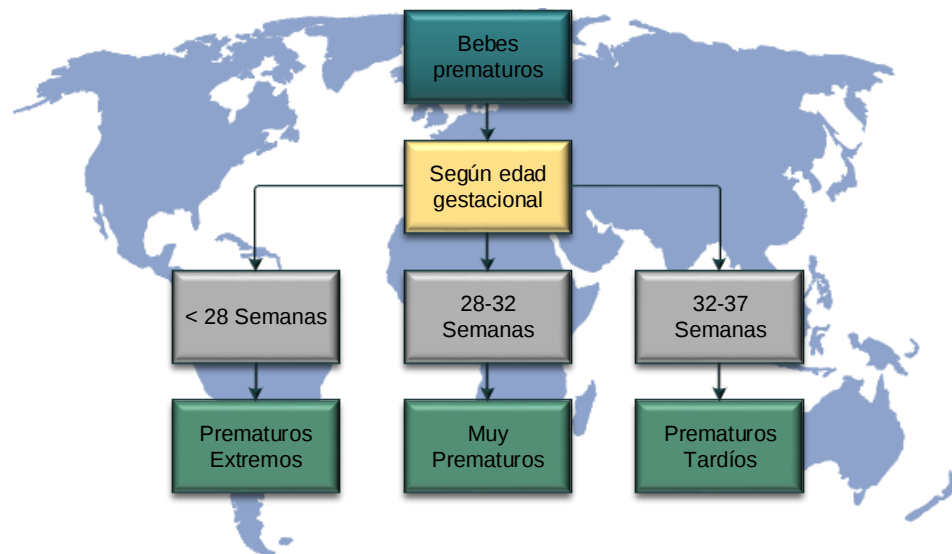


Figura 2. Clasificación de bebés prematuros según la OMS.

3.2.1 Complicaciones de salud de los nacidos prematuros. Los bebés nacidos prematuros tienden a tener mayor probabilidad de sufrir complicaciones de salud de diferente tipo; dependiendo del nivel de madurez del feto el riesgo de enfermedad neonatal disminuye, los neonatos más prematuros tienden a tener tasas de hospitalización mucho más elevadas que un nacido a término, las complicaciones de salud tienden a dejar secuelas para todo el lapso de vida; entre las complicaciones más importantes se pueden destacar:

- Hipotermia
- Hipoglucemia
- Morbilidad Respiratoria
- Apnea
- Hiperbilirrubinemia
- Dificultades de alimentación

En la figura 3 se muestran las complicaciones más importantes que se presentan en los neonatos prematuros en nivel de porcentaje según la edad gestacional de nacimiento.

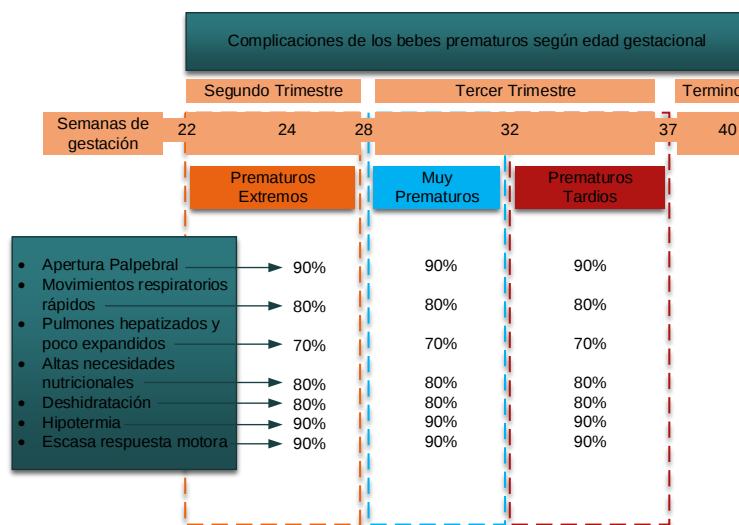


Figura 3. Porcentaje de complicaciones de los prematuros según edad gestacional.

3.2.2 Prematuro moderado a tardío. Como se puede observar en la figura 2 los neonatos prematuros a tardíos son los bebés que nacen en el rango de la semana de gestación 34 a la 37; debido a que el estudio se centra en esta clase de neonatos es de vital importancia reconocer las diferentes características, tanto en su ambiente gestacional como en la vida extrauterina.

Las complicaciones que tienen los prematuros tardíos en comparación a un recién nacido a término presentan mayor índice de morbilidad y mortalidad (Mayor riesgo de enfermedad y muerte) entre las que se destacan:

- Inestabilidad térmica e Hipoglucemia
- Complicaciones en el sistema cardiorrespiratorio
- Complicaciones en el aparato gastrointestinal
- Complicaciones en el sistema nervioso
- Complicaciones en el sistema inmunológico

Con el fin de mitigar algunos de los aspectos que ayudan al desarrollo normal del neonato se hace necesario brindarle un ambiente similar al del vientre materno, por lo tanto, conocer los componentes anatómicos que intervienen en el proceso normal del embarazo ayudan a establecer parámetros importantes para la elaboración del modelado 3D Y las simulaciones correspondientes.

3.3 Anatomía de los órganos presentes en el embarazo

En el embarazo intervienen diferentes órganos en este caso nos centramos en los órganos que intervienen directamente con el estudio como lo son:

- Útero

- Ligamentos (Redondos, Útero-sacros)
- Pelvis
- Suelo pélvico
- Placenta
- Líquido amniótico

3.3.1 El útero. El útero es un órgano muscular hueco del sistema reproductor femenino responsable del desarrollo del embrión y del feto durante el embarazo, está localizado en la pelvis, anterior al recto (la parte final del intestino grueso) y superior a la vejiga urinaria; el útero se sostiene gracias al diafragma pélvico y por varios ligamentos como se ilustra en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**; tiene unos 7-8 cm de longitud, 5-7 cm de ancho y 2-3 cm de espesor, su forma es similar a una pera con un peso aproximado de 60 gramos y una capacidad menor a 10 ml en estado normal.

El útero se compone por tres capas de tejido distintas:

- **Perimetrito:** Es la capa más externa que forma la piel externa del útero. Es una membrana serosa continua que protege el útero de la fricción formando una capa lisa de epitelio escamoso simple a lo largo de su superficie.
- **Miometrio:** Forma la capa media del útero y contiene muchas capas de tejido muscular visceral. Durante el embarazo, el miometrio permite que el útero se expanda y luego contraiga el útero durante el parto.
- **Endometrio:** es una capa hecha de tejido epitelial columnar simple con muchas glándulas exocrinas asociadas y un tejido conectivo altamente vascular que proporciona apoyo al embrión y al feto en desarrollo durante el embarazo.

3.3.2 Medios de sostén del útero. Como se dijo en el numeral anterior el útero se sostiene gracias al diafragma pélvico y por varios ligamentos, pero los más importantes son los siguientes: **Ligamento ancho:** ayuda a mantener el útero en su posición es una capa que se extiende desde los bordes laterales del útero hasta las paredes laterales y el suelo de la pelvis.

- **Ligamento útero-sacro:** estos ligamentos fijan el útero a la pared posterior de la pelvis; nacen a cada lado de la pared posterior del útero se dirigen hacia atrás contornean el recto para insertarse en la cara anterior del sacro entre la segunda y tercera vertebra.
- **Ligamento cardinal:** Estos se extienden desde el cuello uterino y las porciones laterales del fornix vaginal hasta las paredes laterales de la pelvis, como se puede ver en la Figura 5.

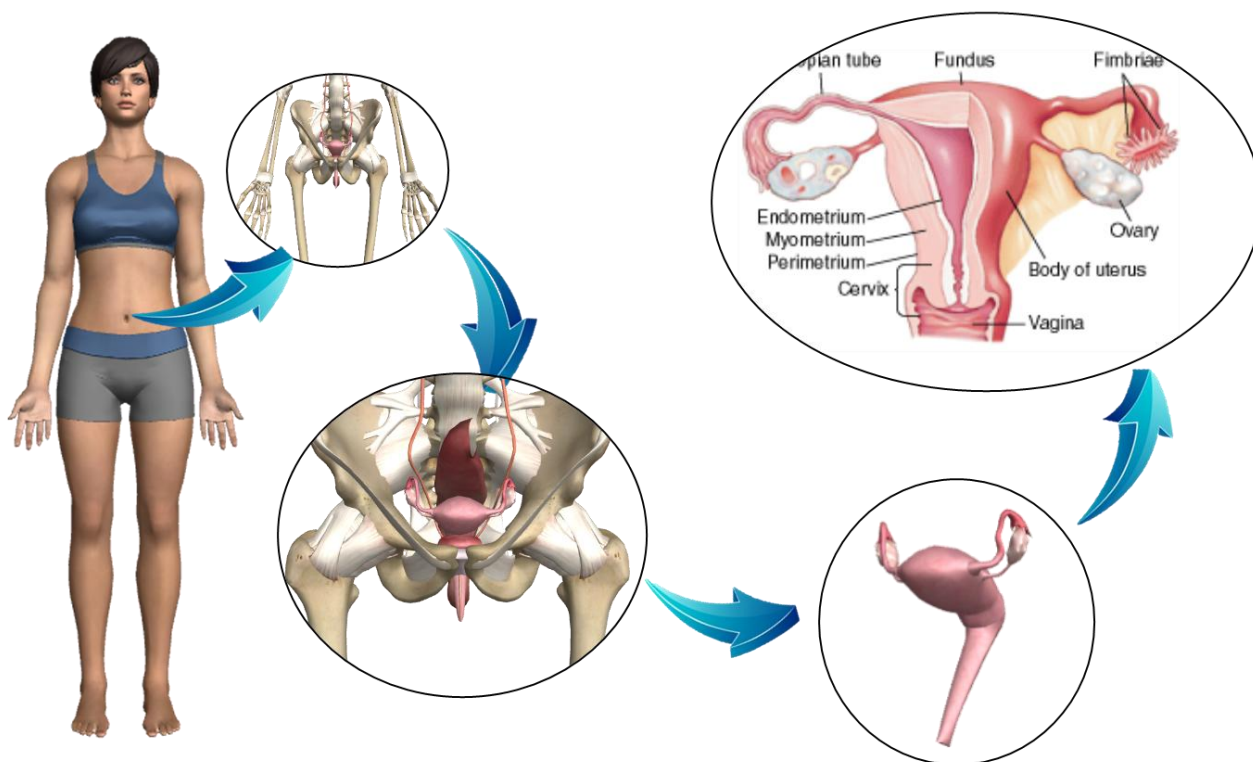


Figura 4. Posición, composición del útero.

- **Ligamento redondo:** Su función es impedir que el útero se desplace hacia atrás, nacen a cada lado de la pared lateral un poco por debajo y por delante de la inserción de las trompas de Falopio, y llegan al orificio inguinal interno, como se observa en la Figura 6.

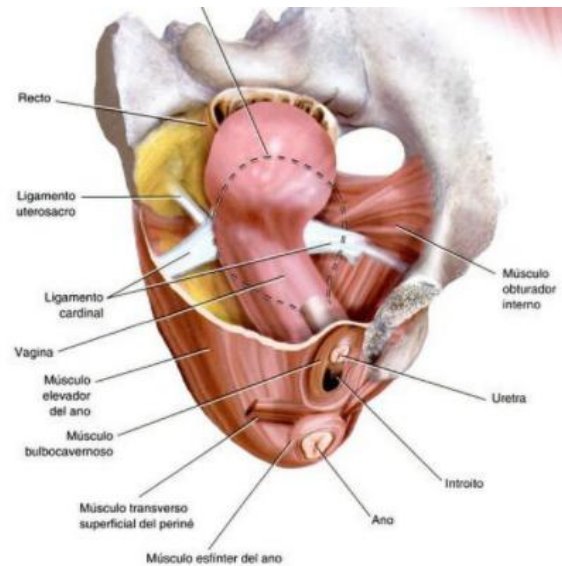


Figura 5. Ligamentos (ancho, cardinal). Adaptada de “Anatomía para estudiantes” 3ED. Gray. Elsevier.

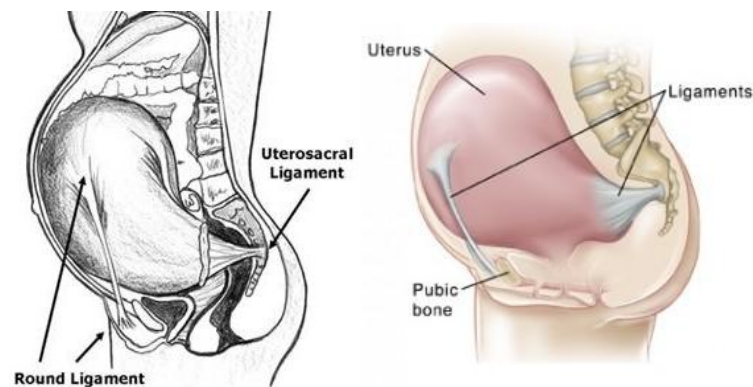


Figura 6. Ligamento redondo y útero-sacro. Adaptada de “Anatomía para estudiantes” 3ED. Gray. Elsevier.

3.3.3 Pelvis. La pelvis, es un componente del tronco y se encuentra en la parte ínfero posterior al abdomen, además constituye el área de transición entre el tronco y los miembros inferiores. Anatómicamente, la pelvis es el espacio o compartimento rodeado por la cintura pélvica (pelvis ósea). La pelvis se subdivide en pelvis mayor y pelvis menor. La pelvis mayor, está ocupada por las vísceras abdominales inferiores, a las que proporciona una protección. La pelvis menor está rodeada por la parte inferior de la cintura, que proporciona el marco esquelético musculofascial. Lo anterior adaptado de (Moore, 2012).

La cintura pélvica es un anillo óseo, que conecta la columna vertebral con los dos fémures, ese anillo está formado: en su parte posterior, por el sacro el cual da un punto de referencia importante para la pelvimetría, en la parte lateral por los iliacos, los cuales tienen la función de: Transferir el peso desde el esqueleto axial al de los miembros inferiores durante la bipedestación y la marcha. Además, proporcionar una inserción para los potentes músculos locomotores y posturales y para los músculos de la pared abdominal, resistiendo las fuerzas generadas por sus acciones.

Las dimensiones esenciales relacionadas con el útero y el suelo pélvico son: Diámetro transversal con una medida aproximada de ~13 cm y diámetro conjugado obstétrico de ~10 cm (Moore, 2012), como se ve en la Figura 8. Estas dos dimensiones crean la pelvis verdadera dándole cabida a los músculos del suelo pélvico, los cuales se separan para darle paso feto en el momento del parto.

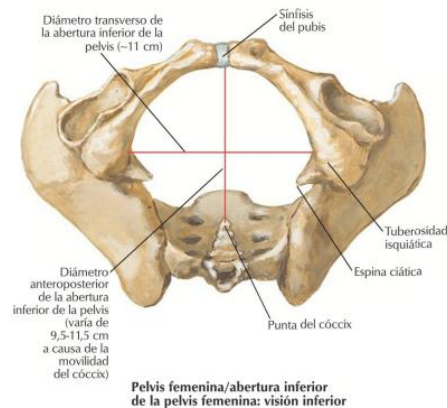


Figura 7. Pelvis femenina, vista inferior. Adaptada de Netter, F. (2014). Atlas de Anatomía humana. (Elsevier, Ed.) (6 ed.). España.

La posición anatómica de la pelvis ósea, se caracteriza por la alineación de las espinas ilíacas anteriores superiores derecha e izquierda y la cara anterior del pubis se sitúa en un plano vertical, como se puede observar en la Figura 9. Al observar anteriormente una pelvis ósea en esta posición, el extremo del cóccix se ve cerca del centro de la abertura superior de la pelvis, y los huesos púbicos y la sínfisis del pubis constituyen más bien un suelo para sostener el peso que una pared anterior.

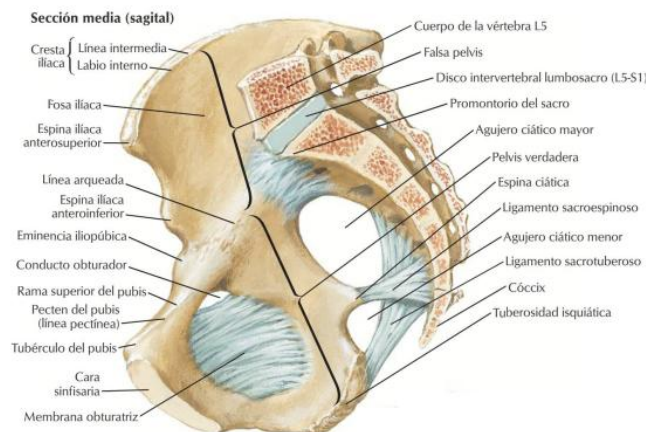


Figura 8. Vista sección media sagital, posición natural de la pelvis. Adaptada de Netter, F. (2014). Atlas de Anatomía humana. (Elsevier, Ed.) (6 ed.). España.

En el caso de la mujer en estado de embarazo, a medida que evoluciona el crecimiento del útero la posición anatómica normal de la pelvis cambia 4°, dándole una inclinación asía atrás según (Okanishi, Kito, Akiyama, & Yamamoto, 2012) mencionado por (Salcedo, 2013) debido al aumento de masa en el abdomen.

3.3.4 Suelo pélvico El suelo pélvico está formado por un gran grupo de músculos, tendones y ligamentos. Los cuales se unen para formar un gran tejido el cual sostiene gran parte de los órganos de la parte baja del abdomen, incluyendo el útero. En el caso de la mujer embarazada, durante las primeras 22 semanas, el útero desplaza algunos órganos para la parte posterior, abarcando de esta forma la parte frontal inferior del abdomen. El musculo elevador del ano es el principal del suelo pélvico y se compone por 4 músculos pequeños: Puborectal, pubococcigeo, coccígeo, iliococcigeo. Estos cuatro músculos abarcan la mayor parte de la pelvis; como se puede ver en la figura 9, están insertados en el pubis, el sacro y en los extremos con la parte interna de los huesos iliacos; estos músculos además de dar sostenimiento a los órganos, tienen participación en las funciones de los mismos.

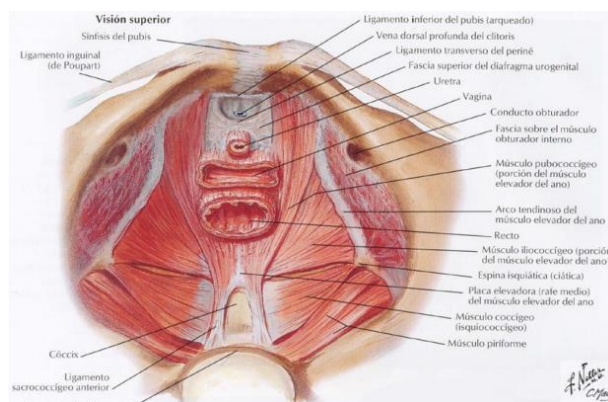


Figura 9. Vista superior diafragma pélvico femenino. Adaptado de Netter, F. (2014). Atlas de Anatomía humana. (Elsevier, Ed.) (6 edi.). España.

3.3.4.1 Puborectal El musculo puborectal rodea el conducto uretral y el recto, en su estado natural tiene forma de U y sus puntos de inserción, proximal con la sínfisis del pubis y distal con la placa elevadora del ano. En la tabla 1 se describen las propiedades principales de cada musculo.

3.3.4.2 Pubococcigeo El musculo pubococcigeo rodea el musculo puborectal. Los puntos de inserción, proximales en los extremos del pubis y distal en los extremos laterales del cóccix. Este musculo en su parte media esta adherido a la placa elevadora.

3.3.4.3 Iliococcígeo. El musculo iliococcigeo es la porción postero-lateral del elevador del ano, pasa por la parte posterior del recto y además tiene como puntos de inserción la espina isquiática derecha y la espina isquiática izquierda.

3.3.4.4 Coccígeo. El musculo coccígeo está dividido en dos secciones, lateral derecho e izquierdo, en el medio se encuentra el cóccix. Cada sección tiene puntos de inserción, proximal con la espina isquiática y distal con el extremo inferior del sacro y el cóccix. Las propiedades mecánicas fueron tomadas de (Tuttle et al., 2015) y (Alperin et al., 2014).

Tabla 1.

Propiedades principales de los músculos del suelo pélvico.

Musculo	PCSA [cm ²]	Masa [g]	L. Optima [cm]	L. fibra Normalizada
Coccígeo	0.63	3.93	5.23	0.29
Iliococcigeo	0.67	5.27	7.25	0.22
Puborectal	0.53	6.39	10.45	0.27

Nota. Adaptado de “Architectural design of the pelvic floor is consistent with muscle functional subspecialization”, (2015), 307–308. Y “Comparison of pelvic muscle architecture between humans and commonly used laboratory species”, (2014).

3.4 Software

En el proceso de análisis biomecánico y simulación de fluido se requieren de software específicos, los cuales calculen en base a parámetros previamente investigados y definidos.

3.4.1 OpenSim. Es un programa libre creado por la universidad de Stanford, construido con el propósito de hacer análisis biomecánico de cuerpos musculo esqueléticos digitales a escala, permitiendo simular movimientos naturales del cuerpo humano y analizar activaciones musculares, aproximadas a la realidad (Delp et al., 2007). Estos análisis biomecánicos requieren de una base de datos experimentales como: Movimientos humanos, fuerzas externas y parámetros musculares, entre otros.

3.4.2 SolidWorks: Flow Simulation. Comentado por (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, 2002) sobre la utilidad que tiene el complemento flow simulation :

Flow Simulation es una intuitiva solución de dinámica de fluidos computacional (CFD, del inglés "Computational Fluid Dynamics") integrada en SOLIDWORKS 3D CAD que le permite simular de forma rápida y sencilla flujos de líquido y gas a través y alrededor de sus diseños para calcular así el rendimiento y las capacidades del producto.

La utilidad de este software en el desarrollo de este proyecto se centra en el interior del útero materno, debido a una interacción fluido (líquido amniótico) y cuerpo solido (feto). Permitiendo encontrar las diferentes presiones intrauterinas según el movimiento y el flujo del líquido amniótico en lo diferentes orificios.

4 Proceso de diseño.

El proceso de diseño utilizado para el desarrollo del proyecto está basada en la metodología de la NASA, que lleva por nombre NASA ESMD Capstone Design Process. Este proceso se divide en 5 fases, la primera etapa sugiere un análisis detallado del problema de diseño, y termina con el diseño en detalle de los mecanismos involucrados en todas las etapas.

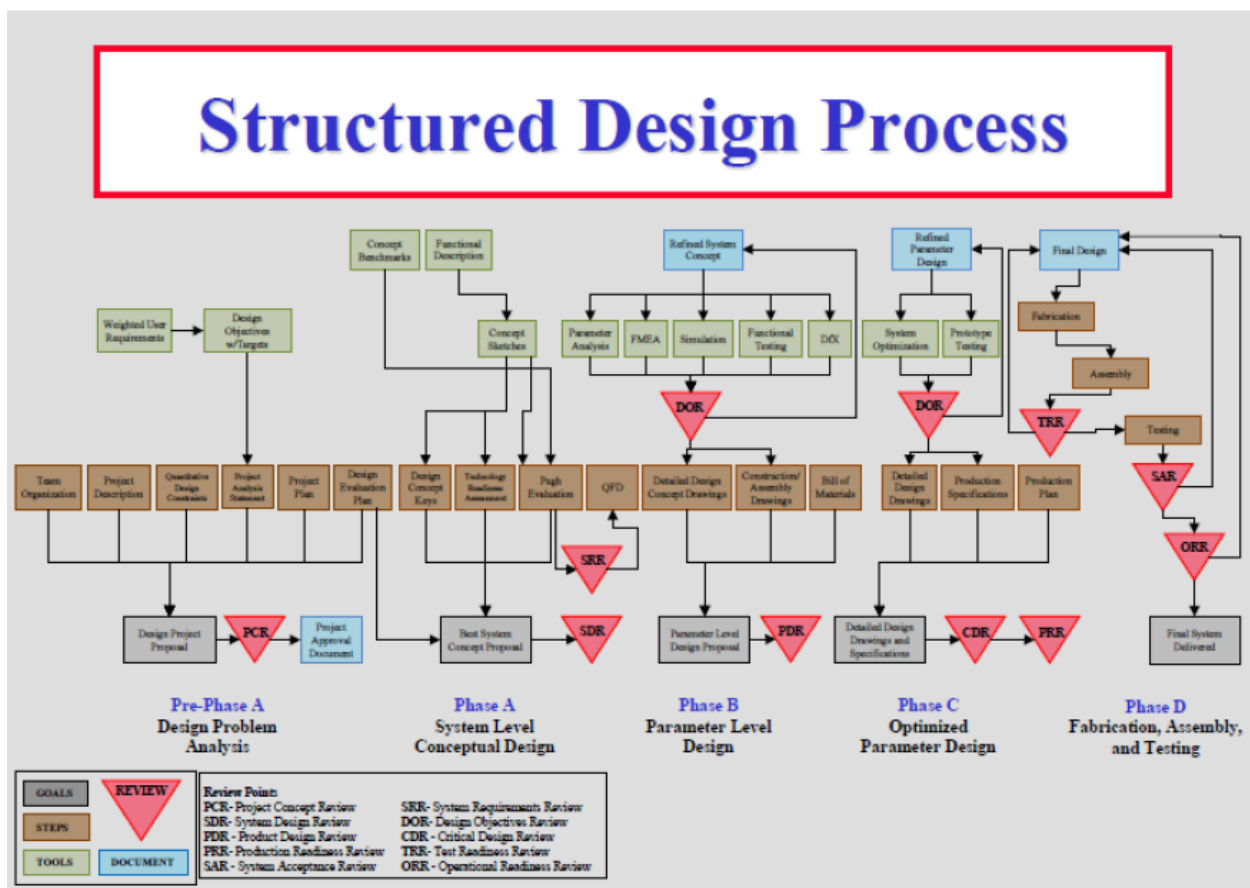


Figura 10. NASA ESMD Capstone Design Process. Adaptado de “Course Introduction NASA ESMD Capstone Design developed by Course Scope Capstone Design based upon a systematic design process”.

4.1 Prefase A

En esta etapa se establece el alcance del proyecto, empezando por el análisis del problema, descripción de cada una de las fases, requerimientos y limitaciones; para su evaluación posterior.

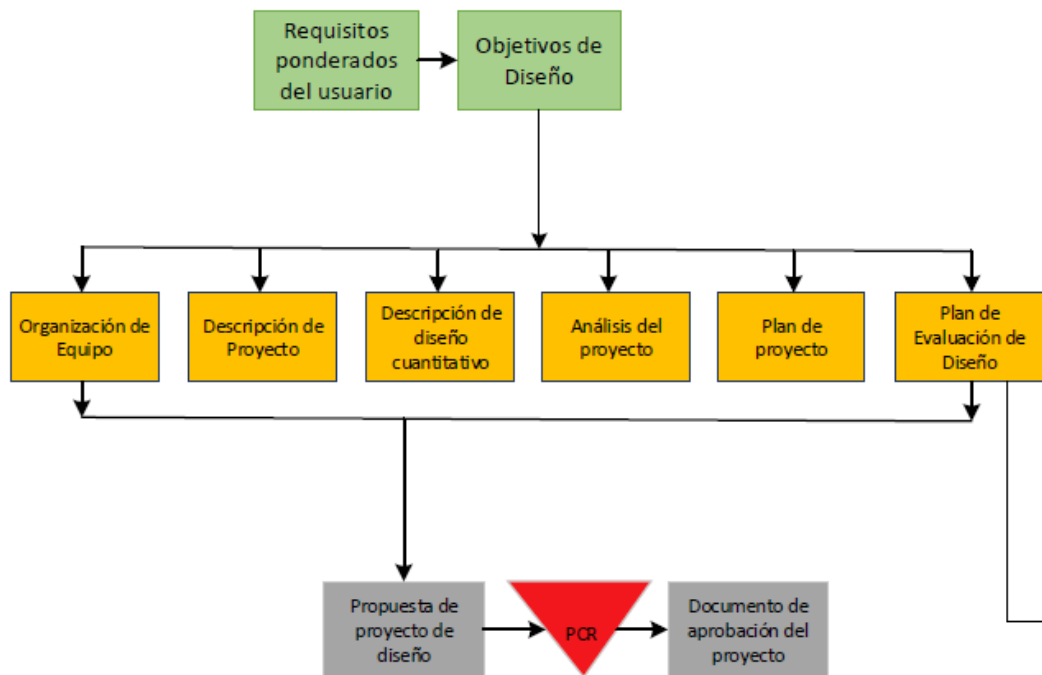


Figura 11. Prefase A Design Process. Adaptado de “Course Introduction NASA ESMD Capstone Design developed by Course Scope Capstone Design based upon a systematic design process”.

- **Problema de diseño:** Diseñar un mecanismo que emule el movimiento del vientre materno.
- **Requerimientos del usuario.** El principal requerimiento es establecer el movimiento adecuado y asertivo para el diseño de un mecanismo donde el neonato prematuro

experimente una sensación lo más parecida al movimiento del vientre materno con las condiciones mostradas en la Tabla 2.

Tabla 2.

Criterios del usuario.

CRITERIOS DEL USUARIO	
Seguridad	Visibilidad
Comodidad	Luminosidad
Criticidad del paciente	Espacio para utensilios
Confort	Vida útil
Posiciones del paciente	Tamaño
Desinfección	Ensamble
Movilidad	Almacenamiento
Ruido	Facilidad de mantenimiento
Vibración	Fácil de transportar

- **Criterios de diseñador:** Para tener un criterio más amplio para la elaboración del diseño de alternativas que permitan llegar a un diseño asertivo se plantearon los siguientes criterios desde el punto de vista del diseñador.

Tabla 3.

Criterios del diseñador.

CRITERIOS DE DISEÑADOR	
Normatividad	Ensamble
Peso	Normalización de componentes
Seguridad	Bajo consumo de energía
Costo de manufactura	Limpieza
Mantenimiento	Vibración
Manuales	Adaptabilidad
Materiales	Dimensiones

Ya establecidos los parámetros de evaluación se plantean las tareas que nos permitan establecer los pasos a seguir durante toda la etapa del diseño.

1. Comparar los criterios establecidos en el apartado anterior para obtener los más relevantes y que interfieren directamente en el desarrollo del proyecto.
2. Elaborar análisis cinemáticos y de flujo intrauterino con el fin de hallar parámetros específicos que permitan el diseño óptimo del mecanismo.
3. Establecer diferentes alternativas de diseño y seleccionar la que más se ajuste a los requerimientos del usuario y diseño.
4. Evaluar los resultados obtenidos del apartado anterior y adaptarlos al modelo seleccionado.

4.2 Fase A

El propósito de esta fase es seleccionar la opción más viable de diseño, desde el punto de vista funcional, realizar una evaluación y el despliegue de la función de calidad.

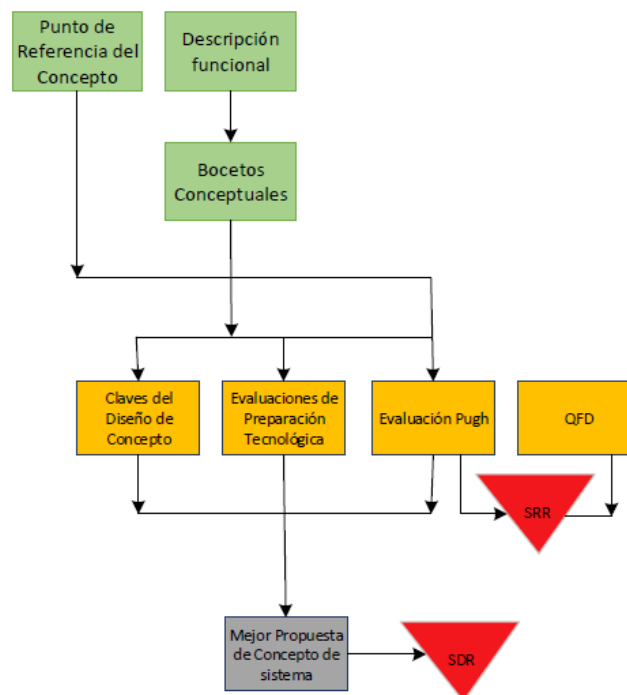


Figura 12. Fase A Desing Process. Adaptado de “Course Introduction NASA ESMD Capstone Design developed by Course Scope Capstone Design based upon a systematic design process”.

Para establecer los parámetros más relevantes dentro de los requerimientos del usuario, y los criterios de diseño, se evaluaron uno uno mediante un QFD (Quality Fuction Deployment) Despliegue de la función de calidad, para esto se plantean 3 niveles de relación entre los criterios del usuario y los del diseñador; si la relación entre criterios es alta se establece una relación de nueve (9), si es media será de (3) y si es baja de cero (0) como se muestra en la Figura 13.



Figura 13. Ponderación de criterios.

4.2.1 Despliegue de la función de calidad Con la ayuda de los requerimientos del cliente, el diseñador y la ponderación descrita en el apartado anterior se hace un análisis basado en la casa de la calidad que se muestra en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**, Donde se obtiene como resultado los parámetros más importantes.

De este análisis se obtienen los parámetros más importantes para el diseño, mostrado en la

Tabla 4.

Tabla de relacionamiento.

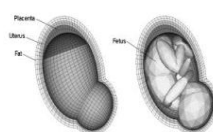
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTIPO FUNCIONAL DE CUNA PARA NEONATOS PREMATUROS USANDO BIOMIMICA DEL MOVIMIENTO FETAL					CRITERIOS DE DISEÑADOR															
					NORMATIVIDAD	PESO	SEGURIDAD	COSTO DE	MANUFACTURA	MANTENIMIENTO	MANUALES	MATERIALES	ENSAMBLE	NORMALIZACIÓN DE MPONENTES	BAJO CONSUMO ENERG	LIMPIEZA	VIBRACIÓN	ADAPTABILIDAD	DIMENSIONES	ACABADOS SUPERFICIA
CRITERIOS DEL CLIENTE	19	SEGURIDAD	9	9	9	3	9	9	9	3	1	1	9	9	1	0	9	TABLA DE RELACIONAMIENTO		
	18	COMODIDAD	3	0	3	9	0	0	9	3	1	0	3	9	0	9	9			
	17	CRITICIDAD DEL PACIENTE	9	0	9	3	0	0	9	0	0	0	9	9	0	9	3			
	16	CONFORT (TEMPERATURA,OXIGENO)	9	0	0	3	0	0	9	0	0	9	3	9	0	9	9			
	15	POSICIONES DEL PACIENTE	3	0	3	3	0	0	9	0	0	0	0	3	0	9	3			
	14	DESINFECCIÓN	9	0	3	0	9	3	9	0	0	0	9	0	0	0	3			
	13	MOVILIDAD	9	9	9	0	3	3	3	1	3	0	0	0	1	9	0			
	12	MOVIMIENTO LIBRE DEL PACIENTE	3	0	9	0	0	0	9	0	0	0	0	9	0	9	1			
	11	RUIDO	9	0	9	0	3	0	9	3	1	3	0	9	0	0	0			
	10	VIBRACIÓN	9	0	9	0	0	0	9	3	3	3	0	9	0	0	0			
	9	VISIBILIDAD	3	0	3	3	3	0	3	0	0	0	0	0	0	0	0			
	8	LUMINOSIDAD	3	0	0	3	3	3	1	0	0	3	0	0	0	0	3			
	7	ESPACIO PARA UTENCILIOS	3	3	0	3	0	0	0	3	0	0	1	0	9	3	0			
	6	VIDA UTIL	3	0	0	9	9	0	9	0	9	0	9	3	0	0	0			
	5	TAMAÑO	9	9	0	9	3	0	0	3	3	0	0	1	3	9	0			
4	ENSAMBLAJE	3	3	3	9	9	9	9	9	9	0	3	0	0	1	0				
3	ALMACENAMIENTO	3	3	0	3	0	0	0	0	1	0	0	0	0	3	0				
2	FACILIDAD DE MANTENIMIENTO	9	0	9	9	9	9	9	9	9	3	9	0	0	3	9				
1	FACIL DE TRANSPORTAR	0	9	9	3	0	3	1	1	3	0	0	0	1	3	0				

Tabla 5.

Tabla de selección.

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTIPO FUNCIONAL DE CUNA PARA NEONATOS PREMATUROS USANDO BIOMIMICA DEL MOVIMIENTO FETAL		CRITERIOS DE DISEÑADOR														
		NORMATIVIDAD	PESO	SEGURIDAD	COSTO DE MANUFACTURA	MANTENIMIENTO	MANUALES	MATERIALES	ENSAMBLE	NORMALIZACIÓN DE COMPONENTES	BAJO CONSUMO ENERGETICO	LIMPIEZA	VIBRACIÓN	ADAPTABILIDAD	DIMENSIONES	ACABADOS SUPERFICIALES
CRITERIOS DEL CLIENTE	19	SEGURIDAD	171	171	171	57	171	171	57	19	19	171	171	19	0	171
	18	COMODIDAD	54	0	54	162	0	0	162	54	18	0	54	162	0	162
	17	CRITICIDAD DEL PACIENTE	153	0	153	51	0	0	153	0	0	0	153	153	0	153
	16	CONFORT (TEMPERATURA,OXIGENO)	144	0	0	48	0	0	144	0	0	144	48	144	0	144
	15	POSICIONES DEL PACIENTE	45	0	45	45	0	0	135	0	0	0	0	45	0	135
	14	DESINFECCIÓN	126	0	42	0	126	42	126	0	0	0	126	0	0	42
	13	MOVILIDAD	117	117	117	0	39	39	39	13	39	0	0	0	13	117
	12	MOVIMIENTO LIBRE DEL PACIENTE	36	0	108	0	0	0	108	0	0	0	0	108	0	108
	11	RUIDO	99	0	99	0	33	0	99	33	11	33	0	99	0	0
	10	VIBRACIÓN	90	0	90	0	0	0	90	30	30	30	0	90	0	0
	9	VISIBILIDAD	27	0	27	27	27	0	27	0	0	0	0	0	0	0
	8	LUMINOSIDAD	24	0	0	24	24	24	8	0	0	24	0	0	0	24
	7	ESPACIO PARA UTENCILIOS	21	21	0	21	0	0	0	21	0	0	7	0	63	21
	6	VIDA UTIL	18	0	0	54	54	0	54	0	54	0	54	18	0	0
	5	TAMAÑO	45	45	0	45	15	0	0	15	15	0	0	5	15	45
	4	ENSAMBLAJE	12	12	12	36	36	36	36	36	36	0	12	0	0	4
	3	ALMACENAMIENTO	9	9	0	9	0	0	0	0	3	0	0	0	0	9
	2	FACILIDAD DE MANTENIMIENTO	18	0	18	18	18	18	18	18	18	6	18	0	0	6
	1	FACIL DE TRANSPORTAR	0	9	9	3	0	3	1	1	3	0	0	0	1	3
TOTAL			1209	384	945	600	543	333	1371	278	246	256	643	995	111	907

TABLA DE SELECCIÓN

Tabla 6.

Criterios más importantes.

CRITERIOS MAS IMPORTANTES	
Criterio	Puntaje
Materiales	1371
Normatividad	1209
Vibración	995
Seguridad	945
Dimensiones	907

Aunque los criterios hallados anteriormente son de vital importancia para el diseño, No son suficientes como base para el planteamiento de alternativas que den solución al problema planteado en la prefase A, pues como se puede ver en los apartados anteriores las condiciones y elementos del sistema óseo- muscular constituyen un criterio importante para la selección de un mecanismo adecuado; por esta razón a continuación mostramos dos estudios que facilitaran el planteamiento de alternativas de diseño.

En primera instancia se elaboró una simulación de la marcha de una mujer embarazada, luego se evaluaron las restricciones a las que está sometido el neonato por la acción del flujo de fluidos intrauterinos.

5 Modelo Óseo Muscular

El cuerpo virtual de una mujer embarazada creado con el software de código abierto OpenSim, está basado en el modelo de (Christophy, Adila, Senan, Lotz, & Reilly, 2012), el cual es un modelo lumbar con los siguientes características:

- Elementos óseos estructurales de la pelvis, sacro, 5 vértebras lumbares y un torso rígido que consiste en una columna torácica agrupada y una caja torácica.
- Tiene 8 grupos de músculos principales de la columna lumbar, en total son 238 fascículos musculares con sus parámetros para modelos musculares tipo Hill.
- Relaciones de rotación de cada vértebra lumbar, teniendo en cuenta 3 grados de libertad los cuales son, flexo-extensión, Flexión lateral y rotación axial.

Las características de este modelo, dan las condiciones necesarias para permitir el movimiento articular de los componentes del tren superior con respecto a la pelvis, al introducir un movimiento específico.

Teniendo el modelo de Christophy, se procedió a modificar el modelo de un hombre con contextura promedio, al cuerpo de una mujer embarazada promedio en una etapa de gestación de 34 semanas. Los cambios anatómicos más significativos son: La pelvis femenina tiene mayores diámetros internos, el posicionamiento de la pelvis femenina en el embarazo, la adición de 4 músculos y tendones principales del suelo pélvico, la inserción de un útero con medidas promedio en su respectiva posición y la adaptación anatómica de los músculos abdominales debido al embarazo.

5.1 Inserción de la pelvis femenina

La pelvis femenina tiene condiciones anatómicamente diferentes a las de un hombre (Antonia pélvica en 3.3.3), por tal motivo es necesario reemplazar la pelvis ya definida del modelo de Christophy, por una pelvis femenina promedio tomada de (), antes de insertar la pelvis directa

mente en el modelo se editó con el fin de tener una pelvis simétrica y con menor cantidad de superficies, con el propósito de disminuir el tamaño digital del modelo; la edición se realizó en el software 3DS MAX. En la figura 10 se observa, la pelvis ya editada y en el formato “.stl” el cual es aceptado por el software OpenSim.

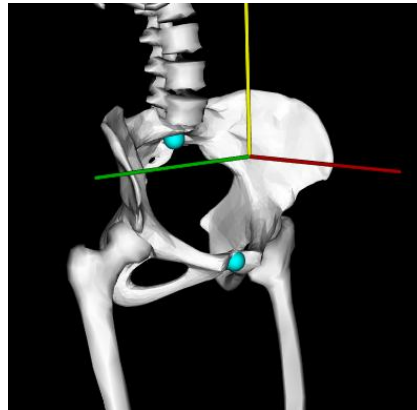


Figura 14. Pelvis femenina formato .STL.

Con la pelvis lista es necesario ubicarla según el origen de coordenadas del modelo de Chirstophy, por lo tanto se vincula en el código del modelo y utilizando la interfaz gráfica de OpenSim. Además se transformó los parámetros de orientación en Z de la pelvis con el fin de tener la posición pélvica de una mujer embarazada, mencionada en capítulo 3.3.3.

5.2 Inserción del útero

El útero fue creado con 3DS MAX teniendo en cuenta las dimensiones de las semana 34 de gestación, dadas a conocer en el capítulo 3.3.1. La posición gestacional y el estado del útero se pueden observar en la Figura 15.

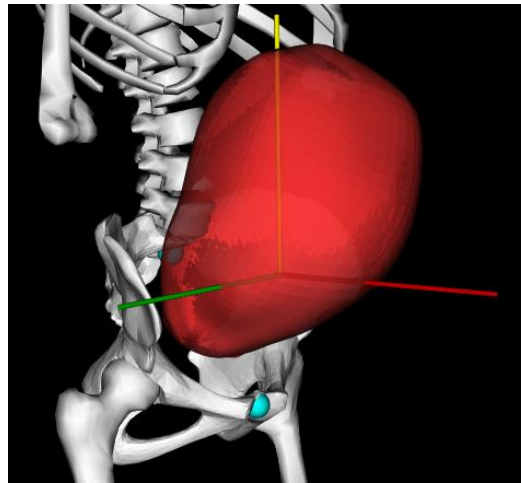


Figura 15. Posición del útero en OpenSim.

Adicionalmente a la posición y la geometría del útero, el software requiere de propiedades como el centro de masa, la inercia, la masa y su punto de origen. El centro de masa y la inercia fue calculado con el software 3DS MAX y sus valores son $(0.1419 \ 0.078 \ 0)$ [m] y $I_{xx}=0.03006$ $I_{yy}=0.02881$ $I_{zz}=0.03788$ $I_{xy}=0.00733$ respectivamente al punto de referencia es el eje coordenado mostrado en la Figura 15. Teniendo en cuenta las 34 semanas se calcula la masa aproximada promedio del útero en 5,80707 [Kg], incluida la masa del feto.

5.3 Incorporación de músculos y modificación de parámetros musculares

Una vez definidos los huesos y órganos (componentes sólidos) del modelo, es necesario definir los músculos (elementos elásticos). El modelo Lumbar_C_238 de Chrystophy, cuenta con 238 fascículos músculos que forman los ocho grupos musculares de la zona lumbar los cuales cuentan con los parámetros musculares tipo-Hill. Para completar los músculos que interactúan con el útero se adiciona el suelo pélvico el cual está formado por 4 músculos, mencionados anteriormente en el capítulo 3.3.4.

5.3.1 Puntos de inserción muscular. Para el caso de los músculos abdominales se adiciono un punto medio en el útero para que el musculo rodee ese cuerpo, lo anterior es debido a los cambios morfológicos de la pared abdominal en el embarazo (Nesfield & Teyhen, n.d.), las coordenadas del nuevo punto de inserción son {0.15 0.1 0.079} teniendo como padre el “uterio”.

Adicionalmente a las modificaciones del abdomen, se incluyen los puntos de inserción de los 4 músculos del suelo pélvico, los cuales están relacionados con la parte anterior interna del pubis y la parte lateral interna de los huesos iliacos, en la tabla 2 se muestran las coordenadas de los puntos de origen e inserción en los padres.

Tabla 7.

Coordenadas de los músculos del suelo pélvico y músculos abdominales.

Musculo	Nombre	Punto Origen			Punto Inserción		
Pubo Rectal	P_rectal_r	-0.024	-0.098	0.006	-0.0025	-0.024	0
	P_rectal_l	-0.024	-0.098	-0.006	-0.0025	-0.024	0
Pubo Coccígeo	P_coccigeo_r	-0.024	-0.098	0.031	-0.035	-0.017	0
	P_coccigeo_l	-0.024	-0.098	-0.031	-0.035	-0.017	0
Iliococcigeo	iliococcigeo_r	-0.08	-0.046	0.056	-0.047	-0.005	0
	iliococcigeo_l	-0.08	-0.046	-0.056	-0.047	-0.005	0
Coccígeo	coccigeo_r	-0.123	0.005	0.052	-0.057	0.023	0
	coccigeo_l	-0.123	0.005	-0.052	-0.057	0.023	0

El cuerpo utilizado como padre en los puntos de origen es la pelvis y en los puntos de inserción un cuerpo llamado “floor_pelvis” el cual tiene el propósito de realizar la relación entre el suelo pélvic y el útero de la misma forma como lo hace la vagina y el cérvix (Baah-Dwomoh, McGuire, Tan, & De Vita, 2016), este elemento solido cuenta con una superficie semi-elíptica la cual da forma a los músculos, adicionalmente su padre es el útero de esta forma el suelo pélvico sostendrá este órgano. El modelo ose muscular terminado tiene se muestra en la

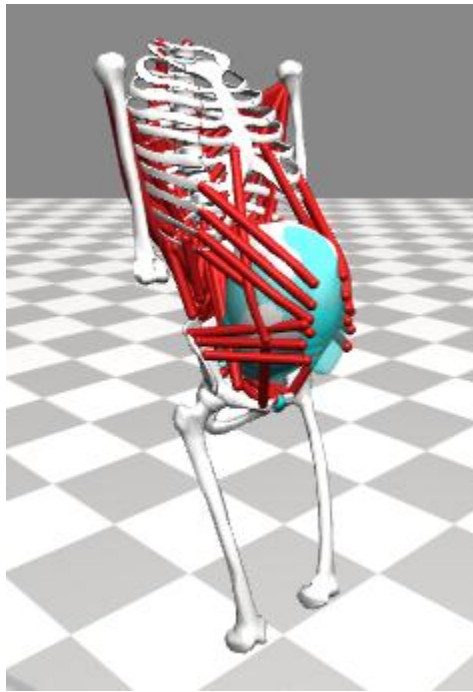


Figura 16. Modelo óseo muscular femenino.

5.3.2 Parámetros musculares. Los parámetros musculares definidos por Christophy en su modelo no fueron modificados a excepción de los músculos abdominales; esto considerando que los parámetros son equivalentes al modelo óseo muscular femenino. Por otro lado es necesario definir los parámetros musculares del suelo pélvico los cuales se basan en las propiedades musculares mencionadas anteriormente en la Tabla 1.

Los parámetros musculares requieren de un estudio anatómico previo para poder ser calculados, según (Garner & Pandy, 2003) y (Bogduk, Johnson, & Spalding, 1998) mencionados por (Christophy et al., 2012) el parámetro PCSA (cm^2) tiene la siguiente relación, respecto al volumen muscular (Vol_{mf}) y a la longitud de la fibra (L_{mf}).

$$PCSA = \frac{Vol_{mf}}{L_{mf}}$$

Por otro lado la fuerza isométrica máxima óptima segundo Garner y Bogduk tiene la siguiente relación.

$$F_o^M = K * PCSA$$

La cual es equivalente a la relación utilizada por (Rajagopal et al., 2015) la cual fue tomada de (Handsfield, Meyer, Hart, Abel, & Blemker, 2014) entre otros artículos.

$$F_o^M = \sigma_o^M * \phi^M * \frac{Vol_{mf}}{L_{mf}}$$

Teniendo la constante “K” la siguiente relación. En donde σ_o^M es la resistencia de la fibra, dependiendo del tipo de músculo y ϕ^M el cuál es el porcentaje del tipo de fibra muscular que compone el músculo respectivo.

$$K = \sigma_o^M * \phi^M$$

Existen dos tipos de músculos para el suelo pélvico, el de alta resistencia llamado “tipo I” y el de baja resistencia “tipo II”, los cuales tienen el valor de 23.5, 17.2 [N/cm²] respectivamente.

Por último se calculó el ángulo de peneación óptimo, considerando la longitud normalizada de la fibra (l_m) y el ángulo medio de peneación (α). Según (Millard, Uchida, Seth, & Delp, 2013) en su modelo muscular, el ángulo se calcula de la siguiente forma.

$$\alpha_o = \sin^{-1}(l_m * \sin(\alpha))$$

Tabla 8.

Parámetros musculares corregidos.

Parámetros de Músculos					
Musculo	%F_tipo 1	%F_tipo 2	Angulo peneacion[°]	Angulo peneacion Op	F_isomax [N]
Coccígeo	0.65	0.35	27.7057248	0.1352417	13.41585
Iliococcigeo	0.65	0.35	13.2589476	0.050479	14.26765
Puvorectal	0.65	0.35	23.7541039	0.1089749	11.28635
Recto Abdominal	0.55	0.45	0	0	57.862
Oblicuo Interno	0.56	0.44	0	0	196.916
Oblicuo Externo	0.58	0.42	0	0	120.9532

Estos parámetros son los requeridos por el software Open Sim para definir en su totalidad el comportamiento de un musculo en el modelo muscular programado. El cual está basado en los modelos de (Millard et al., 2013) y (Thelen, 2003).

6 Simulación de Movimiento Uterino

La simulación de movimiento uterino consiste en aplicar un movimiento pélvico de la madre en caminata suave al modelo óseo muscular y someterlo a análisis cinemático en Open Sim. El proceso consiste en 4 etapas mostradas en el diagrama de flujo de la Figura 17.

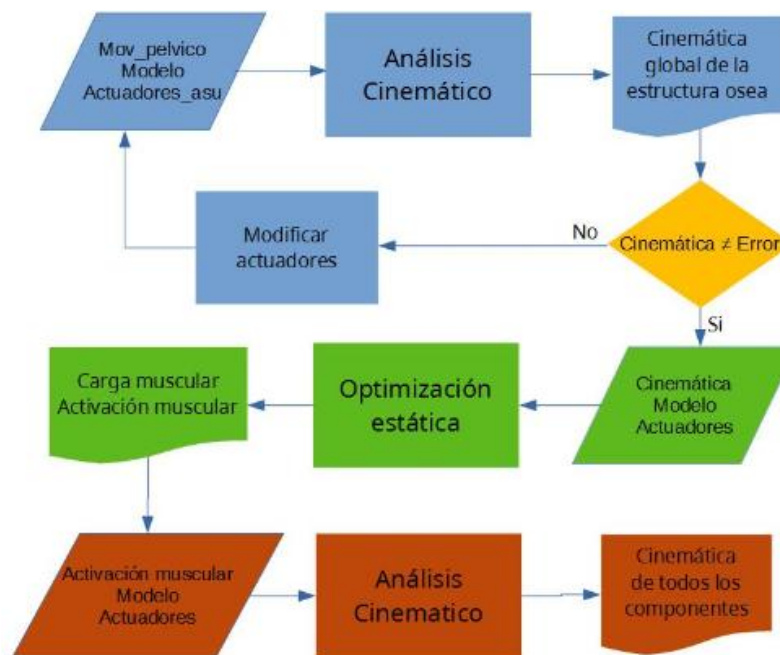


Figura 17. Diagrama de flujo simulación de movimiento.

Los datos experimentales son muy importantes para el correcto funcionamiento de la simulación, por lo tanto se requiere de una investigación previa para los siguientes datos: Movimiento pélvico de la madre en caminata suave, cargas externas al útero y actuadores acumuladores de energía para el correcto equilibrio del modelo.

6.1 Análisis realizados en OpenSim

Los análisis que permite open sim son cálculos numéricos programados previamente que requieren de información experimental en vivo y un modelo óseo muscular con el fin de obtener resultados de comportamiento muscular, dinámico e incluso cinemático.

6.1.1 Análisis cinemático. Debido a que no existe un estudio previo en OpenSim sobre la caminata materna es necesario determinar el comportamiento cinemático de la estructura ósea. El análisis cinemático en el modelo creado toma información definida como: Coordenadas de junta, grados de libertad de junta en hijo, relaciones personalizadas (funciones adicionales para la relación de los elementos óseos) y fuerzas de contacto, explicado por (Rogers, 2012). A partir de las relaciones personalizadas es posible recrear el comportamiento de las vértebras lumbares y el tronco de la mujer en función de del movimiento pélvico de la caminata.

La herramienta análisis de OpenSim con la configuración cinemática de cuerpo, permite el cálculo específico de movimiento en cada elemento, al darle la entrada dinámica de un elemento que esté relacionado directa con los demás; Siempre y cuando estén las relaciones personalizadas programadas.

El análisis cinemático, es repetido con nuevas condiciones. Cambia a junta libre el útero y restringido únicamente por las cargas externas, actuadores y activaciones musculares explicadas en el capítulo 6.1.2.1.

6.1.1.1 Movimiento pélvico de la caminata materna. El movimiento pélvico materno fue tomado de un estudio de caminata suave materna titulado “A Biomechanical Analysis of Gait During Pregnancy” de (Foti, Davids, & Bagley, 2000) esta investigación estudio el comportamiento tridimensional de 15 mujeres en estado de gestación el último trimestre de gestación, este artículo se encuentra mencionado en la revisión bibliográfica de (M., R., & F., 2014).

Dentro de los resultados de este estudio se puede observar una rotación tilt de la pelvis, todo sobre el centro de masa de esta estructura ósea. Este movimiento consiste en un paso completo

derecha-izquierda de una madre gestante, por lo tanto si se repite periódicamente se puede formar una marcha prolongada. En la Figura 18 se puede apreciar los comportamientos de rotación y translación investigados por Theresa Foti.

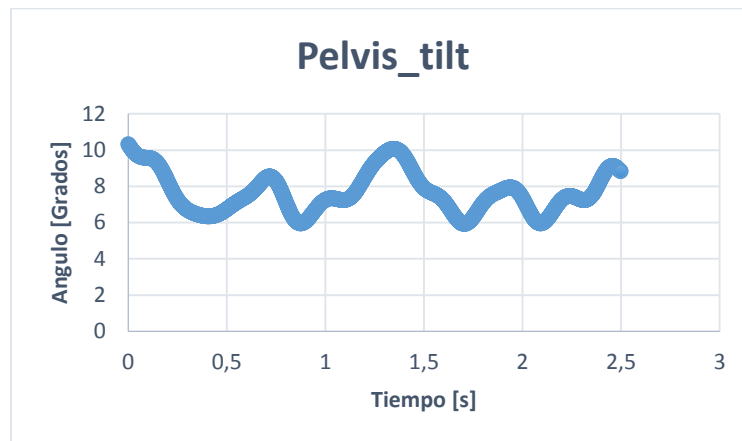


Figura 18. Grafica de movimiento pélvico tilt. Adaptado de “A Biomechanical Analysis of Gait During Pregnancy” (2000). The Journal of Bone and Joint Surgery, 82(5), 625–632.

6.1.2 Optimización estática. El objetivo de la optimización estática es analizar condiciones de equilibrio cada intervalo de tiempo, de esa forma obtener las activaciones musculares y las fuerzas de cada musculo del modelo. Estas cargas musculares están en función de las cargas externas, parámetros musculares y aceleración causada por el movimiento óseo resultado del análisis cinemático explicado en el capítulo 6.1.1.

Los resultados de la optimización estática es la activación muscular, las fuerzas de contacto y fuerzas musculares, estos resultados para esta investigación son importantes para continuar con el proceso hasta llegar a la cinemática del útero más su valor numérico no es relevante.

6.1.2.1 Aplicación de fuerzas y actuadores. Las cargas externas a considerar para esta simulación son la presión intra-abdominal durante el embarazo y el contacto pelvis-útero. Debido a que la mayor carga abdominal se debe al grupo muscular oblicuo interno, externo y recto abdominales los cuales están específicamente configurados en el modelo no requiere de una carga adicional.

El contacto entre la pelvis y el útero se debe al poco desplazamiento relativo que puedan tener ellos, por lo tanto se adiciona al código del modelo una fuerza de contacto entre superficies; para ello se aproximó el útero a una esfera de gran tamaño y 4 esferas más pequeñas en los posible puntos de contacto con la pelvis. El modelo utilizado como fuerza de contacto es “HuntCrossleyForce” el cual especificando las superficies y los parámetros de rigidez, permite la colisión inelástica entre los dos elementos.

Por último, es necesario aplicar actuadores al modelo permitiendo estabilidad en las aceleraciones del movimiento. Para el valor empírico de estos actuadores se decidió un proceso prueba y error hasta encontrar un valor de equilibrio, debido al requerimiento de recursos tecnológicos y ni una población de control, para realizar un análisis experimental.

6.2 Resultados y análisis

Los resultados de movimientos dan claridad a cómo se comporta el útero internamente respecto a la caminata suave aproximada de la madre. El movimiento más representativo de todos los grados de libertad del útero presentes en el modelo, es la rotación tilt (coordenada Z del modelo). Las demás coordenadas del movimiento son muy similares al movimiento de la pelvis es decir su

componente relativa es casi nula. Todos los elementos tienen un comportamiento irregular periódico por cada paso de la madre el cual tarda 2,35 [s].

El movimiento relativo del útero respecto a la pelvis es producto de la activación muscular del suelo pélvico y los músculos abdominales, su grafica se puede observar en la Figura 18 b.

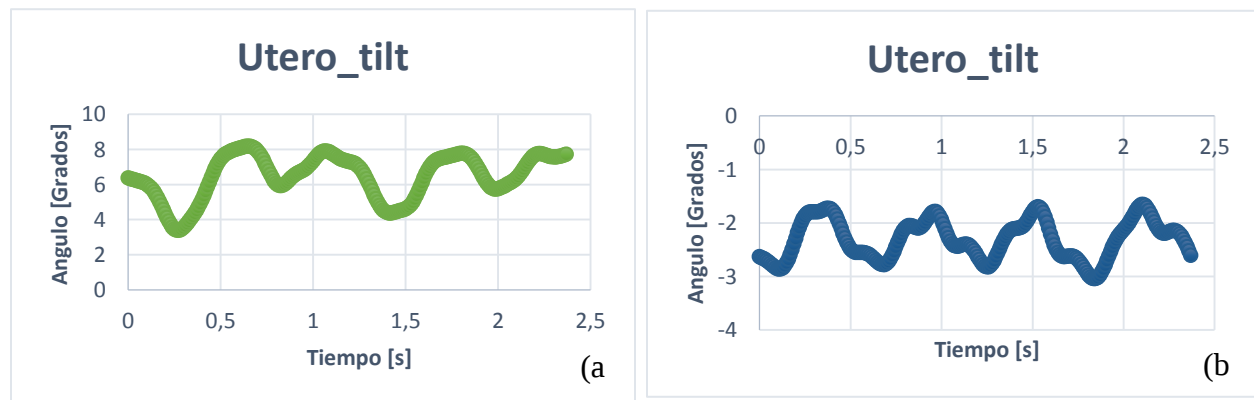


Figura 19. Grafica de resultado rotación tilt a) absoluta b) relativa.

Además del movimiento del útero también se obtiene el movimiento pélvico por activación muscular y el de cada componente óseo del modelo con sus 6 grados de libertad, durante las 2,38 [s] con un total de 238 datos por coordenada.

6.2.1 Validación simulación de movimiento. Con la finalidad de validar la simulación se decide comparar los resultados de movimiento de la pelvis con el movimiento utilizado inicialmente para excitar el modelo. Los resultados de este análisis de movimiento deben tener un comportamiento cercano al movimiento original de la investigación mencionada en la sección 6.1.1.1.

Con el motivo de comparar los datos de los resultados se aplicó el método de determinación mostrado en el libro de (Chapra & Canale, 2015), este método se empleó utilizando como

variables de entrada el movimiento de las vértebras lumbares L4-L5 tanto del resultado de la cinemática final, como del primer análisis cinemático del proceso de simulación. Este último fue nuestro punto de referencia ya que es calculado por el OpenSim por medio de una relación cuya única variables es el movimiento pelvi el cual es nuestro valor de entrada experimental.

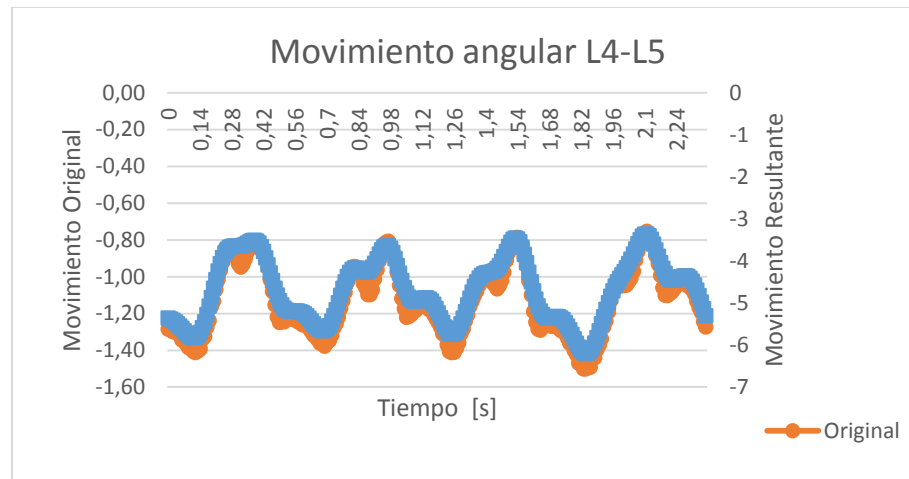


Figura 20. Movimiento de validación L4-L5.

7 Modelo Uterino

Para el modelado 3d del feto humano se tomó como base la biometría fetal que es un método aplicado durante las ecografías practicadas a mujeres embarazadas para estimar variables como la edad, el tamaño, el peso y el crecimiento normal del feto durante el embarazo; para estimar dichas variables se realizan medidas de diferentes partes del cuerpo del feto, y posteriormente son comparadas con datos estándar (Tablas o Graficas De biometría fetal); para el dimensionamiento del modelo 3D realizado se tomaron estas tablas como referencia; los parámetros utilizados se ilustran en la Figura 21

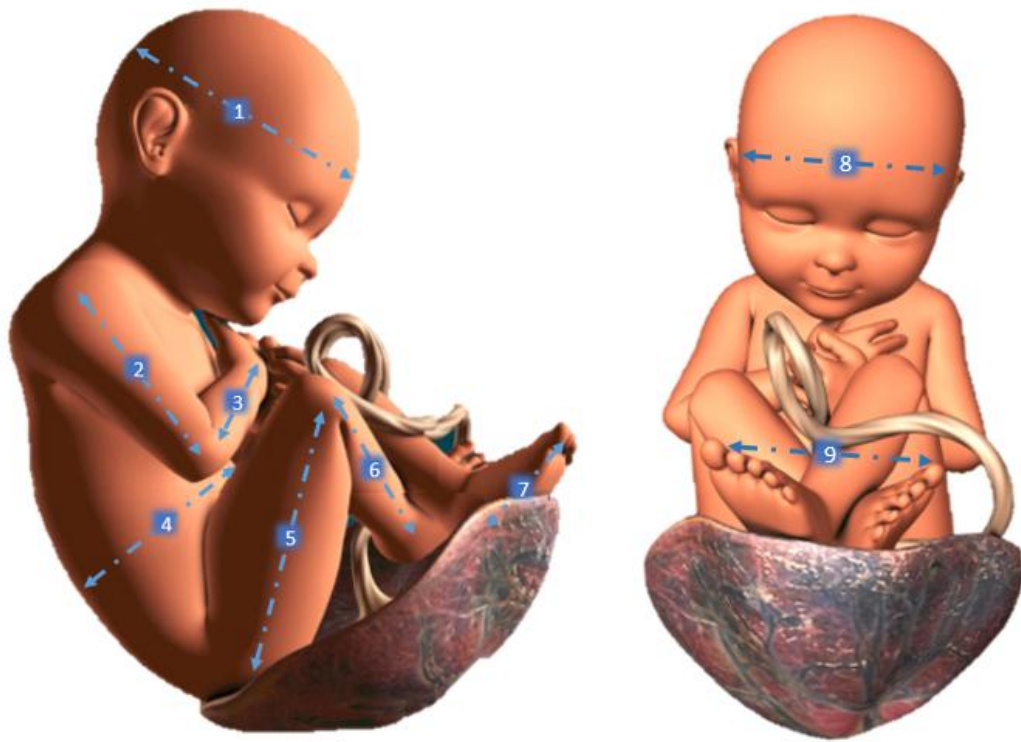


Figura 21. Dimensiones de un feto humano según biometría fetal.

Tabla 9.

Parámetros biometría fetal.

#	Parámetro	Sigla
1	Diámetro occipitofrontal	OFD
2	Longitud del Húmero	LH
3	Longitud del Radio	LR
4	Diámetro Abdominal Antero-posterior	APAD
5	Longitud del Fémur	LF
6	Longitud de la Tibia	LT
7	Pie	PIE
8	Diámetro Bi-parietal	BPD
9	Diámetro Transversal abdominal	TAD

Una vez se identificaron los parámetros para el dimensionamiento del feto se buscaron los valores correspondientes en las tablas suministradas por (Ramos Corpas, 2003), de biometría fetal según la semana de gestación # 34, dichos valores se pueden observar en la Tabla 10Tabla 1.

Tabla 10.

Valores de los parámetros de biometría fetal

#	PARAMETRO	VALOR (mm)
1	OFD	123,25
2	LH	63
3	LR	41
4	APAD	92
5	LF	63
6	LT	63
7	PIE	50
8	BPD	88,8
9	TAD	70

Nota: Adaptado de “PROGRAMA INFORMATICO PARA LA EVALUACION DOPPLER DE LA UNIDAD FETO-PLACENTARIA”, (2003). Retrieved from <http://fetaltest.com/cgi-bin/dopplerfetoplacentario.cgi>.

8 Simulación De Fluido

El feto dentro de la cavidad uterina se encuentra en constante movimiento debido al movimiento de la madre, estos generados desplazamiento y rotación importante del feto, los cuales son naturales y se emplean como principal fuente de relajación para él bebe prematuro, lo que permite similares condiciones al estado de gestación. Esta simulación complementa el análisis de

movimiento mostrado en la sección anterior, permitiendo considerar presiones y limitaciones internas al útero las cuales no se consideraron para el modelo en OpenSim.

8.1 Simulación fluido intrauterino

El ambiente intrauterino y las interacciones existentes entre el feto y su entorno, son de vital importancia en el análisis detallado de sus condiciones para el desarrollo del estudio de movimiento; el líquido amniótico es el principal componente en contacto con él y su cantidad varía a lo largo del embarazo aumentando gradualmente hasta las 20 semanas de gestación, para alcanzar un máximo en la semana 34, lo anterior presentado en como se muestra en Figura 22.

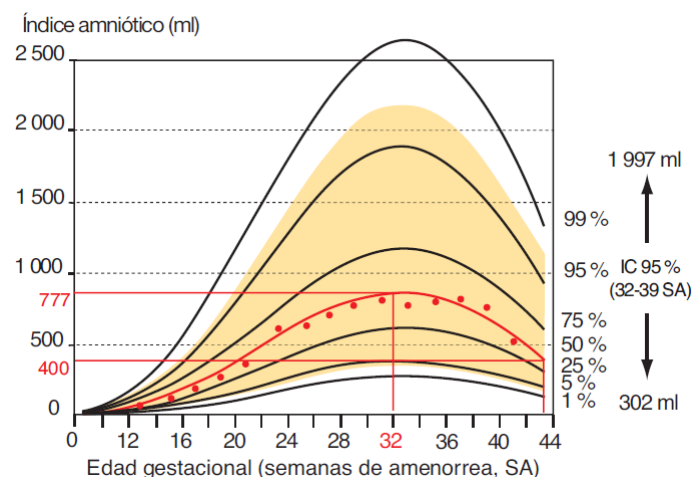


Figura 22. Volumen de líquido amniótico según la edad gestacional.

El líquido amniótico es producido por diferentes fuentes, las dos más relevantes son la diuresis fetal y las secreciones pulmonares, la primera es la principal fuente de líquido amniótico y se debe a la producción de orina fetal, la segunda se debe a la cantidad de líquido secretado por el pulmón.

A las vías principales de producción de líquido amniótico se oponen las vías de reabsorción, la absorción intra-membranosa a través de la placenta y la deglución fetal; en la Figura 23 se observan las vías mencionadas anteriormente.

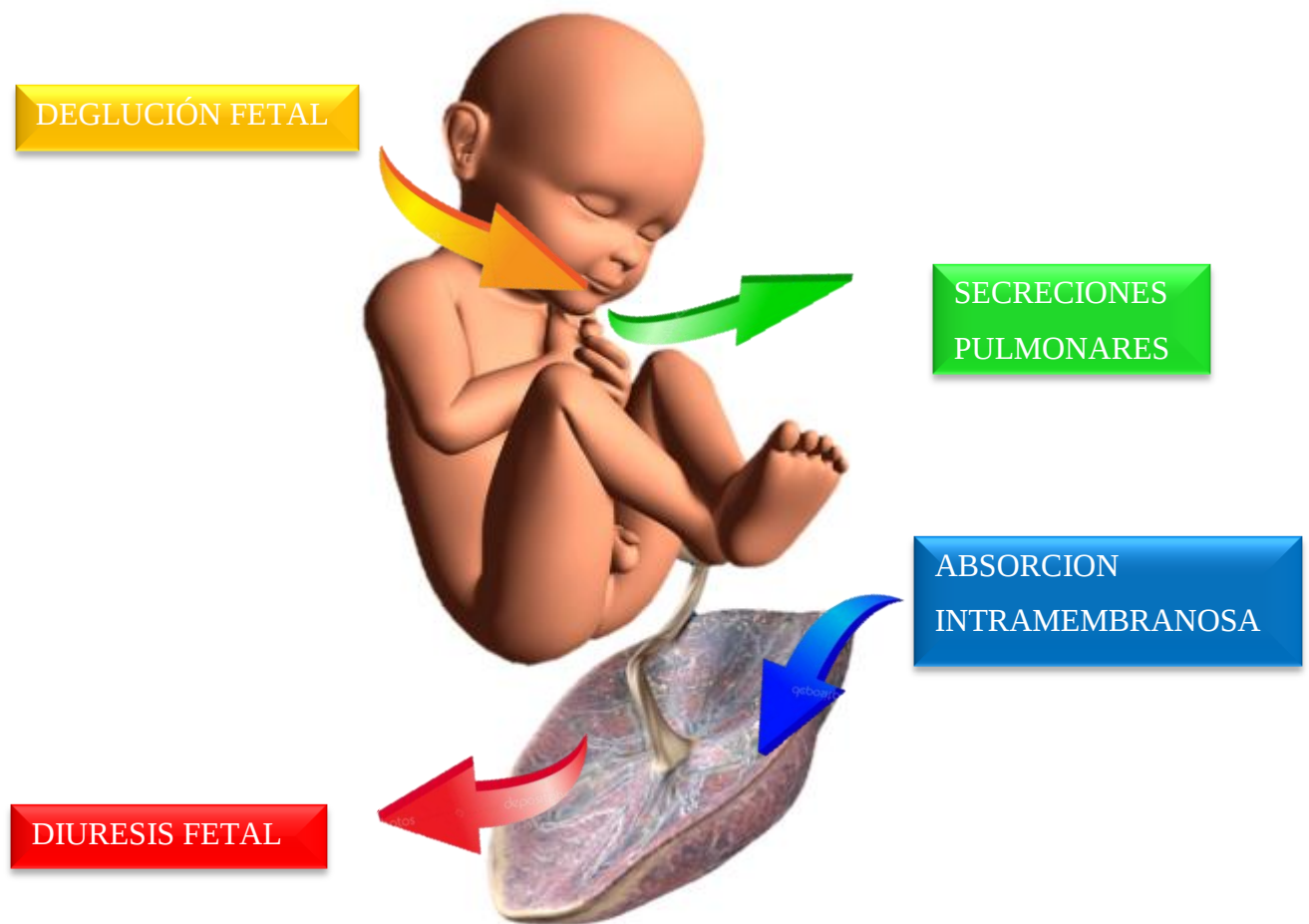


Figura 23. Entradas y salidas de líquido amniótico.

Después de las 20 semanas de gestación las vías de transferencia de líquido amniótico aportan volúmenes dentro de un rango con poca variabilidad, así lo demuestran las mediciones ecográficas de las diferentes vías en tiempo real (Fernandez, 2017), dichos volúmenes se ilustran en la Tabla 11.

Tabla 11.

Volúmenes de líquido amniótico según vía de transferencia

Vía de transferencia	Volumen (ml/día)	Volumen (ml/día)
Diuresis Fetal	-400	0.0069-0.0115
Secreciones Pulmonares	-100	0.00231-0.003472
Deglución Fetal	- 200-500	0.00231-0.00578
Absorción Intra-membranosa	-1000	0.00231-0.00925

Nota: Adaptado de “*The Biomechanics of Pregnancy: Simulating Pregnancy Mechanics , Evaluating Preterm Delivery Interventions , and Measuring in-vivo Mechanical Properties*” (2017)..

Debido al constante estado dinámico del líquido amniótico es complicado establecer el efecto mecánico que ejerce este sobre el feto, sin embargo, su composición es en un 90% agua y conociendo las principales fuentes de producción y reabsorción del mismo, así como los valores de volumen aportados se logró establecer un modelo simplificado para su simulación como se describe a continuación:

- Utilizando el modelado 3d de la matriz y el feto se establecieron las 4 vías de transferencia de líquido amniótico con las siguientes condiciones:
 - La diuresis fetal tiene un flujo equivalente a 0.0115 ml/s y entra a través de un área de 26.33 mm^2 .
 - Las secreciones pulmonares tienen un flujo equivalente a 0.003472 ml/s y entra a través de un área de 14.8 mm^2 .
 - La deglución fetal tiene un flujo equivalente a 0.003472 ml/s y entra a través de un área de 14.8 mm^2 .
 - La absorción intra-membranosa tiene un flujo equivalente a 0.0023 ml/s y entra a través de un área de 28.76 mm^2 .

Las ubicaciones correspondientes a las áreas anteriormente mencionadas se pueden observar en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** y **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.****¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..**

- Anteriormente se dijo que el fluido amniótico tiene una composición de 90% agua en este modelo se utiliza el agua como líquido amniótico.
- Las condiciones del ambiente son las siguientes:
 - **Temperatura:** durante el estado de gestación la temperatura del vientre materno permanece casi constante en un valor aproximado a los $37,5 \text{ °C}$ tomado de (Quenoossepare, n.d.).
 - **Presión:** La presión intra-abdominal en la semana 32 de gestación tiene un valor aproximado de 16.4 mmhg (21864.87 pa) (Carrillo-Espinel, 2010).
 - **Flujo de calor:** Para el estudio se supone una pared de matriz adiabática.

Debido a la pequeña cantidad de flujo aportada o quitada por cada vía de transferencia de líquido amniótico el flujo se toma como laminar. En el análisis no se tiene en cuenta la rugosidad de los componentes seleccionados (feto y útero).

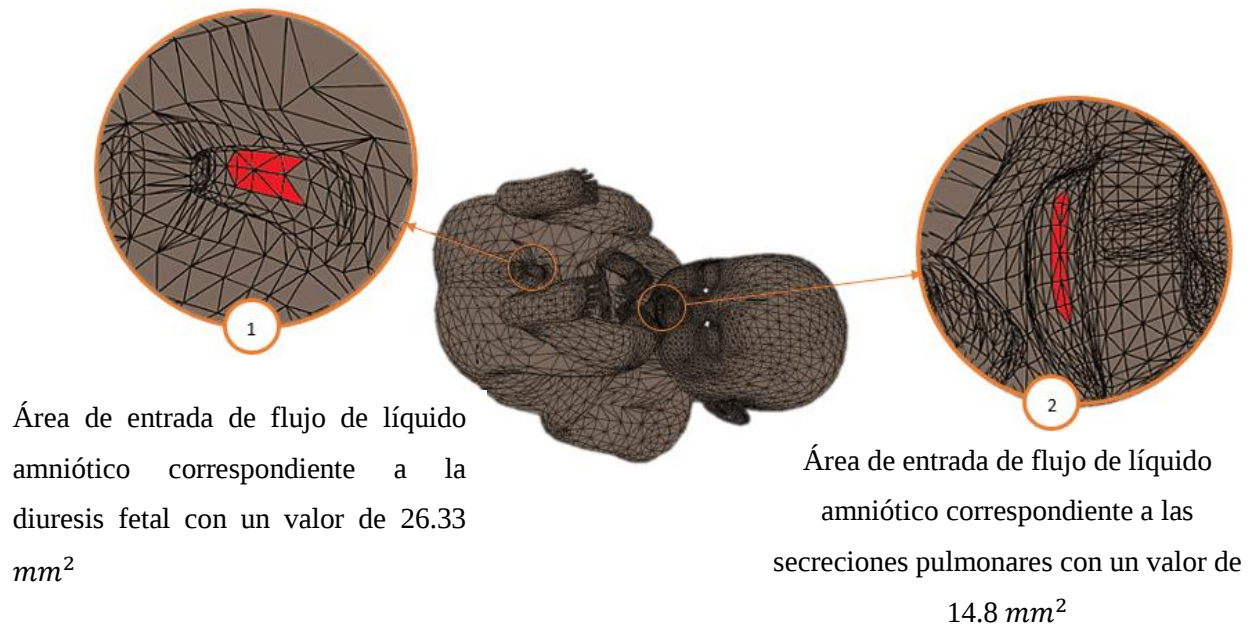


Figura 24. *Areas de entrada del liquido amniotico.*

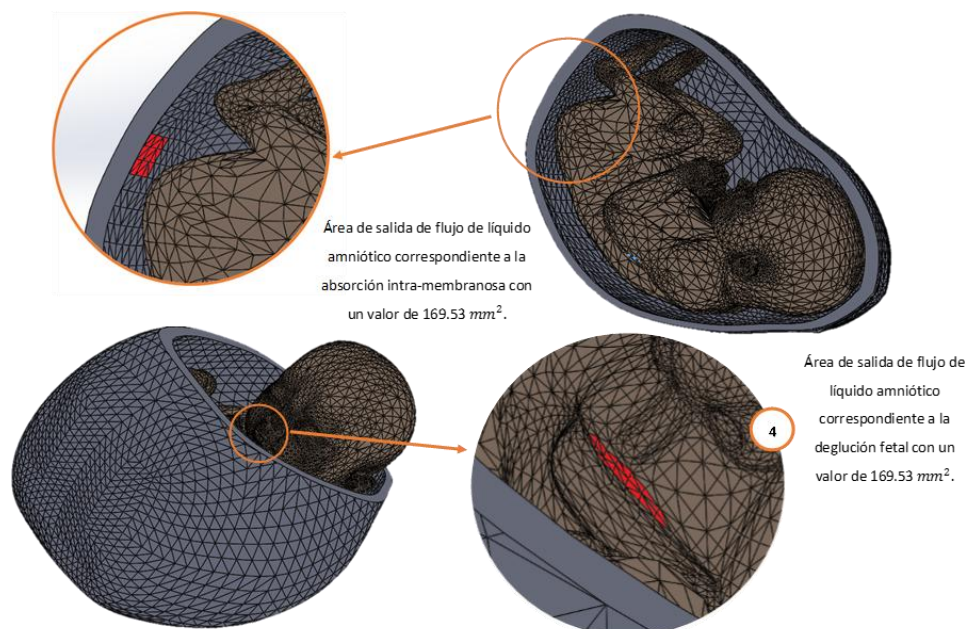


Figura 25. *Areas de salida del liquido Amniotico*

8.2 Resultados

Una vez realizada la simulación el resultado de mayor importancia es el valor de las presiones ejercidas por el fluido en el feto, para ello primero verificamos el intervalo de presiones en el fluido y luego observamos el comportamiento de puntos específicos en el feto.

Las presiones desarrolladas en el fluido se presentes en el fluido durante la simulación tienen un máximo de 3000 *pa* y un mínimo de 100 *pa* como se puede observar en la Figura 26.

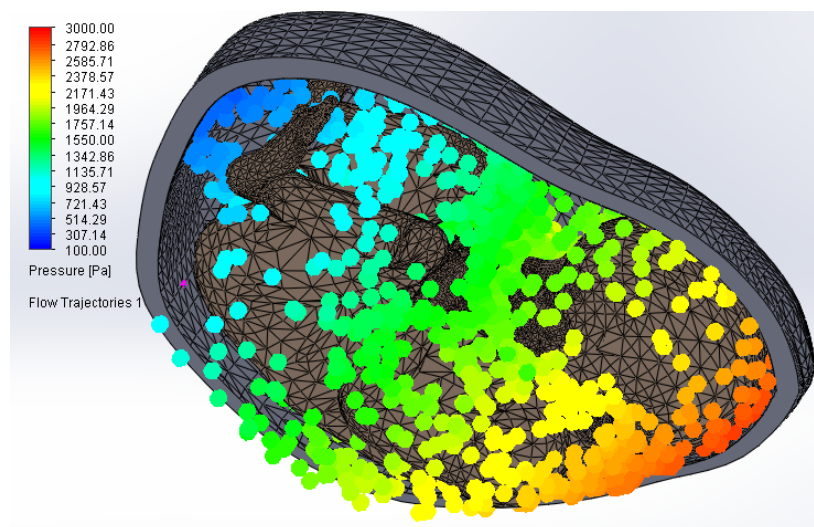


Figura 26. Diagrama de presión uterina.

Como se dijo anteriormente en la Tabla 12 se muestran las presiones en la interfaz fluido-sólido para los puntos que se muestran en la

Figura 27 dichas presiones servirán como restricción de movimiento en el análisis de movimiento.

Tabla 12

Presión medio fluido – solido.

Medium - Fluid/Solid; Iteration = 223			
X [m]	Y [m]	Z [m]	Presion [Pa]
0,0108	0,1893	0,3458	747,622,733
-0,0338	0,1893	0,3457	7,522,115,954
0,0537	0,0642	0,3189	1,971,395,341
-0,0115	0,0197	0,1805	2,403,244,611
-0,0779	0,0557	0,3048	2,051,379,987

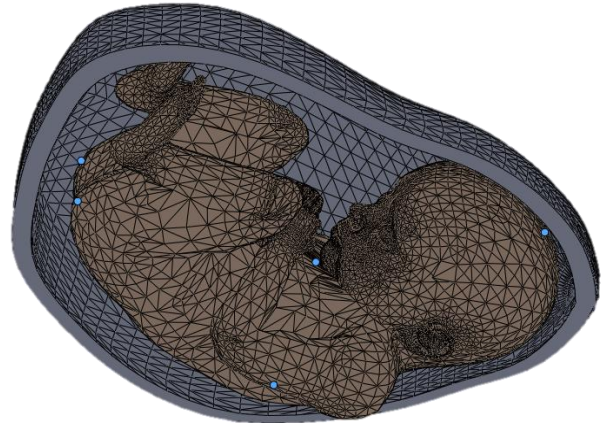


Figura 27. Puntos de presión fluido – solido.

Una vez realizadas las simulaciones y teniendo en cuenta los parámetros de diseño arrojados por el análisis QFD Se plantearon las alternativas de diseño.

9 Alternativas de diseño

Teniendo en cuenta el análisis de QFD y requerimientos realizado en el punto anterior, se presentan las siguientes 3 alternativas de diseño.

9.1 Cuna con mecanismos de engranajes.

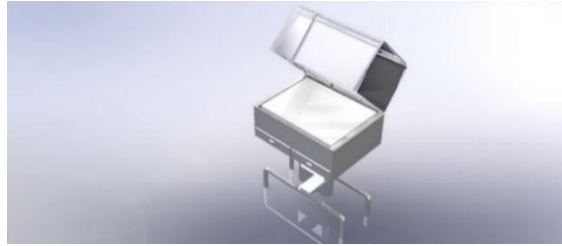


Figura 28. Diseño preliminar cuna con mecanismo de engranajes.

- ✓ El mecanismo que realiza el movimiento del bebe es un sistema de engranajes.
- ✓ El elemento que transmite el movimiento es un motor eléctrico.
- ✓ Los materiales usados son:
 - Los engranajes son de acero cementado.
 - Aleación de aluminio, carcasa que cubre el mecanismo, cajoneras, base del colchón y bases de la mesa porta elementos.
 - Acero pulido, bastidor movable.
 - Acero carbono recubierto, base estructural de la cuna.
 - Polímero de baja densidad, cubierta protectora.
 - Acero al carbono, remaches y tornillos.
- ✓ Velocidad de movimiento controlado por la relación de engranajes.
- ✓ Se requiere alta lubricación.
- ✓ El grupo de engranajes necesita espacio.
- ✓ Nivel de ruido medio.
- ✓ El mecanismo genera vibraciones.
- ✓ Lo acabados superficiales son aceptable.

9.2 Cuna con mecanismo manivela, biela y corredera (MCA).

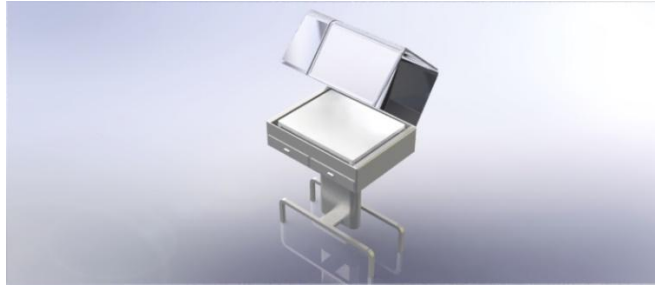


Figura 29. Diseño preliminar cuna con mecanismo MCA.

- ✓ Los elementos que le permiten describir el movimiento son una manivela, biela y una corredera.
- ✓ El componente que produce el movimiento es un motor eléctrico.
- ✓ Los materiales usados son:
 - Acero inoxidable, componentes del mecanismo, rieles que funcionan como corredera.
 - Aleación de aluminio, carcasa que cubre el mecanismo, cajoneras, base del colchón y bases de la mesa porta elementos.
 - Acero carbono recubierto, base estructural de la cuna.
 - Polímero de baja densidad, cubierta protectora.
 - Acero al carbono, remaches y tornillos.
- ✓ Movimientos rápidos dependientes del motor.
- ✓ Uso medio de lubricantes.
- ✓ Bajo nivel de ruido.
- ✓ Poco nivel de vibración.

- ✓ El mecanismo ocupa poco espacio.
- ✓ Los acabados superficiales son aceptables.

9.3 Cuna portable con mecanismo de levas.



Figura 30. Diseño preliminar cuna con mecanismo de levas.

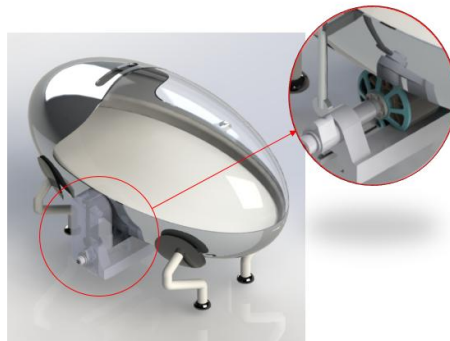


Figura 31. Acercamiento del mecanismo de levas.

- ✓ El mecanismo que permite dar el movimiento son levas.
- ✓ La fuente motriz que produce el movimiento es un motor eléctrico tipo busheles.
- ✓ Los materiales usados son:
 - Acero inoxidable, Acero (Componentes del mecanismo), Polímero para la tapa de la cuna.
 - Aleación de aluminio, carcasa que cubre el mecanismo.

- Acero inoxidable para la, base estructural de la cuna.
- Material antialérgico para el colchón.
- Acero al carbono, remaches y tornillos.
- ✓ Movimientos suaves dependientes del tipo de leva.
- ✓ Bajo nivel de ruido.
- ✓ Uso nulo de lubricantes.
- ✓ Poco nivel de vibración.
- ✓ El mecanismo ocupa poco espacio.
- ✓ Lo acabados superficiales son aceptables.
- ✓ Estética adecuada.
- ✓ Superficies de fácil limpieza.

9.4 Análisis de alternativas

A continuación, se ilustran los valores obtenidos en la evaluación de alternativas, donde se evidencia una clara ventaja de la alternativa 2.

Tabla 13.

Evaluación de alternativas

MATRIZ DE SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS				ALTERNATIVAS					
				1		2		3	
CRITERIOS	PTOS	CRITERIO	%	CALF POND		CALF POND		CALF POND	
	137	Materiales	25,26	3	0,757877	4	1,010503	3	0,757877
	120	Normativida	22,27	2	0,44555	4	0,891100	4	0,891100
	995	Vibración	18,33	1	0,183342	4	0,733370	4	0,733370
	945	Seguridad	17,41	3	0,522388	3	0,522388	4	0,696517
	907	Dimensiones	16,71	3	0,501382	5	0,835636	5	0,835636
TOTA	542				2,410		3,993		3,915

La alternativa seleccionada es la numero 2 “alternativa con mecanismo de MCA” cumple con los parámetros de requerimiento del cliente y usuario. Adicionalmente, se decide tener la condición de un mecanismo portable con la condición de incluirlo en una incubadora convencional de unidad de cuidados intensivos neonatales.

10 FASE B

En esta fase se optimizan los parámetros propuestos en el apartado anterior, se efectúan los respectivos cálculos ingenieriles hasta la elaboración de planos detallados.

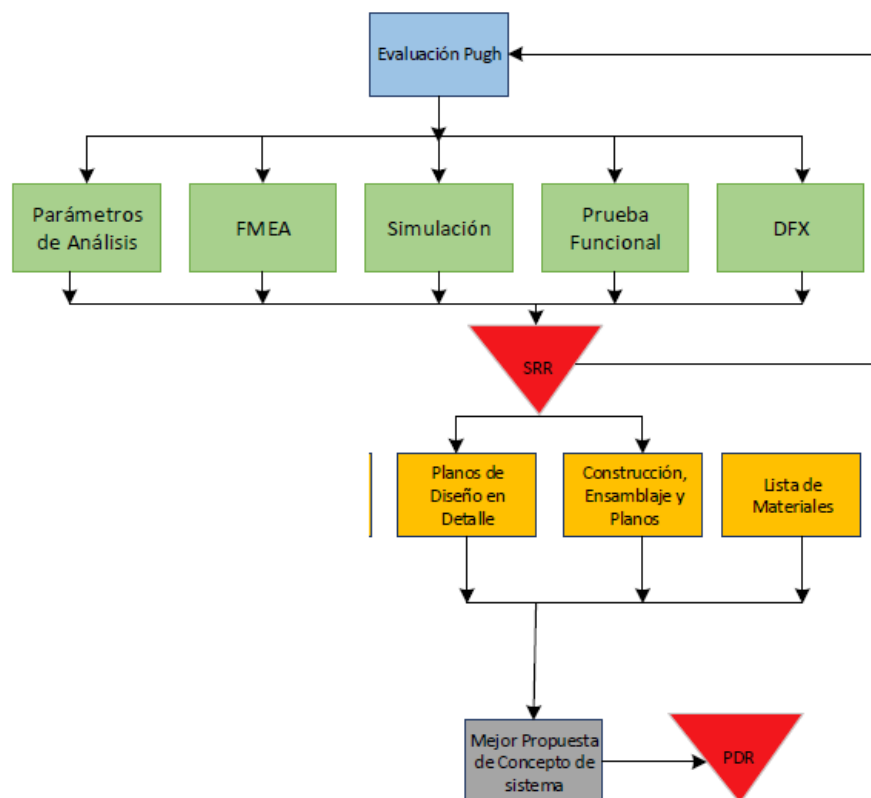


Figura 32. Fase B. Adaptado de Gershenson, J. K., & Ph, D. (n.d.). Course Introduction NASA ESMD Capstone Design developed by Course Scope Capstone Design based upon a systematic

design process.

10.1 Diseño cuna neonatal

10.1.1 Caracterización de movimiento. La cinemática resultado la simulación ósea muscular requiere de un proceso para mejorar su comportamiento al comienzo y final del movimiento. Adicionalmente el cálculo de los valores de aceleración y curvas de confort con el fin de determinar que mejoras se debe hacer al movimiento y así garantizar la comodidad y seguridad del neonato.

El cálculo de la aceleración y el confort se realizó con el método de diferenciación numérica de alta exactitud para la segunda y tercera derivada del desplazamiento angular, las cuales son la aceleración y confort del movimiento respectivamente. Las ecuaciones utilizadas sacadas de (Chapra & Canale, 2012) se muestran en la siguiente figura.

Segunda derivada $f''(x_i) = \frac{f(x_{i+2}) - 2f(x_{i+1}) + f(x_i)}{h^2}$ $f''(x_i) = \frac{-f(x_{i+3}) + 4f(x_{i+2}) - 5f(x_{i+1}) + 2f(x_i)}{h^2}$	Tercera derivada $f'''(x_i) = \frac{f(x_{i+3}) - 3f(x_{i+2}) + 3f(x_{i+1}) - f(x_i)}{h^3}$ $f'''(x_i) = \frac{-3f(x_{i+4}) + 14f(x_{i+3}) - 24f(x_{i+2}) + 18f(x_{i+1}) - 5f(x_i)}{2h^3}$
---	--

Figura 33. Ecuaciones método de diferenciación de alta exactitud. Adaptado de “Metodos Numericos Para Ingenieros”. (McGRAW-HILL, Ed.) (7 ED). Mexico D.F.

10.1.2 Cambio de origen del movimiento. El movimiento en la simulación tiene un punto de origen en la parte inferior del útero (visto en la Figura 15, estando el feto con la cabeza cerca a este punto la inclinación implica un vaivén de las piernas del bebe, con el fin de que le neonato tenga esta misma sensación se debe invertir el sistema coordenado para el mecanismo ya que la posición de este está cerca de la cabeza.

Con el fin de mantener una continuidad en la función y poder realizar más de un periodo de caminata materna se realiza una regresión en los primero y últimos 20 valores del desplazamiento angular dando un continuidad a la curva del movimiento sin alterar su forma. El intervalo abarca desde 0 - 0,19 al comienzo y del final desde 2,18 - 2,37 con esta mejora se garantiza que no allá un salto al final de cada periodo.

En la siguiente graficas se puede observar la inclinación del movimiento uterino con el nuevo eje coordenado y la mejora en la el comienzo y final del periodo.

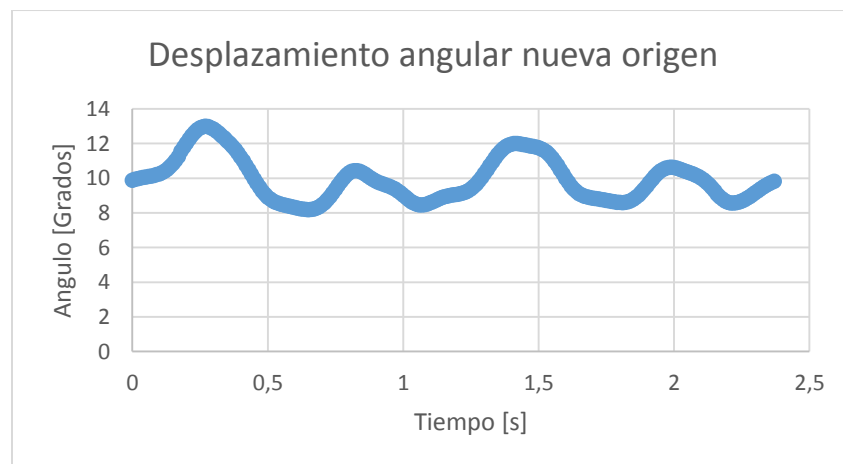


Figura 34. Grafica de desplazamiento angular del mecanismo.

10.1.3 Suavizado de movimiento angular. El confort calculado por medio de las ecuaciones de la Figura 33 revela valores muy altos entre 10000 y -10000 [grados/s³]. Por esta razón se decide reducir los puntos de inflexión utilizando el método de suavizado exponencial, el cual consiste en realizar un aproximación por pronostico por medio de un factor “alpha” este factor determina la alteración de nueva gráfica. Después de aplicar este método se obtienen los siguientes resultados. Una reducción de por lo menos un 60% del valor del confort y una mejor respuesta para el control de aceleración y velocidad.

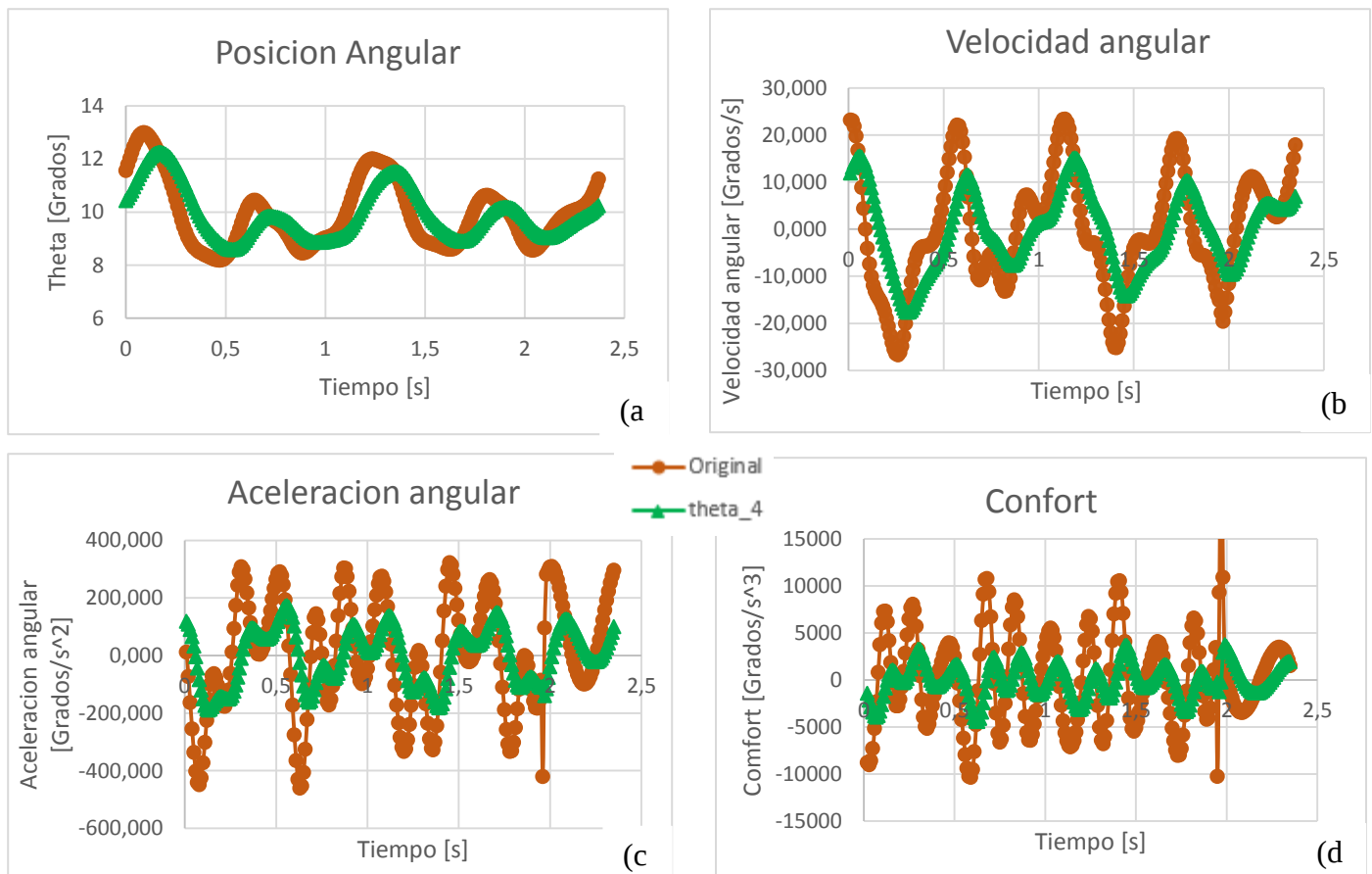


Figura 35. Graficas de a) Desplazamiento b) Velocidad c) aceleración d) confort angular del mecanismo suavizadas.

10.2 Optimización del diseño seleccionado.

Ya definido el tipo de mecanismo a utilizar, el cual emula el movimiento uterino se utiliza una metodología de diseño conservadora y meticulosa, comenzando con un cálculo dimensional y finalizando con un cálculo de fátiga de los componentes críticos. En la Figura 36 se observa el diagrama de flujo del proceso de diseño a seguir.

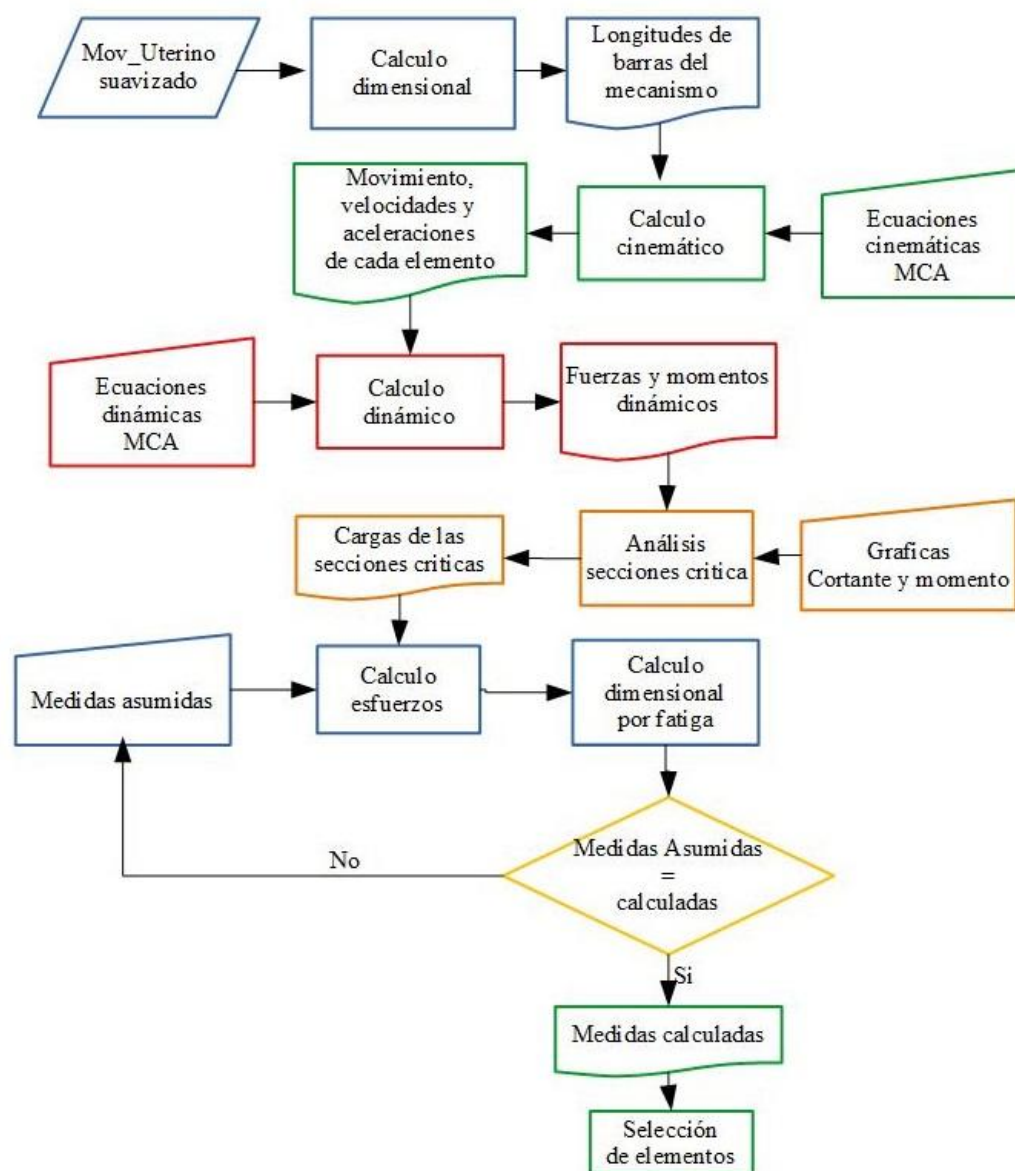


Figura 36. Diagrama de flujo metodología de optimización de diseño.

10.2.1 Longitudes preliminares MCA. El mecanismo cuadrilátero articulado requiere de varios criterios para establecer la longitud previa de sus 4 barras: Según el grado de giro el cuadrilátero grashof o no grashof, para el caso del movimiento angular del útero que es irregular oscilatorio se puede usar un mecanismo no grashof, en ellos la manivela de entrada (a) da un giro parcial que puede ser reversible (menos de 180 grados) y la manivela de salida (c) hace una rotación parcial, lo anterior está definido en el libro de (Norton, 2009).

Otro de los criterios es el recorrido máximo y mínimo que debe dar el punto extremo de la manivela de salida (c), en este caso forma una sección de arco y su recorrido se calcula según el ángulo de giro de la barra “c”, con este criterio es posible dar un valor aproximado de la manivela “a” y la biela “b” en función de “a”.

Por último la restricción de espacio. Este mecanismo debe respetar las medidas de una incubadora estándar con se muestra en el reporte técnico (Bemasce Tecnica S.L., n.d.), a partir de estas medidas es posible definir un área de cama de 36,5x60 [cm]. Con estas tres restricciones fue posible el dimensionamiento preliminar al mecanismo. Las ecuaciones y resultados de este cálculo se muestran en la tabla Tabla 14

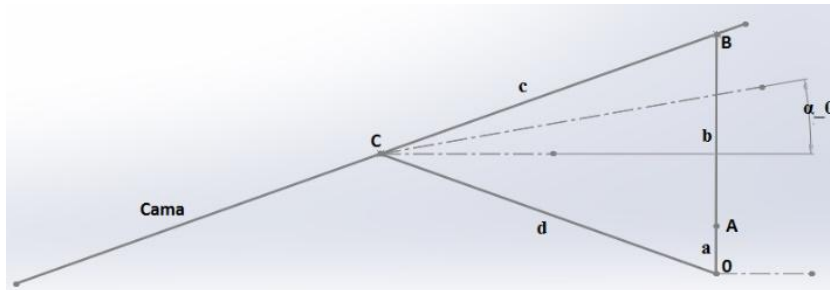
La posición “ α_0 ” es la posición de inicio del movimiento, tomando esta como la posición ideal para el confort del bebe. En su estado natural permanece en un ángulo aproximado de 10° con la vertical igualmente que en la simulación, como fue expuesto en los resultados de la simulación en el capítulo 6.2.

En base a las medidas preliminares calculadas se realizó un construcción preliminar del MCA con las longitudes utilizando el software CAD solidwork. Con este previo diseño se definió las dimensiones finales al realizando las variaciones y acomodando los elementos para su correcto funcionamiento. Estas dimensiones finales se muestran en la Tabla 15.

Tabla 14.

Cálculos de dimensiones preliminares del mecanismo.

CALCULO DIMENSIONES PELIMINARES



$$1. Y_{pos} = c \cdot \sin(3)$$

$$2. \theta_{Max} = \arcsin\left[\frac{Y_{max}}{c}\right]$$

$$3. H_{base} = \frac{L}{2} \cdot \sin(\alpha_0 + \theta_{Max}) + 3$$

$$H_{0C} = H_{base} - (a + 1,25)$$

$$4. L_{0C} = \frac{L}{2} - (a + 1,25)$$

$$5. d = \sqrt{H_{0C}^2 + L_{0C}^2}$$

 $Y_{max} > Y_{pos}$

$$6. b_g = a + d - c \text{ longitud mínima para ser Grashof}$$

$$7. b = H_{0C} + a + c \cdot \sin(\alpha_0) - Y_{max} \cdot \cos(\alpha_0)$$

Datos de entrada

#	Variable	Magnitud	Unidad	Descripción
	α_0	10	Grados	Posición angular inicial
	a	8	cm	Longitud manivela de entrada "a"
	*c	30	cm	Longitud manivela de salida "b"
	α_{pos}	3	Grados	Límite angular min positivo
	α_{nega}	-3	Grados	Límite angular min negativo
	Y_{max}	5	cm	Desplazamiento vertical de "B" max asumido
Datos de salida				
1	Y_{pos}	1,57	cm	Desplazamiento vertical de "B" min
2	θ_{max}	9,594	Grados	Angulo máximo de giro
3	H_{base}	13,9	cm	Altura de la base del soporte de "C"
3	H_{0C}	4,649	cm	Posición vertical punto "C"
4	L_{0C}	23,25	cm	Posición Horizontal punto "C"
5	d	23,71	cm	Longitud biela fija "d"
6	b_g	1,71	cm	Longitud mínima de biela "b" (Crite. Grashof)
7	b	12,9	cm	Longitud de biela "b" según posición de "C"

Nota: *El punto “C” representa la mitad de la cama en donde se encuentra pivotada permitiendo el movimiento angular de la barra “c”.

Tabla 15.

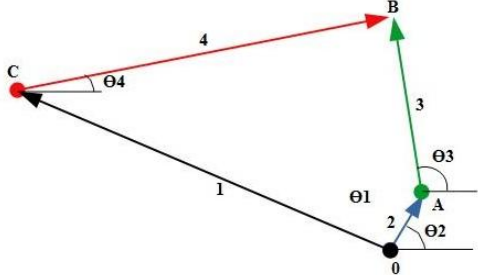
Longitud de las barras del MCA.

Barra	Medida [cm]
a	8
b	13,5
c	30
d	30,67
H_0C	11,08
L_0C	28,6

10.2.2Cálculo cinemático de MCA. El cálculo cinemático permite caracterizar el movimiento de cada barra del MCA a partir del movimiento de la barra “c” (movimiento analizado en el capítulo 10.1.3). Las ecuaciones para este cálculo se basan en un diagrama vectorial del MCA y las condiciones de cada barra. La Tabla 16 expone el diagrama vectorial y las ecuaciones utilizadas para este cálculo, los resultados de este cálculo se presentan en el apéndice G ya que varía con respecto al tiempo.

Tabla 16.

Calculo cinemático de MCA.

CALCULO CINEMATICOS MCA				
1. Posición angular parte real $a \cdot \cos(\theta_2) + b \cdot \cos(\theta_3) = d \cdot \cos(\theta_1) + c \cdot \cos(\theta_4)$ parte imaginaria $a \cdot \sin(\theta_2) + b \cdot \sin(\theta_3) = d \cdot \sin(\theta_1) + c \cdot \sin(\theta_4)$ 2. Velocidad angular parte real $-a \cdot \omega_2 \cdot \sin(\theta_2) - b \cdot \omega_3 \cdot \sin(\theta_3) = -c \cdot \omega_4 \cdot \sin(\theta_4)$ parte imaginaria $a \cdot \omega_2 \cdot \cos(\theta_2) + b \cdot \omega_3 \cdot \cos(\theta_3) = c \cdot \omega_4 \cdot \cos(\theta_4)$ 3. Aceleración angular parte real $-a \cdot \omega_2^2 \cdot \cos(\theta_2) - a \cdot \alpha_2 \cdot \sin(\theta_2) - b \cdot \omega_3^2 \cdot \cos(\theta_3) - b \cdot \alpha_3 \cdot \sin(\theta_3) = -c \cdot \omega_4^2 \cdot \cos(\theta_4) - c \cdot \alpha_4 \cdot \sin(\theta_4)$ parte imaginaria $-a \cdot \omega_2^2 \cdot \sin(\theta_2) - a \cdot \alpha_2 \cdot \cos(\theta_2) - b \cdot \omega_3^2 \cdot \sin(\theta_3) - b \cdot \alpha_3 \cdot \cos(\theta_3) = -c \cdot \omega_4^2 \cdot \sin(\theta_4) + c \cdot \alpha_4 \cdot \cos(\theta_4)$				
				
Datos de entrada				
#	Variable	Magnitud	Unidad	Descripción
	a	8	cm	Longitud manivela de entrada (2)
	b	12,5	cm	Longitud de biela (3)
	c	30	cm	Longitud manivela de salida (4)
	d	29,95	cm	Longitud barra fija (1)
	θ4	10,54	Grados	Posición angular barra 4
	ω4	11,95	Grados/s	Velocidad angular barra 4
	α4	117,9	Grados/s ²	Aceleración angular barra 4
	θ1	160,3	Grados	Posición angular barra 1
Datos de salida				
1	θ2	140,7	Grados	Posición angular barra 2
1	θ3	58,37	Grados	Posición angular barra 3
2	ω2	-33,5	Grados/s	Velocidad angular barra 2
2	ω3	20,49	Grados/s	Velocidad angular barra 3
3	α2	3905	Grados/s	Aceleración angular barra 2
3	α3	-1546	Grados/s	Aceleración angular barra 3

Nota: Los valores de θ_4 , ω_4 y α_4 están en función del tiempo por lo tanto en esta tabla solo se dan resultados para un instante inicial.

10.2.3Dinámica de MCA. Siguiendo el proceso de diseño se procedió a calcular los valores de las fuerzas y torques en función de la cinemática del MCA. En este cálculo se realizó un diagrama de cuerpo libre de cada barra teniendo en cuenta el peso distribuida de un neonato prematuro, los componentes estructurales y la carga del mismo mecanismo. En la Tabla 17 se presentan las propiedades de los elementos del equipo, propiedades como densidad, inercias y masa; es importante resaltar que estas propiedades se calculan primero con valores longitudinales asumidos y posteriormente son recalculados.

Tabla 17.

Propiedades geométricas de los elementos del sistema.

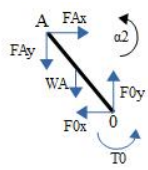
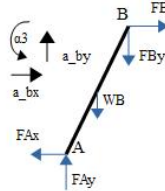
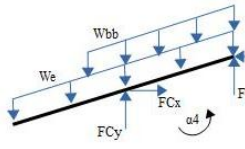
Variable	Magnitud	Unidad	Descripción
W_bb	24,5	N	Peso del neonato prematuro
W_a	0,3906	N	Peso barra "a" (2)
W_b	0,6591	N	Peso barra "b" (3)
W_e	25,19	N	Peso total de la carga distribuida "c" (4)
Ia	8.56E-02	Kg.m ²	Momento de inercia barra "a" (2)
Ib	4,10E-04	Kg.m ²	Momento de inercia barra "a" (3)
Ic	0,3235	Kg.m ²	Momento de la cama y el neonato "a" (4)

Se tomaron dos posiciones extremas de la ubicación del bebe en la cama y se analizó cuál de las dos se considera con la mayor carga para el mecanismo y la estructura. Las condiciones estudiadas son, la posición del centro de masa del neonato ubicado lo más alto posible en la parte superior de la cama y el centro de masa en la parte inferior de la cama. Los resultados de estas dos condiciones muestran valores altos para las cargas por lo tanto se decide utilizar las dos condiciones hasta no calcular esfuerzos y definir condición crítica. En la tabla 18 se definen las ecuaciones de cada elemento más el diagrama de cuerpo libre.

Los resultados del cálculo anterior para cada instante de tiempo y para las dos condiciones planteadas se pueden ver en la archivo apéndice H.

Tabla 18.

Calculo dinámica de cuerpos rígidos.

CALCULO DINAMICO DE CUERPO RIGIDO 1				
 Equilibrio del elemento 0A $W_a + F_{Ay} = F_{0y}$ $F_{Ax} = F_{0x}$ Conservación del momento angular $T_0 - F_{Ax} \cdot a \cdot \cos(\theta_2 - 90) + F_{Ay} \cdot a \cdot \sin(\theta_2 - 90) + W_a \cdot \frac{a}{2} \cdot \sin(\theta_2 - 90) = I_a \cdot \alpha_2$ Conservación del momento lineal del elemento AB $W_b - F_{By} + F_{Ay} = m_b \cdot a_{by}$ $F_{Bx} - F_{Ax} = m_b \cdot a_{bx}$ $a_{bx} = a_{ax} + a_{b,ax}$ $a_{by} = a_{ay} + a_{b,ay}$ Conservación del momento angular $-F_{Bx} \cdot b \cdot \sin(\theta_3) - F_{By} \cdot b \cdot \cos(\theta_3) - W_b \cdot \frac{b}{2} \cdot \cos(\theta_3) = I_b \cdot \alpha_3$  Conservación del momento lineal del elemento BC $-F_{Bx} + F_{Cx} = 0$ $F_{By} + F_{Cy} - W_c = 0$ Conservación del momento angular condición 1 el bebe esta en la parte superior de la cama $F_{Bx} \cdot c \cdot \sin(\theta_4) + F_{By} \cdot c \cdot \cos(\theta_4) + W_{bb1} \cdot 0,075 \cdot \cos(\theta_4) - W_{bb2} \cdot 0,15 \cdot \cos(\theta_4) = I_c \cdot \alpha_4$ 				
Datos de entrada				
#	Variable	Magnitud	Unidad	Descripción
	W_e	25.9	N	Peso de la estructura
	W_bb1	8.166	N	Resultante del peso del bebe la inferior
	W_bb2	16.33	N	Resultante del peso del bebe la superior
	theta_4	10.54	Grados	Angulo barra "BC" (4)
	theta_2	-5.506	Grados	Angulo barra "0A" (2)
	theta_3	99.56	Grados	Angulo barra "AB" (3)
	omega_4	0.2086	Rad/s	Velocidad angular barra "BC" (4)
	omega_2	1.619	Rad/s	Velocidad angular barra "0A" (2)
	omega_3	0.1106	Rad/s	Velocidad angular barra "AB" (3)
	alpha_4	2.058	Rad/s^2	Aceleracion angular barra "BC" (4)
	alpha_2	25.78	Rad/s^2	Aceleracion angular barra "A0" (2)
	alpha_3	-38.41	Rad/s^2	Aceleracion angular barra "AB" (3)
Datos de salida				
1	F0y	-3.708	N	Reaccion en Y del pin "0"
2	F0x	2.591	N	Reaccion en X del pin "0"
3	T0	0.3788	N.m	Torque del motor en "0"
4	FAy	-4.098	N	Reaccion en Y del pin "A"
5	FAX	2.591	N	Reaccion en X del pin "A"
6	a_bx	6.334	m/s^2	Aceleracion en X de la biela "b"
7	a_by	2.051	m/s^2	Aceleracion en Y de la biela "b"
8	FBy	-4.346	N	Reaccion en Y del pin "B"
9	FCx	2.57	N	Reaccion en X del pin "C"
10	FCy	54.03	N	Reaccion en Y del pin "C"
11	FBx	2.57	N	Reaccion en X del pin "B"

10.2.4 Análisis de carga crítica. El proceso para encontrar la sección crítica de cada barra y estructura, consistió en: Cambio de coordenadas para las fuerzas, calcular el diagrama de cortante y momento flector y por último, se selecciona la sección con mayor momento flector. Al finalizar se calculó el momento en cada instante de tiempo, con el fin de encontrar el valor máximo y mínimo de la sección crítica.

Las fuerzas de los apoyos se trasladan de los ejes de referencia “X” y “Y” a “axial” y “transversal” a cada barra. Con este cambio de ejes coordenados podemos analizar la compresión, tensión y cortante de cada elemento. Ya que la variación de la carga implica un cambio de sentido (de positivo a negativo o viceversa) se analiza las condiciones posibles y se busca la más crítica. En la Figura 37 se presentan los diagramas críticos flectores de elementos del equipo. Adicionalmente en la Tabla 19 se presentan las ecuaciones del momento flector de la sección crítica para los 3 elementos.

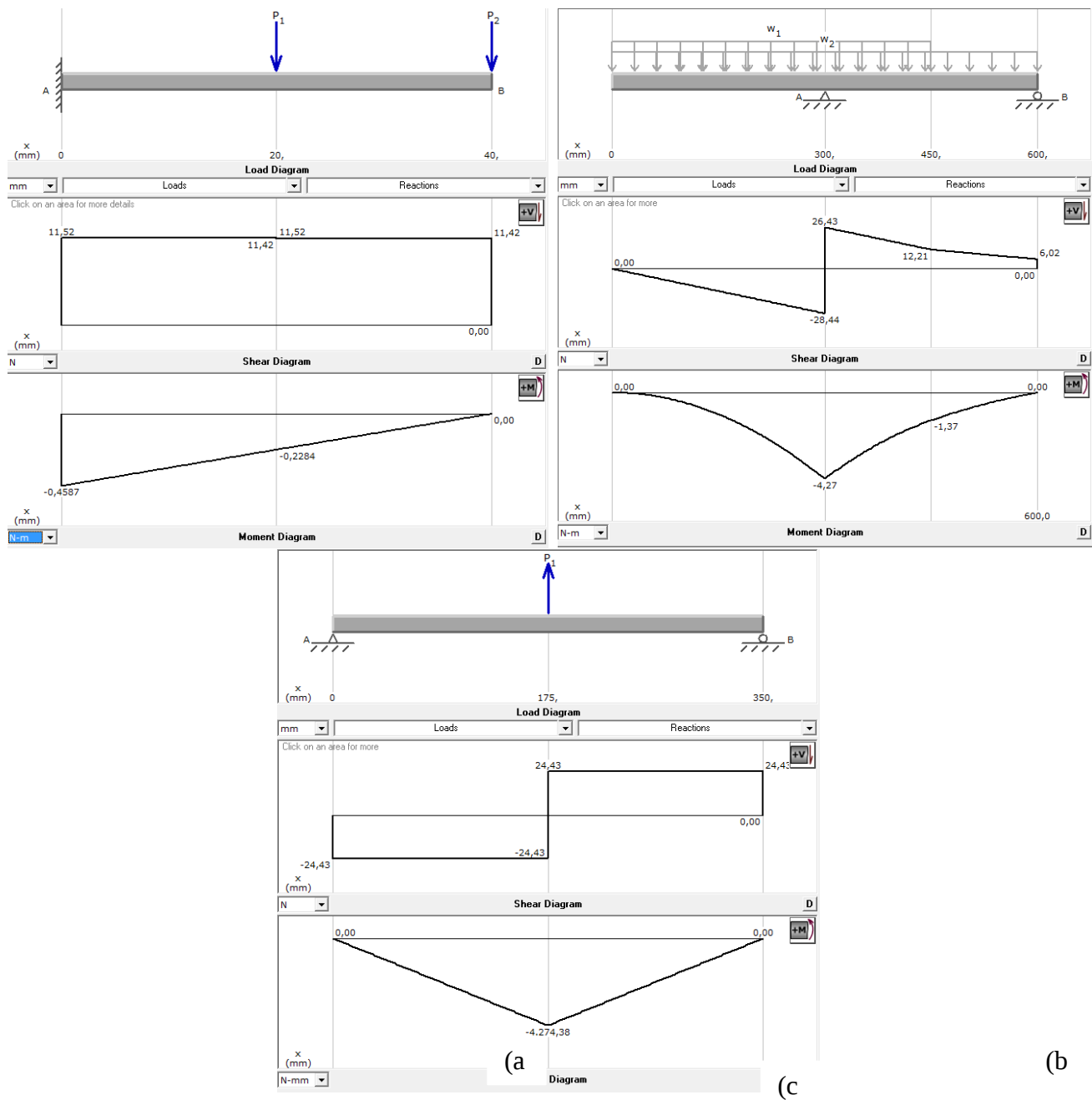


Figura 37. Diagramas flectores críticos de: a) Barra 0A b) Estructura soporte de la cama c) Estructura transversal de la cama.

Tabla 19.

Análisis de sección crítica de las barras y la estructura.

ANÁLISIS SECCIÓN CRÍTICA BARRAS, ESTRUCTURA Y PERNOS				
Traslacion de cargas a los ejes transversal y axial de cada barra				
Barra OA				
	$F_{Ax0,A} = F_{0y} \cdot \cos(\theta_2 - 90) + F_{0x} \cdot \sin(\theta_2 - 90)$			
	$F_{tra0,A} = F_{0y} \cdot \sin(\theta_2 - 90) - F_{0x} \cdot \cos(\theta_2 - 90)$			
	$F_{AxA,A} = -F_{Ay} \cdot \sin(\theta_2 - 90) - F_{Ax} \cdot \cos(\theta_2 - 90)$			
	$F_{traA,A} = -F_{Ay} \cdot \sin(\theta_2 - 90) + F_{Ax} \cdot \cos(\theta_2 - 90)$			
Barra AB				
	$F_{AxAB} = -F_{Ay} \cdot \sin(\theta_3) + F_{Ax} \cdot \cos(\theta_3)$			
	$F_{traAB} = -F_{Ay} \cdot \cos(\theta_3) - F_{Ax} \cdot \sin(\theta_3)$			
	$F_{AxB,B} = F_{By} \cdot \sin(\theta_3) - F_{Bx} \cdot \cos(\theta_3)$			
	$F_{traB,B} = F_{By} \cdot \cos(\theta_3) + F_{Bx} \cdot \cos(\theta_3)$			
Momentos flectores para cada barra seccion critica critico				
1.	$Mf_{so1} = \frac{W_{etra} \cdot 0,15}{2} + \frac{Wbb1_{tra} \cdot 0,15}{2}$			
2.	$Mf_{so2} = \left[\frac{Wbb1_{tra} + \frac{W_{etra}}{2}}{2} \right] \cdot 0,3$			
3.	$Mf_{tra} = \frac{W_{etra}}{2} \cdot \frac{0,35}{2}$			
Barra BC				
	$F_{AxBC} = -F_{Bx} \cdot \cos(\theta_4) + F_{By} \cdot \sin(\theta_4)$			
	$F_{traBC} = F_{Bx} \cdot \sin(\theta_4) + F_{By} \cdot \cos(\theta_4)$			
	$F_{AxCC} = F_{Cx} \cdot \cos(\theta_4) + F_{Cy} \cdot \sin(\theta_4)$			
	$F_{traCC} = -F_{Cx} \cdot \sin(\theta_4) + F_{Cy} \cdot \cos(\theta_4)$			
Cargas axiales y transversales de los pesos				
	$W_{cax} = -W_c \cdot \sin(\theta_4)$			
	$W_{ctra} = -W_c \cdot \cos(\theta_4)$			
	$W_{aax} = -W_a \cdot \cos(\theta_2 - 90)$			
	$W_{atra} = -W_a \cdot \sin(\theta_2 - 90)$			
	$W_{bax} = W_b \cdot \sin(\theta_3)$			
	$W_{btra} = W_b \cdot \cos(\theta_3)$			
	$W_{eax} = -W_e \cdot \sin(\theta_4)$			
	$W_{etra} = -W_e \cdot \cos(\theta_4)$			
	$Wbb1_{tra} = -Wbb1 \cdot \cos(\theta_4)$			
	$Wbb2_{tra} = -Wbb2 \cdot \cos(\theta_4)$			
4.	$Mf_{perno,A} = FA \cdot \frac{t}{2}$	$FA = \sqrt{F_{Ax}^2 + F_{Ay}^2}$		
5.	$Mf_{perno,B} = FB \cdot \frac{t}{2}$	$FB = \sqrt{F_{Bx}^2 + F_{By}^2}$		
6.	$Mf_{perno,C} = FC \cdot \frac{tc}{2}$	$FC = \sqrt{F_{Cx}^2 + F_{Cy}^2}$		
Datos de entrada				
#	Variable	Magnitud	Unidad	Descripción
	F0y	10,56	N	Reacción en Y del pin "0"
	F0x	-10,46	N	Reacción en X del pin "0"
	FAy	10,46	N	Reacción en Y del pin "A"
	FAx	-10,46	N	Reacción en X del pin "A"
	FBy	10,28	N	Reacción en Y del pin "B"
	FBx	-10,2	N	Reacción en X del pin "B"
	FCy	39,41	N	Reacción en Y del pin "C"
	FCx	-10,2	N	Reacción en X del pin "C"
	tc	0,005	m	Espesor supuesto unión "C"
	t	0,0025	m	Espesor supuesto unión "A" y "B"
Datos de salida				
1	Mf_so1	-2,4591	N.m	Momento flector sección crítica del soporte cama en condición 1
2	Mf_so2	-4,266	N.m	Momento flector sección crítica del soporte cama en condición 2

3	Mf_tra_med	3,55584573	N.m	Momento flector sección critica transversal de la cama
4	Mf_perno_A	0,01425077	N.m	Momento flector sección critica pasador "A" en condición 1
5	Mf_perno_B	0,01400259	N.m	Momento flector sección critica pasador "B" en condición 1
6	Mf_perno_C	0,10159559	N.m	Momento flector sección critica pasador "C" en condición 2

Adicionalmente se requiere el análisis de carga en los pernos de cada unión para definir su diámetro, el proceso de cálculo consiste en realizar el diagrama de cortante y momento flector de cada perno. El valor del momento flector de la sección crítica se puede ver para cada perno en la Tabla 19, después de tener la sección crítica se calcula los momentos flectores para cada instante de tiempo, de esa forma se encuentra el máximo y mínimo valor para posteriormente calcular el esfuerzo medio y alterno de la carga por fatiga.

En el análisis de cargas también se tuvo en cuenta la carga axila en las barras e incluso en la estructura, según la condición de posición del neonato la carga puede ser de compresión o tensión. Los valores de fuerza axial máxima y mínima de la sección crítica se muestran la Tabla 20, incluyendo los momentos máximos y mínimos de los demás elementos.

Tabla 20.

Valores máximos y mínimos de las cargas.

Variable	Máximo	Mínimo	Unidad	Descripción
Fax_A	-1,413	-4,841	N	Carga axila Barra "a" (2)
Fax_B	-4,056	-13,24	N	Carga axila Barra "b" (3)
Fax_so	8,951	2,358	N	Carga axila soporte cama (4)
Mf_so	-423,975	-4,29	N.m	Momento flector soporte cama
Mf_tra_med	533,742,515	46,260,263	N.m	Momento flector transversal cama
Mf_perno_A	0,01655019	0,00507644	N.m	Momento flector perno "A"
Mf_perno_C	1,52E-01	0,13217218	N.m	Momento flector perno "C"
Mf_A	-3,22E-01	-1,068	N.m	Momento flector barra "A"

10.2.5 Tamaño de cada elemento del equipo. El cálculo de las medidas de espesor y diámetros de los elementos que componen la cuna se requiere un método por fatiga, esto debido a que la mayoría de elementos tienen una carga variable con respecto al tiempo. Los componentes de carga combinada se calculan según el procedimiento propuesto por (Busynas & Nisbett, 2012) el cual se basa en la teoría conservativa de Goodman y el esfuerzo equivalente de Huber-Von Misses, para el esfuerzo medio y alterno. Los elementos de una sola carga axial o momento flector se utilizó las ecuaciones conservativas de fatiga mostradas por (Hamrock, Bo, & Schmid, 2000) basado en la teoría de diseño por fatiga de Goodman.

Los criterios de diseño por fatiga requieren del cálculo de esfuerzos máximos alternos y medios por lo tanto fue necesario primero, calcular el esfuerzo flector y/o axial mínimo y máximo, según la condición de cada elemento.

10.2.5.1 Esfuerzos alternos y medios. El cálculo de esfuerzo medio y alterno es necesario para el análisis de resistencia por fatiga de un elemento, este cálculo requiere del valor mínimo y máximo de la carga, en la Tabla 21 se muestra el cálculo de esfuerzos alternos y medios para cada elemento dependiendo de su área y el tipo de carga.

Tabla 21.

Calculo de esfuerzos medios y alternos.

CALCULO DE ESFUERZOS MEDIOS Y ALTERNOS

Cargas alternas y medias

1. $F_{ax,a;alt} = \frac{F_{ax0,A;max} - F_{ax0,A;min}}{2}$
 $F_{ax,a;me} = \frac{F_{ax0,A;max} + F_{ax0,A;min}}{2}$
 $M_{alt,so} = \frac{M_{fso;max} - M_{fso;min}}{2}$
 $M_{me,so} = \frac{M_{fso;max} + M_{fso;min}}{2}$

Esfuerzo flector perno A

2. $\sigma_{f,alt,A} = M_{alt,A} \cdot \frac{D_{a,FF}}{2} \cdot \frac{1}{\pi \cdot \left[\frac{D_{a,FF}}{2} \right]^4}$
3. $\sigma_{f,me,A} = M_{me,A} \cdot \frac{D_{a,FF}}{2} \cdot \frac{1}{\pi \cdot \left[\frac{D_{a,FF}}{2} \right]^4}$

Esfuerzo flector perno C

4. $\sigma_{f,alt,C} = M_{alt,C} \cdot \frac{D_{c,FF}}{2} \cdot \frac{1}{\pi \cdot \left[\frac{D_{c,FF}}{2} \right]^4}$
5. $\sigma_{f,me,C} = M_{me,C} \cdot \frac{D_{c,FF}}{2} \cdot \frac{1}{\pi \cdot \left[\frac{D_{c,FF}}{2} \right]^4}$

Esfuerzo flector y axial barra A

6. $\sigma_{f,alt} = \frac{M_{alt,0A} \cdot \frac{t_{2,a}}{2}}{t_a \cdot t_{2,a}^3 \cdot \frac{1}{12}}$
7. $\sigma_{f,me} = \frac{M_{me,0A} \cdot \frac{t_{2,a}}{2}}{t_a \cdot t_{2,a}^3 \cdot \frac{1}{12}}$
8. $\sigma_{ax,alt} = \frac{F_{ax,a;alt}}{t_a \cdot t_{2,a}}$
9. $\sigma_{ax,me} = \frac{F_{ax,a;me}}{t_a \cdot t_{2,a}}$

Esfuerzo axial y flector soporte principal

10. $\sigma_{f,so;alt} = \frac{M_{alt,so} \cdot \left[\frac{L - Y_{cen}}{2} \right]}{I_L}$
11. $\sigma_{f,so;me} = \frac{M_{me,so} \cdot \left[\frac{L - Y_{cen}}{2} \right]}{I_L}$
12. $\sigma_{ax,so;alt} = \frac{F_{ax,so;alt}}{L \cdot t_L + L_b \cdot t_L}$
13. $\sigma_{ax,so;me} = \frac{F_{ax,so;me}}{L \cdot t_L + L_b \cdot t_L}$

Esfuerzo axial y flector soporte principal

14. $\sigma_{f,tra;alt} = \frac{M_{alt,tra} \cdot \frac{t_{tra}}{2}}{I_{tra}}$
15. $\sigma_{f,tra;me} = \frac{M_{alt,tra} \cdot \frac{t_{tra}}{2}}{I_{tra}}$

Datos de entrada

#	Variable	Magnitud	Unidad	Descripción
Fuerzas axiales y momentos flectores máximos y mínimos de cada elemento, mostrados en la tabla 17.				

Datos de salida

1	F_alt	Apéndice	N	Fuerzas axiales alternas de elemento
1	F_me	Apéndice	N	Fuerzas axiales medias de elemento
1	M_alt	Apéndice	N.m	Momento flector alterno de elemento
1	M_me	Apéndice	N.m	Momento flector medio de elemento
2	$\sigma_{alt,A}$	3,442E+06	Pa	Esfuerzo flector alterno perno A
3	$\sigma_{me,A}$	6,489E+06	Pa	Esfuerzo flector medio perno A
4	$\sigma_{alt,C}$	1,058E+06	Pa	Esfuerzo flector alterno perno C
5	$\sigma_{me,C}$	1,516E+07	Pa	Esfuerzo flector medio perno C
6	$\sigma_{f,alt,0A}$	4,225E+06	Pa	Esfuerzo flector alterno barra A
7	$\sigma_{f,me,0A}$	7,873E+06	Pa	Esfuerzo flector medio barra A
8	$\sigma_{ax,alt,0A}$	41098	Pa	Esfuerzo axial alterno barra A
9	$\sigma_{ax,me,0A}$	74979	Pa	Esfuerzo axial medio barra A

10	$\sigma_{f_so_alt}$	97511	Pa	Esfuerzo flector alterno soporte cama
11	$\sigma_{f_so_me}$	1,664E+07	Pa	Esfuerzo flector medio soporte cama
12	$\sigma_{ax_so_alt}$	289942	Pa	Esfuerzo axial alterno soporte cama
13	$\sigma_{ax_so_me}$	497340	Pa	Esfuerzo axial medio soporte cama
14	$\sigma_{f_tra_alt}$	5,672E+06	Pa	Esfuerzo flector alterno barra transversal
15	$\sigma_{f_tra_me}$	5,67E+06	Pa	Esfuerzo flector medio barra transversal

10.2.5.2 Cálculo de tamaño. Con el fin de definir las dimensiones geométricas de cada elemento principal se requiere de un proceso iterativo de cada uno, debido a que los factores modificadores de la resistencia del material por fatiga requieren las dimensiones del elemento. En la Tabla 22 se presentan las ecuaciones utilizadas para este cálculo, el proceso iterativo lo realizó el software EES al introducir todas sus ecuaciones y asumir un valor aproximado de los factores para luego volver a ser calculadas con las tablas mostradas en el libro de (Hamrock et al., 2000).

El material seleccionado son: pernos acero ASI 1020, Barras acero ASI 1040 y estructura acero ASI 1020. Las propiedades de los materiales fueron tomadas de (MatWeb, 2006), una página web que posee los hojas de datos de 135,000 materiales.

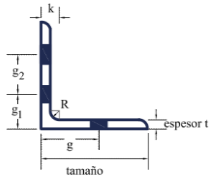
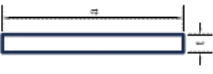
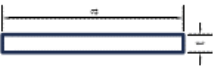
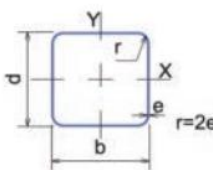
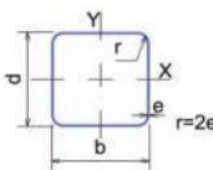
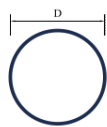
Tabla 22.

Calculo de medidas geométricas según criterio de fatiga.

CALCULO DE MEDIDAS GEOMETRICAS				
$Sy_{1040} = 5,5 \times 10^8$ Acerp 1040 550Mpa $Su_{1040} = 6,2 \times 10^8$ $Su_{1040,ksi} = 6,2 \times 10^8 \cdot \left 1,45038 \times 10^{-7} \cdot \frac{ksi}{Pa} \right $ $\rho_{1040} = 7,845 \cdot \left 1000 \cdot \frac{kg/m^3}{g/cm^3} \right $				
$Sy_{1020} = 2,05 \times 10^8$ Acero 1020 205Mpa $Su_{1020} = 3,8 \times 10^8$ $Su_{1020,ksi} = 3,8 \times 10^8 \cdot \left 1,45038 \times 10^{-7} \cdot \frac{ksi}{Pa} \right $				
$1. Se_{1,pe} = Se_{pe} \cdot Kl_{pe} \cdot Kc_{pe} \cdot Kt_{pe} \cdot Ks_{pe} \cdot Kd_{pe}$ $2. N_{sp} = \frac{Se_{1,pe}}{\sigma_{f,alt,A} + Se_{1,pe} \cdot \frac{\sigma_{f,me,A}}{Su_{1020}}}$ $3. N_{sp} = \frac{Se_{1,pe}}{\sigma_{f,alt,C} + Se_{1,pe} \cdot \frac{\sigma_{f,me,C}}{Su_{1020}}}$ Diseño de las barra A por carga combinada en fatiga (t) $Se = 0,5 \cdot Su_{1040}$ $4. Se_{1,a} = Se \cdot Kl \cdot Ks \cdot Kd \cdot Km$ $5. \sigma_{eq,alt} = \sqrt{\left(Kf_f \cdot \sigma_{f,alt} + Kf_a \cdot \frac{\sigma_{ax,alt}}{Kc} \right)^2}$ $6. \sigma_{eq,me} = \sqrt{\left(Kf_f \cdot \sigma_{f,me} + Kf_a \cdot \sigma_{ax,me} \right)^2}$ $7. \frac{1}{N_{af}} = \frac{\sigma_{eq,alt}}{Se_{1,a}} + \frac{\sigma_{eq,me}}{Su_{1040}}$ Calculo de resistencia del material para vida infinita $Se_{so} = Su_{1020} \cdot 0,5$ $8. Se_{so,1} = Se_{so} \cdot Kl_{so} \cdot Kd_{so} \cdot Ks_{so}$				
$9. \sigma_{eq,so,alt} = \sqrt{\left(Kf_{so,f} \cdot \sigma_{f,so,alt} + Kf_{so,a} \cdot \frac{\sigma_{ax,so,alt}}{Kc} \right)^2}$ $10. \sigma_{eq,so,me} = \sqrt{\left(Kf_{so,f} \cdot \sigma_{f,so,me} + Kf_{so,a} \cdot \sigma_{ax,so,me} \right)^2}$ $11. \frac{1}{N_{af}} = \frac{\sigma_{eq,so,alt}}{Se_{so,1}} + \frac{\sigma_{eq,so,me}}{Su_{1020}}$ $Kf_f = 1 + q_a \cdot (Kt_f - 1)$ $Kf_a = 1 + q_a \cdot (Kt_a - 1)$ $Kt_a = 4,3$ $Kt_f = 1,25$ $r_{entalla,a} = 1 / 8$ $a_{valor} = 0,075$ factor para acero 1040 $q_a = \frac{1}{1 + \frac{a_{valor}}{\sqrt{r_{entalla,a}}}}$ Calculo de resistencia del material para vida infinita $Se_{tra} = Su_{1020} \cdot 0,5$ $12. Se_{tra,1} = Se_{tra} \cdot Kl_{tra} \cdot Kd_{tra} \cdot Ks_{tra}$ $13. N_{af} = \frac{Se_{tra,1}}{\sigma_{f,tra,alt} + Se_{tra,1} \cdot \frac{\sigma_{f,tra,me}}{Su_{1040}}}$				
Datos de entrada				
#	Variable	Magnitud	Unidad	Descripción
				Esfuerzos medios y alternos de cada elemento, mostrados en la tabla 18.
				Propiedades del acero ASI 1040 y ASI 1020
				Factores modificadores de la resistencia del material.
	Naf	20		Factor de seguridad elementos a fatiga
	Np	20		Factor de seguridad pasadores
Datos de salida				
1	Se_1_pe	1,046E+08	Pa	Resistencia para vida infinita pernos
2	D_pe_A	0,00257	m	Diámetro mínimo perno A
3	D_pe_C	0,00457	m	Diámetro mínimo perno C
4	Se_1_a	1,54E+08	Pa	Resistencia para vida infinita barra A
5	$\sigma_{eq_alt_0A}$	5,277E+06	Pa	Esfuerzo equivalente barra A (Von misses)
6	$\sigma_{eq_me_0A}$	9,776E+06	Pa	Esfuerzo equivalente barra A (Von misses)
7	t_0A	0,003284	m	Espesor de barra A
8	Se_1_so	8,93E+07	Pa	Resistencia para vida infinita soporte cama
9	$\sigma_{eq_so_alt}$	438620	Pa	Esfuerzo equivalente soporte (Von misses)
10	$\sigma_{eq_so_me}$	1,713E+07	Pa	Esfuerzo equivalente soporte (Von misses)
11	L_so	0,00341	m	Longitud principal perfil en L soporte
12	Se_1_tra	1,39E+08	Pa	Resistencia para vida infinita transversal
13	t_tra	0,00272	m	Espesor del soporte transversal cama

10.2.6 Selección de elementos estructurales Las medidas resultantes del cálculo de la anterior sección se normalizaron a valores estándares de la industria, los diferentes perfiles y las longitudes se presentan en la Tabla 23. Para garantizar un movimiento de baja fricción y ruido, se decidió utilizar pernos de acero con casquillo de nylon 66 en los puntos de articulación; adicionalmente se toma considero un acabado superficial de bajo rugosidad y una tolerancia ligera permitiendo la rotación sin juego en la articulación.

Tabla 23. Perfiles y dimensiones normalizadas de cada componente.

PERFILES Y DIMENSIONES NORMALISADAS			
Perfil	Variable	Magnitud	Imagen
L (soportes laterales de la cama)	t	3	
	tamaño	19	
	R	3.2	
	K	11.1	
Plano (soporte transversal)	a	25	
	t	8	
Plano (Barras mecanismo)	a	12.7	
	t	5	
Rectangulo (estructura principal)	b	30	
	d	50	
	e	2.5	
Cuadrado (estructura secundaria)	b	25	
	d	25	
	e	2	
Circulo (pasador C)	D	6.35	
Circulo (pasador A y B)	D	3.17	

Nota: Las medidas mostradas en esta tabla están dadas en mm. Adaptado de (Acesco, 2014; CONSORCIO METALURGICO NACIONAL, 2010).

Dentro de los requerimientos definidos en la sección 4.2.1 se habla de una muy buena higiene en el equipo, por este motivo los elementos metálicos son recubiertos por pintura electrostática híbrida (mezcla de resina poliéster y epóxica), con la cual evitamos oxidación y garantizamos

una superficie hidrofóbica. Las cubiertas del mecanismo, estas se muestran en los planos (apéndice L) y ensamble (apéndice K). Con estas dimensiones se procedió a realizar el diseño CAD en Solidworks de cada elemento estructural y elementos adicionales.

Para garantizar un movimiento de baja fricción y ruido, se decidió utilizar pernos de acero con casquillo de nylon 66 en los puntos de articulación; adicionalmente se toma considero un acabado superficial de bajo rugosidad y una tolerancia ligera permitiendo la rotación sin juego en la articulación.

10.2.7 Diseño y selección de componentes adicionales. El mecanismo y la estructura son las partes principales sin embargo se requiere de algunos elementos adicionales para el correcto funcionamiento del equipo, estos son: Motor pasó a paso, circuito de control, arnés de seguridad, colchón y cubierta del colchón.

10.2.7.1 Motor *pasó a paso*. Los criterios de selección para el motor paso a paso se listan a continuación:

- Tamaño mínimo de paso del motor.
- Velocidad angular máxima del motor.
- Torque máximo en movimiento.
- Torque máximo apagada del motor.

Los valores de los criterios se calcularon con el mecanismo y la estructura, en las condiciones de trabajo extremo. Las ecuaciones y los valores de los criterios se pueden ver en la Tabla 24.

El motor seleccionado que cumple con las condiciones del equipo se presenta en la , tiene como referencia “nema23 57HS 2 phase 1.8° hybrid stepper motor” (Changzhou Jinsanshi Mechatronics Co. Ltd, 2016; Dynamo, n.d.). Este motor tiene a ventaja de un bajo consumo

energético y no requiere de mucho espacio, adicionalmente su eje tiene un diámetro de ¼ [in] por lo tanto es posible utilizar un acople tipo “hub” para la unión entre el eje del motor y la manivela de entrada.

Tabla 24.

Cálculo de criterios de selección motor pasó a paso.

CRITERIOS DE SELECCIÓN MOTOR				
10. $F_0 = \sqrt{F_{0x}^2 + F_{0y}^2}$				
Equilibrio de la barra A				
1. $F_{ay} \cdot a \cdot \cos(\theta_2) - F_{ax} \cdot a \cdot \sin(\theta_2) + T_0 - W_a \cdot \frac{a}{2} \cdot \cos(\theta_2) = 0$				
2. $-W_a - F_{ay} + F_{0y} = 0$				
3. $F_{ax} - F_{0x} = 0$				
Equilibrio de la barra B				
4. $F_{by} \cdot b \cdot \sin(\theta_3 - 90) + W_b \cdot \frac{b}{2} \cdot \sin(\theta_3 - 90) - F_{bx} \cdot b \cdot \cos(\theta_3 - 90) = 0$				
5. $-F_{by} + F_{ay} - W_b = 0$				
6. $-F_{ax} + F_{bx} = 0$				
Equilibrio de la barra C o cama				
7. $F_{by} \cdot c \cdot \cos(\theta_4) - W_{b2} \cdot 0,15 \cdot \cos(\theta_4) + W_{b1} \cdot 0,075 \cdot \cos(\theta_4) - F_{bx} \cdot c \cdot \sin(\theta_4) = 0$				
8. $F_{by} + F_{cy} - W_{b1} - W_{b2} = 0$				
9. $-F_{bx} + F_{cx} = 0$				
Datos de entrada				
#	Variable	Magnitud	Unidad	Descripción
	Wa	0,01993	N	Peso de la barra A
	Wb	0,06849	N	Peso de la barra C
	Wb1	8,166	N	Peso del bebe lado inferior
	Wb2	16,33	N	Peso del bebe lado superior
	A	4	cm	Longitud barra A
	B	16,185	cm	Longitud barra B
	C	3,00E+01	cm	Longitud barra C
Datos de salida				
1	T0	-0,4794	N.m	Torque máximo estático del motor
2	F0y	6,33	N	Reacción en Y en el punto 0
3	F0x	0,6488	N	Reacción en X en el punto 0
4	Fby	6,244	N	Reacción en Y en la unión B
5	Fay	6,313	N	Reacción en Y en la unión A
6	Fax	0,6488	N	Reacción en X en la unión A
7	Fbx	0,6488	N	Reacción en X en la unión B

- Controlador Arduino: Dispositivo microcontrolador capaz de manejar dispositivos analíticos y digitales por medio de una programación premacion.
- Modulo manejador: Conexión interactiva entre el dispositivo arduino UNO y el motor paso a paso.
- Fuente de energía: Fuente de energía que convierte de 110V AC a 12 V DC con 1A, esta es suficiente energía para el controlador arduino y el motor paso a paso..**Arnés de**

seguridad. El arnés de seguridad es el dispositivo que mantiene al neonato en una posición adecuada dentro del colchón sin importar la inclinación de este. El arnés tiene un material antialérgico y fácil de lavar con una textura de la tela que sea sensible a la piel del bebe, la empresa proveedora de estos elementos es (Happiestbaby, 2019).

10.2.7.4 Colchón y cubierta del colchón. El colchón de este dispositivo médico, es el mismo encontrado en las incubadoras utilizadas en la unidad de cuidados neonatal. Estos colchones tienen características de impermeabilidad y confortabilidad aceptables, su uso se exclusivamente para estos dispositivos. Adicionalmente el dispositivo medico tiene una lámina de plástico la cual sostiene el colchón en su parte posterior.

10.2.8 Diseño CAD del equipo. Los elementos de la cuna neonatal para prematuros (CNP) fueron construidos en el software Solidwork, permitiendo dimensionar cada pieza, basándonos en las medidas definidas en las secciones 10.2.6 y 10.2.7 y terminando con un ensamble correcto del dispositivo, los planos de cada pieza del dispositivo, codificada y con sus propiedades se puede ver en apéndice K y los planos de cada ensamble se encuentra en el apéndice L.

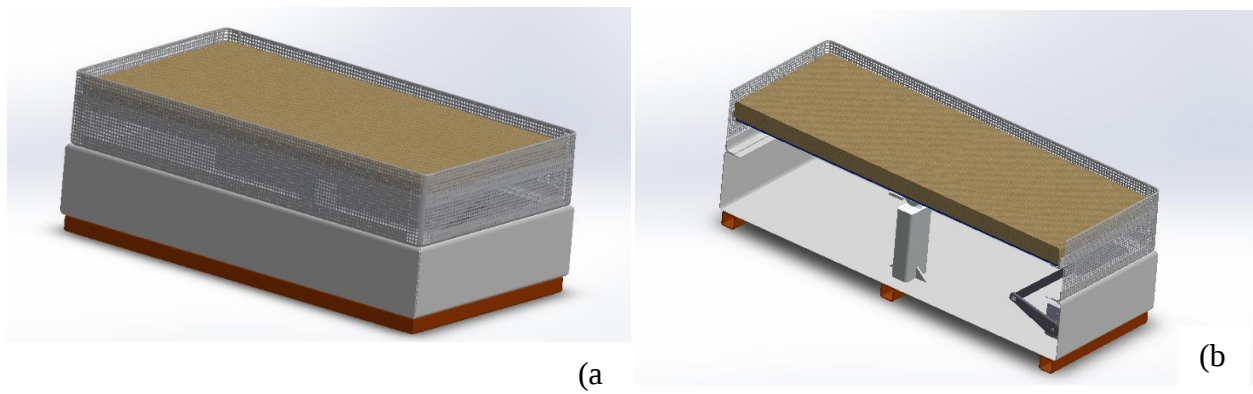


Figura 39. Modelo CAD cuna neonatal para prematuros (CNP) ensamblada. a) ensamble completo b) ensamble con seccion.

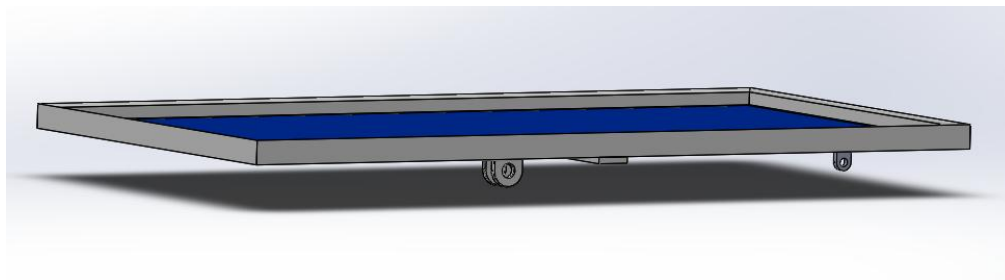


Figura 40. Sub-ensamble CNP02 "soporte cama".

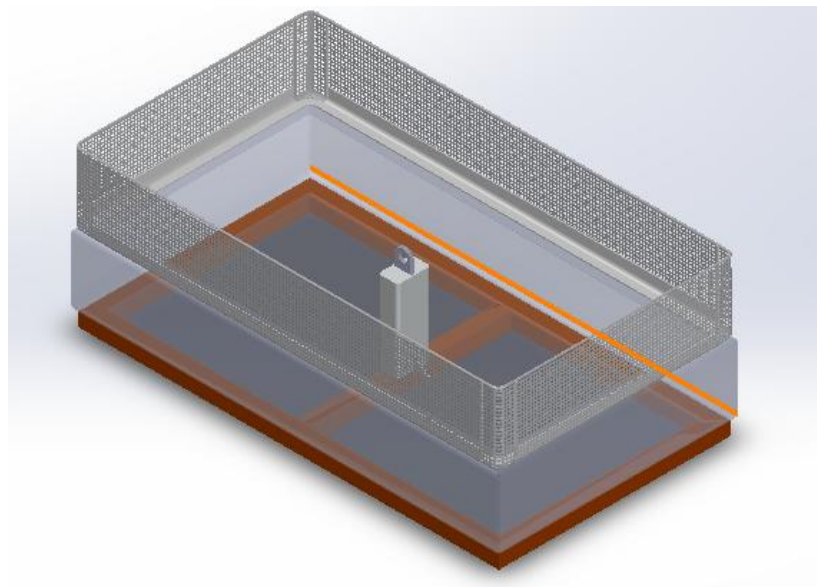


Figura 41. Sub-ensamble CNP01 "estructura principal y cubierta."

11 Costo de materiales e insumos

Este equipo requiere de acero AISI 1040 y AISI 1020 en algunos perfiles específicos mostrados en el capítulo 10.2.6 del presente documento. Además elementos esenciales como: casquillos para las uniones hechos de Nylon 6, arnés de seguridad de la empresa happynestbabby y un motor paso a paso, lo anterior expresado se encuentra en la sección 10.2.7. En la Tabla 25 se presentan los costos aproximados de algunos materiales y los insumos.

Tabla 25. *Costos aproximados de materiales e insumos.*

Concepto	Total [\$]
Material estructural	\$ 900,000.00
Casquillos y pasadores	\$ 10,000.00
Motor paso a paso	\$ 220,000.00
Arnés de seguridad	\$ 140,000.00
Material textil	\$ 20,000.00
SUBTOTAL	\$ 1,290,000.00

12 Conclusiones

Se realizó un estudio de movimiento con en el software opensim, que requirió de un análisis a fondo de los elementos intrabdominales, lo cual garantiza un movimiento resultante aproximado a la realidad, este modelo puede ser mejorado si, se realiza un escaneo de la marcha de la madre y del movimiento abdominal.

Se seleccionó un mecanismo que tiene en cuenta el silencio, la higiene y la durabilidad requerida en una unidad de cuidados intensivos, adicionalmente el dispositivo tipo cuna es lo suficiente compacto para ser introducido en el interior de una incubadora estándar; así garantizando los cuidados adicionales que debe tener un neonato prematuro.

La cuna neonatal está orientado a ayudar la relación madre e hijo, gracias a que la condición de movimiento que siente el neonato antes de nacer se emula con esta cuna. Ayudando de esta forma a que el neonato prematuro sienta un entorno amigable y ya conocido.

Se desarrolló una simulación de fluido intrauterino donde se obtuvo como resultado la presión intrauterina. La cual nos da un parámetro más para acercarnos a las condiciones sensitivas reales del neonato, esta sensación se puede obtener con un material envolvente (mameluco seguro de la empresa Happiestbaby) seleccionado en la seccion □.

Referencias Bibliograficas

- Alperin, M., Tuttle, L. J., Conner, B. R., Dixon, D. M., Mathewson, M. A., Ward, S. R., & Lieber, R. L. (2014). Comparison of pelvic muscle architecture between humans and commonly used laboratory species. <https://doi.org/10.1007/s00192-014-2423-9>
- 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), 60801. <https://doi.org/10.1115/1.4034442>
- Bemasce Tecnica S.L. (n.d.). *ESPECIFICACIONES TÉCNICAS: INCU I*. Majadahonda. Retrieved from bemasce@bemasce.com
- Bogduk, N., Johnson, G., & Spalding, D. (1998). The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. *Clinical Biomechanics*, 13(6), 377–385. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00102-8](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00102-8)
- Busynas, R. G., & Nisbett, J. K. (2012). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. (S. A. D. C. . McGRAW-HILL/INTERAMERICANA EDITORES, Ed.) (9th ed., Vol. 66). Mexico D.F. Retrieved from 978-607-15-0771-6
- Carrillo-Espinel, S.-G. (2010). Presión intraabdominal: su importancia en la práctica clínica. *Med Int Mex*, 26(1), 48–62.
- Changzhou Jinsanshi Mechatronics Co. Ltd. (2016). Nema23 57HS 2 phase 1.8° hybrid stepper motor. Retrieved from <http://www.jss-motor.com/product/nema23-57HS-2-phase-1-8°-hybrid-stepper-motor.html>
- Chapman, J. S. (1979). Influence of varied stimuli on development of motor patterns in the premature infant. *Birth Defects Original Article Series*, 15(7), 61—80. Retrieved from <http://europepmc.org/abstract/MED/518979>
- Chapra, S. C., & Canale, R. P. (2012). *Metodos Numericos Para Ingenieros*. (McGRAW-HILL,

Ed.) (5 ED, Vol. 66). México, D. F.

Chapra, S. C., & Canale, R. P. (2015). *Metodos Numericos Para Ingenieros*. (McGRAW-HILL, Ed.) (7 ED). Mexico D.F. Retrieved from http://www.ghbook.ir/index.php?name=و ف ر ه ن گ ر س ا ن ه ل ی &option=com_dbook&task=readonline&book_id=13650&page=73&chckhashk=ED9C9491B4&Itemid=218&lang=fa&tmpl=component

Christophy, M., Adila, N., Senan, F., Lotz, J. C., & Reilly, O. M. O. (2012). A Musculoskeletal model for the lumbar spine, 19–34. <https://doi.org/10.1007/s10237-011-0290-6>

Dassault Systèmes SolidWorks Corporation. (2002). Flow Simulation, 1. Retrieved from <https://www.solidworks.com/es/product/solidworks-flow-simulation>

Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., ... Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open source to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. <https://doi.org/10.1109/TBME.2007.901024>

Dynamo, electronics S. (n.d.). Motor paso a Paso 14Kg/cm 8.6V, 1 A. Retrieved from <https://www.dynamoelectronics.com/tienda/motor-paso-a-paso-14kgcm-86v-1-a/>

Edelman, A. H., Ph, D., Kraemer, H. C., & Ph, D. (1982). Effects of Compensatory Movement Stimulation on the Sleep-Wake Behaviors of Preterm Infants, 21(6), 555–559. <https://doi.org/10.1097/00004583-198211000-00006>

Fernandez, M. (2017). The Biomechanics of Pregnancy: Simulating Pregnancy Mechanics , Evaluating Preterm Delivery Interventions , and Measuring in-vivo Mechanical Properties.

Foti, T., Davids, J. R., & Bagley, A. (2000). A Biomechanical Analysis of Gait During Pregnancy. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 82(5), 625–632.

Garner, B. A., & Pandy, M. G. (2003). Estimation of musculetendon properties in the human upper limb. *Annals of Biomedical Engineering*, 31(2), 207–220.

<https://doi.org/10.1114/1.1540105>

Hamrock, B. J., Bo, J., & Schmid, S. R. (2000). *ELEMENTOS DE MAQUINAS*. (F. (McGraww-H. E. Hernandez Carrasco, Ed.) (1st ed.). Mexico D.F.: McGraw-Hill7Interamericanan Editores, S.A.

Handsfield, G. G., Meyer, C. H., Hart, J. M., Abel, M. F., & Blemker, S. S. (2014). Relationships of 35 lower limb muscles to height and body mass quantified using MRI. *Journal of Biomechanics*, 47(3), 631–638.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.12.002>

Happiestbaby. (2019). SNOO. Retrieved from <https://www.happiestbaby.com/products/the-big-bundle>

M., B., R., S.-R., & F., V. (2014). Biomechanics of gait during pregnancy. *Scientific World Journal*, 2014. Retrieved from <http://www.hindawi.com/journals/tswj/%5Cnhttp://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=reference&D=emed12&NEWS=N&AN=2015654173>

Martinez Rojas, F. D. (2010). Evaluacion Economica De La Recirculacion De Aguas De Lavado Provenientes De Las Unidades De Filtracion Rapida De La Planta De Potabilizacion Manatiales, 1–88.

MatWeb. (2006). Material property data. Retrieved from <http://www.matweb.com/search/PropertySearch.aspx>

Millard, M., Uchida, T., Seth, A., & Delp, S. L. (2013). Flexing Computational Muscle : Modeling and Simulation of Musculotendon Dynamics, 135(February), 1–11.
<https://doi.org/10.1115/1.4023390>

Moore, K. (2012). *Anatomía con orientación clínica. Uma ética para quantos?* (Vol. XXXIII).
<https://doi.org/10.1007/s13398-014-0173-7.2>

Nesfield, T. K., & Teyhen, D. S. (n.d.). Relationships Among Lateral Abdominal Muscles,

- Gender, Body Mass Index, and Hand Dominance. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2217>
- Norton, R. L. (2009). *DISEÑO DE MAQUINARIA Síntesis y análisis de máquinas y mecanismos Cuarta*. (M. Á. Ríos Sánchez, Ed.) (4 ED). Mexico D.F.
- Okanishi, N., Kito, N., Akiyama, M., & Yamamoto, M. (2012). Spinal curvature and characteristics of postural change, *91*, 856–861. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0412.2012.01400.x>
- Quenoossepare. (n.d.). Riesgo de bajada de temperatura y otros riesgos asociados. Retrieved from https://www.kenoosseparen.info/articulos/perjuicios/bajada_temperatura.php
- Rajagopal, A., Dembia, C. L., Demers, M. S., Delp, D. D., Hicks, J. L., & Delp, S. L. (2015). Full body musculoskeletal model for muscle- driven simulation of human gait, (Table I).
- Ramos Corpas, D. J. (2003). PROGRAMA INFORMATICO PARA LA EVALUACION DOPPLER DE LA UNIDAD FETO-PLACENTARIA. Retrieved from <http://fetaltest.com/cgi-bin/dopplerfetoplacentario.cgi>
- Rogers, J. (2012). Modeling in OpenSim, (July).
- Rojas, M., Rodríguez, V., Tamayo, D., Dennis, R., Lozano, J., Rojas, C., ... Perez, L. (2013). Costos médicos directos del síndrome de dificultad respiratoria del recién nacido en Colombia. *Fedesarrollos, Centro de Investigacion Economico Y Social*, (0120–3576), 167–184. Retrieved from <http://hdl.handle.net/11445/269>
- Salcedo, S. (2013). Postura estática y dinámica durante el embarazo. *Universidad de La Laguna*, 45. Retrieved from http://biblioteca.unirioja.es/tfe_e/TFE000828.pdf
- Thelen, D. G. (2003). Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. *Journal of Biomechanical Engineering*, *125*(1), 70–77. <https://doi.org/10.1115/1.1531112>
- Tuttle, L. J., Nguyen, O. T., Cook, M. S., Alperin, M., Shah, S. B., Ward, S. R., & Lieber, R. L. (2015). Erratum to : Architectural design of the pelvic floor is consistent with muscle

functional subspecialization, 307–308. <https://doi.org/10.1007/s00192-014-2589-1>